

(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2006-288580
(P2006-288580A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-111856 (P2005-111856)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年4月8日(2005.4.8)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	小川 隆士 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

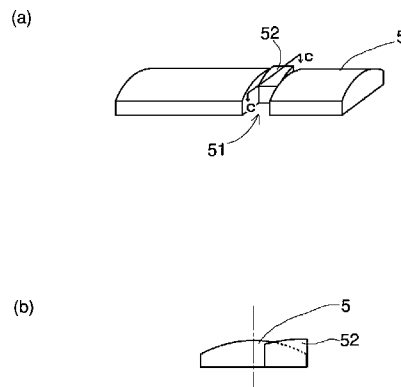
(54) 【発明の名称】 穿刺用プローブ

(57) 【要約】

【課題】 近距離の穿刺針の確認を可能にすることができ、検査を通じて穿刺針の位置を正確に把握することができる穿刺用プローブを提供する。

【解決手段】 穿刺針3を保持する穿刺用アダプタ2を装着するための穿刺用アダプタ挿脱溝101がスライス方向側に設けられた第1の超音波振動素子61及び第2の超音波振動素子62からなる超音波振動素子列10と、バック材9と、音響レンズ5とを有し、第2の超音波振動素子62から発せられた超音波のフォーカス方向を、複数の第1の超音波振動素子61からの超音波のフォーカス方向よりアダプタ挿脱溝101側に傾斜させるための傾斜部52を音響レンズ5に形成した。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

短冊形状をなす複数の第 1 の超音波振動素子と、

係る第 1 の超音波振動素子よりも長さが短い、少なくとも 1 つの第 2 の超音波振動素子とからなり、係る第 2 の超音波振動素子を間に挟んで前記第 1 の超音波振動素子がスライス方向と直交するアレイ方向に前記短冊形状の長さ方向の一辺を揃えて配列されることによつて、前記第 2 の超音波振動素子のスライス方向側に、穿刺針を保持する穿刺用アダプタを装着するためのアダプタ挿脱溝が設けられた超音波振動素子列と、

前記超音波振動素子列がなす一方の面に設けられて、前記超音波振動素子列から前記一方の面方向に発せられる超音波を制動するバック材と、

前記超音波振動素子列がなす他方の面に設けられて、前記超音波振動素子から発せられる超音波をフォーカスするための音響レンズとを有し、

前記第 2 の超音波振動素子と、係る第 2 の超音波振動素子の一方の面に設けられたバック材と、前記第 2 の超音波振動素子の他方の面に設けられた音響レンズとは、前記第 2 の超音波振動素子から発せられる超音波が前記複数の第 1 の超音波振動素子からの超音波のフォーカス方向より前記アダプタ挿脱溝側に傾斜してフォーカスする構造とされたことを特徴とする穿刺用プローブ。

10

【請求項 2】

前記第 2 の超音波振動素子から発せられた超音波のフォーカス点を、前記複数の第 1 の超音波振動素子からの超音波のフォーカス方向より前記アダプタ挿脱溝側に傾斜させるための傾斜部が音響レンズに形成されたことを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺用プローブ。

20

【請求項 3】

前記第 2 の超音波振動子が前記アダプタ挿脱溝側に所定角度傾斜されたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の穿刺用プローブ。

【請求項 4】

前記アダプタ挿脱溝側に所定角度傾斜した前記第 2 の超音波振動素子に応じた傾斜部が前記バック材に形成されたことを特徴とする請求項 3 に記載の穿刺用プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、穿刺針を被検体に刺し入れて患部の組織を採取又は治療する穿刺術に用いられる穿刺用プローブに関するものである。

【背景技術】

【0002】

図 5 は、従来の超音波プローブの内部の構成を示す斜視図である。図 5 に示すように、超音波プローブ 1 は、音響的に制動作用を行うバック材 9 上に、電気パルスを超音波に変換して被検体内に送信すると共に、被検体内で反射し、受信した超音波を電気信号に変換する短冊状の超音波振動素子 6 が多数並行に固着されている。

【0003】

40

超音波振動素子 6 は、例えばチタンジルコン酸鉛 (PZT) よりなり、その背面 (下面) には、焼き付け又は蒸着等の手段により信号電極が形成され、各超音波振動素子 6 の間には樹脂等が充填されている。ここで、短冊形状をなす超音波振動素子 6 の長さ方向をスライス方向とし、そのスライス方向に直交し、各超音波振動素子 6 を配列した方向をアレイ方向という。

【0004】

超音波振動素子 6 の音波放射面側 (バック材 9 が設置されている側と反対側) には、効率良く短い波形の超音波を放射するための共通電極 7 と音響整合層 8 とが形成され、音響整合層 8 の上には超音波ビームをフォーカスさせるために表面を円弧形状とした音響レンズ 5 が接着されている。音響レンズ 5 の材質は、例えばシリコンゴム (音速約 100

50

0 m / s e c) であり、スライス方向の断面形状は半円形状であり、超音波振動素子列から発せられる超音波の焦点距離を例えば深さ 6 c m に設定したい場合には、音響レンズ 5 の表面の曲率半径は約 3 0 m m である。

【 0 0 0 5 】

そして、超音波振動素子 6 から発せられた超音波は対象臓器 (図示せず) で反射され、この反射波が超音波振動素子 6 により受信され、電気信号に変換された後、図示しない処理装置により処理されて表示装置等に表示される。

【 0 0 0 6 】

ここで、被検体内の患部から組織を穿刺針で採取するような場合、超音波画像のガイドのもとで行われることが多い。この穿刺作業をより容易にするために、超音波プローブに穿刺針を装着するためのアタッチメントが各種実用化されている。特に近年では、穿刺専用としての形状を施した超音波プローブ (以下、穿刺用プローブと称する) がある (例えば、特許文献 1) 。

10

【 0 0 0 7 】

図 6 (a) は、穿刺用プローブの従来の外観構成を示す斜視図である。また、図 6 (b) は、図 6 (a) において穿刺用プローブの放射面側 (被検者の体表に対向する側) の構成を示す平面図である。

【 0 0 0 8 】

図 6 (a) 及び図 6 (b) に示すように、この穿刺用プローブ 1 は、穿刺針 3 を被検体の体表に対し比較的垂直に挿入し、体表に刺した直後から超音波画像の確認を可能とすることを目的として、穿刺用プローブ 1 の実効部分上に穿刺針 3 を通過させるアダプタ挿脱溝 4 が形成されている。

20

【 0 0 0 9 】

そして、穿刺針 3 を所定の角度で保持し、被検体の体腔内に案内するための穿刺アダプタ 2 が、アダプタ挿脱溝 4 に嵌合して着脱自在に取り付けられる。

【 0 0 1 0 】

ここで、前記実効部分とは、前述した超音波振動素子 6 が列設されてなる超音波振動素子列が配置された部分であり、超音波振動素子列は穿刺用プローブ 1 の放射面に対向するように穿刺用プローブ 1 の内部に設置されている。すなわち、アダプタ挿脱溝 4 は、穿刺用プローブ 1 に内蔵されたアレイ状の超音波振動素子列の一部を欠落させて形成されている

30

【 0 0 1 1 】

【特許文献 1】特開平 1 0 - 2 4 8 8 4 9 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

しかしながら、このような穿刺用プローブ 1 では、アダプタ挿脱溝 4 の形成部分において超音波振動素子列が欠落しているため、アダプタ挿脱溝 4 の有無によるスライス方向の音場に偏りが生じ、近距離の分解能に影響を与え、その結果として、近距離での穿刺針の確認が困難な場合があった。

40

【 0 0 1 3 】

図 7 は、従来 of 穿刺用プローブ 1 におけるアダプタ挿脱溝 4 の有無によるスライス方向の音場の違いを示すシミュレーション図であり、図 7 (a) は、アダプタ挿脱溝 4 の形成部分以外 (図 6 (b) の A - A) におけるスライス方向の音場 (音圧分布) を示す図、図 7 (b) は、アダプタ挿脱溝 4 の形成部分 (図 6 (b) の B - B) におけるスライス方向の音場 (音圧分布) を示す図である。なお、図 7 (a) , (b) では、横軸を深さ方向 (m m) 、縦軸をスライス方向の幅 (中心を 0) とし、超音波振動素子列から発せられる超音波の焦点距離をほぼ 8 0 m m に設定したものである。

【 0 0 1 4 】

図 7 (a) 及び図 7 (b) に示すように、アダプタ挿脱溝 4 が形成された部分以外では

50

、穿刺用プローブ 1 の放射面から遠距離に至るまで、スライス方向の音場の軸がまっすぐに保たれている。

【0015】

一方、図 7 (b) に示すように、アダプタ挿脱溝 4 が形成された部分では、穿刺用プローブ 1 の放射面から近距離の部分 (例えば、深さ 40 mm) において、スライス方向の音場の軸が曲げられることが認められる。

【0016】

このように、アダプタ挿脱溝 4 が形成された部分では、穿刺用プローブ 1 の放射面から近距離の部分 (例えば、深さ 40 mm) まで、スライス方向の音場の軸が曲げられるため、近距離部分の穿刺針 3 の画像が確認しにくい問題が生じていた。

10

【0017】

また、この問題は、送受信の可変口径・可変フォーカシング (近距離においては、少ない超音波振動素子で送受信し、遠距離になるにしたがって多くの超音波振動素子で送受信する方法) の効果により、アダプタ挿脱溝 4 が形成された部分の超音波振動素子 6 の音場の軸の影響は、ごく近距離では強く出るが、遠方になるにしたがって弱まることと顕著である。

【0018】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであって、その目的は、アダプタ挿脱溝の形成によって超音波振動素子列が欠損した構成をなす穿刺用プローブにおいて、近距離の穿刺針の確認を可能にすることができ、検査を通じて穿刺針の位置を正確に検知することができる穿刺用プローブを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0019】

上記課題を解決するための、請求項 1 記載の発明に係る穿刺用プローブは、短冊形状をなす複数の第 1 の超音波振動素子と、係る第 1 の超音波振動素子よりも長さが短い、少なくとも 1 つの第 2 の超音波振動素子とからなり、係る第 2 の超音波振動素子を間に挟んで前記第 1 の超音波振動素子がスライス方向と直交するアレイ方向に前記短冊形状の長さ方向の一辺を揃えて配列されることによって、前記第 2 の超音波振動素子のスライス方向側に、穿刺針を保持する穿刺用アダプタを装着するためのアダプタ挿脱溝が設けられた超音波振動素子列と、前記超音波振動素子列がなす一方の面に設けられて、前記超音波振動素子列から前記一方の面方向に発せられる超音波を制動するバック材と、前記超音波振動素子列がなす他方の面に設けられて、前記超音波振動素子から発せられる超音波をフォーカスするための音響レンズとを有し、前記第 2 の超音波振動素子と、係る第 2 の超音波振動素子の一方の面に設けられたバック材と、前記第 2 の超音波振動素子の他方の面に設けられた音響レンズとは、前記第 2 の超音波振動素子から発せられる超音波が前記複数の第 1 の超音波振動素子からの超音波のフォーカス方向より前記アダプタ挿脱溝側に傾斜してフォーカスする構造とされたことを特徴とする。

30

【0020】

かかる構成のように、前記第 2 の超音波振動素子から発せられる超音波の焦点距離を、前記第 1 の超音波振動素子から発せられる超音波の焦点距離よりも傾けることにより、スライス方向の音場の軸を照射面から近距離で立ち上がらせることとなるので、超音波診断装置の画像において穿刺針を近距離で視認することが可能となる。

40

【0021】

上記課題を解決するための、請求項 2 記載の発明に係る穿刺用プローブは、請求項 1 に記載の穿刺用プローブにおいて、前記第 2 の超音波振動素子から発せられた超音波のフォーカス点を、前記複数の第 1 の超音波振動素子からの超音波のフォーカス方向より前記アダプタ挿脱溝側に傾斜させるための傾斜部が音響レンズに形成されたことを特徴とする。

【0022】

上記課題を解決するための、請求項 3 記載の発明に係る穿刺用プローブは、請求項 1 又は 2 に記載の穿刺用プローブにおいて、前記第 2 の超音波振動子が前記アダプタ挿脱溝側

50

に所定角度傾斜されたことを特徴とする。

【0023】

上記課題を解決するための、請求項4記載の発明に係る穿刺用プローブは、請求項3に記載の穿刺用プローブにおいて、前記アダプタ挿脱溝側に所定角度傾斜した前記第2の超音波振動素子に応じた傾斜部が前記バックング材に形成されたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、第2の超音波振動素子から発せられる超音波の焦点距離を第1の超音波振動素子から発せられる超音波の音軸を内側に傾けたり、焦点距離よりも短くすることで、スライス方向の音場の軸をアダプタ挿脱溝が形成された側に、より近距離（プローブ近く）から傾け、近距離から超音波診断装置画像にて穿刺針の確認を可能にすることができ、臨床上、穿刺針の位置を正確に検知することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明の実施形態につき、図面を参照して説明する。

【0026】

図1は、本発明に係る穿刺用プローブの一実施形態における構成を示す斜視図であり、図1(a)は、穿刺針を保持した穿刺アダプタを装着させた穿刺用プローブの側面図、図1(b)は、穿刺針を保持した穿刺アダプタを装着させた穿刺用プローブの底面図である。なお、短冊形状をなす超音波振動素子6の長さ方向をスライス方向とし、そのスライス方向に直交し、各超音波振動素子6を配列した方向をアレイ方向という。

20

【0027】

図1(a)、(b)に示すように、本実施形態の穿刺用プローブ1は、穿刺針3を被検者の体表に対し比較的垂直に挿入し、体表に刺した直後から超音波画像の確認が可能となることを目的として、穿刺用プローブ1の実効部分上にアダプタ挿脱溝4が形成されている。

【0028】

そして、穿刺針3を所定の角度で保持し、被検体の体腔内に案内するための穿刺アダプタ2が、アダプタ挿脱溝4に嵌合して着脱自在に取り付けられる。

【0029】

また、本実施形態の穿刺用プローブ1は、従来の穿刺用プローブと同様に、超音波振動素子6が、例えばチタンジルコン酸鉛(PZT)よりなり、その背面(下面)には、焼き付け又は蒸着等の手段により信号電極が形成され、各超音波振動素子6の間には樹脂等が充填されている。さらに、超音波振動素子6の音波放射面側(バックング材9が設置されている側と反対側)には、効率良く短い波形の超音波を放射するための共通電極7と音響整合層8とが形成され、音響整合層8の上には超音波ビームをフォーカスさせるための円筒形の音響レンズ5が接着されている。音響レンズ5の材質は、例えばシリコンゴム(音速約1000m/sec)であり、スライス方向の断面形状は半円形状であり、超音波振動素子列から発せられる超音波の焦点距離を例えば6cmに設定したい場合には、音響レンズ5の表面の曲率半径は約30mmである(図5参照)。

30

40

【0030】

本実施形態の穿刺用プローブ1は、アレイ方向に並設した複数の超音波振動素子6の上下方向に電圧を印加して超音波を発生させ、被検体へ送信し、被検体内で反射した超音波を各超音波振動素子6が受信して、その情報を上下面に発生した電圧として取得する。なお、本実施形態では、このように構成された超音波振動素子6、共通電極7及び音響整合層8をまとめて、超音波振動素子列10として説明する。

【0031】

ここで、超音波画像を取得する上では、アダプタ挿脱溝4のない状態の超音波振動素子列10による配列面が本来望ましい。従って、この望ましい超音波振動素子列10による配列面を実効部分という。すなわち、本実施形態のようにアダプタ挿脱溝4が形成された穿刺

50

用プローブでは、前記実効部分が欠落した態様となる。

【0032】

このように、アダプタ挿脱溝4がスライス方向側の一端に形成されているため、例えば、超音波振動子列10が150素子で構成されていた場合、所定数(例えば20素子)の超音波振動素子62(本請求項にいう第2の超音波振動素子)が他の超音波振動素子61(本請求項にいう第1の超音波振動素子)よりも短く形成されることとなる(図4参照)。また、アダプタ挿脱溝4の形成により、超音波振動素子列10のアダプタ挿脱溝101、音響レンズ5のアダプタ挿脱溝51及びバックング材9のアダプタ挿脱溝91が形成されることとなる。

【0033】

(音響レンズの構成)

図2は、本実施形態における音響レンズの構成を示す図であり、図2(a)は、本実施形態における音響レンズの構成を示す斜視図、図2(b)は、図2(a)のC-C断面図である。

【0034】

図2(a)に示すように、音響レンズ5の表面(超音波振動素子列10が設置される側と反対側の面)は、超音波ビームをスライス方向でフォーカスさせるために円弧形状とされている。音響レンズ5の材質は、例えばシリコンゴム(音速約1000m/sec)であり、スライス方向の断面形状は半円形状であり、超音波振動素子列10から発せられる超音波の焦点距離を例えば深さ6cmに設定したい場合には、音響レンズ5の表面の曲率半径は約30mmである。

【0035】

前述したように、音響レンズ5にもスライス方向の一端部側にアダプタ挿脱溝51が形成されており、そのアダプタ挿脱溝51のスライス方向側には、前記第2の超音波振動素子から発せられた超音波のフォーカス点(焦点距離)を、前記複数の第1の超音波振動素子からの超音波のフォーカス点(焦点距離)より短くする傾斜部52が形成されている。

【0036】

すなわち、本実施形態の音響レンズ5は、アレイ方向においてアダプタ挿脱溝51の両側に位置する部分(第1の超音波振動素子61(図示せず)に対応する部分)を傾斜部52(第2の超音波振動素子62(図示せず)に対応する部分)が連結する態様で形成され、図2(b)に示すように、第2の超音波振動素子62(図示せず)から発せられた超音波の焦点距離が、第1の超音波振動素子61(図示せず)から発せられた超音波の焦点距離よりも短くするために、傾斜部52における円弧の中点を外側(アダプタ挿脱溝51からスライス方向に離れる方向側)にずらしたような形状に設定される。このようにすることで、傾斜部52による第2の超音波振動素子62(図示せず)から発せられる超音波の焦点距離を、第1の超音波振動素子61(図示せず)から発せられる超音波の音軸を内側に傾け、焦点距離より近くする。

【0037】

図3は、超音波振動素子列10を可変口径、可変フォーカシング(深さに応じて一定の比で超音波振動素子列の数を増やし口径を大きくした)を実施したときのアレイ方向の音場の影響も重ね合わせたあるスライス面の音場を示した図である。なお、図3では、横軸を深さ方向(mm)、縦軸をスライス方向の幅(中心を0)とし、超音波振動素子列から発せられる超音波の焦点距離をほぼ80mmに設定したものである。

【0038】

図3に示すように、アダプタ挿脱溝4のスライス方向の音場の軸が照射面から所定角度内側に向き、例えば、深さ30mm付近で従来(細点線に示す)は、80mm付近の音場の軸に対して斜めであったのが、本発明(太点線に示す)により、直線的に一致するようになった。なお、音響レンズ5は注型による作成でもよい。

【0039】

このように、深さ30mm付近で穿刺針が認識されるようにスライス方向の音場の軸が

10

20

30

40

50

傾けられたので、診断画像に影響する極近距離以外の領域では、ほとんど影響が出ない音場を作ることができる。従って、実用上、近距離においては、診断画像に影響なく、穿刺針3の視認性を高めることが可能である。なお、遠距離になるにしたがって、可変口径による口径が大きくなるために、第2の超音波振動素子62の影響は少なくなり、実質的には深部音場に影響しない。

【0040】

(他の実施形態)

(超音波振動子列の構成)

図4は、本発明に係る穿刺用プローブの他の実施形態における内部構成を示す図であり、図4(a)は、本実施形態における超音波振動子列及びバック材の構成を示す斜視図、図4(b)は、図4(a)のアダプタ挿脱溝におけるスライス面の断面図である。

10

【0041】

図4(a)、(b)に示すように、本実施形態の穿刺用プローブ1は、アダプタ挿脱溝4がスライス方向側の一端に形成されているため、超音波振動素子列10においては、アレイ方向に例えば100素子並列された場合、所定数(例えば10素子)の超音波振動素子62(本請求項にいう第2の超音波振動素子)が他の超音波振動素子61(本請求項にいう第1の超音波振動素子)よりも短く形成されることとなる。従って、超音波振動素子61に超音波振動素子62が挟まれる構造となることにより、アダプタ挿脱溝4に対応した「超音波振動子列アダプタ挿脱溝101」が形成される。

【0042】

20

具体的には、100素子並列された超音波振動素子列10のうち、アレイ方向に50素子(12mm)の超音波振動素子61、10素子(4mm)の超音波振動素子62、40素子(12mm)の超音波振動素子61の合計3パーツに分けられる。

【0043】

そして、超音波振動素子61よりもスライス方向において短い10素子分(4mm)の超音波振動素子62を、超音波振動素子61に対してアダプタ挿脱溝101が形成された方向に所定角度傾斜させている。

【0044】

一方、バック材9には、前述のアダプタ挿脱溝4、アダプタ挿脱溝51及びアダプタ挿脱溝101の形状に応じたアダプタ挿脱溝91と、超音波振動素子62の傾斜に応じた傾斜部92が形成されており、バック材9上(照射面側)に超音波振動素子62が所定角度傾斜された超音波振動素子列10が載置されることとなる。

30

【0045】

これによって超音波振動素子62から発せられた超音波の音軸が、第1の超音波振動素子61から発せられた超音波の音軸よりも内側に傾き、スライス方向の音場の軸がアダプタ挿脱溝101が形成された側(穿刺針3が通過する側)に傾くので、診断画像に影響する極近距離以外の領域では、ほとんど影響が出ない音場を作ることができる(図3参照)。従って、実用上、近距離においては、診断画像に影響なく、穿刺針3の視認性を高めることが可能である。

【0046】

40

本実施形態では、アダプタ挿脱溝51が形成された従来の音響レンズ5を採用しても十分な効果を得られるが、前述した傾斜部52が形成された音響レンズ5と組み合わせることにより、接触する被検体よりさらに音速の遅い材料でできた音響レンズ5との入射角の差による音の屈折効果も加わるので、スライス方向の音場の軸がアダプタ挿脱溝4側にさらに傾き、近距離から超音波診断装置画像にて穿刺針3の確認を可能にすることができる。

【0047】

上述の各実施形態は、本発明の一例であり、本発明は上記実施形態に限定されることはない。また、上述の実施形態では、コンベックス型の穿刺用プローブを例に説明したが、リニア型の穿刺用プローブであっても同様に適用でき、本発明によって得られる効果と同

50

様な効果を得ることができる。また、この他であっても、本発明に係る技術的思想を逸脱しない範囲であれば、設計等に応じて種々の変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明に係る穿刺用プローブの一実施形態における構成を示す図。

【図2】本発明に係る穿刺用プローブの一実施形態における音響レンズの構造を示す図。

【図3】本発明に係る穿刺用プローブの一実施形態におけるアダプタ挿脱溝のスライス音場を示す図。

【図4】本発明に係る穿刺用プローブの他の実施形態における超音波振動素子の構造を示す図。

10

【図5】超音波プローブの従来構成を示す図。

【図6】穿刺用プローブの従来構成を示す図。

【図7】従来穿刺用プローブにおけるアダプタ挿脱溝の有無によるスライス音場の違いを示す図。

【符号の説明】

【0049】

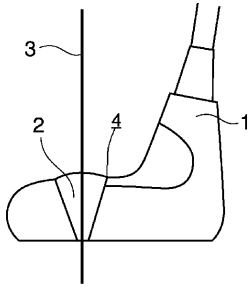
- 1 穿刺用プローブ
- 2 穿刺アダプタ
- 3 穿刺針
- 4 穿刺用プローブのアダプタ挿脱溝
- 5 音響レンズ
- 6 超音波振動素子
- 7 共通電極
- 8 音響整合層
- 9 バッキング材
- 10 超音波振動素子列
- 51 音響レンズのアダプタ挿脱溝
- 52 音響レンズの傾斜部
- 61 第1の超音波振動子
- 62 第2の超音波振動子
- 91 バッキング材のアダプタ挿脱溝
- 92 バッキング材の傾斜部
- 101 超音波振動素子列のアダプタ挿脱溝

20

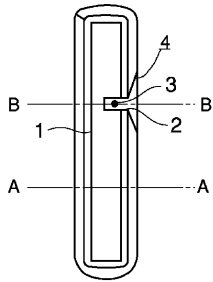
30

【 図 1 】

(a)

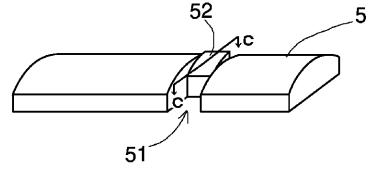


(b)

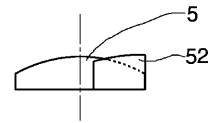


【 図 2 】

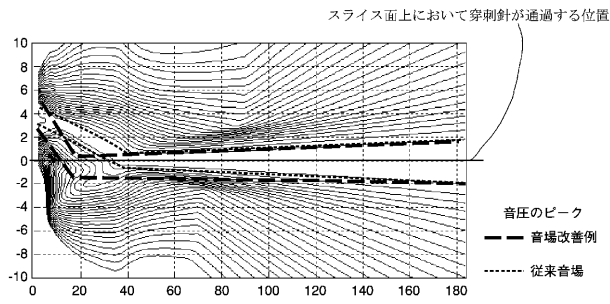
(a)



(b)

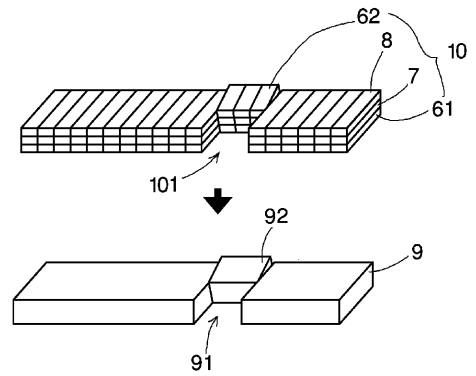


【 図 3 】

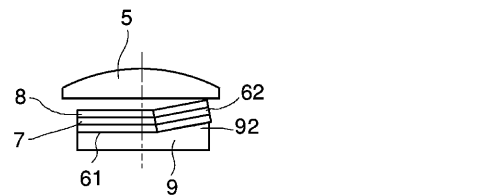


【 図 4 】

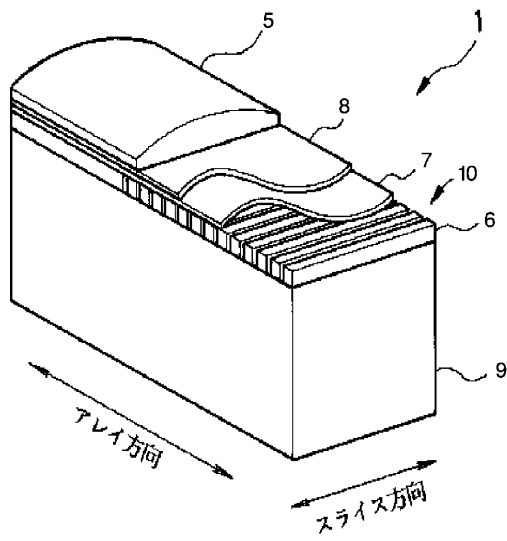
(a)



(b)

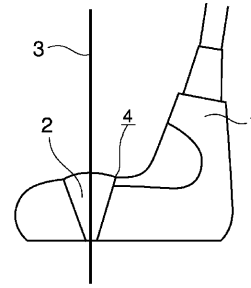


【 図 5 】

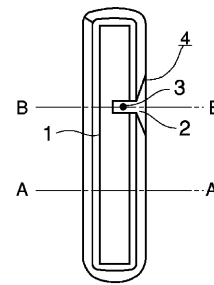


【 図 6 】

(a)

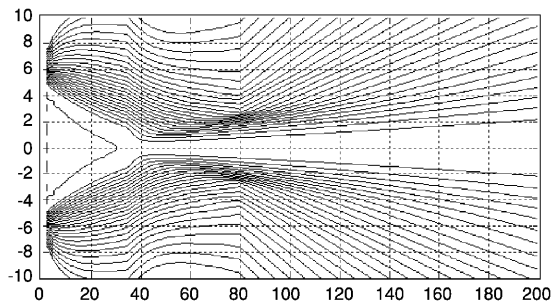


(b)

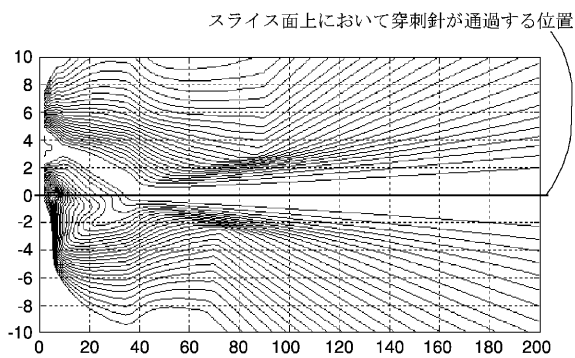


【 図 7 】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 四方 浩之

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE01 EE09 EE16 FF04 FF05 GA01 GA03 GB04 GB30
GB34

专利名称(译)	刺破探针		
公开(公告)号	JP2006288580A	公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2005111856	申请日	2005-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	小川隆士 四方浩之		
发明人	小川 隆士 四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF04 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB30 4C601/GB34		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在短距离内确认穿刺针并通过检查准确地掌握穿刺针的位置的穿刺探针。 解决方案：第一超声振动元件61和第二超声振动元件，其中在切片方向侧提供了用于安装固定有穿刺针3的穿刺适配器2的穿刺适配器插入/移除凹槽101。 由62，背衬材料9和声透镜5组成的超声波振动元件阵列10，从第二超声波振动元件62发射的超声波的聚焦方向，多个第一超声波。 在声透镜5上形成有倾斜部52，该倾斜部52来自振动元件61的超声波的聚焦方向向适配器插入/取出槽101侧倾斜。 [选择图]图2

