

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-314474

(P2006-314474A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	4C066
A61M 25/00 (2006.01)	A61M 25/00 314	4C167
H04R 1/02 (2006.01)	H04R 1/02 330	4C601
H04R 1/40 (2006.01)	H04R 1/40 330	5D019
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330G	

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2005-138883 (P2005-138883)	(71) 出願人	504157024 国立大学法人東北大学 宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年5月11日(2005.5.11)	(74) 代理人	100082876 弁理士 平山 一幸
		(74) 代理人	100109807 弁理士 篠田 哲也
		(72) 発明者	芳賀 洋一 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
		(72) 発明者	安居 晃啓 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

最終頁に続く

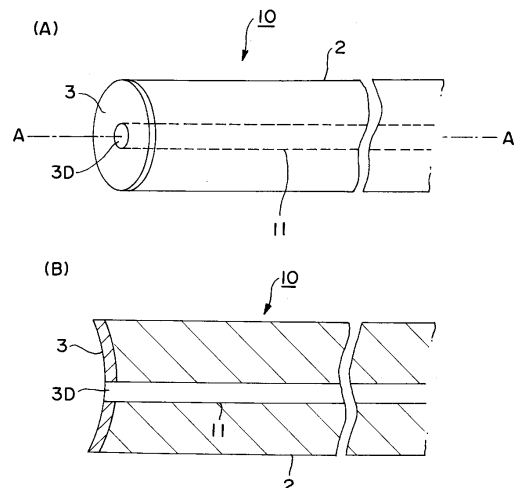
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及びそれを用いたカテーテル並びにその製造方法

(57) 【要約】

【課題】 体内局所における薬剤投与と、集束超音波照射による薬剤効果発現に適した、超音波プローブ及びそれを用いたカテーテル並びにその製造方法を提供する。

【解決手段】 カテーテル2の先端に配設した超音波変換子3を用いる超音波プローブ10で、超音波変換子3が超音波照射方向に対して凹面形状を有し、超音波変換子に貫通穴11を設ける。凹面が、曲率半径rを有する球面の一部であればよい。この超音波プローブによれば、凹面の焦点に超音波を集束できる。この超音波プローブを用いたカテーテルや内視鏡は、貫通穴11から音響感受性薬剤を患部に注入して、超音波を加える音響力学療法(SDT)を効果的に行なうことができる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブであって、上記超音波変換子が超音波照射方向に対して凹面形状を有し、上記超音波変換子には貫通穴が設けられていることを特徴とする、超音波プローブ。

【請求項 2】

前記凹面が、曲率半径 r を有する球面の一部であることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記凹面の表面に設けられる電極が分割されており、該分割された各電極が電子スキャンされることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブ。 10

【請求項 4】

前記超音波変換子は、ベース部に固定される構造を有していることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記超音波変換子は、圧電セラミックスアレイをポリマーに埋め込んだ構造であることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記超音波変換子の前面に音響整合層が備えられていることを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波プローブ。 20

【請求項 7】

カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブを備え、上記超音波変換子の超音波照射方向に対して凹面形状を形成し、かつ、上記超音波変換子には貫通穴が設けられていることを特徴とする、カテーテル。

【請求項 8】

前記超音波変換子の貫通穴に接続される貫通穴が、前記カテーテルに配設されていることを特徴とする、請求項 7 に記載のカテーテル。

【請求項 9】

さらに、前記カテーテルは薬剤を注入する手段を備え、該薬剤を注入する針を先端に有する細管が前記貫通穴に配設されていることを特徴とする、請求項 7 又は 8 に記載のカテーテル。 30

【請求項 10】

さらに、前記カテーテルはゲルを注入する手段を備え、該ゲルが前記カテーテルの貫通穴を介して注入されることを特徴とする、請求項 7 又は 8 に記載のカテーテル。

【請求項 11】

前記超音波変換子の凹面側に、バルーンが設けられており、該バルーンに注入される液体が音響整合層となることを特徴とする、請求項 7 に記載のカテーテル。

【請求項 12】

前記バルーンが、前記貫通穴に配設されていることを特徴とする、請求項 11 に記載のカテーテル。 40

【請求項 13】

カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブと、光源と、を備え、上記超音波変換子が前記光源の照射方向に対して凹面形状を有し、上記超音波変換子には貫通穴が設けられており、上記光源からの光を上記貫通穴から上記カテーテルの前方へ照射し、該照射光により生体組織が発生する音響を上記超音波変換子により検出することを特徴とする、超音波検出カテーテル。

【請求項 14】

前記光源を導光する光ファイバーが、前記貫通穴に配設されていることを特徴とする、 50

請求項 13 に記載の超音波検出力カテーテル。

【請求項 15】

カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブの製造方法であって、

圧電材料を凹面形状に形成し、かつ、上記凹面に貫通穴を設け、超音波変換子を形成する第 1 の工程と、

上記超音波変換子を固定するベース部を形成する第 2 の工程と、

上記ベース部の超音波変換子を固定する面に第 1 の電極層を形成する第 3 の工程と、

上記ベース部に上記超音波変換子を固定する第 4 の工程と、

上記超音波変換子の凹部表面に第 2 の電極層を形成する第 5 の工程と、

を含んでいることを特徴とする、超音波プローブの製造方法。

10

【請求項 16】

さらに、上記超音波変換子に再分極を施す第 6 の工程を備えていることを特徴とする、請求項 15 に記載の超音波プローブの製造方法。

【請求項 17】

前記超音波変換子に接触していない第 1 の電極層部分を絶縁層で被覆する工程をさらに含むことを特徴とする、請求項 15 に記載の超音波プローブの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内局所の精密な治療や診断のために利用可能な、超音波プローブ及びそれを用いたカテーテル並びにその製造方法に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

薬剤の全身投与に代えて、カテーテルなどで体内局所の組織に直接投与する方法や、薬剤を修飾して病変部に集積する治療が開発されてきているが、病変部に局限した精密な治療には限界がある。これを克服するために、体外から超音波を集束させ、結石破碎や組織の熟凝固壊死により治療を行う集束超音波 (HIFU) が広く行われている。さらに、体内にプローブを挿入し集束超音波治療を行うものとして、Focus Surgery 社の Sonablate シリーズなどが市販されて、臨床に用いられている (非特許文献 1 参照)。この場合の超音波周波数は 2 ~ 4 MHz であり、プローブ全体は外径 3 cm、長さ 7 cm 程度の円筒形状である。

30

【0003】

また、血管内の血栓溶解を促進する目的で、カテーテル先端に超音波振動子を搭載したデバイスが開発されている (非特許文献 2 参照)。

【0004】

音響エネルギーを与えることで薬効を発揮する音響感受性薬剤を用いた音響力学療法 (Sonodynamic Therapy: SDT) とは、音響感受性薬剤の投与後に直ちに超音波を照射し、投与した音響感受性薬剤を局所的に活性化する治療方法である。

【0005】

さらに、光エネルギーと光感受性薬剤を組み合わせた光線力学的療法 (PDT) が、光ファイバーを用いて容易に光エネルギーを体内に導入できることから盛んに試みられている。しかし、光エネルギーは組織の吸収が大きく深さに対し急激に減少することから組織の深部、例えば粘膜下層や、筋層のがんには効果的に用いることができない。

40

【0006】

これに対し、超音波は、体内の比較的深部まで到達でき、光線力学的療法に適さない上記のがんに対しても有効に治療を行える点が優れている。体内にプローブを挿入し、集束超音波治療を行なう装置は、既に前立腺がんや腎臓がんなどの治療に用いられているが、超音波エネルギーを直接利用するため、SDT の 100 倍近い音響エネルギー強度 (1 ~ 2 kW / cm²) が必要であり、さらにプローブは外径 30 mm 程度と大きい。

50

【0007】

体外から超音波を照射すると、途中で反射、吸収が起こるために、精密、かつ、効果的な照射が難しい。超音波伝送路を用いて超音波を体内に導入する試みがなされている。このような超音波伝送路を用いて体外の超音波振動子のエネルギーを体内患部へ伝送する方法としては、非特許文献3及び4には、それぞれ、金属ガイドワイヤー及び光ファイバーを伝送路とするものが提案されているが、超音波伝送路が曲がりくねった先で効率的に超音波を伝送することは難しい。

【0008】

【非特許文献1】J. S. Tan他, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 109, No. 6, pp.3055-3084, 2001

10

【非特許文献2】K. Tachibana 他, J. Ultrasound Med., Vol.18, pp. 529-535, 1997

【非特許文献3】G.Pau他, Circulation, Vol. 95, pp.1360-1362, 1997

【非特許文献4】T. Moriya他, Jpn. J. Appl. Phys., Vol. 42, pp. 3262-3264, 2003

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

組織に投与した薬剤に、光エネルギーや音響エネルギーを与え、局所的に活性化することで、精密で副作用のない治療が可能であるが、光エネルギーを用いたPDTでは組織深達度が悪く、体外から超音波を集束させ照射する音響エネルギーを用いたSDTでは、途中経路の組織障害に細心の注意が必要となり、途中の反射や吸収の予測が難しく適切な集束位置と強度の実現が難しいという課題がある。

20

この課題の解決方法として、PDT、SDTとも、病変部へ集積する特性を持たせた薬剤を用いることがあるが、種類と効果および集積性に限界があるという課題がある。

【0010】

上記課題に鑑み、本発明の目的は、体内局所における薬剤投与と、集束超音波照射による薬剤効果発現に適した、超音波プローブ及びそれを用いたカテーテル並びにその製造方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記一目的を達成するため、本発明に係る超音波変換子を用いた超音波プローブは、カテーテルの先端に配設され、超音波変換子が超音波照射方向に対して凹面形状を有し、超音波変換子には貫通穴が設けられていることを特徴とする。

30

上記凹面は、好ましくは、曲率半径 r を有する球面の一部である。

上記構成によれば、超音波変換子が超音波照射方向に対して凹面形状を有しているので、凹面の焦点に超音波を効率良く集束することができる。また、超音波プローブの周囲で発生する音響信号を電気信号に効率よく変換することができる。そして、超音波変換子には貫通穴を設けているので、この貫通穴を介してカテーテルから薬剤などを注入することができる。

【0012】

好ましくは、凹面の表面に設けられる電極は分割されており、この分割された各電極が電子スキャンされる。従って、任意の距離や方向に超音波を集束することができるので、適宜の指向性を備えた最適な超音波ビームを生成することができる。

40

【0013】

超音波変換子は、好ましくはベース部に固定される構造を有している。従って、超音波変換子及びその配線などをベース部と共に一体化できるので、超音波プローブの小型化を図ることができる。

【0014】

上記超音波変換子は、好ましくは圧電セラミックスアレイをポリマーに埋め込んだ構造である。この構成によれば、超音波変換子の小型化や多素子化を図ることができる。

【0015】

50

好ましくは、超音波変換子の前面に音響整合層が備えられている。この音響整合層により、超音波変換子と例えば生体内との音響インピーダンスの差が補間されて整合され、生体内への超音波の送受の効率を向上することができる。

【0016】

上記他の目的を達成するため、本発明のカテーテルは、カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブを備え、超音波変換子の超音波照射方向に対して凹面形状を形成し、かつ、超音波変換子には貫通穴が設けられていることを特徴とする。

好ましくは、超音波変換子の貫通穴に接続される貫通穴は、カテーテルに配設されており、カテーテルは薬剤を注入する手段を備え、薬剤を注入する針を先端に有する細管が貫通穴に配設されている。

さらに好ましくは、カテーテルはゲルを注入する手段を備え、ゲルがカテーテルの貫通穴を介して注入される。

超音波変換子の凹面側には、好ましくはバルーンが設けられおり、バルーンに注入される液体が音響整合層となる。このバルーンは、好ましくは貫通穴に配設されている。

上記構成によれば、カテーテルの先端に設けられている超音波プローブにおいて、超音波変換子が超音波照射方向に対して凹面形状を有しているため、凹面の焦点に超音波を効率良く集束することができる。また、超音波プローブの周囲で発生する音響信号を電気信号に効率よく変換することができる。そして、超音波変換子には貫通穴を設けているので、この貫通穴を介してカテーテルから薬剤などを注入することができる。

【0017】

本発明の光音響検出カテーテルは、カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた超音波プローブと、光源とを備え、超音波変換子が光源の照射方向に対して凹面形状を有し、超音波変換子には貫通穴が設けられており、光源からの光を貫通穴からカテーテルの前方へ照射し、照射光により生体組織が発生する音響を超音波変換子により検出する。光源を導光する光ファイバーは、好ましくは、貫通穴に配設されている。

上記構成によれば、カテーテルから照射した光により生体組織が発生する音響を、超音波変換子で検出する光音響検出カテーテルを提供することができる。超音波変換子が光源の照射方向に対して凹面形状を有しているため、この凹面の焦点近傍で発生する音響を感度よく検出することができる。

【0018】

さらに他の目的を達成するため、カテーテルの先端に配設される超音波変換子を用いた本発明に係る超音波プローブの製造方法は、圧電材料を凹面形状に形成すると共に、凹面に貫通穴を設けて超音波変換子を形成する第1の工程と、超音波変換子を固定するベース部を形成する第2の工程と、ベース部の超音波変換子を固定する面に第1の電極層を形成する第3の工程と、ベース部に超音波変換子を固定する第4の工程と、超音波変換子の凹部表面に第2の電極層を形成する第5の工程と、を含んでいることを特徴とする。

超音波変換子に再分極を施す第6の工程を備えていてもよい。また、超音波変換子に接触していない第1の電極層部分を絶縁層で被覆する工程をさらに含んでいてもよい。

上記構成によれば、超音波変換子がベース部に固定される一体構造の超音波変換子を備えた超音波プローブを製造することができる。また、凹面形状に加工した超音波変換子の再分極を行なうことで、超音波の照射エネルギーの増大やその集束特性の改善を行なうことができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明の超音波プローブを備えた内視鏡やカテーテルを用いれば、体内の様々な場所に導入でき、SDTを効果的に行なうことができる。さらに、超音波変換子に貫通穴を設けた構造により、音響感受性薬剤を注入するための針を内蔵でき体内から局所に音響感受性薬剤を注入し、その場で精密な集束超音波照射することができ、副作用のない効果的な治療が可能となる。

【0020】

10

20

30

40

50

本発明のカテーテルによれば、体内から直接に音響感受性薬剤を注入し、注入した場所へ直接に集束超音波を照射できることから、非常に限られた範囲のみの薬剤が活性化でき、精密で効果的な治療が可能になる。また、従来のPDT、SDTでは、1回で必ずしも十分量の投与と活性化ができないという問題があったが、本発明の構成によれば繰り返しの投与と照射も可能である。

さらに、DNAプラスミドを注入することにより、臨床上問題が指摘されているウイルスベクターを用いずに、超音波による細胞膜透過性亢進を利用した体内局所の高効率遺伝子導入が実現できる。将来的には振動子の素子数を増やしイメージングも同時に行えるデバイスが期待できる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0021】

以下、図面に示した実施形態に基づいて、この発明を詳細に説明する。各図において同一又は対応する部材には同一符号を用いる。

最初に、本発明の超音波プローブの一実施形態について図1及び図2を参照して説明する。

図1において、超音波プローブ1は、中空円筒状のカテーテル2の先端部に搭載されている。この超音波プローブ1は、図1に示すように、超音波変換子3と図示しない電極とから構成されている。超音波変換子3は、超音波トランスデューサーとも呼ばれている素子であり、電気信号を超音波に変換、あるいは、逆に、超音波を電気信号に変換する素子である。超音波変換子3は、圧電材料からなっている。この圧電材料としては、例えば、 PZT や $\text{PZN-PT}((1-x)\text{Pb}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3-x\text{PbTiO}_3)$ を用いることができる。

20

カテーテル2自体は公知の構成であってよく、例えばポリウレタン、シリコン等の生体適合性を有する材料から構成されている。

【0022】

図1のA-A線で破断した図2の拡大断面で示すように、上記超音波変換子3は、カテーテルの外部4側に凹面となる形状を有し、その中心部に貫通穴3Dを有している。この凹面形状は、例えば、図示するように半径rの曲率半径を有する球面の一部で構成することができる。超音波変換子3の両面(上面及び下面)3A, 3Bには、それぞれ電極が形成されており、図示しない配線によりカテーテル2の内部を通過してカテーテル2の外部に引き出され、超音波変換子3を駆動する超音波駆動源に接続されている。この超音波は、20kHzを越える周波数とすることができる。

30

【0023】

図3は音響整合層を備えた超音波変換子の拡大断面を示す図である。音響整合層5は、超音波変換子3の凹面上に形成されていて、例えばポリイミド等のポリマーから構成することができる。この音響整合層5の厚さは、例えば約50 μm 程度に選定されている。この音響整合層12により、超音波変換子3と生体内の血液や組織との音響インピーダンスの差が補間され、体内への超音波の送受の効率を向上させるようになっている。

【0024】

図4は本発明の超音波プローブ1の動作を模式的に説明する斜視図である。図4において、カテーテルの中心軸2Aに対して垂直に配設した超音波変換子3から照射される超音波6は、照射される方向が凹面形状を有しているため、焦点7に集束する。中心軸2Aにおいて、超音波変換子から焦点7までの距離が焦点距離Lとなる。図2のように、超音波変換子3の凹面形状が半径rの曲率半径を有している場合には、焦点距離Lは、曲率半径rとなる。

40

さらに、超音波変換子3は、可逆的な作用、即ち、音を電気信号に変換することができる。したがって、超音波変換子3の周囲で発生する音響を電気信号に変換することができる。特に、超音波変換子3の焦点近傍で発生する音響を感度良く検知することができる。

【0025】

50

超音波プローブ 1 の照射方向は、超音波変換子 3 のカテーテル 2 への配設位置により変更することができる。

図 5 は、本発明の超音波プローブ 1 において、超音波の照射方向に角度をもたせた場合の動作を模式的に説明する斜視図である。図 5 において、超音波変換子 3 は、カテーテルの中心軸 2 A に対して垂直方向から傾けて配設している。このため、超音波変換子 3 から照射される超音波を、カテーテルの中心軸 2 A から角度 θ の方向とすることができる。この照射方向は、超音波変換子 3 の凹面の中心軸方向 3 C であり、焦点 7 に集束する。中心軸方向 3 C において、超音波変換子 3 から焦点 7 までの距離が焦点距離 L となる。

【0026】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第 1 の実施の形態について説明する。

図 6 は本発明のカテーテル 2 の構造を模式的に示すもので、(A) は斜視図、(B) は断面図である。図 6 (A) に示すように、本発明のカテーテル 2 においては、超音波プローブ 10 の超音波変換子の開口部 3 D は、カテーテル 2 の貫通穴 1 1 と接続される構造を有している。図 6 (B) は図 6 (A) の A - A 断面図であり、超音波変換子 3 の中心や偏心した位置に貫通穴 3 D が設けられており、超音波変換子 3 が、カテーテルの中心軸 2 A に対して垂直方向に配設されている。

この超音波プローブ 10 を用いたカテーテル 2 によれば、超音波変換子 3 が取り付けられていないカテーテル 2 の後端から、貫通穴 1 1 を介して液体などを超音波変換子 3 の照射方向へ注入することができる。この場合、貫通穴 1 1 の中に、可撓性を有するチューブを挿通して、液体などを注入してもよい。

【0027】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルを音響力学療法（以下、適宜 S D T と呼ぶ）に適用する場合について説明する。

図 7 (A) ~ (D) は、本発明のカテーテル 2 を用いた S D T を説明する模式的な断面図であり、(A) は患部へ超音波プローブ 10 を挿入した状態を、(B) は音響感受性薬剤を患部へ注入する状態を、(C) は注入した音響感受性薬剤に超音波を照射する状態、(D) は術後の患部、をそれぞれ示している。

最初に、がんなどの患部 1 2 の近傍までカテーテル 2 を挿入する（図 7 (A) 参照）。1 3 は患部 1 2 周囲の正常な組織を示している。

次に、カテーテル 2 の後端から貫通穴 1 1 を介して、先端に針や注射針 1 4 を有する細管や可撓管 1 5 を挿通し、患部 1 2 に音響感受性薬剤 1 6 を注入する（図 7 (B) 参照）。音響感受性薬剤 1 6 などの薬剤の注入手段としては、注射シリンジなどを用いることができる。

音響感受性薬剤 1 6 の注入を終了したら、可撓管 1 5 をカテーテル 2 から引き出し、直ちに超音波変換子 3 から超音波 6 を照射し、投与した音響感受性薬剤 1 6 を局所的に活性化する（図 7 (C) 参照）。これにより、患部 1 2 が S D T により治癒される（図 7 (D) 参照）。

超音波の周波数は、例えば 0.03 ~ 25 MHz 程度を使用し、その照射エネルギーは 0.25 ~ 400 W / cm² 程度とすればよい。

【0028】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの変形例について説明する。

図 8 は、本発明のカテーテル 20 の構造を模式的に示し、(A) は斜視図、(B) は断面図である。図 8 に示す本発明のカテーテル 20 が、図 6 に示すカテーテル 2 と異なるのは、その断面 B - B に示すように、超音波変換子 3 が、カテーテルの中心軸 2 A に対して垂直方向から角度を持たせて配設されている点である。他の構成は、同じであるので説明は省略する。

【0029】

図 9 (A) ~ (D) は、本発明のカテーテル 20 を用いた S D T を説明する模式的な断面図であり、(A) は患部へ超音波プローブ 20 を挿入する状態、(B) は音響感受性薬

10

20

30

40

50

剤を患部に注入する状態、(C)は患部に超音波を照射する状態、(D)は術後の患部を示している。

本発明のカテーテル20によれば、超音波変換子3がカテーテルの中心軸に対して垂直方向から角度を持たせて配設されているので、超音波変換子3の前方斜め方向にある患部へSDTを施すことができる。他の構成は、図7と同じであるので説明は省略する。

【0030】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第2の実施形態について、図10~13を用いて説明する。

図10は、本発明の超音波プローブ10とバルーン部23とを備えたカテーテル22の構造を模式的に示す図であり、(A)はバルーン部23の斜視図、(B)はカテーテル22の断面図、(C)はカテーテル22の使用状態を示す断面図である。

図10(A)に示すように、本発明のカテーテルのバルーン部23は、可撓管24の先端部にシリコンゴムなどからなるバルーン25と、このバルーン25を可撓管24に固定するための固定手段26から構成されている。この固定手段26は、ワイヤーや帯などを用いることができる。このバルーン部23は、カテーテル22の貫通穴11に挿通される(図10(B)参照)。

図10(C)に示すように、バルーン部23は、可撓管24に水や生理食塩水などの液体27が注入されるとバルーン25が膨張する。このため、超音波変換子3と、患部12との間の空気が排除されて、超音波変換子3と患部12とが、バルーン25中の液体27を介して接触するようになる。この状態で超音波変換子3から超音波6を照射すると、液体27が音響整合層となり、超音波6を患部12に効率良く伝送することができる。

このカテーテル22によれば、バルーン部23を有しているので、超音波変換子3から照射される超音波6を患部12に効率良く集束できる。

【0031】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第2の実施形態の変形例について説明する。

図11は、本発明の超音波プローブとバルーンの変形例とを備えたカテーテル22Aの構造を模式的に示す図で、(A)がカテーテル22Aの斜視図、(B)がカテーテル22Aの断面図、(C)がカテーテル22Aの使用状態を示す断面図である。

図11(A)に示すように、本発明のカテーテル22Aは、その先端にバルーン部25と、バルーン部25に液体を注入するためのチューブ28とを有している。バルーン部25の先端部は、カテーテル22Aの外面及び貫通穴11に固定するための固定手段26、26Aを備えている。図示の場合には、バルーン部25が、カテーテル22Aの外面においてはワイヤー26で固定され、貫通穴11に対してはリング26Aで固定されている(図11(B)参照)。

図11(C)に示すように、バルーン部25に接続されているチューブ28に水や生理食塩水などの液体27が注入されると、バルーン部25の先端が膨張する。このため、超音波変換子3と、患部12との間の空気が排除されて、超音波変換子3と患部12とが、バルーン中の液体27を介して接触する。この状態で超音波変換子3から超音波6を照射すると、液体27が音響整合層となり、超音波6を患部12に効率良く伝送することができる。

【0032】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第2の実施形態のさらに別の変形例について説明する。

図12は、本発明の超音波プローブとバルーンの別の変形例とを備えたカテーテル22Bの構造を模式的に示す図であり、(A)はカテーテル22Bの斜視図、(B)はカテーテル22Bの断面図、(C)はカテーテル22Bの使用状態を示す断面図である。

図12(A)に示すように、本発明のカテーテル22Bは、その先端にバルーン部25と、バルーン部25に液体を注入するための貫通穴29と、を有している。この液体注入用の貫通穴29は、超音波変換子3の中心付近に設けた貫通穴3Dとは異なる位置に配設

10

20

30

40

50

している。

バルーン部 25 の先端部には、図 11 のカテーテル 22 A と同様に、外面及び貫通穴に固定するため固定手段 26 , 26 A が備えられている (図 12 (B) 参照)。図示しないが、バルーン部 25 に接続されている液体注入用の貫通穴チューブ 29 に水や生理食塩水などの液体が注入されると、バルーン部 25 の先端が膨張して超音波変換子 3 と患部 12 とがバルーン中の液体 27 を介して接触する。これにより、カテーテル 22 , 22 A と同様に液体が音響整合層となって超音波を患部に効率良く伝送することができる。

【0033】

上記カテーテル 22 , 22 A , 22 B によれば、バルーン部 23 , 25 を有しているの
で、超音波変換子 3 から照射される超音波 6 を患部 12 に効率良く集束できる。 10

【0034】

上記カテーテルにおいては、液体を音響整合層として用いたが、液体の代わりにゲルを用いてもよい。

図 13 は、本発明の超音波プローブを有するカテーテル 22 C の第 3 の実施形態を示す模式的な断面図である。図 13 に示すように、音響整合層となるゲル 30 は、貫通穴 11 を介して超音波変換子 3 と患部 12 の間に注入することができる。この場合、カテーテル 22 C は、ゲル 30 を注入する手段を備えている。このような注入手段としては、注射シリンジを用いることができる。

カテーテル 22 C によれば、上記のバルーン部 23 , 25 を備えたカテーテル 22 , 22 A , 22 B と同様に、超音波 6 を患部 12 に効率良く伝送することができる。このよう
なゲル 30 としては、高分子ポリマーに蒸留水を加えて、滅菌処理したゲルを用いること
ができる。 20

【0035】

本発明の超音波プローブ 1 , 10 は、その外径をおおよそ数 mm 以下とできるので、体内の患部に局所的に超音波を照射できる。この超音波プローブ 1 , 10 に用いる超音波変換子 3 が患部 12 に対して凹面形状を有しているの
で、患部 12 に効率よく超音波エネルギーを集束させることができる。

本発明の超音波プローブ 1 , 10 を用いたカテーテル 22 , 22 A , 22 B , 23 C によれば、患部 12 の直近まで接近して S D T を施すことができる。このため、体外から超音波を集束させて治療を行う集束超音波 (H I F U) の場合よりも、超音波が伝播する正常組織が減少し、さらに、患部 12 の正確な位置へ最適な強度の超音波を照射でき、正常組織 13 へ超音波が照射されないの
で、患者の負担がなくなる。また、H I F U よりも小さい超音波エネルギーで済むので、超音波駆動源を小型化でき、超音波プローブの小型化や低コスト化が図れる。 30

【0036】

さらに、超音波変換子に貫通穴を設けた構造により、音響感受性薬剤を注入するための針を内蔵でき、体内から局所にある患部へ音響感受性薬剤を注入し、その場で精密な集束超音波照射することができ、副作用のない効果的な治療が可能となる。

【0037】

本発明のカテーテルでは、体内から直接に音響感受性薬剤を注入し、注入した場所へ直接に集束超音波を照射できることから、非常に限られた範囲のみの薬剤が活性化でき、精密で効果的な治療が可能になる。また、従来の P D T、S D T では、1 回で必ずしも十分な量の投与と活性化ができないという問題があったが、本発明の構成によれば繰り返しの投与と照射も可能である。 40

さらに、DNA プラスミドを注入することにより、臨床上問題が指摘されているウイルスベクターを用いることなく、超音波による細胞膜透過性亢進を利用した体内局所の高効率遺伝子導入を実現することができる。

【0038】

次に、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第 3 の実施の形態について説明する。

図 1 4 は、本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第 3 の実施形態を模式的に示し、(A) は斜視図、(B) は(A) の C - C 線に沿う断面図である。

図 1 4 (A) に示すように、本発明のカテーテル 3 5 では、超音波変換子 3 に開口部 3 D を設け、この開口部がカテーテル 2 の貫通穴 1 1 と接続される点は、図 8 に示すカテーテル 2 0 と同じであるが、貫通穴 1 1 からカテーテルの外側へ光 3 6 を照射できる構成を有している。光 3 6 は、例えば、光ファイバーを用いて、カテーテル 2 の先端から光を照射することができる。この光源を導光する光ファイバーは貫通穴 1 1 に配設すればよい。この場合、カテーテルの基端側に半導体レーザなどの光源を配置し、光ファイバーをカテーテルの貫通穴 1 1 に挿通して照射すればよい。

【 0 0 3 9 】

図 1 5 は本発明のカテーテル 3 5 による光音響検出を説明する模式的な断面図である。図 1 5 において、カテーテル 3 5 から光 3 6 が照射される場合、超音波変換子 3 の焦点 7 に相当する位置に生体組織があるとす。この生体組織に光 3 6 が照射されるとその温度が上昇し、生体組織が膨張する。そして、光 3 6 の照射が止まると生体組織が収縮する。この生体組織が膨張したり収縮したりするときに音響 3 7 が発生する。この音響 3 7 は、超音波変換子 3 の圧電効果により、電気信号として検出することができる。さらに、超音波変換子 3 の生体組織側が凹面形状であるので、焦点 7 の近傍で発生する音響を感度良く検知することができる。これにより、本発明のカテーテル 3 5 は光音響検出カテーテルとして動作する。

【 0 0 4 0 】

上記のカテーテル 3 5 の超音波プローブは、図 6 に示す超音波プローブ 1 0 と置き換えてもよい。

図 1 6 は、本発明の超音波プローブ 1 0 を備えたカテーテル 3 5 A による光音響検出を説明する模式的な断面図である。図 1 5 と異なるのは、その断面 B - B に示すように、超音波変換子 3 が、カテーテルの中心軸 2 A に対して垂直方向に配設されている点であり、カテーテルの中心軸方向に光を照射することができる。他の構成は、同じであるので説明は省略する。

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の上記超音波プローブに使用する超音波変換子部の実施形態について、さらに詳しく説明する。

図 1 7 は、本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 1 の実施形態の構造を示す概略断面図である。図 1 7 に示すように、本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部 4 0 は、ベース部 4 1 上に被覆された第 1 の電極層 4 2 と、ベース部 4 1 の上部の第 1 の電極層 4 2 に導電性接着剤などにより固定される超音波変換子 3 と、第 1 の電極層 4 2 に被覆される絶縁層 4 3 と、この絶縁層 4 3 及び超音波変換子 3 の凹面部に形成される第 2 の電極層 4 4 を含んで構成される。

【 0 0 4 2 】

ベース部 4 1 は、高分子からなる絶縁体であり、例えば、ポリエステルなどを用いることができる。ベース部 4 1 の上部は、超音波変換子 3 の下部の形状に合わせ、その凸面部が密着するような形状に加工されている。

【 0 0 4 3 】

絶縁層 4 3 は、第 1 及び第 2 の電極層 4 2 , 4 4 を絶縁するための絶縁膜であり、各種絶縁材料を用いることができる。

【 0 0 4 4 】

電極層 4 2 , 4 4 の下部には、さらに、配線 4 5 , 4 6 が接続される。超音波変換子 4 0 からなる超音波プローブ 4 0 がカテーテル 2 などに組み込まれる場合には、この配線は、カテーテル 2 内を通過してカテーテル基端部に引き出されて、超音波変換子の駆動電源に接続される。

【 0 0 4 5 】

本発明の超音波変換子部 4 0 によれば、第 1 及び第 2 の電極層 4 2 , 4 4 及び絶縁層 4

10

20

30

40

50

3は、ベース部41と一体となって構成されているので、小型化を図ることができる。

【0046】

次に、このような超音波変換子部40の製造方法について説明する。

最初に、超音波変換子部40に用いる超音波変換子3の製造方法について、図18の概略断面図を参照して説明する。

最初に、バルクの圧電材料48を、所定の外径と、最終厚さよりも若干厚めの寸法を有する円板に成形加工を行なう(図18(A)参照)。

次に、高速の μm オーダーの加工精度を有するフライス盤を使用して、圧電材料48の表面側に凹面加工を行なう(図18(B)参照)。

続いて、圧電材料48の表面側において、凹面の中心に所定の寸法の穴を開け、貫通穴3Dの加工を行なう(図18(C)参照)。

最後に、圧電材料48の凹面加工した面とは反対側の面に凸面加工を施す(図18(D)参照)。このようにして、凹面3B、凸面部3A及び貫通穴3Dの加工を行ない、所定の寸法の超音波変換子3を製作することができる。

【0047】

上記のように製造した超音波変換子3を用いた超音波変換子部40の製造方法について説明する。

この超音波変換子部40は、基本的には、圧電材料を凹面形状に形成し、かつ、この凹面に貫通穴を設けて超音波変換子を形成する第1の工程と、超音波変換子を固定するベース部を形成する第2の工程と、ベース部の超音波変換子を固定する面に第1の電極層を形成する第3の工程と、ベース部に上記超音波変換子を固定する第4の工程と、超音波変換子の凹部表面に第2の電極層を形成する第5の工程とで製造され、好ましくは、超音波変換子に再分極を施す第6の工程を備える。また、第1の電極層が超音波変換子に接触していない部分が存在すれば、絶縁層で被覆する工程をさらに含む。

具体的には、下記の手順で製造する。

最初に、ベース部となる絶縁体41を、その上部に超音波変換子3を載置できるような形状に成形加工する。例えば、円柱状に成形した後で、その上部を成形加工して形成することができる。大量に製作する場合には、型を用いて高分子ポリマーの射出成形法により成形してもよい。

【0048】

ベース部41の底面以外の表面に第1の電極層42となる材料を所定の厚さに堆積し、第1の電極層42の下部に配線45を接続する。第1の電極層42は、蒸着法やメッキ法などで堆積することができる。

【0049】

そして、ベース部41上部に、超音波変換子の下部3A側の面を、導電性接着剤などにより固定する。

【0050】

ベース部41の底面及び超音波変換子3の凹面部3A以外の領域に絶縁層43を所定の厚さで被覆する。この工程で、ベース部41上に形成される第1の電極層42のうち、超音波変換子3の凹面部3Aに接触している部分以外を絶縁層43で被覆する。

【0051】

ベース部41を被覆する絶縁層43と、超音波変換子の凹面部3Bとに第2の電極層44となる材料を所定の厚さに堆積し、第2の電極層44の下部に配線46を接続する。第2の電極層44は、蒸着法やメッキ法などで堆積することができる。

【0052】

最後に、上記超音波変換子部40に所定直流電圧を所定時間印加して、再分極を行なうことが好ましい。これは、バルクの圧電材料から超音波変換子3の形状に成形した場合には、その形状に応じた最適化された分極分布には、必ずしもなっていないからである。

以上で、超音波変換子部40が作製され得る。この超音波変換子部40は、超音波変換子3とその電極が一体となるように形成されているので、上記超音波プローブ1,10の

何れにも適用できる。

【0053】

次に、本発明の上記超音波プローブに使用する超音波変換子の第2の実施形態について説明する。

図19は、本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第2の実施形態の構造を模式的に示す(A)断面図と、(B)超音波変換子部の電極配置を示す平面図である。図19に示す超音波変換子部50が、超音波変換子部40と異なるのは、その下面50Bの凹状面に、同心円状の電極51が形成されている点である。図示の場合には、超音波変換子部の下面50Bを5分割し、電極51A~51Eを形成しているが、この電極数は所定の数に設定することができる。また、超音波変換子部50の上面50Aには、全面に電極が形成され共通電極となっている。超音波変換子部50においては、超音波変換子の電極51A~51Eが、それぞれ、独立して超音波駆動源により駆動される、所謂電子スキャン方式の駆動をすることができる。この超音波変換子部50によれば、任意の距離に超音波を集束することができる。したがって、適宜の指向性を備えた最適な超音波ビームを生成することができる。

10

【0054】

本発明の上記超音波プローブに使用する超音波変換子部の第3の実施形態について説明する。

図20及び図21は、本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第3の実施形態の構造を模式的に示し、(A)は断面図、(B)は超音波変換子部の電極配置を示す平面図である。

20

図20に示す超音波変換子部55が、超音波変換子部50と異なるのは、その下面55Bの凹状面を同心円状に分割し、さらに放射状に分割した電極56を形成した点にある。図示の場合には、超音波変換子の下面55Bを5分割し、内側から2つの同心円を8分割し、内側から3つ目の同心円を16分割し、内側から4つ目及び5つ目の同心円を32分割した場合を示している。

【0055】

図21に示す超音波変換子部58が、超音波変換子部55と異なるのは、その下面58Bの凹状面を、縦、横にマトリクス状に分割して電極59を形成している点にある。

【0056】

上記の超音波変換子部55、58においては、超音波変換子の電極56、59を、それぞれ独立して、超音波駆動源により駆動する、所謂電子スキャン方式の駆動をすることができる。この超音波変換子部55、58によれば、任意の方向及び距離に超音波を集束することができる。したがって、適宜の指向性を備えた最適な超音波ビームを生成することができる。

30

【0057】

上記超音波プローブに使用する超音波変換子部の第4の実施形態について説明する。

図22は、本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部60の第4の実施形態の構造を模式的に示す断面図である。超音波変換子部60は、円筒状のベース部61と、ベース部の取付部61Aに対して取り付けられた超音波変換子62と、超音波変換子62に対して配線を行なうために設けられた第1電極63及び第2電極64と、を含み構成されている。図示の場合には、超音波変換子部60の貫通穴61Dは、円筒状のベース部61の中心軸に沿って配設している。ベース部61は、図17に示す超音波変換子部40と同様に、例えば液晶ポリマー等のポリマーから構成され、例えば精密立形加工装置を使用して微細加工により形成されている。

40

【0058】

超音波変換子62は、角柱又は円柱などに形成されたPZTなどから成る圧電セラミックスアレイ62Aを可撓性を有するポリマー62Bに埋め込むことで構成されている。

【0059】

さらに、ベース部の取付部61Aは、曲率半径rを備えるように半球状に形成されてい

50

る。超音波変換子 6 2 は、上記ベース部の取付部 6 1 A の凹状の表面に対して押し型を使用して密着され、例えば導電性接着剤等により固定される。超音波変換子 6 2 の上面 6 2 B は、当該取付部 6 1 A の表面形状と実質的に同じ曲率半径を備え、超音波の照射方向に対して凹面形状を有するようになっている。

【0060】

図 2 3 は、図 2 2 の超音波変換子 6 2 が上記ベース部の取付部 6 1 A に固定される前の形状を模式的に示す斜視図である。超音波変換子 6 2 は、所謂 1 - 3 コンポジット構造であって、例えば、縦 25 μm × 横 25 μm の面を有する角柱に形成された P Z T などから成る圧電セラミックスアレイ 6 2 A を可撓性を有するポリマー 6 2 B に埋め込むことにより構成されている。

10

1 - 3 コンポジット構造とは、本発明において言えば、P Z T とポリマーとの配置関係であり、具体的に言えば、角柱に形成された P Z T の上面と底面とを除く全側面をポリマーが覆うように、P Z T まわりにポリマーが配置されている構造を言う。因みに、直方体の P Z T の全周、全ての面（六面）をポリマーが覆うような配置構造を 0 - 3 コンポジット構造と言う。

【0061】

第 1 電極 6 3 は、例えば Ni / Cu 等から構成されており、ベース部 6 1 の先端面にて、取付部 6 1 A を含む表面全体に例えば無電解めっき等により形成される。また、第 2 電極 6 4 は、例えば Cr / Au 等から構成され、ベース部 6 1 の表面全体に例えば無電解めっき等により形成されている。

20

【0062】

ベース部 1 1 の先端面は、超音波素子 6 2 がそれぞれ取り付けられる取付部 6 1 A 以外の領域にて、第 1 電極 6 3 上に絶縁層 6 5 が形成されている。この絶縁層 6 5 は、例えばエポキシ樹脂により構成されており、第 1 電極 6 3 と第 2 電極 6 4 を互いに電氣的に絶縁するようになっている。

【0063】

超音波変換子部 6 0 によれば、超音波変換子 6 2 が凹面形状を有する曲面に配設しているので、効率よく超音波エネルギーを集束させることができる。また、超音波変換子 6 2 を、1 - 3 コンポジット構造などから形成することができるので、超音波変換子部 6 0 の小型化や多素子化を図ることができる。

30

【0064】

上記超音波変換子部 4 0 , 5 0 , 5 5 , 6 0 は、何れも本発明の超音波プローブ 1 又は 1 0 に使用できる。上記超音波変換子部の超音波変換子に設ける貫通穴は、専ら凹面部の中心に設けるとして説明をしてきたが、凹面部の中心から偏心した位置に設けてもよい。つまり、貫通穴は、超音波変換子の集束効果を損なわない限りは任意の位置に設けることができる。また、本発明の超音波プローブ 1 又は 1 0 を用いたカテーテルとしては、内視鏡を備えたカテーテルでもよい。

【実施例 1】

【0065】

次に、実施例により本発明をさらに詳しく説明する。

40

実施例 1 では、圧電材料として P Z T を使用した超音波変換子部 4 0 を製作した。第 1 の工程として、P Z T を図 1 8 に示した方法で、高速フライス盤を使用して加工し、超音波変換子 3 を製作した。超音波変換子 3 の厚さは、0 . 6 mm で、外径は 6 mm、凹面 3 B 側の直径は 5 mm である。そして、凹面 3 B の曲率半径は 1 0 mm とした。

【0066】

第 2 の工程では、ベース部 4 1 をポリエチレンを材料として、高速フライス盤を使用して成形加工した。このベース部 4 1 の外径は 7 mm とした。

【0067】

第 3 の工程では、ベース部 4 1 の底面以外の表面に第 1 の電極層 4 2 となる Ni を、無電解めっきにより形成した、厚さは数 μm である。形成した Ni 電極層 4 2 の下部には、

50

銅細線からなる配線 4 5 を半田付けにより接続した。

【 0 0 6 8 】

第 4 の工程では、ベース部 4 1 上部の第 1 の電極層 4 2 に、超音波変換子の下部 3 A 側の面を、導電性接着剤により接着し固定した。

【 0 0 6 9 】

第 5 の工程として、第 1 の電極層 4 2 のうち、超音波変換子 3 の凹面部 3 A に接触している部分以外の領域をエポキシ樹脂により被覆して、厚さが数 1 0 ~ 数 1 0 0 μm の絶縁層 4 3 を形成した。

【 0 0 7 0 】

第 6 の工程では、超音波変換子の上面及び絶縁層 4 3 に第 2 の電極層 4 4 を形成した。第 2 の電極層 4 4 は 2 層構造からなり、最初に厚さが数 μm の Cu を無電解めっきにより形成し、次に厚さが数 μm の Au を電解メッキにより形した。Au 層は、Cu 層の酸化を防ぐために形成した。そして、形成した Cu 及び Au からなる電極層 4 4 の下部には、銅細線からなる配線 4 6 を半田付けにより接続した。

【 実施例 2 】

【 0 0 7 1 】

実施例 2 では、実施例 1 の工程に、さらに、第 7 の工程として、再分極工程を施した。具体的には、超音波変換子部 4 0 を 1 2 0 に保持して、配線 4 5 , 4 6 間に 5 0 0 V の電圧を 3 0 分印加して、再分極を行なった。

【 0 0 7 2 】

次に、実施例 1 及び 2 の超音波変換子部 4 0 について、超音波プローブ 1 0 として組み立て、その超音波照射特性を測定した。

図 2 4 は、実施例 1 及び 2 の超音波プローブ 1 0 の超音波照射特性を測定した回路の構成を示す模式図である。超音波照射特性の測定装置 7 0 においては、実施例の超音波プローブ 1 0 は図示しない水槽に配置され、パルサー 7 1 により駆動して、超音波 6 を発生する。照射された超音波 6 は、その前方に配置される水中マイク 7 2 により検出した。水中マイク 7 2 は水中を伝播する超音波 6 による圧力波を電気信号に変換し、増幅器 7 3 により増幅して、オシロスコープ 7 4 で表示される。パルサーからのトリガー信号 7 1 A がオシロスコープ 7 4 に入力されている。

【 0 0 7 3 】

水中マイク 7 2 は 3 次元可動ステージ 7 5 に載置され、その位置はコンピュータ 7 6 により制御されている。3 次元の座標は図示するように、超音波プローブ 1 0 の中心軸方向が超音波の伝播方向である。そして、Z 方向に垂直な平面が X , Y 方向である。

【 0 0 7 4 】

図 2 5 及び図 2 6 は、それぞれ、実施例 1 及び 2 の超音波照射特性を示す図である。各図において、(A) は三次元での超音波エネルギー分布であり、縦軸が規格化圧力を示している。そして (B) が、超音波エネルギー分布の X Y 方向の強度分布を示している。

実施例 1 の超音波プローブ 1 0 から照射される超音波は、図 2 5 から明らかなように、Z 軸方向に伝播し、しかも集束する分布が得られることが分かった。焦点における超音波の電力密度は、 $0.43 \text{ W} / \text{cm}^2$ であった。

【 0 0 7 5 】

実施例 2 の超音波プローブ 1 0 から照射される超音波は、図 2 6 から明らかなように、Z 軸方向に伝播し、しかも集束性が実施例 1 の場合よりも良好であることが分かった。焦点における超音波の電力密度は、 $1.05 \text{ W} / \text{cm}^2$ であり、実施例 1 の約 2.5 倍となった。実施例 1 及び 2 で用いた超音波変換子 4 0 の共振周波数は、約 3.2 MHz であった。この共振周波数は、P Z T の厚さや寸法により変更可能である。

【 0 0 7 6 】

上記実施例 1 及び 2 の超音波プローブ 1 0 によれば、その照射エネルギーは、S D T で必要とされる照射エネルギーの下限である $0.25 \text{ W} / \text{cm}^2$ の 2 ~ 4 倍の照射エネルギーが得られた。したがって、実施例 1 及び 2 の超音波プローブは、十分に S D T に使用で

10

20

30

40

50

きる。また、実施例 2 の超音波プローブ 10 の照射エネルギーが、実施例 1 のそれよりも約 2.5 倍に増大し、かつ集束性が改善されたが、これは、第 7 の工程で再分極化を行なったことに起因している。したがって、第 7 工程の再分極工程が効果的であることが判明した。

【0077】

本発明はこれら実施例に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した発明の範囲内で種々の変形が可能であり、それらも本発明の範囲内に含まれることはいうまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0078】

10

【図 1】本発明による超音波プローブの一実施の形態の構成を示す概略断面図である。

【図 2】図 1 の超音波プローブにおける超音波変換子の構成を示す拡大断面図である。

【図 3】音響整合層を備えた超音波変換子の拡大断面を示す図である。

【図 4】本発明の超音波プローブの動作を模式的に説明する斜視図である。

【図 5】本発明の超音波プローブにおいて、超音波の照射方向に角度をもたせた場合の動作を模式的に説明する斜視図である。

【図 6】本発明のカテーテルの構造を模式的に示し、(A) は斜視図、(B) は断面図である。

【図 7】本発明のカテーテルを用いた S D T を説明する模式的な断面図であり、それぞれ (A) は患部への超音波プローブの挿入状態、(B) は音響感受性薬剤の患部への注入、(C) は超音波照射、(D) は術後の患部を示している。

20

【図 8】本発明のカテーテルの構造を模式的に示し、(A) は斜視図、(B) は断面図である。

【図 9】本発明のカテーテルを用いた S D T を説明する模式的な断面図であり、それぞれ (A) は患部への超音波プローブの挿入、(B) は音響感受性薬剤の感付への注入、(C) は超音波照射、(D) は術後の患部を示している。

【図 10】本発明の超音波プローブとバルーン部とを備えたカテーテルの構造を模式的に示し、(A) はバルーン部の斜視図、(B) はカテーテルの断面図、(C) はカテーテルの使用状態を示す断面図である。

【図 11】本発明の超音波プローブとバルーンの変形例とを備えたカテーテルの構造を模式的に示し、(A) はカテーテルの斜視図、(B) はカテーテルの断面図、(C) はカテーテルの使用状態を示す断面図である。

30

【図 12】本発明の超音波プローブとバルーンの別の変形例とを備えたカテーテルの構造を模式的に示し、(A) はカテーテルの斜視図、(B) はカテーテルの断面図、(C) はカテーテルの使用状態を示す断面図である。

【図 13】本発明の超音波プローブを有するカテーテルの第 3 の実施形態を示す模式的な断面図である。

【図 14】上記第 3 の実施形態によるカテーテルを模式的に示し、(A) は斜視図、(B) は (A) の C - C 線に沿う断面図である。

【図 15】本発明のカテーテルによる超音波検出を説明する模式的な断面図である。

40

【図 16】本発明の超音波プローブを備えたカテーテルによる超音波検出を説明する模式的な断面図である。

【図 17】本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 1 の実施形態の構造を示す概略断面図である。

【図 18】超音波変換子の製造方法を説明する概略断面図である。

【図 19】本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 2 の実施形態の構造を模式的に示し、(A) は断面図、(B) は超音波変換子部の電極配置を示す平面図である。

【図 20】本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 3 の実施形態の構造を模式的に示し、(A) は断面図、(B) は超音波変換子部の電極配置を示す平面図である

50

。

【図 2 1】本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 3 の実施形態の構造を模式的に示し、(A) は断面図、(B) は超音波変換子部の電極配置を示す平面図である。

。

【図 2 2】本発明の超音波プローブに使用する超音波変換子部の第 4 の実施形態の構造を模式的に示す断面図である。

【図 2 3】図 2 2 の超音波変換子がベース部の取付部に固定される前の形状を模式的に示す斜視図である。

【図 2 4】実施例 1 及び 2 の超音波プローブの超音波照射特性を測定した回路の構成を示す模式図である。

10

【図 2 5】実施例 1 の超音波照射特性を示す図である。

【図 2 6】実施例 2 の超音波照射特性を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

1 , 1 0 : 超音波プローブ

2 , 2 0 , 2 2 A , 2 2 B , 2 2 C : カテーテル

3 , 6 2 : 超音波変換子

4 : カテーテル外部

5 : 音響整合層

6 : 超音波変換子から照射される超音波

20

7 : 焦点

1 1 : 貫通穴

1 2 : 患部

1 3 : 正常な組織

1 4 : 注射針

1 5 , 2 4 : 可撓管

1 6 : 音響感受性薬剤

2 3 : バルーン部

2 5 : バルーン

2 6 , 2 6 A : 固定手段

30

2 7 : 液体

2 8 : チューブ

2 9 : 液体注入用の貫通穴

3 0 : ゲル

3 5 , 3 5 A : 光音響検出カテーテル

3 6 : 光

3 7 : 音響

4 0 , 5 0 , 5 5 , 5 8 , 6 0 : 超音波変換子部

4 1 : ベース部

4 2 : 第 1 の電極層

40

4 3 : 絶縁層

4 4 : 第 2 の電極層

4 5 , 4 6 : 配線

4 8 : 圧電材料 (P Z T)

5 1 , 5 6 , 5 9 : 分割電極

6 1 : ベース部

6 1 A : 取付部

6 2 A : 圧電セラミックスアレイ

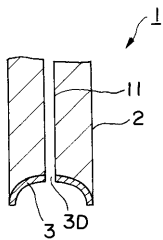
6 2 B : ポリマー

6 3 : 第 1 電極

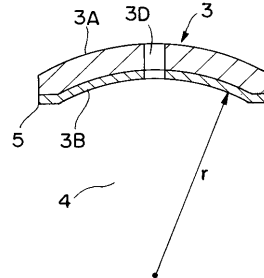
50

- 64 : 第2電極
- 70 : 超音波照射特性の測定装置
- 71 : パルサー
- 71A : トリガー信号
- 72 : 水中マイク
- 73 : 増幅器
- 74 : オシロスコープ
- 75 : 3次元可動ステージ
- 76 : コンピュータ

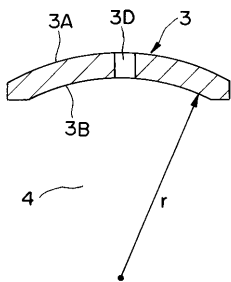
【図1】



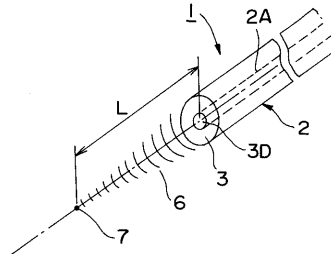
【図3】



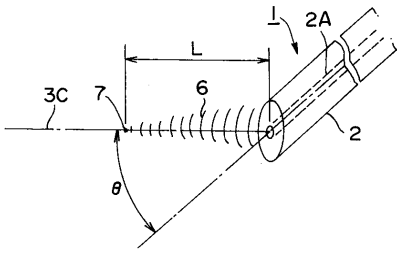
【図2】



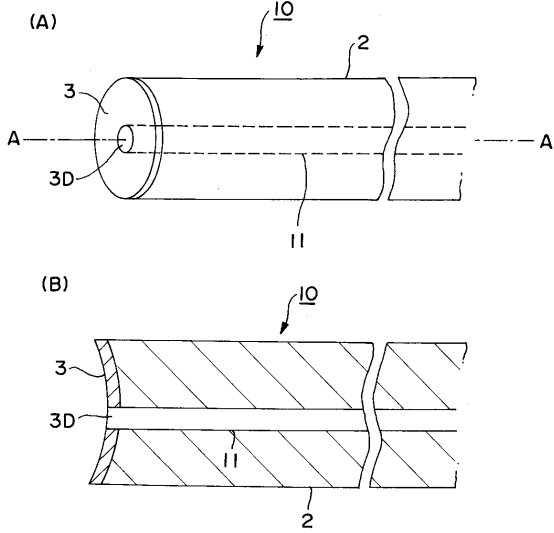
【図4】



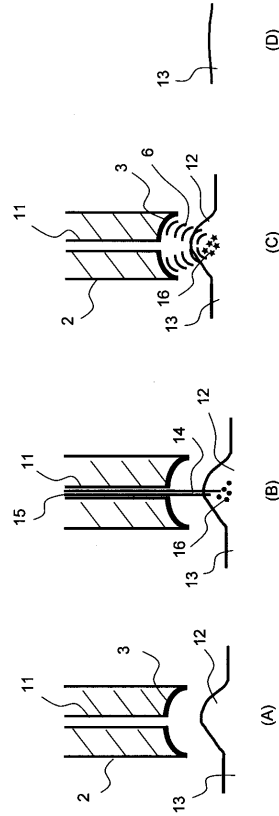
【 図 5 】



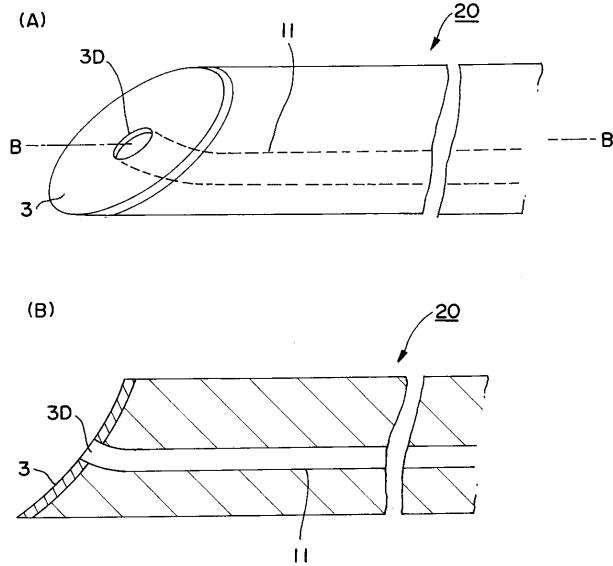
【 図 6 】



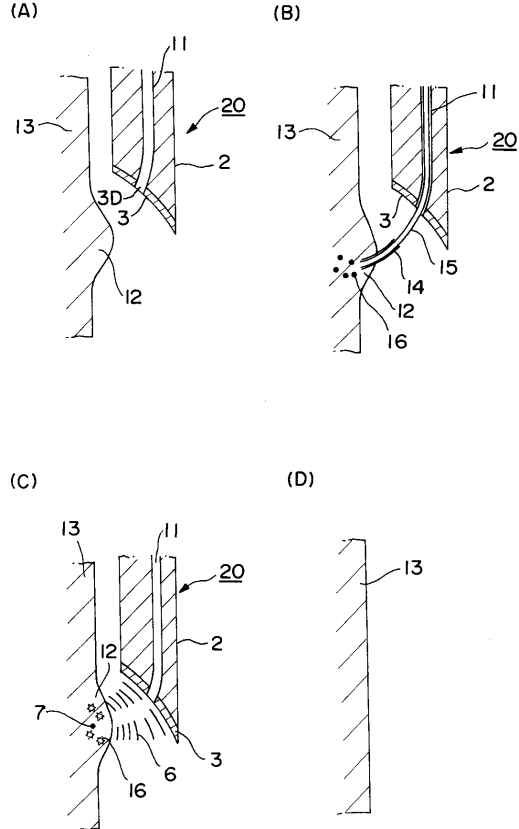
【 図 7 】



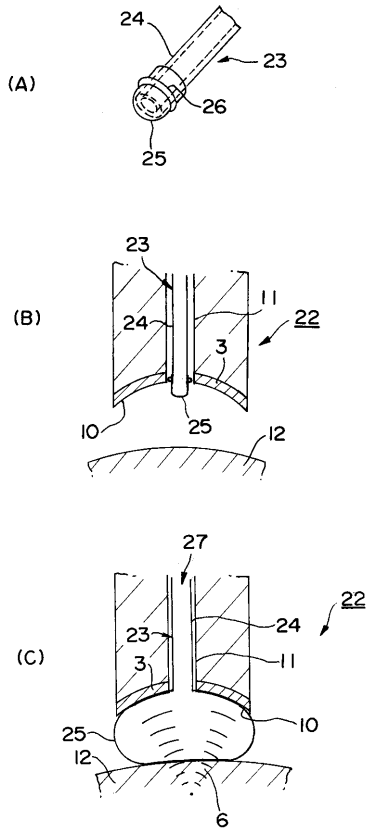
【 図 8 】



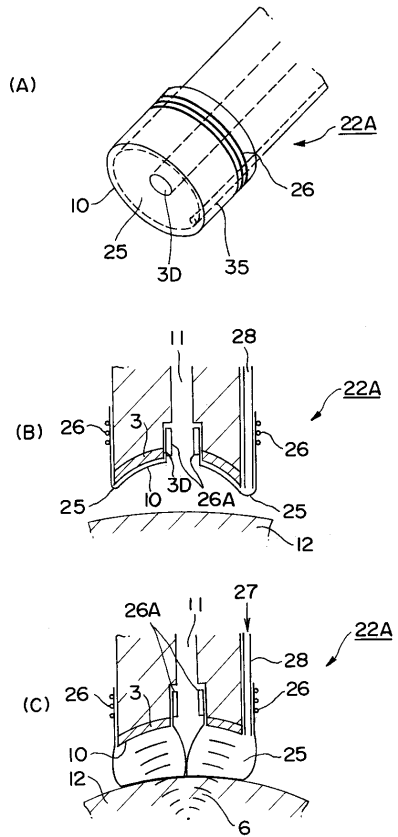
【 図 9 】



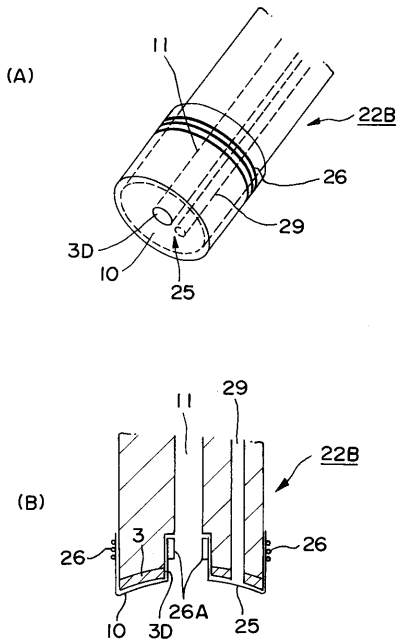
【 図 1 0 】



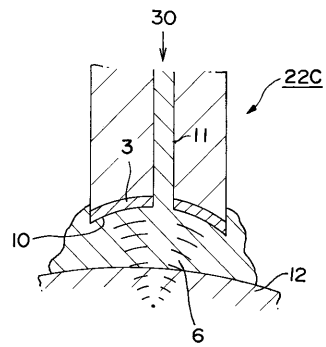
【 図 1 1 】



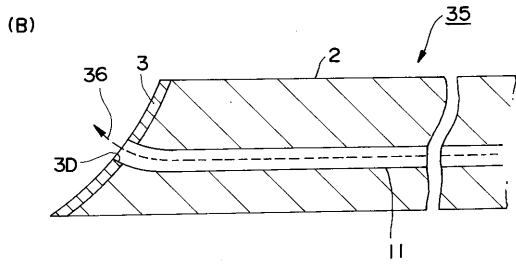
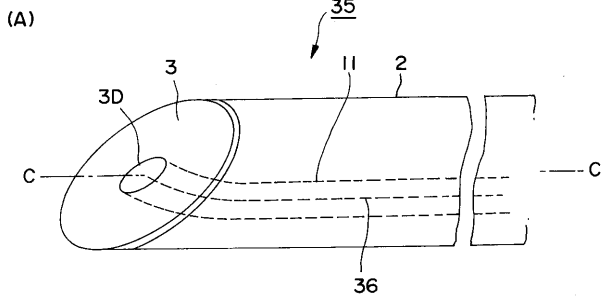
【 図 1 2 】



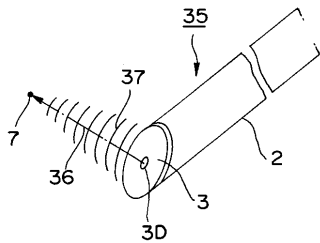
【 図 1 3 】



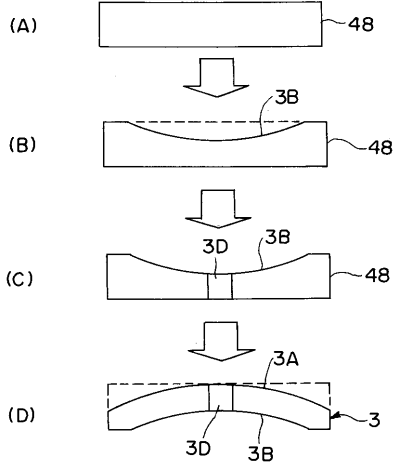
【 図 1 4 】



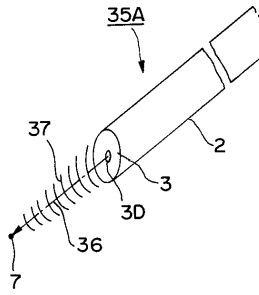
【 図 1 5 】



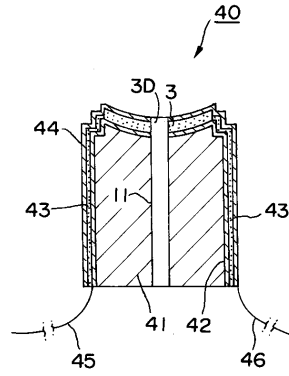
【 図 1 8 】



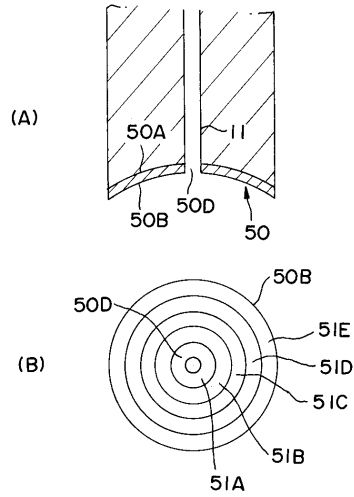
【 図 1 6 】



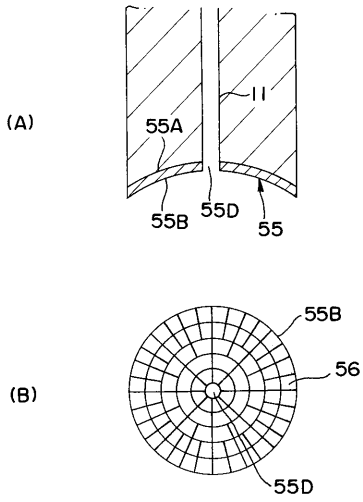
【 図 1 7 】



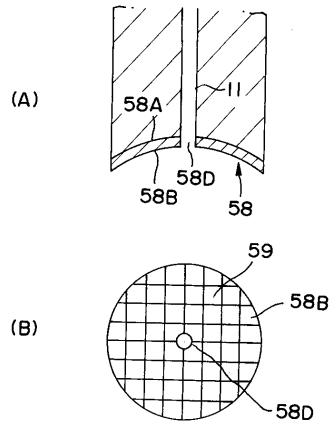
【 図 1 9 】



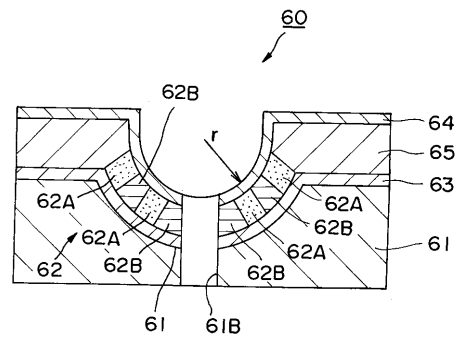
【 図 2 0 】



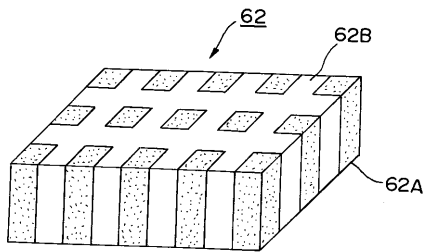
【 図 2 1 】



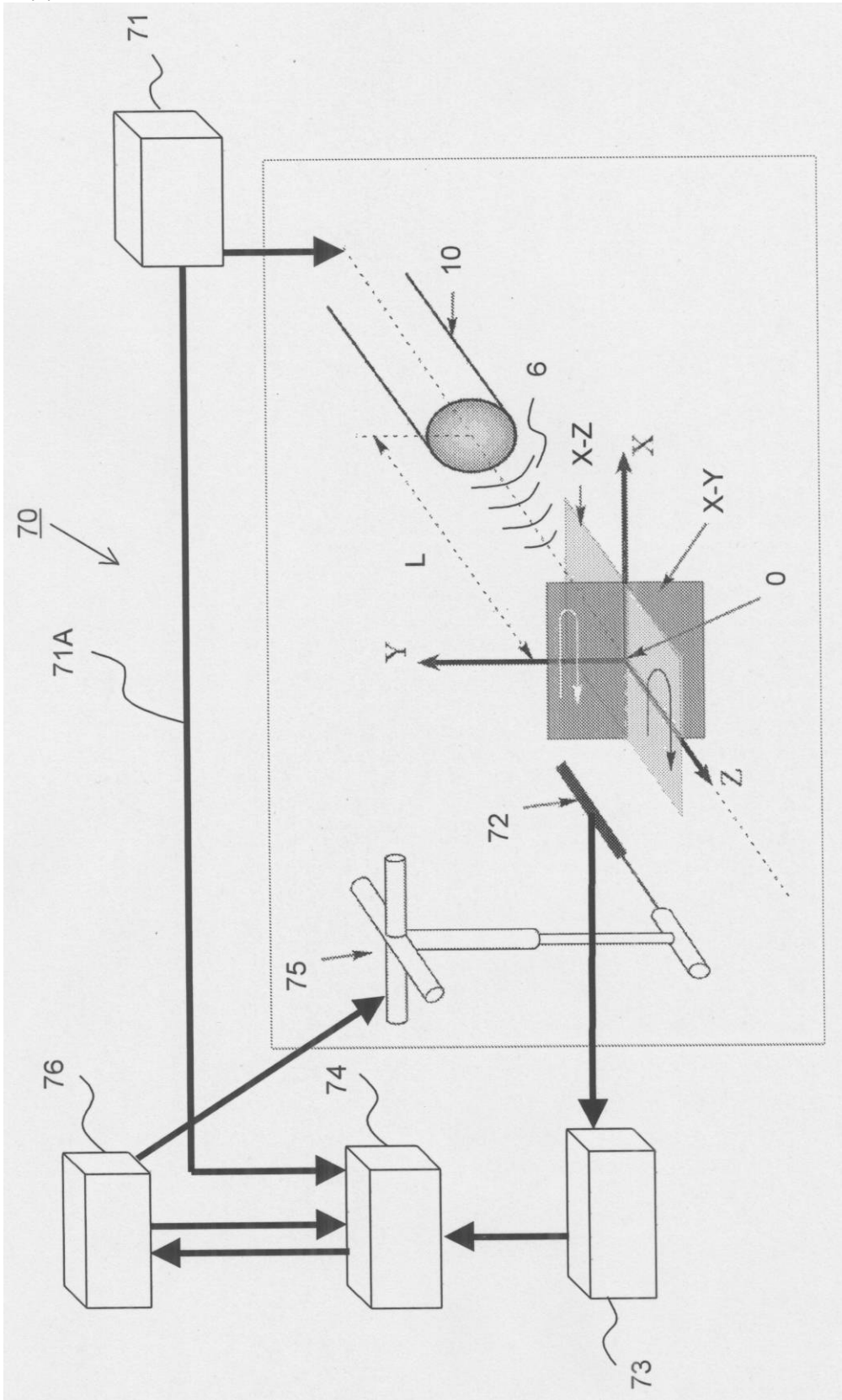
【 図 2 2 】



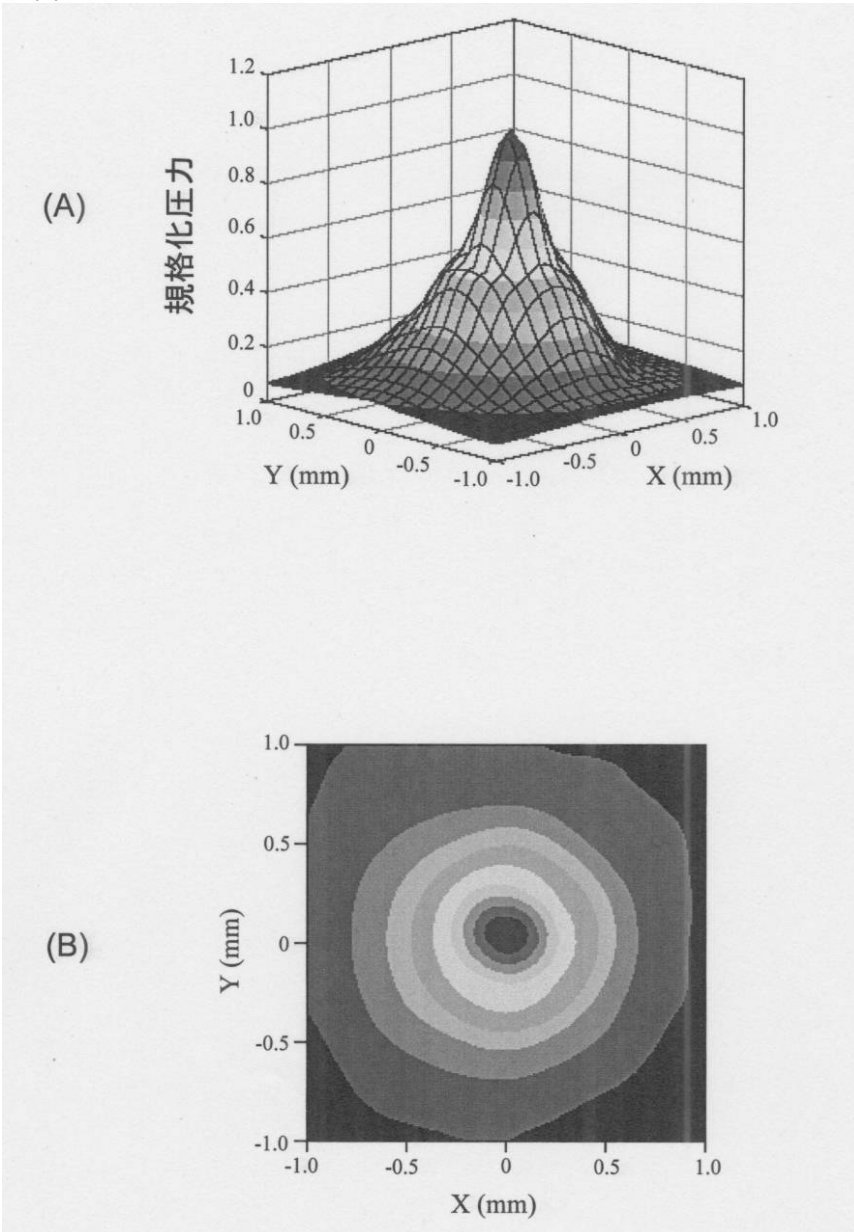
【 図 2 3 】



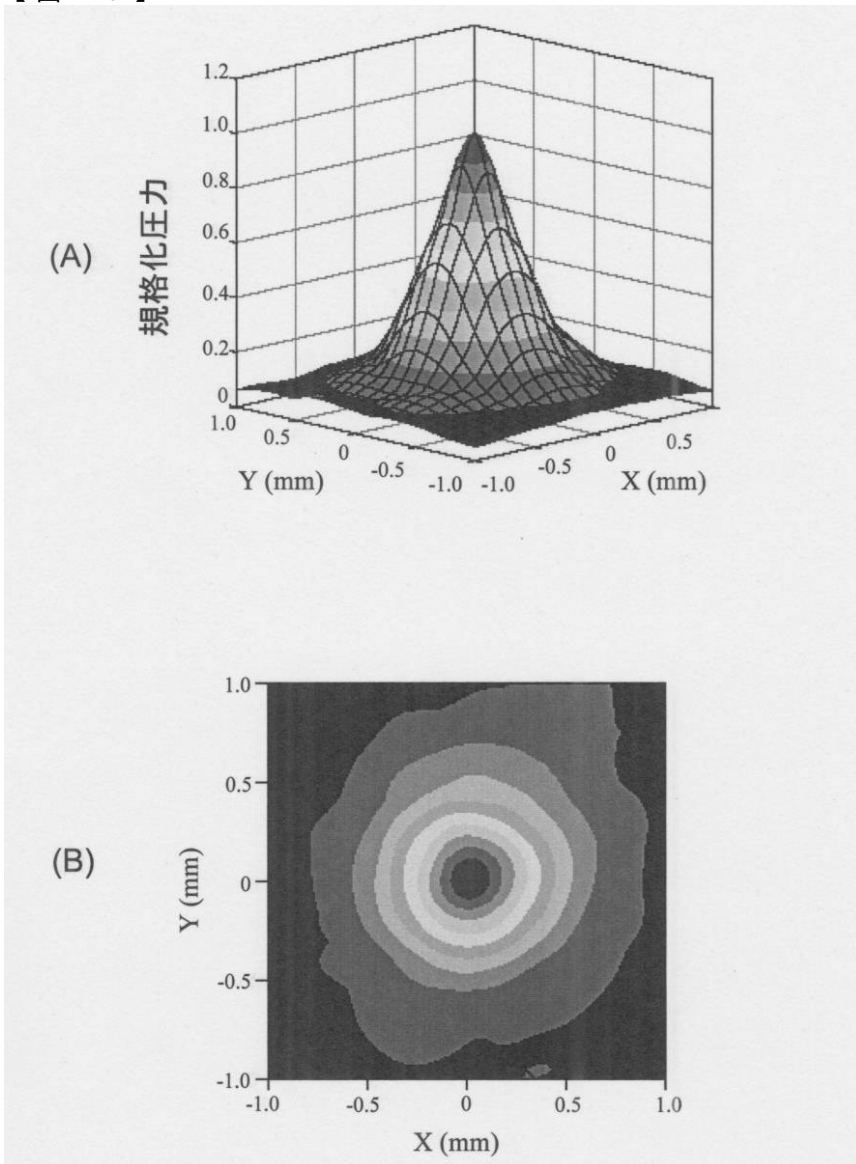
【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 M 31/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J	
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y	
	A 6 1 M 25/00 4 1 0 Z	
	A 6 1 M 31/00	

(72)発明者 伊関 洋

東京都荒川区西日暮里 3 - 7 - 3 3 諏訪ヴァンペール1階

Fターム(参考) 4C066 AA09 BB10 FF01 LL30 QQ52
4C167 AA02 AA06 AA71 BB02 BB26 BB28 BB45 CC07 DD10 GG02
GG26
4C601 BB02 BB06 DD14 DE16 EE09 FE03 FE04 FF15 FF16 GA03
GB05 GB13 GB26 GB40 GB41 GB44 GB45 GC03 GC13
5D019 AA02 AA06 AA25 BB02 FF04 GG01 GG09 HH01

专利名称(译)	超声探头，使用该探头的导管及其制造方法		
公开(公告)号	JP2006314474A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005138883	申请日	2005-05-11
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学		
[标]发明人	芳賀洋一 安居晃啓 伊関洋		
发明人	芳賀 洋一 安居 晃啓 伊関 洋		
IPC分类号	A61B8/12 A61M25/00 H04R1/02 H04R1/40 H04R17/00 A61M31/00		
FI分类号	A61B8/12 A61M25/00.314 H04R1/02.330 H04R1/40.330 H04R17/00.330.G H04R17/00.330.J H04R17/00.332.Y A61M25/00.410.Z A61M31/00 A61B8/13 A61B8/14 A61M25/00.530 A61M25/00.600 A61M25/10		
F-TERM分类号	4C066/AA09 4C066/BB10 4C066/FF01 4C066/LL30 4C066/QQ52 4C167/AA02 4C167/AA06 4C167/AA71 4C167/BB02 4C167/BB26 4C167/BB28 4C167/BB45 4C167/CC07 4C167/DD10 4C167/GG02 4C167/GG26 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/GB05 4C601/GB13 4C601/GB26 4C601/GB40 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GC03 4C601/GC13 5D019/AA02 5D019/AA06 5D019/AA25 5D019/BB02 5D019/FF04 5D019/GG01 5D019/GG09 5D019/HH01 4C267/AA02 4C267/AA06 4C267/AA71 4C267/BB02 4C267/BB26 4C267/BB28 4C267/BB45 4C267/CC07 4C267/DD10 4C267/GG02 4C267/GG26		
代理人(译)	平山和幸 筱田哲也		
其他公开文献	JP4677557B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声探针，使用该超声探针的导管及其制造方法，其适合于通过聚焦超声辐射进行局部药物施用和药物作用表现。一种使用布置在导管（2）的尖端处的超声换能器（3）的超声探头（10），其中超声换能器（3）在超声辐射方向上具有凹形形状并且穿透超声换能器。设有孔11。凹面可以是具有曲率半径r的球面的一部分。利用该超声波探头，可以将超声波聚焦在凹面的焦点上。使用该超声波探头的导管或内窥镜可以通过通孔11将声敏感剂注入患处，并有效地执行施加超声波的声机械疗法（SDT）。[选择图]图6

