(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3844869号
(P3844869)
(45)発行日　平成18年11月15日(2006.11.15)　(24)登録日　平成18年8月25日(2006.8.25)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/12 (2006.01)　A61B 8/12

請求項の数 7　(全 17 頁)

(21)出願番号　特願平10-9989
(22)出願日　平成10年1月22日(1998.1.22)
(65)公開番号　特開平11-206759
(43)公開日　平成11年8月3日(1999.8.3)
審査請求日　平成14年8月28日(2002.8.28)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
(74)代理人　100083552
弁理士　秋田　収喜
(72)発明者　横澤　宏一
東京都国分寺市東恋ケ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　梅村　晋一郎
東京都国分寺市東恋ケ窪一丁目２８０番地
株式会社日立製作所　中央研究所内

審査官　後藤　順也

最終頁に続く

(54)【発明の名称】針状超音波探触子および超音波診断装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

先端が棒状または穿刺針状をなす直線状もしくは屈曲可能な構造をなし、生体内に挿入または刺入して、側面に設けた超音波変換手段から超音波信号を周囲の生体組織に送受波する針状超音波探触子において、

延在方向と垂直をなす軸に対して回転対称をなす曲面形状に形成された凹面部を有する基材部と、前記凹面部に沿って形成された超音波変換手段とを具備し、

前記基材部の前記凹面部が形成される面と対向する側の面を、前記凹面部の軸線と直交する面を有しない形状とし、前記基材部および前記超音波変換手段は絶縁膜で覆われており、前記基材部の内で前記凹面部が形成される面と対向する側の面の形状を、前記凹面部と軸線を共有する円錐状とすることを特徴とする超音波探触子。

【請求項２】

先端が棒状または穿刺針状をなす直線状もしくは屈曲可能な構造をなし、生体内に挿入または刺入して、側面に設けた超音波変換手段から超音波信号を周囲の生体組織に送受波する針状超音波探触子において、

延在方向と垂直をなす軸に対して回転対称をなす曲面形状に形成された凹面部を有する基材部と、前記凹面部に沿って形成された超音波変換手段とを具備し、

前記基材部の前記凹面部が形成される面と対向する側の面を、前記凹面部の軸線と直交する面を有しない形状とし、前記基材部および前記超音波変換手段は絶縁膜で覆われており、前記基材部の内で前記凹面部が形成される面と対向する側の面に、基材の材質と超音

波の周波数とから決定される波長の１／２以上の差を有する凹凸を設けたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項３】

先端が棒状または穿刺針状をなす直線状もしくは屈曲可能な構造をなし、生体内に挿入または刺入して、側面に設けた超音波変換手段から超音波信号を周囲の生体組織に送受波する針状超音波探触子において、

延在方向と垂直をなす軸に対して回転対称をなす曲面形状に形成された凹面部を有する基材部と、前記凹面部に沿って形成された超音波変換手段とを具備し、

前記基材部の内で前記凹面部が形成される面と対向する側の面に、超音波を吸収するダンピング材または音響整合層膜を形成し、前記基材部および前記超音波変換手段は絶縁膜で覆われており、前記音響整合層膜は、前記基材部の音響インピーダンスと生理食塩水の音響インピーダンスとの間の値の音響インピーダンスを有し、その厚さが送受波する超音波の中心周波数の１／４もしくはその整数倍であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項４】

先端が棒状または穿刺針状をなす直線状もしくは屈曲可能な構造をなし、生体内に挿入または刺入して、側面に設けた超音波変換手段から超音波信号を周囲の生体組織に送受波する針状超音波探触子において、

延在方向と垂直をなす軸に対して回転対称をなす曲面形状に形成された凹面部を有する基材部と、前記凹面部に沿って形成された超音波変換手段とを具備し、

前記基材部の前記凹面部が形成される面と対向する側の面を、前記凹面部の軸線と直交する面を有しない形状とし、前記基材部および前記超音波変換手段は絶縁膜で覆われており、前記超音波変換手段は、圧電薄膜と、該圧電薄膜に駆動電圧を供給し、前記圧電薄膜の出力電圧を感知する電極部と、該電極部を覆う絶縁体膜を具備し、

前記絶縁体膜に液体の音響伝搬体が接触しており、前記絶縁体膜は、前記圧電薄膜の音響インピーダンスと前記音響伝搬体の音響インピーダンスとの間の値の音響インピーダンスを有し、その厚さが送受波する超音波の中心周波数の１／４もしくはその整数倍であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項５】

前記凹面部を前記外針部の側面部分に設けたことを特徴とする請求項１乃至４のいずれか１項に記載の超音波探触子。

【請求項６】

超音波を送受波する超音波変換手段を有する超音波探触子と、受波した超音波から超音波像を構成する信号処理手段と、超音波像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置において、請求項１乃至５のいずれか１項に記載の超音波探触子を用いることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項７】

前記円錐の先端の頂角は１２０°であることを特徴とする請求項１に記載の超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、針状超音波探触子および超音波診断装置に関し、特に、体内深層部や管腔壁等の微細な組織性状や構造を実時間で計測する超音波診断装置の針状超音波探触子（針状超音波プローブ）に適用して有効な技術に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

臓器に発生した病変を診断する方法として生体検査（バイオプシ）が知られている。この生体検査は、超音波撮像装置で体腔内の臓器を描出しながら、穿刺針を病変部まで刺入し、針の内部に病変部の生体組織を導入して採取し、この生体組織を鑑別して病名の診断を行うものである。しかしながら、この診断方法では生体組織を体外に摘出した後に、固定

および染色してから検査を行う必要があるので、ただちに診断することができず、また取り出した生体組織が生体内の状態から変化してしまうという問題があった。

【０００３】

これらの問題を解決する方法として、穿刺針に超音波変換器を取り付けて直接病変部に刺入し、病変部の組織性状を測定したり、周囲の生体組織を画像化する針状超音波プローブが提案されてきた。特に、周囲の組織を画像化することを目的としたプローブの例としては、特公平５－９０９７号（以下、「文献１」と記す）のごとく、外針の一部に開口部を設けて内針側面に実装した超音波変換器を露出させ、これを走査するようにしたものや、ウルトラソニックイメージング誌１５巻１－１３ページ（Ultrasonic Imaging Vol.15 pp.1-13 (1993)）（以下、「文献２」と記す）のごとく、外針の先端から超音波変換器を実装した内針を露出させるものなどが知られていた。これらの例では、針の軸に垂直な平面、または針の軸を含む平面の画像、いわゆるＢモード像を得る構成であった。ただし、これらの針状超音波プローブを用いた場合では、生体組織による超音波の吸収の制限のために、この方式で用いられる超音波の周波数はおおむね１００ＭＨｚ以下であった。

【０００４】

さらには、ウルトラソニックイメージング誌１８巻２３１－２３９ページ（Ultrasonic Imaging Vol.15 pp.231-239 (1996)）（以下、「文献３」と記す）等では、１００ＭＨｚ以上の高周波、高分解能の超音波変換器を搭載した針状または棒状の超音波プローブ用い、これを生体組織内で回転方向、軸方向に機械的に走査して針の周囲の円筒形の面の画像、いわば円筒型Ｃモードを得る方式が提案されていた。

【０００５】

以上に示す文献１～３とは別に、血管、消化管、胆管、膵管および尿管などの管腔壁にできた腫瘤の深達度の診断などを目的とする超音波プローブが知られている。この超音波プローブは、血管内超音波プローブあるいは細径超音波プローブなどと呼ばれており、管腔内に挿入できる径の細い、屈曲可能なプローブであった。この超音波プローブを用いた計測では、超音波の周波数は最大４０ＭＨｚ程度でＢモードの撮像を行っていた。

【０００６】

このように、被検体への負担を軽減しつつ体内深層部の微細構造を描画するために、医療用超音波プローブは、細径化および高周波化するのが一つの技術潮流になっている。これらのプローブの直径は、概ね５ｍｍ以下であった。なお、本願明細書中においては、以下、これらのプローブを、「細径超音波プローブ」または「細径プローブ」と総称する。

【０００７】

以上説明したように、画像化を目的とした医療用の細径超音波プローブでは、超音波変換器に音響レンズが設けられ、これによって超音波を収束させて高い分解能を得るのが一般的であった。たとえば、文献３に記載の細径超音波プローブでは、音響レンズ材（以下、「基材」と記す）については、周囲の生体組織に対向する面に音響レンズを設け、その反対面に下部電極、圧電薄膜、上部電極の３層膜を形成した構造であった。この構成では、圧電薄膜で発生した超音波（送波時の超音波）は、基材内部を伝搬して反対面の音響レンズに達し、収束して焦点を結んでいた。

【０００８】

一方、超音波顕微鏡用の超音波変換器を主たる応用として、例えば、特開昭６０－９６９９６号（以下、「文献４」と記す）もしくは特開平２－２９３１号（以下、「文献５」と記す）等に記載されるように、基材の表面に凹型形状の音響レンズ面を形成し、この音響レンズ面に圧電薄膜および電極膜を形成する方式もあった。

【０００９】

【発明が解決しようとする課題】

本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。

【００１０】

従来の医療用の細径超音波プローブでは、圧電薄膜で変換された超音波は基材を伝搬し、その後、超音波プローブの周辺に満たした生理食塩水を伝搬し、その後、当該超音波プロ

ーブ周辺の生体組織に伝搬させ、生体組織で反射した超音波信号を送波時とは逆に順路で電気信号に変換し、この信号から超音波画像を得ていた。このために、前述する文献１～３に記載の細径超音波プローブでは、基材と生理食塩水との音響インピーダンスの違いによって、基材と生理食塩水との境界面で超音波の反射が生じてしまい、超音波画像の画質を低下させてしまうという問題があった。すなわち、圧電薄膜で検出される超音波信号の内で、生体組織内で反射されてきた超音波と基材内における反射に伴う超音波とを分離することができないという問題があった。

【００１１】

また、文献４および文献５に記載の超音波変換器では、圧電薄膜で変換された超音波は、基材内部に伝搬すると共に、たとえば、音響レンズ面と非測定物である試料との間に設けられた水等の伝搬体を伝搬して試料に送波されていた。このとき、試料内で反射された超音波は、伝搬体を伝搬して圧電薄膜に受波されていた。一方、基材内に伝搬した超音波は、当該基材内部で反射を繰り返しつつ基材内で減衰していた。このような構成の超音波変換器では、原理的に受波時における、基材内へ伝搬した超音波の反射波の影響を防止することが可能である。たとえば、文献４および５に記載の超音波変換器では、下記の数１を満たすことにより、基材内に入射した超音波が受波に重畳すること、すなわち、基材内における内部反射の影響を防止している。

【００１２】

しかしながら、この技術をそのまま細径超音波プローブに適用した場合には、超音波の送波方向に対する基材の厚さ、すなわち、細径超音波プローブが太くなってしまうという問題があった。

【００１３】

たとえば、文献３を例にとって数１を計算してみると、基材としてサファイアを用いた場合では、音速がｖ１＝１１０００ｍ／ｓ、音響レンズの焦点距離は０．５ｍｍとなるので、音響レンズから焦点までの超音波の伝搬時間ｔは、媒体を水とした場合（ただし、水中の音速１５００ｍ／ｓである）、ｔ＝０．３３ｍｓとなる。したがって、数１を満たす基材の厚さｄ１は、ｄ１＞３．６ｍｍとなり、針状超音波プローブの直径が、４～５ｍｍ以上に制限されてしまうという問題があった。

【００１４】

この結果から明らかなように、細径超音波プローブにおいては、基材の厚さを厚くする、すなわち数１を満たす厚さとすることによって、基材の内部反射を防止するのは極めて困難であった。

【００１５】

【数１】

$$d_1 / v_1 > t$$

ただし、v_1は基材の音速、d_1は厚さ、ｔは音響レンズから焦点までの超音波の伝搬時間を示す。

【００１６】

さらには、超音波顕微鏡では、超音波の伝搬体として水を使用するのが一般的であり、生理食塩水を伝搬体として使用する細径超音波プローブと大きく異なっている。このために、文献４および文献５に記載の超音波変換器では、圧電薄膜に駆動電圧を供給するための信号線および圧電薄膜との接続に関する記述がされておらず、この構成をそのまま細径超音波プローブに適用した場合には、信号線が短絡してしまう、あるいは、約８０Ｖ程度が印加される信号線と被検体とが接触してしまい、被検体が感電してしまうという問題があった。

【００１７】

本発明の目的は、プローブ径を太くすることなく高画質の超音波画像を撮像することが可能な超音波プローブを提供することにある。

【００１８】

本発明の他の目的は、安全性を向上することが可能な超音波プローブを提供することにあ

る。
【００１９】
本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。
【００２０】
【課題を解決するための手段】
本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。
【００２１】
（１）先端が棒状または穿刺針状をなす直線状もしくは屈曲可能な構造をなし、生体内に挿入または刺入して側面に設けた超音波変換手段から超音波信号を周囲の生体組織に送受波する針状超音波探触子において、延在方向と垂直をなす軸に対して回転対象をなす曲面形状に形成された凹面部と、該凹部に沿って形成された超音波変換手段とを具備し、該超音波変換手段から超音波を送受波する。
【００２２】
（２）超音波を送受波する超音波変換手段を有する超音波探触子と、受波した超音波から超音波像を構成する信号処理手段と、該超音波像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置において、前述する（１）の超音波探触子を用いることを特徴とする超音波診断装置。
【００２３】
前述した（１）および（２）手段によれば、超音波変換手段から送波される超音波の内、被検体の生体組織に送波される超音波と、この超音波と対称となる方向に送波される超音波とを完全に分離することができるので、被検体の生体組織内で反射されてきて超音波変換手段で受波した超音波にしめる当該超音波変換手段における内部反射の超音波の影響を防止することができる。したがって、高画質の超音波画像を撮像することができる。なお、詳細については、後述する低減原理の項に示す。
【００２４】
（内部反射の低減原理）
図１０に基づいて、超音波変換手段における内部反射と本発明によるこの内部反射の低減原理を説明する。
【００２５】
図１０ａから明らかなように、本発明では、凹面をなす音響レンズ面に圧電薄膜４と図示しない電極膜を形成する場合では、圧電薄膜４が励振されることによって発生する超音波は、生体組織方向に出射される超音波１００（図１０中では上方方向）とともに、基材１の内部（図では下方）にも超音波２００が送波される。このとき、生体組織方向に伝搬した超音波１００は、音響レンズの作用により生体組織内部で焦点を結び、その位置での音響特性を反映して反射する。これが本来の信号（受波信号）である。一方、基材１の内部に送波された超音波２００は主に基材の反対面で反射する。これが内部反射の原因となり、基材の上下面間で反射を繰り返して多重反射となる。
【００２６】
図１０ｂに示すように、従来の超音波プローブでは、圧電薄膜４は音響レンズの反対側の平坦面に成膜され、これが励振されることによって発生した超音波は基材１の内部を伝搬して音響レンズに達し、屈折して焦点を結ぶ超音波１００となる。したがって、まず、音響レンズ面で反射してエネルギーを失い、反射した成分２００が内部反射の原因となる。
【００２７】
図１０ａ，ｂから明らかなように、本発明の超音波プローブでは、信号となる超音波１００は基材１内を伝搬しない。したがって、信号となる超音波１００は、音響レンズ面では反射せず、無駄なく焦点に伝搬するため信号のＳ／Ｎが向上する。さらには、信号となる超音波１００と内部反射の原因となる超音波２００では、始めから異なった方向に伝搬するため、内部反射の成分だけを減衰させることが可能である。すなわち、本発明の構成で

内部反射を軽減するためには、基材の反対面（音響レンズを形成した面に対向する側の面）に超音波を拡散、吸収または透過させる構造を設けることによって、音響レンズの反対面で反射する超音波２００を低減させることが可能となる。

【００２８】

【発明の実施の形態】

以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。

【００２９】

なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【００３０】

（実施の形態１）

図１は本発明の実施の形態１の針状超音波プローブ（超音波探触子）の概略構成を説明するための断面図であり、図２は本実施の形態１の超音波変換器部分の拡大図である。

【００３１】

図１および図２において、１は基材、２は音響レンズ、３は下部電極、４は圧電薄膜、５は上部電極、６は第１の絶縁膜、９は第２の絶縁膜、１０は針体、２０は生理食塩水、３０は第１の信号線、３５は第２の信号線、４０，４５は絶縁被覆を示す。ただし、以下の説明においては、説明を容易にするために、必要に応じて部分ごとの寸法比を変えている。また、煩雑さを防ぐために、その図で説明すべき内容以外の部分は適宜省略して示す。

【００３２】

図１および図２から明らかなように、本実施の形態１の針状超音波プローブでは、超音波変換器（超音波変換手段）は基材１に凹面（凹面部）をなす音響レンズ２を加工・形成し、この凹面に沿って、下部電極３、圧電薄膜４、上部電極５、絶縁膜６を形成したものである。このときの基材１の材質としては、生理食塩水に対する耐腐食性能が高い金属やセラミクスなどの微細加工の可能なものであれば何でもよいが、本実施の形態１では、特に、加工性が容易であることから真鍮を用いるものとする。他の材質としては、リン青銅等も真鍮と同様に加工性が容易である。

【００３３】

上部および下部電極３，５は共に金（Ａｕ）を用いており、圧電薄膜４はＰＶＤＦ（ポリフッ化ビニリデン）またはＰ（ＶＤＦ・ＴｒＦＥ）（ポリフッ化ビニリデンと３フッ化エチレンとの共重合体）等の高分子圧電体膜を用いるものとする。ただし、これら高分子圧電体膜は、曲面上（本実施の形態１では凹面部分）に形成することが可能であることはいうまでもない。また、上部および下部電極３，５の厚さは共に０．２μｍであり、圧電薄膜４の厚さはＰ（ＶＤＦ・ＴｒＦＥ）の場合で６μｍである。ただし、図２では説明のために、圧電薄膜４の厚さを強調して示している。また、圧電薄膜４の厚さは、使用する超音波の周波数のよって変更する必要があることはいうまでもなく、本実施の形態１では１００ＭＨｚの超音波を使用するので、厚さを６μｍとした。よって、たとえば、２００ＭＨｚの超音波を使用する場合には、その厚さを３μｍに設定する必要がある。

【００３４】

音響レンズ２を形成する凹面は、その軸線に対して回転対称形をなす非球面状の形状とすることによって、圧電薄膜４で発生された超音波を所定の位置で集束させるためである。ただし、本実施の形態１においては、送受波する超音波の中心周波数は１００ＭＨｚ、音響レンズの焦点距離は５００μｍ、レンズのＦ値は１とする。針状超音波プローブの直径は１ｍｍである。超音波変換器は針体１０の内部に実装されるが、音響レンズと生体組織表面の間の距離は、必要に応じて間隔を開けるように実装される。なお、音響レンズ２の形状としては、収差を低減するためには非球面レンズが望ましいが、簡単には球面レンズであってよい。

【００３５】

針体１０の内部には生理食塩水２０が満たされており、必要に応じてこの針体１０内の生

理食塩水２０に水圧をかけることにより、音響レンズ２の近傍に生理食塩水２０が漏出し、音響レンズ１０と図示しない生体組織表面との間に供給される。ただし、本実施の形態１では、針体１０の材質として、生理食塩水に対する腐食性能が高いステンレスを用いることとしたが、これに限定されることはなく、基材１と同様に、他の金属等でもよいことはいうまでもない。

【００３６】

基材１の音響レンズ２との反対側の形状は円錐形に加工されており、図２に示すように、基材１の断面では先端の断面での角度は１２０°である。また、基材の厚さ（音響レンズ端部から円錐形の頂点まで）は３００μｍであり、本実施の形態１では、さらに、基材１の周囲が第２の絶縁膜９で被われる構造となっている。ただし、絶縁膜９としては、本実施の形態１ではテフロン等の樹脂製の材料である。ここで、圧電薄膜４から送波され基材１内を伝搬してきた超音波は、この構造すなわち円錐形の形状により基材１の内部に散乱され、しだいに針体１０の内部に満たした生理食塩水２０に吸収されていく。これによって、基材１の内部反射は強い振幅をもたず、信号計測の障害にならない。すなわち、本実施の形態１の超音波変換器の構成では、圧電薄膜４で生成された超音波は、直接、生理食塩水２０を介して生体組織側に送波されると共に、その反対の側である基材１の内部に送波されることとなる。一方、受波時においては、生体組織側に送波された超音波は音響レンズの焦点部分で反射され、送波と逆の経路で直接圧電薄膜４に入射するのに対して、基材１内に送波された超音波は前述するように、基材１の内部で減衰されてしまうので、圧電薄膜４で検出された場合であっても、音響レンズ２側から入射された超音波の信号強度に比較して十分振幅の小さい信号となる。したがって、前述した手段の項に示すように、従来の構成においては分離することができなかった基材１の超音波を、本実施の形態１においてはほぼ完全に分離できるので、その影響に伴う超音波画像の劣化をほぼ完全に取り除くことが可能となる。

【００３７】

ただし、本実施の形態１においては、基材１の先端の断面の角度を１２０°として設定したが、一般的に知られるようにこの角度は基材１に入射した超音波が最も効率よく散乱する角度であって、この角度に限定されることはなく、基本的には、音響レンズ２と対する側の面を音響レンズ２となる凹部の軸線と直交しないように形成すればよいことはいうまでもない。したがって、本実施の形態１においては、円錐形とした、基材１の音響レンズ２と対向する側の面の形状を角錐形、あるいは、凹部の軸線と直交しない任意の１以上の平面で切断した形状としてもよい。

【００３８】

また、図２に示すように、上部電極の上すなわち送波面側にはさらに保護膜と音響整合層との機能を兼ねた第１の絶縁膜６が設けられている。ただし、絶縁膜６の材質としては、例えば、SiO_2（酸化シリコン膜）等が適当である。この絶縁膜６は、第１の信号線３０との接続部分以外は上部電極の全体を覆う構成となっている。本実施の形態１においては、基材１として金属である真鍮を用いているので、下部電極３は基材１と等電位になっており、信号線の一方である第２の信号線３５は基材に接続される構成となっている。ただし、第１および第２の信号線３０，３５もまた、それぞれ絶縁被覆４０，４５に被われて絶縁されている。したがって、本実施の形態１の超音波プローブでは、これらの絶縁膜６，９や絶縁被覆４０，４５の絶縁によって、上部および下部の電極３，５は超音波変換器周囲で周囲環境に対して全く露出せず、周囲を生理食塩水２０が満たしていても供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡したりすることを防止できる。したがって、超音波プローブの安全性を向上することができる。

【００３９】

また、図１および図２から明らかなように、基材１が金属でできている場合には、下部電極３は必ずしも必要ではないことはいうまでもない。

【００４０】

以上説明したように、本発明の実施の形態１の針状超音波プローブでは、基材１の一方の

側の面上に音響レンズ２となる凹部形状の溝を設け、この溝に沿って下部電極３、圧電薄膜４、上部電極５を順番に形成すると共に、基材２の他方の側の面の形状を頂角が１２０°の円錐状に形成し、この基材１を送波面側すなわち音響レンズ２側が針状超音波プローブの中心軸方向と垂直をなすように構成することによって、圧電薄膜４によって発生された超音波は、その振動方向すなわち凹部の曲面に対する法線方向である生体組織側と基材１の側とに送波される。このとき、生体組織側に送波された超音波は、生体組織内で反射した後に圧電薄膜４で受波されて電気信号（受波信号）に変換される。一方、基材１の内部に送波された超音波は、前述するように、円錐形の形状により圧電薄膜４に入射されることなく、基材１の内部に散乱されて、しだいに針体１０の内部に満たした生理食塩水２０に吸収されて減衰していく。したがって、本実施の形態１の針状超音波プローブでは、基材１の厚さを前述する数１を満たすような厚さにすることなく、すなわち、針状超音波プローブ径を太くすることなく、基材１の内部反射の影響を防止することができる。この結果、高画質の超音波画像を撮像することができる。

【００４１】

さらには、本実施の形態１の針状超音波プローブでは、圧電薄膜４に駆動電圧を供給する第１および第２の信号線３０，３５、上部および下部の電極３，５、並びに、下部電極３と接続される基材１を、それぞれ絶縁皮膜および絶縁被覆で覆う構造としているので、供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡することを防止できる。したがって、針状超音波プローブの安全性を向上することができる。

【００４２】

（実施の形態２）

図３は本発明の実施の形態２の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図であり、本実施の形態２の針状超音波プローブは実施の形態１の針状超音波プローブと超音波変換器の構成が異なるのみで、他の構成は同じとなるので、本実施の形態２においては、超音波変換器の構成についてのみ説明する。

【００４３】

図２に示すように、本実施の形態２の針状超音波プローブでは、音響レンズ２と対向する側の面を、たとえば、頂角が１２０°であり、紙面鉛直方向に延在する三角波形に形成している。

【００４４】

本実施の形態２の針状超音波プローブでは、音響レンズ２と対向する側の面をこのような形状に形成することによって、圧電薄膜４から送波されて基材１内を伝搬してきた超音波は、この三角波形の面で散乱されて基材１の内部に散乱され、しだいに針体１０の内部に満たした生理食塩水２０に吸収されていく。すなわち、基材１の内部反射に伴う強い振幅の超音波が圧電薄膜４で検出されることによる、受波信号計測の障害を防止できる。すなわち、生体組織内で反射された生体組織および生理食塩水２０を介して直接圧電薄膜４に入射すると共に、基材１内に送波された超音波は前述するように、基材１の内部で減衰されてしまうので、圧電薄膜４で検出された場合であっても、音響レンズ２側から入射された超音波の信号強度に比較して十分振幅の小さい信号となる。したがって、前述した手段の項に示すように、従来の構成においては分離することができなかった基材１の超音波を、本実施の形態１においてはほぼ完全に分離できるので、その影響に伴う超音波画像の劣化をほぼ完全に取り除くことが可能となる。

【００４５】

ただし、本実施の形態２においては、三角波形の先端の角度を１２０°として設定したが、この角度に限定されることはなく、基本的には、音響レンズ２と対する側の面を音響レンズ２となる凹部の軸線と直交しないように形成すればよいことはいうまでもない。その結果、本実施の形態２の針状超音波プローブでは、実施の形態１と同様に、基材１の厚さを前述する数１を満たすような厚さにすることなく、すなわち、針状超音波プローブ径を太くすることなく、基材１の内部反射を防止することができる。よって、高画質の超音波画像を撮像することができる。

【００４６】
また、本実施の形態２の針状超音波プローブでは、実施の形態１と同様に、圧電薄膜４に駆動電圧を供給する第１および第２の信号線３０，３５、上部および下部の電極３，５、並びに、下部電極３と接続される基材１を、それぞれ絶縁皮膜および絶縁被覆で覆う構造としているので、供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡することを防止できる。したがって、針状超音波プローブの安全性を向上することができる。
【００４７】
なお、本実施の形態２においては、音響レンズ２と対向する側の面を三角波形に形成することとしたが、これに限定されることはなく、たとえば、音響レンズ２と対向する側の面を磨りガラスの表面のように、複数の凹凸を設けた形状としてもよいことはいうまでもない。さらには、音響レンズ２と対する側の面に凹部の軸線と直交する面を有しないように、当該面の一面に複数個の角錐を形成してもよい。ただし、これらの場合には、この面での超音波の反射を防止するために、凹凸部分の凹部と凸部との高さの差が、基材１と使用する超音波の波長とによって決定される長さの１／２以上でなければならない。
【００４８】
（実施の形態３）
図４は本発明の実施の形態３の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図であり、本実施の形態３の針状超音波プローブは実施の形態１，２の針状超音波プローブと超音波変換器の構成が異なるのみで、他の構成は同じとなるので、本実施の形態３においては、超音波変換器の構成についてのみ説明する。
【００４９】
図４から明らかなように、本実施の形態３の超音波変換器では、音響レンズ２を形成する凹部側の面の構成およびこの凹部に設けた圧電薄膜４に駆動電流を供給する信号線３０，３５の構成は、実施の形態１の超音波変換器と同様の構成となる。一方、音響レンズ２を形成する凹部に対向する側の面には、たとえば、音響インピーダンスを調整するための金属粉を混入した周知のエポキシ樹脂をダンピング材７として配置している。したがって、本実施の形態３の超音波変換器では、圧電薄膜４の振動によって発生されて基材１内を伝搬してきた超音波は、このダンピング材７によってそのほとんどが吸収され、吸収されなかった一部の超音波が基材１内を伝搬して圧電薄膜４で検出されることとなる。しかしながら、このときの超音波は、音響レンズ２側から入射された超音波の信号強度に比較して基材１内からの超音波は十分振幅の小さい信号である。したがって、前述した実施の形態１，２の超音波変換器と同様に、従来の構成においては分離することができなかった基材１の超音波を、本実施の形態１においてはほぼ完全に分離できるので、その影響に伴う超音波画像の劣化をほぼ完全に取り除くことが可能となる。その結果、本実施の形態３の針状超音波プローブでは、実施の形態１，２と同様に、基材１の厚さを前述する数１を満たすような厚さにすることなく、すなわち、針状超音波プローブ径を太くすることなく、基材１の内部反射を防止することができる。よって、アーチファクトを大幅に低減した高画質の超音波画像を撮像することができる。ただし、ダンピング材７の厚さをより厚くすることによって、さらに、高画質の超音波画像を撮像できることはいうまでもない。
【００５０】
また、本実施の形態３の針状超音波プローブでは、実施の形態１，２と同様に、圧電薄膜４に駆動電圧を供給する第１および第２の信号線３０，３５、上部および下部の電極３，５、並びに、下部電極３と接続される基材１を、それぞれ絶縁皮膜および絶縁被覆で覆う構造としているので、供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡することを防止できる。したがって、針状超音波プローブの安全性を向上することができる。
【００５１】
なお、本実施の形態３では、ダンピング材７としてエポキシ樹脂を用いた場合について説明したが、従来の探触子において音響整合層として用いている、たとえば、ゴム等を使用した場合であっても、前述する効果を得ることができることはいうまでもない。
【００５２】

（実施の形態４）
図５は本実施の形態４の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図であり、本実施の形態４の針状超音波プローブは実施の形態１の針状超音波プローブと超音波変換器の構成が異なるのみで、他の構成は同じとなるので、本実施の形態４においては、超音波変換器の構成についてのみ説明する。
【００５３】
図５から明らかなように、本実施の形態４の超音波変換器では、音響レンズ２を形成する凹部側の面の構成およびこの凹部に設けた圧電薄膜４に駆動電流を供給する信号線３０，３５の構成は、実施の形態１の超音波変換器と同様の構成となる。
【００５４】
一方、音響レンズ２を形成する凹部に対向する側の面には、たとえば、音響インピーダンスを調整するための周知の酸化シリコン膜（SiO_2膜）からなる音響整合層８を配置している。ただし、音響整合層８厚さは、送受波に使用する超音波の波長の１／４の整数倍に設定される。
【００５５】
したがって、本実施の形態４の超音波変換器では、圧電薄膜４の振動によって発生されて基材１内を伝搬してきた超音波は、この音響整合層８によってそのほとんどが針体１０内を満たす生理食塩水２０中に伝搬して減衰することとなる。一方、音響整合層８によって生理食塩水２０中に伝搬しなかった一部の超音波は、基材１内を伝搬して圧電薄膜４で検出されることとなる。しかしながら、このときの超音波は、音響レンズ２側から入射された超音波の信号強度に比較して基材１内からの超音波は十分振幅の小さい信号である。したがって、前述した実施の形態１の超音波変換器と同様に、従来の構成においては分離することができなかった基材１の超音波を、本実施の形態１においてはほぼ完全に分離できるので、その影響に伴う超音波画像の劣化をほぼ完全に取り除くことが可能となる。その結果、本実施の形態４の針状超音波プローブでは、実施の形態１と同様に、基材１の厚さを前述する数１を満たすような厚さにすることなく、すなわち、針状超音波プローブ径を太くすることなく、基材１の内部反射を防止することができる。よって、高画質の超音波画像を撮像することができる。
【００５６】
また、本実施の形態４の針状超音波プローブでは、実施の形態１と同様に、圧電薄膜４に駆動電圧を供給する第１および第２の信号線３０，３５、上部および下部の電極３，５、並びに、下部電極３と接続される基材１を、それぞれ絶縁皮膜および絶縁被覆で覆う構造としているので、供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡することを防止できる。したがって、針状超音波プローブの安全性を向上することができる。
【００５７】
（実施の形態５）
図６は本発明の実施の形態５の針状超音波プローブの概略構成を説明するための断面図であり、１１は針体、５０は供給管を示す。
【００５８】
この図６から明らかなように、本実施の形態５の針状超音波プローブでは、針体１１の側面に音響レンズ２となる非球面形の凹部を設け、この凹部に前述する実施の形態１と同様に、圧電薄膜４を形成することによって、超音波の送受を行う構成となっている。すなわち、本実施の形態５の針状超音波プローブでは、前述した音響変換器の基材１と針体とを一体とした構造となっている。したがって、本実施の形態５では、この図６に示すように、音響レンズ２から送波される超音波を被検体の生体組織に伝達するための生理食塩水２０を音響レンズ２の周囲に供給するための供給管５０が針体１１内に設けられている。一方、音響レンズ２部分に形成した図示しない圧電薄膜に駆動電圧を供給する信号線３０，３５は、針体１１の側面に延在方向に設けた溝１５に埋設して配置される。ただし、この溝１５は、信号線３０，３５を配置した後に、たとえば、周知の絶縁体によってその表面が針体１１と同様の円形形状となるように成形されて埋められている。

【００５９】
図７は本発明の実施の形態５の針状超音波プローブの音響レンズ２の部分の拡大図であり、この図７から明らかなように、本実施の形態５においても、前述する実施の形態１と同様に、音響レンズ２となる凹部に下部電極３、圧電薄膜４、上部電極５および絶縁膜６とを順番に形成し、絶縁体６０によって埋設される信号３０，３５とそれぞれの電極３，５とを接続する構成となっている。
【００６０】
ただし、図７から明らかなように、下部電極３と針体１１とは直接接続される構成となっているので、下部電極３と針体１１とは同電位となっている。したがって、本実施の形態５の針状超音波プローブでは、下部電極３に接続される第２の信号線３５にアース側の電圧を供給することによって、被検体が感電してしまうことを防止できる。また、本実施の形態５では、溝１５部分に第１および第２の信号線３０，３５を絶縁体６０で埋設するという構成となっているので、これらの信号線３０，３５を、特に、被覆しなくてもよい。ただし、第１および第２の信号線３０，３５として、実施の形態１と同様に、絶縁被覆４０，４５を施した信号線を用いることによって、製造時における第１および第２の信号線３０，３５の配設が容易となり、作業効率を向上できることはいうまでもない。
【００６１】
次に、図８に本発明の実施の形態５の針状超音波プローブにおける超音波の除去作用を説明するための図を示し、以下、図８に基づいて、針体１１内における超音波の除去作用を説明する。
【００６２】
図８に示すように、実施の形態５の針状超音波プローブは、軸方向に垂直な断面は円形状である。すなわち、音響レンズ２を形成した部分においても、音響レンズ２部分を除いた他の部分は全て円形状となっている。
【００６３】
したがって、圧電薄膜４から針体１１の側（下部電極３の側）に送波された超音波は、下部電極３を伝搬し針体１１の内部に伝搬した後に、針体１１の表面に到達する。このとき、前述するように、針体１１はその形状が円錐もしくは円柱状となっている、すなわち、音響レンズ２となる凹部の軸線と垂直となる面が存在しないので、針体１１を伝搬した超音波は針体１１の側面部分で散乱された後に、針体１１の内部でそのほとんどが減衰することになる。このとき、一部の超音波は圧電薄膜４で検出されることとなるが、前述した実施の形態１と同様に、圧電薄膜４で検出される針体１１からの超音波は、生体組織内から反射されてくる超音波の信号強度に比較して十分振幅の小さい信号である。したがって、前述した実施の形態１の針状超音波プローブと同様に、従来の構成においては分離することができなかった不要の超音波を、本実施の形態５においてはほぼ完全に分離できるので、その影響に伴う超音波画像の劣化をほぼ完全に取り除くことが可能となる。その結果、本実施の形態５の針状超音波プローブでは、針状超音波プローブ径を太くすることなく、内部反射を防止することができる。よって、高画質の超音波画像を撮像することができる。
【００６４】
また、本実施の形態５の針状超音波プローブにおいても、実施の形態１と同様に、圧電薄膜４に駆動電圧を供給する第１および第２の信号線３０，３５、並びに、上部および下部の電極３，５を、それぞれ絶縁膜６および絶縁体６０で覆う構造としているので、供給した電力や受信した信号が漏洩したり、電極間が短絡することを防止できる。したがって、針状超音波プローブの安全性を向上することができる。
【００６５】
さらには、この構造では図１から図５に示す実施の形態１～４の針状超音波プローブに比べてその構造が簡単になるので、たとえば、１本の針体１１に複数の個の超音波変換器を搭載することも容易である。この結果、一度に、多くの個所の測定ができ、検査に要する時間を短縮することが可能となる。

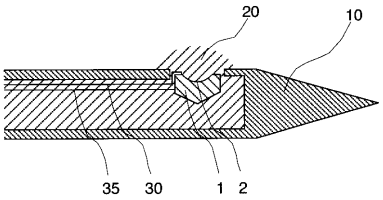
【００６６】
さらには、針体１１の材質を、前述した実施の形態１の基材１と同様に、加工性が容易な真鍮等を用いることによって、製造時における音響レンズ部分の加工性能を向上できるので、生産効率を向上することができる。
【００６７】
（実施の形態６）
図９は本発明の実施の形態６の超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図であり、９０１は針状超音波プローブ、９０２は送受波回路、９０３は信号処理装置、９０４は記憶装置、９０５は表示装置を示す。
【００６８】
針状超音波プローブ９０１は、前述する実施の形態１～５に示す針状超音波プローブであり、前述するように、先端部分の形状が、たとえば、注射器あるいは生検針同様に生体組織に刺入しやすいように、穿刺針状となっている。また、側面部分には、超音波変換器が設けられている。
【００６９】
送受波回路９０２は、超音波変換器から１００ＭＨｚ以上の超音波を発生させるための高周波信号を発生させると共に、受波時には、超音波変換器が受波した超音波に対応して発生する高周波信号を増幅した後、信号処理装置に出力する周知の送受波回路である。また、送受波回路９０２は、図示しない制御装置とも接続されており、この制御装置の制御信号に基づいて送波時の高周波信号の発生と増幅とを行う。
【００７０】
信号処理装置９０３は、まず、送受波回路９０２から出力されるアナログの高周波の受波信号をＡ／Ｄ変換器でデジタル信号（デジタル高周波信号）に変換する。次に、信号処理装置９０３は、予め検者等によって設定された指示に基づいて、このデジタル高周波信号から針状超音波プローブ９０１の周辺組織の超音波の反射率、音速、減衰率等の超音波像の内から１以上の項目についての計算を行う。このとき、反射率は、受波信号から得られたデジタル高周波信号の時間波形、すなわち、信号強度の時間変化から計算する。一方、音速および減衰率については、超音波変換器から出力される超音波の焦点位置に設けた超音波の反射体からの反射信号の強度と遅延時間を予め求めておき、これをもとに計算する。次に、信号処理装置９０３は、計算値に対して周知のフィルタリング処理を行った後に、その値を画像化して表示装置９０５および記憶装置９０４に出力する。このとき、本実施の形態の超音波診断装置では、本実施の形態１～５の針状超音波プローブ９０１を用いているので、生体組織内から反射されてくる超音波の信号強度に比較して、超音波変換器内での反射波の振幅は十分小さいものである。したがって、本実施の形態の超音波診断装置では、従来の同様の周知のフィルタリング処理のみで、この超音波変換器内で発生する反射波の成分を除去できる。その結果、アーチファクトを低減した高画質の超音波像を撮像することができる。よって、医師の診断効率を向上することができる。
【００７１】
記憶手段９０４は、たとえば、磁気ディスク装置、光ディスク装置、光磁気ディスク装置あるいは磁気テープ装置等の周知の記憶手段であり、信号処理装置９０３が計算した計算値を格納する。
【００７２】
表示装置９０５は、周知の表示装置であり、信号処理装置９０３の出力に基づいて、該出力値を表示する。
【００７３】
次に、図９に基づいて、本実施の形態の超音波診断装置の動作を説明する。
【００７４】
まず、図示しない操作卓からの検者の検査開始指示が本実施の形態６の超音波撮像装置の撮像動作の開始となる。ただし、このときには、針状超音波プローブは、図示しない被検体の生体組織中に刺し入れられている。

【００７５】
検査開始指示に基づいて、図示しない制御装置が送受波回路９０２に高周波信号を発生させることによって、まず、超音波変換器から、たとえば、１５０ＭＨｚの超音波を生体組織に対して送波させる。次に、超音波変換器が受波した反射波を送受波回路９０２が増幅した後、信号処理装置９０３に出力する。信号処理装置９０３は、送受波回路９０２から入力された信号（高周波信号）をデジタル信号に変換した後、該デジタル信号を、たとえば、図示しないメモリに一時的に格納することにより記録する。
【００７６】
次に、信号処理装置９０３が、たとえば、送波を行ったときの高周波信号レベルと受波した高周波信号の信号レベルとから、各測定位置での反射率を計算し、その結果を表示装置９０５に出力し表示させる。
【００７７】
このとき、たとえば、信号処理装置９０３は、記憶装置９０４に記憶している過去の症例の内から、前述のパラメータに等しいあるいは近い値を有する症例を検索し、可能性のある疾患の名称等を表示装置９０５に出力し表示する。
【００７８】
具体的には、たとえば、癌細胞は繊維化して正常細胞と比較して超音波の反射率が高くなることが知られている。そこで、通常の症例から癌細胞と正常細胞の超音波反射率の平均を求め、これを記憶装置９０５に記憶させておく。
【００７９】
検査に際しては、針状超音波探触子の超音波変換器を正常細胞と関心部位の双方にまたがって走査する。
【００８０】
信号処理装置９０３における信号処理時においては、正常細胞部位と関心部位との反射率および各部位での平均値とをそれぞれ計算し、この値を記憶装置９０４に記憶する過去の症例ならびに正常細胞および癌細胞の反射率の平均値と比較する。その結果、関心部位が癌細胞である可能性を、たとえば、百分率で表示し、医師の診断を容易ならしめることができるので、医師の診断効率を向上することができる。
【００８１】
なお、本実施の形態においては、基材１の音響レンズ２面と対向する側の面を、当該音響レンズ２となる凹部の軸線と垂直とならないような構成、あるいは、対向する面に超音波を吸収する吸収体を配置する構成としたが、この２つの構成を組み合わせた構成としてもよく、組み合わせることによって基材１内に送波された超音波の影響をさらに低減した高画質の超音波画像を撮像できることはいうまでもない。
【００８２】
また、本発明は針状超音波プローブに限らず、たとえば、血管内超音波プローブなどの径の細い超音波プローブ全般に適用できることはいうまでもない。
【００８３】
以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。
【００８４】
【発明の効果】
本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。
【００８５】
（１）超音波プローブの径を太くすることなく高画質の超音波画像を撮像することができる。
【００８６】
（２）超音波プローブの安全性を向上することができる。

【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の実施の形態１の針状超音波プローブの概略構成を説明するための断面図である。
【図２】本実施の形態１の超音波変換器部分の拡大図である。
【図３】本発明の実施の形態２の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図である。
【図４】本発明の実施の形態３の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図である。
【図５】本実施の形態４の針状超音波プローブの超音波変換部の概略構成を説明するための断面図である。
【図６】本発明の実施の形態５の針状超音波プローブの概略構成を説明するための断面図である。
【図７】本発明の実施の形態５の針状超音波プローブの音響レンズ２の部分の拡大図である。
【図８】本発明の実施の形態５の針状超音波プローブにおける超音波の除去作用を説明するための図である。
【図９】本発明の実施の形態６の超音波診断装置の概略構成を説明するためのブロック図である。
【図１０】本発明による超音波変換手段における内部反射の低減原理を説明するための図である。
【符号の説明】
１…基材、２…音響レンズ、３…下部電極、４…圧電薄膜、５…上部電極、６…第１の絶縁膜、９…第２の絶縁膜、１０…針体、１１…針体、２０…生理食塩水、３０…第１の信号線、３５…第２の信号線、４０，４５…絶縁被覆、５０…供給管、９０１…針状超音波プローブ、９０２…送受波回路、９０３…信号処理装置、９０４…記憶装置、９０５…表示装置。

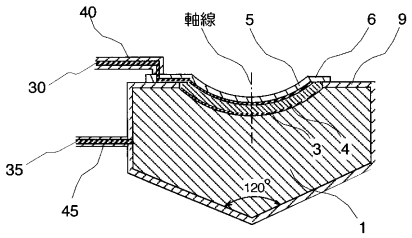
【図１】

図１



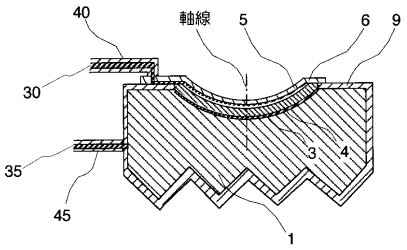
【図２】

図２



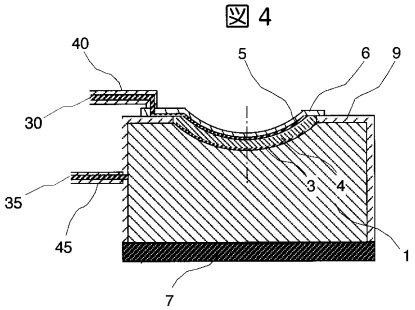
【図３】

図３



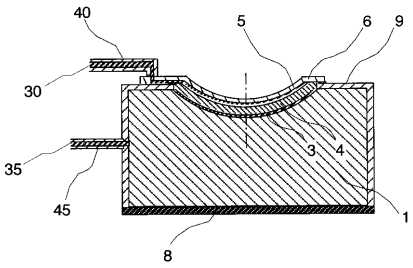
【図４】

図４



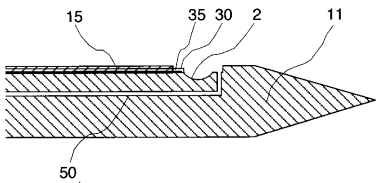
【図５】

図５



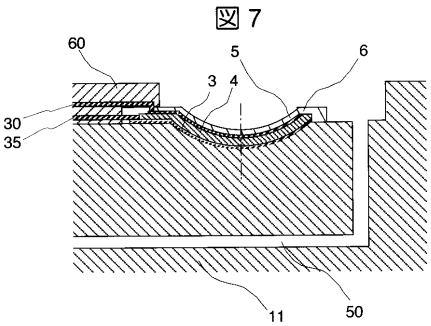
【図６】

図６



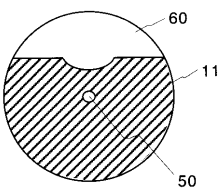
【図７】

図７



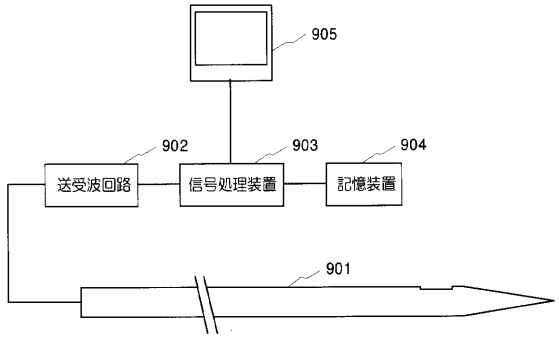
【図８】

図８



【図９】

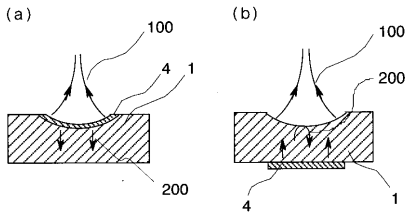
図９



９０１…針状超音波プローブ、９０２…送受波回路、
９０３…信号処理装置、９０４…記憶装置、９０５…表示装置

【図１０】

図１０



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０２－１０７２３９（ＪＰ，Ａ）
特開平０２－００２９３１（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－０１０２１３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－０１２８９９（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－０７３９４２（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 8/00-8/15