



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 35 995 T2 2008.05.08**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 196 091 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 35 995.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB00/01001**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 942 333.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/005305**

(86) PCT-Anmeldetag: **20.07.2000**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **25.01.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **17.04.2002**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **15.08.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **08.05.2008**

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

A61B 8/12 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

362630 21.07.1999 US

(73) Patentinhaber:

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

(74) Vertreter:

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

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

SUORSA, Veijo T., Sunnyvale, CA 94087, US;

MENDOZA, Dennis, Tracy, CA 95376, US;

BAUTISTA, Richard, Palo Alto, CA 94306, US

(54) Bezeichnung: **FOKUSSIERTER ULTRASCHALLWANDLER UND SYSTEME**

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

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein Ultraschallbildgebungskatheter und genauer Ultraschallwandler, die bei solchen Kathetern eine verbesserte Auflösung bereitstellen.

[0002] Die intravaskuläre Abbildung von Blutgefäßen und umgebendem Gewebe bietet auf einer Vielzahl medizinischer Gebiete immer noch großen Nutzen. Eine besonders erfolgreiche Konstruktion eines intravaskulären Katheters **10** ist in den [Fig. 1A](#) und [Fig. 1B](#) gezeigt. Der Katheter **10** verwendet eine drehbare Bildgebungsanordnung **12** mit einem distalen Ende **16** und einem proximalen Ende. Ein Ultraschallwandler **14** ist am distalen Ende **16** befestigt. Das proximale Ende ist betriebsfähig an einem flexiblen Antriebskabel (nicht gezeigt) befestigt. Der Wandler **14** hat typischerweise eine elliptische Gestalt mit einer ebenen Außenfläche. Die Hauptachse der Wandleraußenfläche ist mit einer Längsachse **20** der Bildgebungsanordnung **12** ausgerichtet. In anderen Fällen hat der Wandler **14** eine runde Gestalt mit einer ebenen Außenfläche, wie in [Fig. 1C](#) gezeigt.

[0003] Während des Betriebs ist eine flexible Ummantelung **18** in einen Patienten eingeführt, wobei das Antriebskabel und die Bildgebungsanordnung **12** innerhalb der Ummantelung **18** angeordnet sind. Die Bildgebungsanordnung **12** wird während der Übertragung von Ultraschallsignalen in den Patienten typischerweise innerhalb der Ummantelung **18** gedreht. Während der Drehung der Bildgebungsanordnung **12** projiziert der Wandler **14** Ultraschallsignale in eine 360Grad-Bildebene. Die Bildebene weist eine In-Ebene- oder X-Ebene-Komponente **22** auf, die hauptsächlich durch die Drehung des Wandlers **14** erzeugt wird. Die Bildebene weist außerdem eine quer zur Ebene verlaufende Komponente oder Y-Ebene-Komponente **24** auf, die bei dem in [Fig. 1B](#) gezeigten Wandler hauptsächlich durch die Länge der Hauptachse des Wandlers **14** erzeugt wird. Das Wandlerelement **14** ist mit Elektronik verbunden, die typischerweise außerhalb des Körpers des Patienten gehalten wird, um durch wohlbekannte Techniken ein Videobild wenigstens eines Abschnitts der Bildebene zu erzeugen.

[0004] Zur Erzeugung von Bildern ist es erwünscht, dass vom Wandler **14** gesendete Ultraschallsignale durch die Ummantelung **18** hindurchtreten und von Gewebe oder Flüssigkeiten reflektiert werden. Ein Teil der vom Wandler **14** gesendeten Ultraschallsignale wird jedoch typischerweise von der Ummantelung **18** reflektiert. Ein anderer Teil der Ultraschallsignale tritt durch die Ummantelung **18** hindurch, wird jedoch während des Durchtritts durch die Ummantelung **18** abgelenkt.

[0005] Ultraschallsignale haben typischerweise ein

In-Ebene-Profil, das sich von einem Profil quer zur Ebene unterscheidet, was zumindest zum Teil auf die Wirkung der Ummantelung auf das Ultraschallsignal und auf die Gestalt des Wandlers zurückzuführen ist. Das In-Ebene-Profil ist typischerweise schmaler oder enger als das Profil quer zur Ebene. Dies ist durch einen Vergleich von [Fig. 2A](#) (die ein In-Ebene-Profil **26** bei einem runden Wandler darstellt) mit [Fig. 2B](#) (die ein Quer-zur-Ebene-Profil **28** bei einem runden Wandler darstellt) zu ersehen. Des Weiteren hat das In-Ebene-Profil **26** eine Brennweite, die im Vergleich zur Brennweite im Quer-zur-Ebene-Profil **28** kürzer ist. Infolgedessen hat der Wandler **14** in der in der Ebene verlaufenden Richtung **22** eine bessere laterale Auflösung als in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung **24**.

[0006] Es ist daher erwünscht, in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung ein engeres Strahlprofil zu erzeugen, so dass der Brennpunkt näher an der Wandleroberfläche liegt. Daraus ergibt sich eine verbesserte laterale Auflösung quer zu Ebene. Es ist ferner erwünscht, einen kreisförmigeren oder symmetrischeren Querschnitt für das Ultraschallsignalprofil bereitzustellen, so dass die laterale Auflösung sowohl in der Ebene als quer zur Ebene ähnlich oder gleich ist.

[0007] US 4,572,201 offenbart eine Ultraschallanordnung gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1.

Zusammenfassung der Erfindung

[0008] Erfindungsgemäß wird eine Ultraschallbildgebungsanordnung bereitgestellt, die in dem zugehörigen unabhängigen Anspruch definiert ist, auf den nun Bezug genommen werden sollte. Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung sind in den zugehörigen abhängigen Ansprüchen definiert, auf die nun ebenfalls Bezug genommen werden sollte.

[0009] Die vorliegende Erfindung stellt Bildgebungsanordnungen und -katheter bereit, die Ultraschallwandler verwenden, welche ein verbessertes Bildgebungsvermögen bieten. Insbesondere stellt die vorliegende Erfindung infolge der Positionierung des Wandlers auf der Bildgebungsanordnung eine verbesserte laterale Auflösung bereit. Dies erzeugt ein engeres Bildgebungssignal in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung, wodurch die laterale Auflösung verbessert wird. Das Krümmungsprofil der Wandleraußenfläche kann darüber hinaus für eine verbesserte Auflösung ausgestaltet werden.

[0010] Gemäß einer Ausführungsform stellt die vorliegende Erfindung eine Ultraschallbildgebungsanordnung bereit. Die Bildgebungsanordnung umfasst ein Gehäuse mit einem distalen Ende, einem proximalen Ende und einer Längsachse. Die Anordnung umfasst ein Wandlerelement mit einer allgemein el-

liptischen Außenfläche, die eine Hauptachse und eine Nebenachse festlegt. Das Wandlerelement ist betriebsfähig am distalen Ende befestigt, um die Nebenachse allgemein parallel zur Längsachse zu positionieren. Auf diese Weise wird quer zur Ebene ein engeres Strahlprofil erzeugt, weil die Nebenachse allgemein parallel zur Längsachse der Bildgebungsanordnung verläuft, d.h. allgemein mit dieser ausgerichtet ist.

[0011] Bei einer Ausführungsform ist die Außenfläche des Wandlerelements allgemein oval geformt. Es versteht sich für Fachleute auf dem Gebiet, dass auch andere Wandlerformen innerhalb des Schutzzumfangs der vorliegenden Erfindung verwendet werden können. Bei einer anderen Ausführungsform ist Außenfläche allgemein eben.

[0012] Bei einer Ausführungsform weist die Außenfläche entlang der Nebenachse einen ersten Krümmungsradius und entlang der Hauptachse einen zweiten Krümmungsradius auf. Der zweite Krümmungsradius ist vorzugsweise größer als der erste Krümmungsradius. Auf diese Weise hat das Wandlerelement in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung einen engeren Krümmungsradius, um im Vergleich zu dem Fokussiereffekt in der in der Ebene verlaufenden Richtung einen größeren Fokussiereffekt in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung bereitzustellen. Daraus ergibt sich im Vergleich zu der in **Fig. 1** gezeigten Vorrichtung ein engeres Strahlprofil quer zur Ebene. Alternativ sind der erste und der zweite Krümmungsradius allgemein gleich.

[0013] Bei einer Ausführungsform ist das proximale Ende so ausgeführt, dass es mit einem Antriebskabel gekoppelt werden kann. Dadurch kann das Antriebskabel so betrieben werden, dass es die Bildgebungsanordnung dreht. Bei einer anderen Ausführungsform sind eine Anpassungsschicht oder mehrere Anpassungsschichten betriebsfähig an der Außenfläche des Wandlerelements befestigt. Daraus können sich eine verbesserte Effizienz und Bandbreite ergeben.

[0014] Bei einer Ausführungsform ist das Wandlerelement ein Wandlerelement mit konischem Fokus. Alternativ ist das Wandlerelement ein Wandlerelement mit echtem Fokus. Das Wandlerelement wird vorzugsweise aus einer Materialgruppe ausgewählt, die Piezokunststoffe, Piezoverbundwerkstoffe und Piezokeramiken umfasst.

[0015] Bei einer speziellen Ausführungsform ist das Wandlerelement so ausgeführt, dass es in Antwort auf einen elektrischen Eingang ein Ultraschallsignal propagiert. Der Ultraschallstrahl umfasst eine In-Ebene-Signalkomponente, die allgemein rechtwinklig zur Längsachse ist, und eine Signalkomponente quer zur Ebene, die allgemein parallel zur Längsachse ist. Die In-Ebene-Signalkomponente hat eine In-Ebene-

ne-Brennweite, die allgemein gleich einer Quer-zur-Ebene-Brennweite der Signalkomponente quer zur Ebene ist. Bei einer Ausführungsform beträgt die In-Ebene-Brennweite zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm. Ebenso beträgt die Quer-zur-Ebene-Brennweite zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm. Bei einer speziellen Ausführungsform hat die Außenfläche eine solche Gestalt und ein solches Krümmungsradiusprofil, dass das Ultraschallsignal in einer vorgeschriebenen Entfernung vom distalen Ende, die z.B. zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm beträgt, eine allgemein kreisförmige Querschnittsform aufweist.

[0016] Die vorliegende Erfindung stellt ferner Ultraschallbildgebungskatheter mit einer vorstehend beschriebenen Bildgebungsanordnung bereit. Der Katheter umfasst ein Antriebskabel, das mit dem proximalen Ende gekoppelt ist, und eine Ummantelung, in der die Bildgebungsanordnung und das Antriebskabel angeordnet sind. Gemäß einem spezifischen Aspekt umfasst die Ummantelung Polyethylen.

[0017] Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung gehen aus der folgenden Beschreibung, in der die bevorzugte Ausführungsform im Detail dargelegt ist, in Verbindung mit den begleitenden Zeichnungen hervor.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0018] **Fig. 1A** stellt eine seitliche Schnittansicht eines bekannten Bildgebungskatheters dar,

[0019] **Fig. 1B** und **Fig. 1C** stellen alternative seitliche Schnittansichten des bekannten Bildgebungskatheters aus **Fig. 1A** dar,

[0020] **Fig. 2A–Fig. 2B** stellen ein In-Ebene-Profil bzw. ein Profil quer zur Ebene der in den **Fig. 1A** und **Fig. 1C** gezeigten Bildgebungskatheter dar,

[0021] **Fig. 3A** stellt eine Draufsicht einer Bildgebungsanordnung dar, die nicht Teil der vorliegenden Erfindung ist,

[0022] **Fig. 3B–Fig. 3C** stellen Schnittansichten des Wandlers, der in der Bildgebungsanordnung gemäß **Fig. 3A** enthalten ist, von der Seite bzw. von vorne dar,

[0023] **Fig. 4** stellt eine Draufsicht einer erfindungsgemäßen Bildgebungsanordnung dar,

[0024] **Fig. 5A–Fig. 5E** stellen alternative Ausführungsformen einer Wandler-/Anpassungsschichtbaugruppe zur Verwendung in erfindungsgemäßen Bildgebungsanordnungen dar, und

[0025] **Fig. 6–Fig. 8** stellen Bildgebungskatheter

dar, die nicht Teil der vorliegenden Erfindung sind.

Beschreibung der spezifischen Ausführungsformen

[0026] Fig. 3 stellt eine Bildgebungsanordnung **50** mit einem distalen Ende **56** und einem proximalen Ende **57** dar, die nicht Teil der vorliegenden Erfindung ist. Das proximale Ende **57** ist so ausgeführt, dass es betriebsfähig an einem Antriebskabel (nicht gezeigt) befestigt werden kann. Das Antriebskabel dreht die Bildgebungsanordnung **50** während des Betriebs.

[0027] Ein Wandlerelement **54** ist betriebsfähig am distalen Ende **56** befestigt. Das Wandlerelement **54** kann ein Trägermaterial (nicht gezeigt) und eine oder mehrere Anpassungsschichten (nicht gezeigt) umfassen, die betriebsfähig an einander entgegengesetzten Oberflächen des Wandlerelements **54** befestigt sind. Das Wandlerelement **54** ist allgemein elliptisch oder oval geformt und weist eine Hauptachse **58** und eine Nebenachse **60** auf.

[0028] Während der Drehung der Bildgebungsanordnung **50** projiziert der Wandler **54** Ultraschallsignale in eine 360Grad-Bildebene. Die Bildebene weist eine In-Ebene- oder X-Ebene-Komponente **62** auf, die hauptsächlich durch die Drehung des Wandlers **54** erzeugt wird. Die Bildebene weist außerdem eine quer zur Ebene verlaufende Komponente oder Y-Ebene-Komponente **64** auf, die hauptsächlich durch die Länge der Hauptachse **58** des Wandlers **54** erzeugt wird.

[0029] Wie in den Fig. 3B und Fig. 3C gezeigt, weist das Wandlerelement **54** entlang der Hauptachse **58** einen ersten Krümmungsradius (KR) **68** und entlang der Nebenachse **60** einen zweiten KR **66** auf. Wie gezeigt, ist der KR **68** kleiner als der KR **66**. Mit anderen Worten, der Krümmungsradius entlang der Nebenachse **60** ist größer als der Krümmungsradius entlang der Hauptachse **58**. Infolgedessen hat die Hauptachse **58** aufgrund des kleineren Krümmungsradius einen engeren Fokus. Bei einer spezifischen Anordnung beträgt der KR **68** ungefähr 2,5 Millimeter (mm) und der KR **66** ungefähr 4,0 mm, obgleich auch andere KR's verwendet werden können.

[0030] Ebenso weist der Wandler **54** eine Brennweite **70** für die X-Ebene-Komponente **62** und eine Brennweite **72** für die Y-Ebene-Komponente **64** auf. Die Brennweite eines Wandlerelements ist typischerweise eine Funktion der Größe des Wandlerelements und der Frequenz der von diesem gesendeten Signale. Ein Krümmen des Wandlerelements **54** stellt einen Fokussiereffekt bereit. Dadurch, dass der Krümmungsradius entlang der Hauptachse **58** enger ist, kann die Brennweite des Wandlers **54** quer zur Ebene und in der Ebene trotz der größeren Hauptachsenlänge allgemein gleich sein. Bei einer Anordnung beitragen die Brennweiten quer zur Ebene und in der

Ebene zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm. Infolgedessen ähneln die Bildgebungsprofile sowohl quer zur Ebene als auch in der Ebene den in Fig. 2A dargestellten.

[0031] Bezugnehmend nun auf Fig. 4 wird eine beispielhafte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung beschrieben. Fig. 4 stellt eine Bildgebungsanordnung **100** dar, bei der ein Wandlerelement **104** betriebsfähig an einem distalen Ende **106** der Bildgebungsanordnung **100** befestigt ist. Das Wandlerelement **104** weist eine Hauptachse **108** und eine Nebenachse **110** auf. Bei einer Ausführungsform misst die Hauptachse **108** ungefähr $7,4 \times 10^{-4}$ m (0,029 Inch) und die Nebenachse **110** ungefähr $6,4 \times 10^{-4}$ m (0,025 Inch), obgleich innerhalb des Schutzzumfangs der Erfindung auch andere Abmessungen verwendet werden können. Das Wandlerelement **104** weist eine allgemein ebene Außenfläche auf.

[0032] Die Bildgebungsanordnung **100** wird durch ein Antriebskabel (nicht gezeigt) gedreht, wie vorstehend ausgeführt. Während der Drehung der Bildgebungsanordnung **100** projiziert der Wandler **104** Ultraschallsignale in eine 360Grad-Bildebene. Die Bildebene weist eine In-Ebene- oder X-Ebene-Komponente **112**, die hauptsächlich durch die Drehung des Wandlers **104** erzeugt wird, und eine quer zur Ebene verlaufende Komponente oder Y-Ebene-Komponente **114** auf, die hauptsächlich durch die Länge der Nebenachse **110** erzeugt wird. Bei dieser Ausführungsform ist die Hauptachse **108** mit der In-Ebene-Komponente **112** und die Nebenachse **110** mit der quer zur Ebene verlaufenden Komponente **114** ausgerichtet. Das Ausrichten der kürzeren Nebenachse **110** des Wandlers **104** mit der quer zur Ebene verlaufenden Komponente kompensiert zumindest einige der Ablenkeffekte der Ummantelung (nicht gezeigt). Infolgedessen haben in die quer zur Ebene verlaufende Komponente **114** propagierte Ultraschallsignale ein engeres Profil und eine kürzere Brennweite, im Vergleich zu den in Fig. 2B dargestellten. Somit erzeugt die Anordnung **100** ein symmetrischeres Strahlprofil als das in Fig. 2 dargestellte.

[0033] Bei einer anderen Ausführungsform weist der Wandler **104** eine gekrümmte Außenfläche auf. Der Wandler **104** kann beispielsweise überall einen relativ gleichförmigen Krümmungsradius haben. Wie bei der vorstehend beschriebenen Ausführungsform mit der ebenen Wandleraußenfläche, stützt sich diese Ausführungsform hauptsächlich auf die koaxiale Ausrichtung der Nebenachse **110** mit der Bildgebungsanordnungslängsachse, um quer zur Ebene eine verbesserte Auflösung bereitzustellen. Des Weiteren ist das Strahlprofil sowohl in der Ebene als auch in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung verengt, da eine gekrümmte Wandleraußenfläche mit relativ gleichförmigem Krümmungsradius, verglichen mit dem Wandler **104** mit ebener Außen-

fläche, vorhanden ist.

[0034] Bei einer weiteren Ausführungsform weist der Wandler **104** ein Krümmungsradiusprofil auf, das dem in Verbindung mit **Fig. 3** beschriebenen ähnlich ist. Bei dieser Ausführungsform weist jedoch die Nebenachse **110** einen Krümmungsradius auf, der enger als der Krümmungsradius der Hauptachse **108** ist. Auf diese Weise hat die quer zur Ebene verlaufende Komponente **114** der Bildebene eine verbesserte Auflösung, weil die Nebenachse **110** allgemein mit der Längsachse der Bildgebungsanordnung **100** ausgerichtet ist, und auch weil die Nebenachse **110** ein engeres Krümmungsradiusprofil aufweist.

[0035] Bezugnehmend nun auf die **Fig. 5A–Fig. 5E** werden beispielhafte Wandlerelemente und Anpassungsschichten zur Verwendung mit der vorliegenden Erfindung beschrieben. Die **Fig. 5A–Fig. 5C** beschreiben eine Wandlerbaugruppe **150** mit konischem Fokus. Die Wandlerbaugruppe **150** umfasst einen Wandler **152** mit einer Außenfläche **154** und einer zweiten Stirnfläche **156**. Die Außenfläche **154** und die zweite Stirnfläche **156** sind mit Abstand voneinander angeordnet, um eine Wandlerdicke **158** zu erzeugen. Wie in den **Fig. 5A–Fig. 5C** gezeigt, ist die Außenfläche **154** relativ zur zweiten Stirnfläche **156** gekrümmt. Infolgedessen variiert die Wandlerdicke **158** über den Wandler. Wandler dieses Typs zeigen eine erhöhte Bandbreite im Vergleich zu ähnlichen Wandlern mit gleichförmiger Dicke. Die **Fig. 5A–Fig. 5C** umfassen ferner eine Anpassungsschicht **160** mit einer ersten Anpassungsschichtstirnfläche **162** und einer zweiten Anpassungsschichtstirnfläche **164**. Die zweite Anpassungsschichtstirnfläche **164** ist unter Verwendung von Epoxid oder dergleichen betriebsfähig an der Wandleraußenfläche **154** befestigt.

[0036] Bei der in **Fig. 5A** gezeigten Ausführungsform weist die Anpassungsschicht **160** eine allgemein gleichförmige Dicke auf. Auf diese Weise weisen die erste Anpassungsschichtstirnfläche **162** und die zweite Anpassungsschichtstirnfläche **164** eine Krümmung auf, die der der Wandleraußenfläche **154** gleicht. Alternativ und wie in **Fig. 5B** gezeigt, ist die erste Anpassungsschichtstirnfläche **162** allgemein eben. Infolgedessen variiert die Dicke der Anpassungsschicht **160**, wobei die Anpassungsschicht **160** nahe der Mitte am dicksten ist. Aufgrund der kleinen Größen des Wandlers **152** und der Anpassungsschicht **160** bei Bildgebungskathetern, hat eine Anpassungsschicht **160** variabler Dicke wahrscheinlich keine ernsthaft schädlichen Auswirkungen auf die Bildgebungsleistung als Folge einer über die Anpassungsschicht **160** variierenden Dicke. Des Weiteren kann es einfacher sein, die erste Anpassungsschichtstirnfläche **162** eben herzustellen. Eine weitere Ausführungsform, die in **Fig. 5C** gezeigt ist, weist eine Anpassungsschicht **160** auf, die verjüngt ist und eine

Dicke aufweist, die von der Mitte des Wandlerelements **152** zum Rand oder Umfang des Wandlerelements **152** hin in gleicher Weise wie die Dicke des Wandlerelements **152** zunimmt. Die Dicke der Anpassungsschicht **160** variiert bei dieser Ausführungsform, so dass das Verhältnis der Dicke der Anpassungsschicht **160** zur Dicke des Wandlerelements **152** über die gesamte Wandlerstirnfläche **154** allgemein konstant oder nahezu konstant bleibt.

[0037] Wie in den **Fig. 5A–Fig. 5E** gezeigt, kann eine Wandlerbaugruppe **170** mit echtem Fokus mit den erfindungsgemäßen Bildgebungsanordnungen, die die Bildgebungsanordnungen **50**, **100** umfassen, verwendet werden. Die **Fig. 5A–Fig. 5E** stellen einen Wandler **172** mit echtem Fokus dar, der eine Außenfläche **174** und eine zweite Stirnfläche **176** aufweist. Die Stirnflächen **174**, **176** sind mit Abstand voneinander angeordnet, um eine Wandlerdicke **178** festzulegen. Bei der Wandlerbaugruppe **170** mit echtem Fokus ist die Wandlerdicke **178** über den Wandler **172** allgemein gleichförmig. Die **Fig. 5D** und **Fig. 5E** umfassen ferner eine Anpassungsschicht **180** mit einer ersten Anpassungsschichtstirnfläche **182** und einer zweiten Anpassungsschichtstirnfläche **184**. Die zweite Anpassungsschichtstirnfläche **184** ist unter Verwendung eines Epoxids oder dergleichen betriebsfähig an der Wandleraußenfläche **174** befestigt. Wiederum kann die Anpassungsschicht **180** eine gleichmäßige Dicke (wie in **Fig. 5D** gezeigt) oder eine variable Dicke (wie in **Fig. 5E** gezeigt) aufweisen.

[0038] Die Anpassungsschichten **160**, **180** können eine breite Palette an Materialien umfassen und vorzugsweise eine akustische Impedanz aufweisen, die geringer als die akustische Impedanz des Wandlers **162** bzw. **172** ist. Derartige Anpassungsschichten **160**, **180** tragen dazu bei, die akustische Kopplung mit dem abzubildenden Gewebe oder der abzubildenden Flüssigkeit zu erleichtern. Die erfindungsgemäßen Anpassungsschichten können auch ein Thermoplast umfassen, wie genauer in der US-Anmeldung Nr. US 6,406,433 (Anwaltsaktenzeichen 12553-009500) mit dem Titel "Off-Aperture Electrical Connect Transducer and Methods of Making" beschrieben.

[0039] Bezugnehmend nun auf **Fig. 6** wird ein Bildgebungskatheter **200** beschrieben, der nicht Teil der Erfindung ist. Der Katheter **200** umfasst eine vorstehend beschriebene Bildgebungsanordnung. Der Katheter **200** ist mit der Bildgebungsanordnung **50** dargestellt, die ein Wandlerelement **54** mit einem Krümmungsradiusprofil umfasst, wie vorstehend beschrieben. Es versteht sich jedoch für Fachleute auf dem Gebiet, dass auch die Bildgebungsanordnung **100** und andere Bildgebungsanordnungen mit dem Katheter **200**, welcher nicht Teil der Erfindung ist, verwendet werden können.

[0040] Die Bildgebungsanordnung **50**, wie vorstehend genauer beschrieben, ist zur Drehung der Bildgebungsanordnung **50** betriebsfähig an einen Antriebskabel **210** befestigt. Die Bildgebungsanordnung **50** und das Antriebskabel **210** sind in einer Ummantelung **220** angeordnet. Bei einer Version umfasst die Ummantelung **220** Polyethylen hoher Dichte, niedriger Dichte, Kombinationen daraus und dergleichen. Die Ummantelung **220** weist bevorzugt eine akustische Impedanz auf, die dem abgebildeten umgebenden Gewebe oder den abgebildeten Flüssigkeiten ähnelt, um die Auswirkungen von Signalen zu verringern, die von der Ummantelung **220** reflektiert werden. Das Antriebskabel **210** dreht sich während des Betriebs des Wandlers **54**, wie durch den Pfeil **230** gezeigt. Der Wandler **54** propagiert Ultraschallsignale in eine Bildebene, die eine In-Ebene-Komponente **62** und eine quer zur Ebene verlaufende Komponente **64** aufweist. Die quer zur Ebene verlaufende Komponente **64** weist im Vergleich zu der in den [Fig. 1A–Fig. 1B](#) dargestellten Anordnung eine verbesserte laterale Auflösung auf, was zum Teil darauf zurückzuführen ist, dass der Wandler **54** in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung einen engeren Krümmungsradius hat.

[0041] Bei einer Ausführungsform umfasst der Katheter **200** eine Bildgebungsanordnung **100**, wie in Verbindung mit [Fig. 4](#) beschrieben. Auf diese Weise weist der Katheter **200** im Vergleich zu der in den [Fig. 1A–Fig. 1B](#) dargestellten Anordnung quer zur Ebene eine verbesserte laterale Auflösung auf, was auf die Ausrichtung der Nebenachse **110** des Wandlers **104** mit der Längsachse des Katheters **200** zurückzuführen ist. Auch durch Versehen des Wandlers **104** mit einem engeren KR in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung als in der in der Ebene verlaufenden Richtung wird die laterale Auflösung quer zur Ebene weiter verbessert.

[0042] Wie in [Fig. 7](#) gezeigt, führt die Verwendung der Bildgebungsanordnung **50** mit einem Wandler **54**, der das gewünschte Krümmungsradiusprofil aufweist, zu einer allgemein kreisförmigen Brennebene **250**. Genauer verengt der engere Krümmungsradius des Wandlers **54** in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung und/oder die parallele Anordnung der Nebenachse des Wandlers zur Längsachse des Katheters das Ultraschallprofil quer zur Ebene in ausreichendem Maße, so dass die Brennweite in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung und die Brennweite in der in der Ebene verlaufenden Richtung allgemein gleich sind. Infolgedessen wird ein engeres und gleichförmigeres Ultraschallstrahlprofil erzeugt.

[0043] [Fig. 8](#) stellt einen Bildgebungskatheter **80** dar, ersichtlich wie in Verbindung mit den [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) beschrieben, außer dass der Katheter **80** ein Wandlerelement **82** mit einer allgemein runden Außenfläche aufweist. Bei dieser Anordnung hat das

Wandlerelement **82** in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung **84** einen engeren Krümmungsradius als in der in der Ebene verlaufenden Richtung **86**. Das durch das Wandlerelement **82** erzeugte Strahlprofil ist in der quer zur Ebene verlaufenden Richtung in ausreichendem Maße verengt, um wenigstens einige der Strahlprofilerweiterungseffekte der Ummantelung **88** zu kompensieren. Auf diese Weise erzeugt der Katheter **80** ein Strahlprofil mit einer allgemein kreisförmigen Querschnittsgestalt in der Brennebene **90**.

[0044] Die Erfindung wurde nun im Detail beschrieben. Es versteht sich jedoch, dass gewisse Änderungen und Modifikationen durchgeführt werden können. Die obige Beschreibung umfasst beispielsweise Bildgebungsanordnungen mit einem einzelnen Wandlerelement, obgleich die vorliegende Erfindung nicht darauf beschränkt ist. Fachleute auf dem Gebiet werden erkennen, dass Bildgebungsanordnungen mit mehreren Wandlerelementen, einschließlich ringförmiger Anordnungen, innerhalb des Schutzzumfangs der vorliegenden Erfindung liegen. Daher werden der Umfang und Inhalt dieser Erfindung nicht durch die vorstehende Beschreibung eingeschränkt. Der Schutzzumfang ist vielmehr durch die folgenden Ansprüche festgelegt.

Patentansprüche

1. Ultraschallbildgebungsanordnung (**100**) für einen Ultraschallbildgebungskatheter mit: einem Gehäuse, das ein distales Ende (**106**), ein proximales Ende und eine Längsachse hat, und einem betriebsfähig an dem distalen Ende befestigten Wandlerelement (**104**), wobei das Wandlerelement eine im Wesentlichen elliptische Außenfläche hat, die eine Hauptachse (**108**) und eine Nebenachse (**110**) festlegt, wobei das Wandlerelement betriebsfähig an dem distalen Ende (**106**) befestigt ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Nebenachse (**110**) im Wesentlichen parallel zur Längsachse ist.
2. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der die Außenfläche im Wesentlichen oval geformt ist.
3. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der die Außenfläche im Wesentlichen eben ist.
4. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der die Außenfläche in einer sich entlang der Nebenachse erstreckenden ersten Ebene einen ersten Krümmungsradius und in einer sich entlang der Hauptachse erstreckenden zweiten Ebene einen zweiten Krümmungsradius hat.
5. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 4, bei der der zweite Krümmungsradius größer als der erste Krümmungsradius ist.

6. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 4, bei der der zweite Krümmungsradius allgemein gleich dem ersten Krümmungsradius ist.

7. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der das proximale Ende mit einem Antriebskabel gekuppelt zu werden vermag.

8. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, ferner umfassend eine betriebsfähig auf der Außenfläche befestigte Anpassungsschicht.

9. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der das Wandlerelement (**104**) ein Wandlerelement mit konischem Fokus umfasst.

10. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der das Wandlerelement (**104**) ein Wandlerelement mit echtem Fokus umfasst.

11. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der das Wandlerelement (**104**) ein Material ausgewählt aus einer Materialgruppe bestehend aus Piezokunststoffen, Piezoverbundwerkstoffen und Piezokeramiken umfasst.

12. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 1, bei der das Wandlerelement (**104**) als Antwort auf einen elektrischen Eingang ein Ultraschallsignal zu propagieren vermag, wobei das Signal eine In-Ebene-Signalkomponente umfasst, die allgemein rechtwinklig zur Längsachse ist, und eine Signalkomponente quer zur Ebene, die allgemein parallel zur Längsachse ist, wobei die In-Ebene-Signalkomponente eine In-Ebene-Brennweite hat, die allgemein gleich einer Quer-zur-Ebene-Brennweite der Signalkomponente quer zur Ebene ist.

13. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 12, bei der die In-Ebene-Brennweite zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm beträgt und die Quer-zur-Ebene-Brennweite zwischen ungefähr 0,25 mm und ungefähr 2,5 mm beträgt.

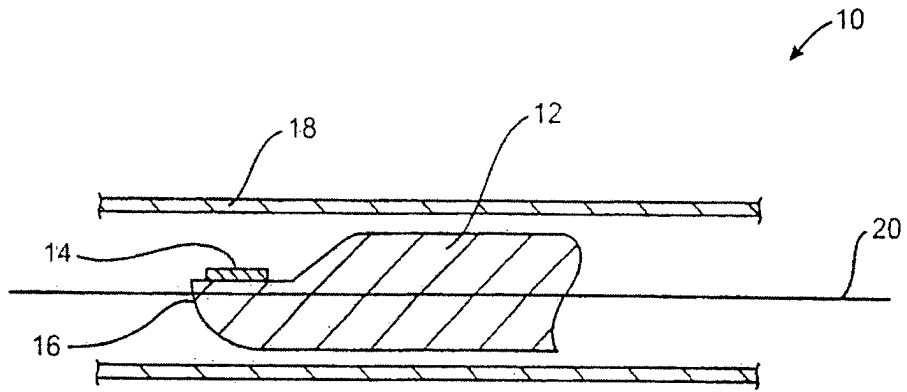
14. Bildgebungsanordnung (**100**) nach Anspruch 12, bei der die Außenfläche eine Gestalt und einen Krümmungsradius derart hat, dass das Ultraschallsignal in einer vorgeschriebenen Entfernung von dem distalen Ende eine allgemein kreisförmige Querschnittsform hat.

15. Ultraschallbildgebungskatheter (**200**), mit: einer Ultraschallbildgebungsanordnung (**50**)(**100**) gemäß irgendeinem vorhergehenden Anspruch, einem mit dem proximalen Ende (**57**) gekoppelten Antriebskabel (**210**), und einer Ummantelung (**220**), in der die Bildgebungsanordnung (**50**) (**100**) und das Antriebskabel (**210**) angeordnet sind.

16. Bildgebungskatheter (**200**) nach Anspruch 15, bei dem die Ummantelung (**220**) Polyethylen umfasst.

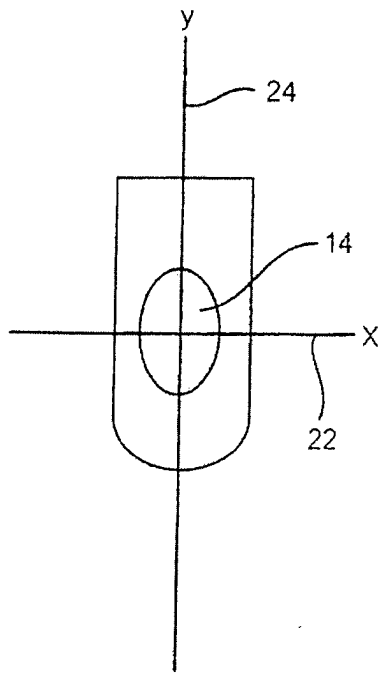
Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



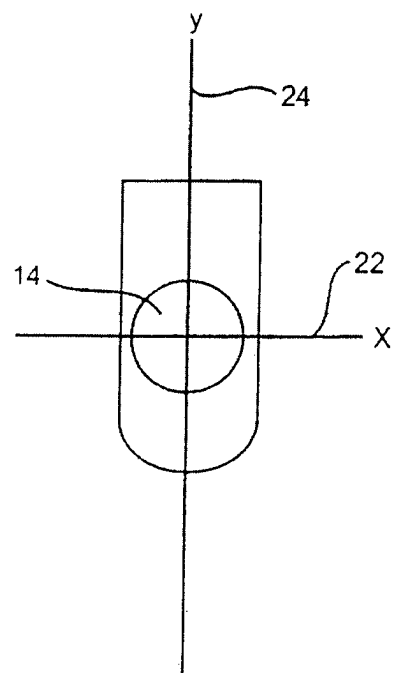
(Stand der Technik)

FIG. 1A



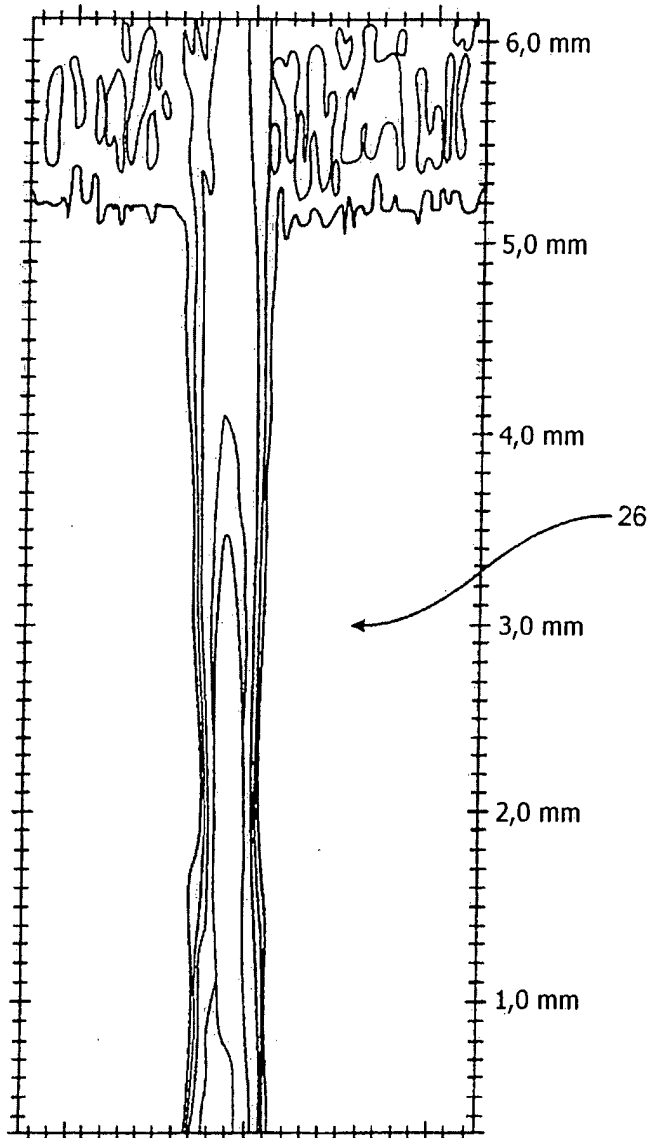
(Stand der Technik)

FIG. 1B



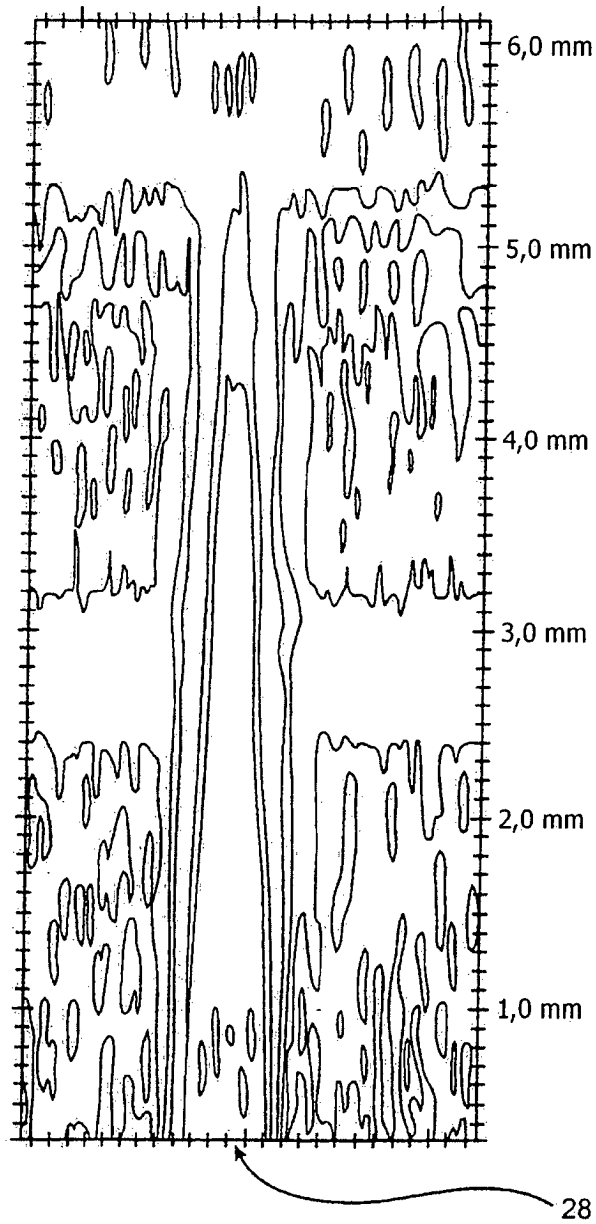
(Stand der Technik)

FIG. 1C



In Ebene (X)
Höchstwert = 0,046 Vpp
Brennweite (Breite) = 0,14 mm; Brennweite (Länge) \geq -46,85 mm
Abtastung beginnt bei 0,30 mm

FIG. 2A



Quer zur Ebene (Y)
Höchstwert = 0,02414 Vpp
Brennweite (Breite) = 0,26 mm; Brennweite (Länge) $\geq -2,20$ mm
Abtastung beginnt bei 0,30 mm

FIG. 2B

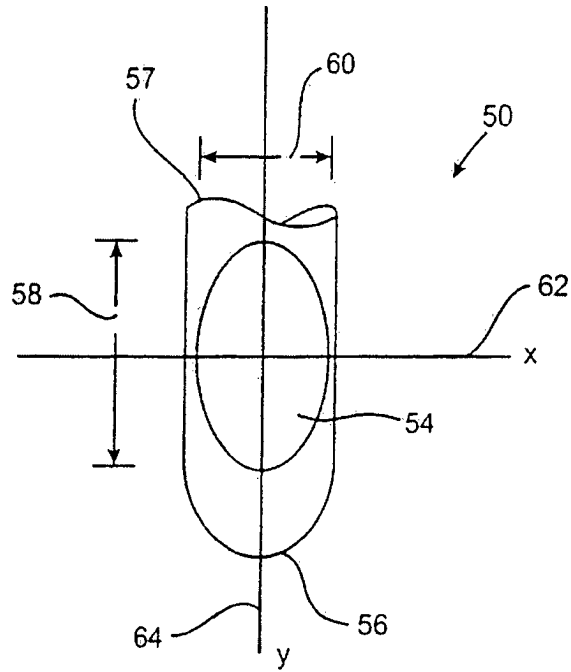


FIG. 3A

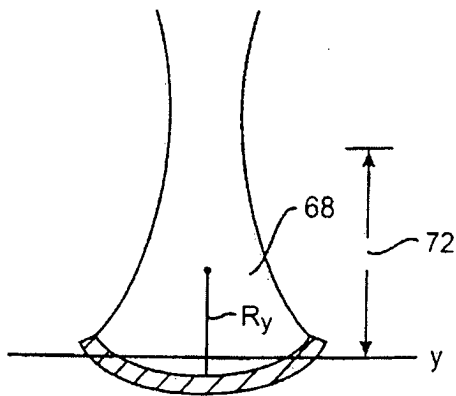


FIG. 3B

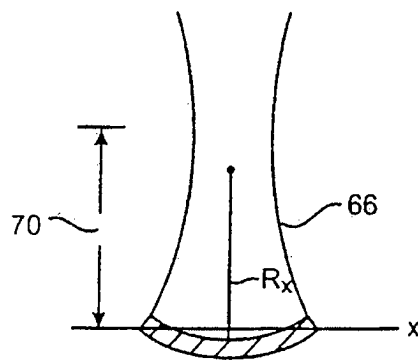


FIG. 3C

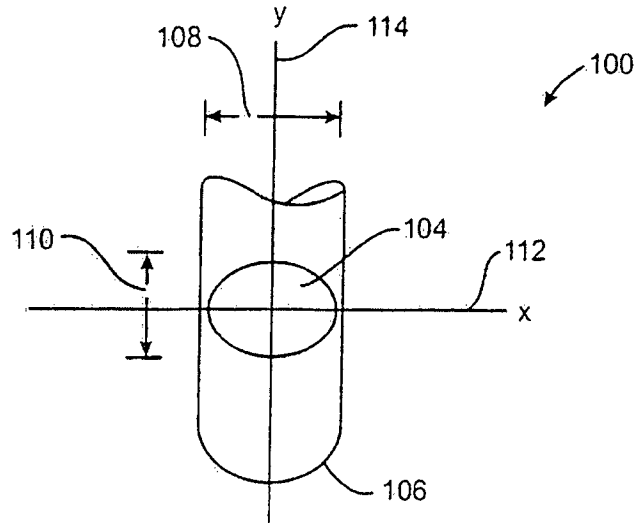


FIG. 4

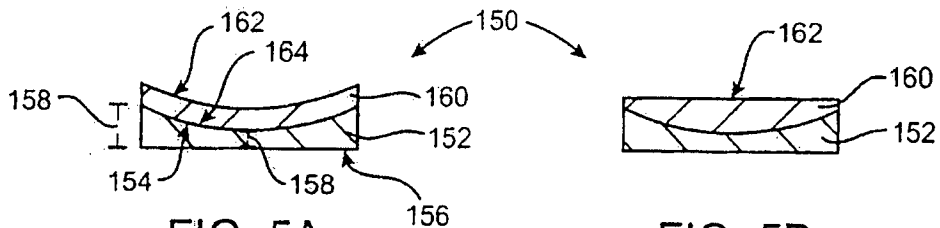


FIG. 5A

FIG. 5B

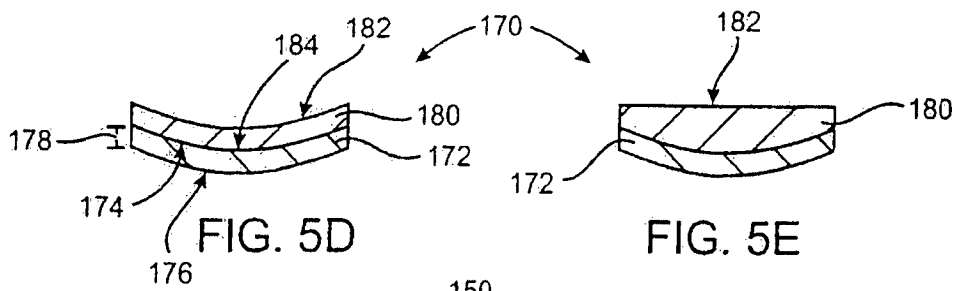


FIG. 5D

FIG. 5E

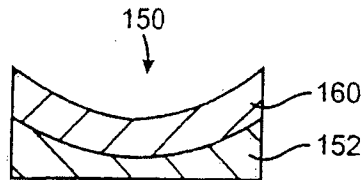


FIG. 5C

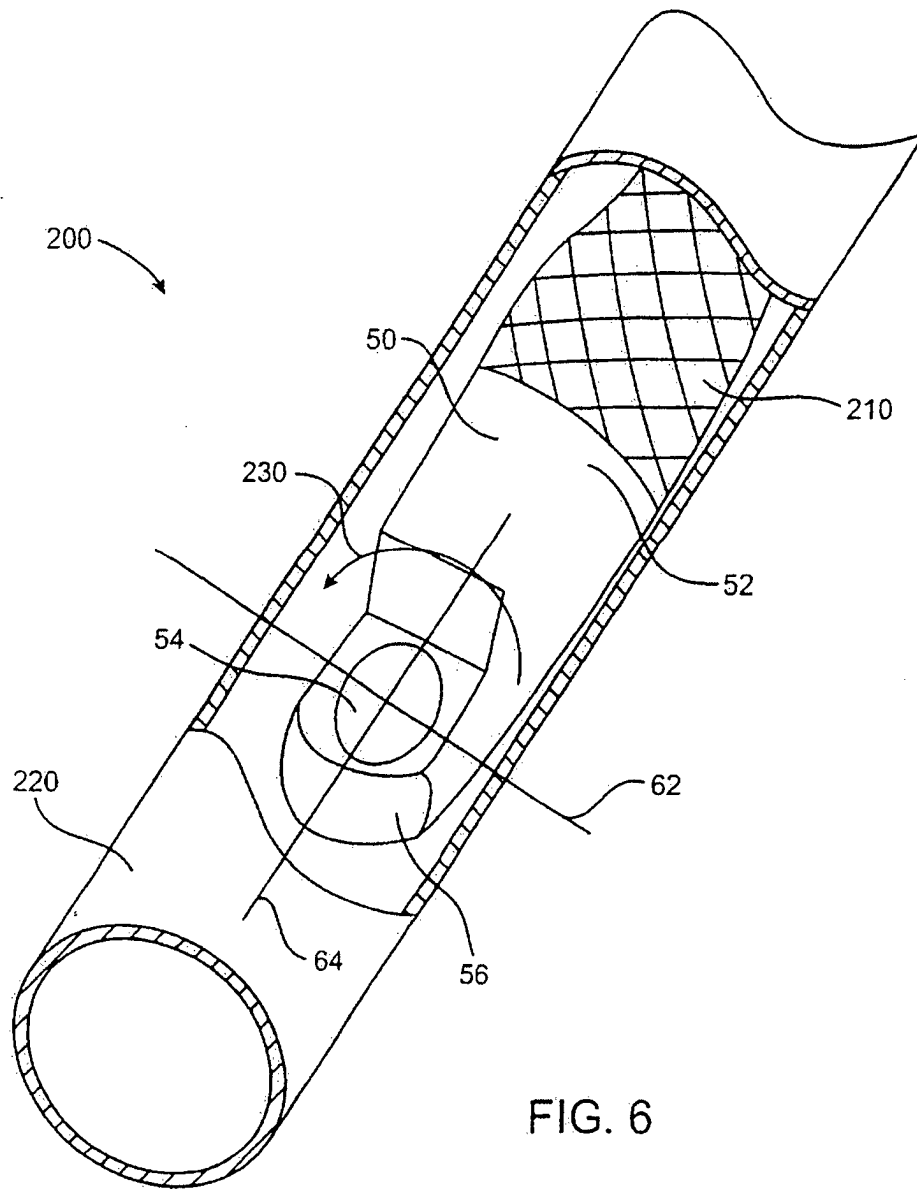


FIG. 6

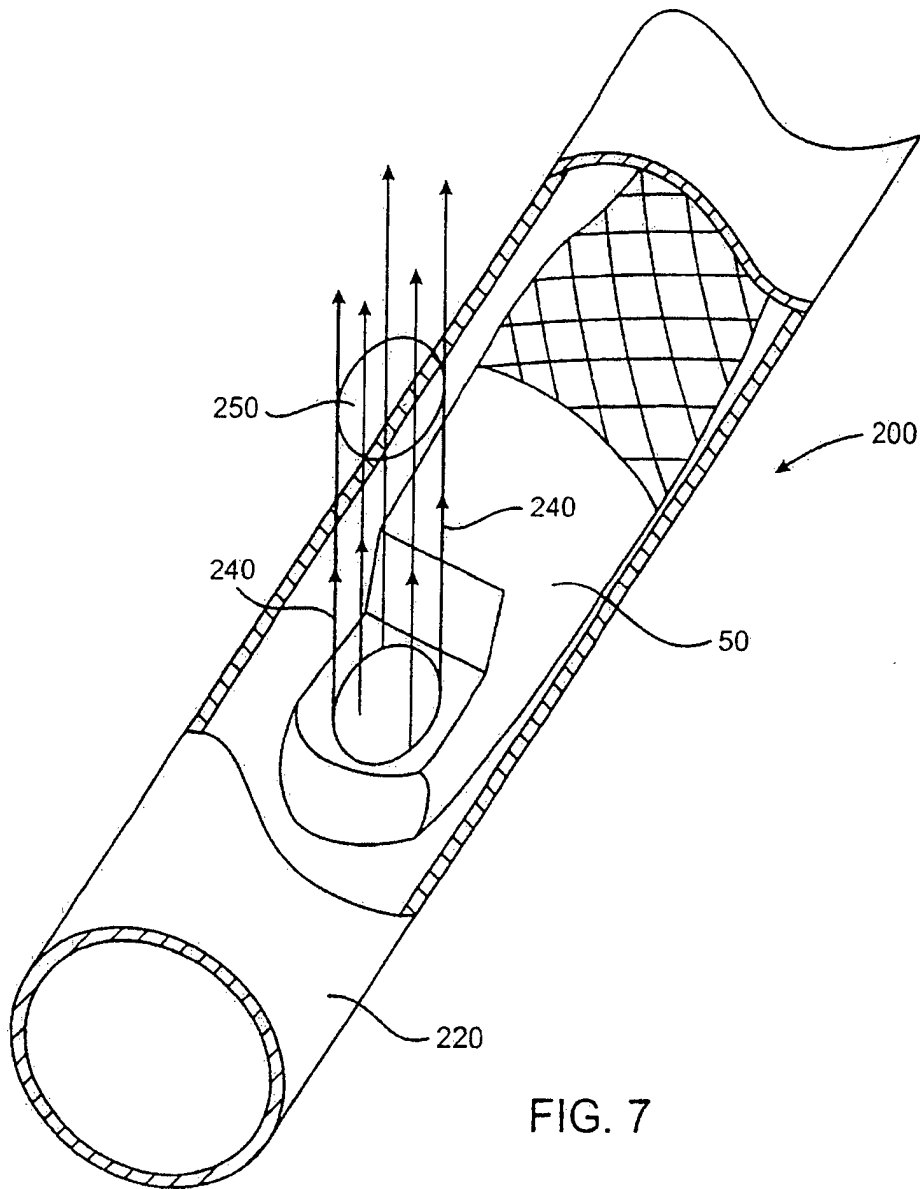


FIG. 7

