

(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2007-61345**(P2007-61345A)**(43) 公開日 **平成19年3月15日(2007.3.15)**

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-251127 (P2005-251127)

(22) 出願日 平成17年8月31日 (2005.8.31)

(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

(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 中村 寿

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

最終頁に続く

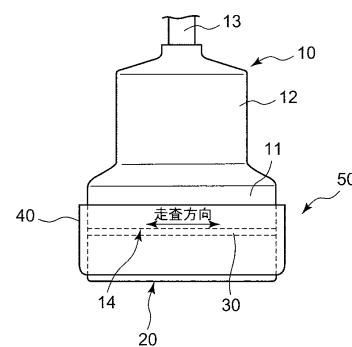
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ用アダプタ及び超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 超音波ビームの焦点距離及び超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置を適切にすることにより、質の良い画像が得られる超音波プローブ用アダプタ及びその超音波プローブ用アダプタが装着されている超音波プローブを提供すること。

【解決手段】 被検体に対し超音波ビームによる走査を行う超音波プローブ10の超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面14側に装着される超音波プローブ用アダプタ50に、超音波送受波面に当接して超音波ビームを走査方向に直交する方向に収束させる音響レンズ30と、音響レンズを介し超音波送受波面とは反対側に設けられ、被検体に接触当接させる音響カップリング部材20とを備えることを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し超音波ビームによる走査を行う超音波プローブの超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面側に装着される超音波プローブ用アダプタであって、

前記超音波送受波面に当接して前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に収束させる音響レンズと、

前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に設けられ、前記被検体に接触当接させる音響カップリング部材とを備えることを特徴とする超音波プローブ用アダプタ。

【請求項 2】

着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着される請求項 1 に記載の超音波プローブ用アダプタ。 10

【請求項 3】

前記音響レンズは、前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置で前記超音波ビームを収束させる請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ用アダプタ。

【請求項 4】

前記音響レンズは、前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間に前記超音波ビームを収束させる請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ用アダプタ。 20

【請求項 5】

被検体に対し超音波ビームによる走査を行うための超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面を有する超音波プローブであって、

前記超音波送受波面側に、

前記超音波送受波面に当接して前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に収束させる音響レンズと、

前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に設けられ、前記被検体に接触当接させる音響カップリング部材とを備える超音波プローブ用アダプタが装着されていることを特徴とする超音波プローブ。 30

【請求項 6】

前記超音波プローブ用アダプタは、着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着される請求項 5 に記載の超音波プローブ。 30

【請求項 7】

前記音響レンズは、前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置で前記超音波ビームを収束させる請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記音響レンズは、前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間に前記超音波ビームを収束させる請求項 5 または請求項 6 に記載の超音波プローブ。 40

【請求項 9】

被検体に対し超音波ビームによる走査を行うための超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面を有する超音波プローブであって、

前記超音波送受波面を形成し、前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に第 1 の収束位置に収束させるための第 1 の音響レンズと、

前記超音波送受波面側に、

前記超音波送受波面に当接し、前記第 1 の音響レンズと協働して、前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に第 2 の収束位置に収束させる第 2 の音響レンズと、

前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に設けられ、前記被検体に接触当 50

接させる音響カップリング部材とを備える超音波プローブ用アダプタが装着されていることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 10】

前記超音波プローブ用アダプタは、着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着される請求項 9 に記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記第 2 の音響レンズは、前記第 1 の音響レンズと協働して、前記第 2 の位置を前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置として前記超音波ビームを収束させる請求項 9 または請求項 10 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 12】

前記第 2 の音響レンズは、前記第 1 の音響レンズと協働して、前記第 2 の位置を前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間として前記超音波ビームを収束させる請求項 9 または請求項 10 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断に用いられる超音波プローブ用アダプタ及び超音波プローブに関し、特に前記被検体に当接させる音響カップリング部材を備える超音波プローブ用アダプタまたはその超音波プローブ用アダプタが装着されている超音波プローブに関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波プローブを被検体である生体の体表に当接させて、生体内に超音波ビームを発射し、生体組織の境界で反射して生じる反射波を再び超音波プローブで受信し、診断に用いる生体内の断層画像を再構成する超音波診断装置がある。

【0003】

その超音波プローブには、超音波ビームを収束させることにより分解能を向上させて鮮明な画像が得られるように音響レンズが設けられていた。しかし、その音響レンズは固定的に設けられているため超音波ビームの収束位置（以下、フォーカス点という）までの距離（以下焦点距離ということがある）を制御できないという問題点があった。そこで、超音波プローブの音響レンズに当接させるとともに対向面を被検体に当接させて用いる音響レンズを有するアダプタを装着して焦点距離を切り換えるものがある（例えば、特許文献 1 参照）。これによれば、例えば、焦点距離を短くしてフォーカス点を超音波プローブ側に近づけることで体表に近い部分での分解能を向上させ、鮮明な画像を得ることが可能である。

30

【0004】

しかしながら、凹凸形状を有する体表に上記のアダプタを装着して診断を行う場合、当接面は音響レンズとなり弾性がないため凹凸形状によって体表との間に隙間を生じることがある。その当接面と体表との間の隙間により超音波が伝達されないため正確な画像を得ることができない場合があった。

40

【0005】

それに対して、体表との間に隙間を生じないように、例えば超音波プローブの当接面側に、音響カップリング部材（例えば、水袋等）を備えるアダプタを装着して超音波診断を行うものがある。音響カップリング部材は、材料が薄膜のゴム、高分子化合物、樹脂などによる水袋、あるいはゲル状物質によって構成され、体表の複雑な曲面に合った形状を成す構造となっている。また、この音響カップリング部材を用いることにより、超音波ビームの焦点距離を変えずにフォーカス点の体表に対する位置をオフセットさせることができる。

50

【 0 0 0 6 】

ところが、上述のような音響カップリング部材を備えるアダプタを用いた場合に、音響カップリング部材と体表との境目での多重反射によるアーチファクトすなわち多重エコーを発生し、断層画像に体表から音響カップリング部材の高さ（超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面から体表と音響カップリング部材との当接面までの距離）をピッチとして虚像が描き出されてしまうことがある。このアーチファクトが診断を要する関心領域に重なると、診断しにくいという問題を発生する。図7には音響カブラを用い、多重エコーが発生した断層画像を示した。図7において、一点鎖線で断層画像を示し、その画像内には、音響カップリング部材とその下側に被検体内部及び多重エコーが表示されている。また、そのときの超音波プローブの様子がわかるように二点鎖線示した。その対処として音響カップリング部材の高さを変更し、多重エコーの発生位置を変化させて関心領域と重ならないようにすることができる。

10

【 0 0 0 7 】

しかしながら、音響カップリング部材の高さを変更すると、上述したように焦点距離は固定的で制御できないので、関心領域からフォーカス点がずれて、関心領域での分解能が低下し、関心領域の画質を低下させることがあった。

【 0 0 0 8 】

【特許文献1】特開2000-201929号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、超音波ビームの焦点距離及び超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置を適切にすることにより、質の良い画像が得られる超音波プローブ用アダプタ及びその超音波プローブ用アダプタが装着されている超音波プローブを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するために請求項1記載の発明は、被検体に対し超音波ビームによる走査を行う超音波プローブの超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面側に装着される超音波プローブ用アダプタであって、前記超音波送受波面に当接して前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に収束させる音響レンズと、前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に設けられ、前記被検体に接触当接させる音響カップリング部材とを備えることを特徴としている。

30

【 0 0 1 1 】

また、請求項2記載の発明は、着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着されることを特徴としている。

【 0 0 1 2 】

また、請求項3記載の発明は、前記音響レンズは、前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置で前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

40

【 0 0 1 3 】

また、請求項4記載の発明は、前記音響レンズは、前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間に前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

【 0 0 1 4 】

また、請求項5記載の発明は、被検体に対し超音波ビームによる走査を行うための超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面を有する超音波プローブであって、前記超音波送受波面側に、前記超音波送受波面に当接して前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に収束させる音響レンズと、前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に

50

設けられ、前記被検体に接触当接させる音響カップリング部材とを備える超音波プローブ用アダプタが装着されていることを特徴としている。

【0015】

また、請求項6記載の発明は、前記超音波プローブ用アダプタは、着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着されることを特徴としている。

【0016】

また、請求項7記載の発明は、前記音響レンズは、前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置で前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

10

【0017】

また、請求項8記載の発明は、前記音響レンズは、前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間に前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

【0018】

また、請求項9記載の発明は、被検体に対し超音波ビームによる走査を行うための超音波の送波及び受波を行う超音波送受波面を有する超音波プローブであって、前記超音波送受波面を形成し、前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に第1の収束位置に収束させるための第1の音響レンズと、前記超音波送受波面側に、前記超音波送受波面に当接し、前記第1の音響レンズと協働して、前記超音波ビームを前記走査方向に直交する方向に第2の収束位置に収束させる第2の音響レンズと、前記音響レンズを介し前記超音波送受波面とは反対側に設けられ、前記被検体に接触当接させる音響カップリング部材とを備える超音波プローブ用アダプタが装着されていることを特徴としている。

20

【0019】

また、請求項10記載の発明は、前記超音波プローブ用アダプタは、着脱自在な装着機構を更に備え、前記装着機構によって前記超音波プローブに着脱自在に前記装着されることを特徴としている。

【0020】

また、請求項11記載の発明は、前記第2の音響レンズは、前記第1の音響レンズと協働して、前記第2の位置を前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離の整数倍となる位置を除く位置として前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

30

【0021】

また、請求項12記載の発明は、前記第2の音響レンズは、前記第1の音響レンズと協働して、前記第2の位置を前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置と、前記被検体側に前記超音波送受波面から前記被検体と前記音響カップリング部材との当接位置までの距離となる位置との間として前記超音波ビームを収束させることを特徴としている。

【発明の効果】

40

【0022】

本発明によれば、音響カップリング部材を備える超音波プローブ用アダプタに音響レンズを備える構成としたことにより、超音波プローブに装着される超音波アダプタにより超音波ビームの焦点距離及び超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置を適切にし、質の良い画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明に係る超音波プローブ用アダプタ及び超音波プローブの様々な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0024】

50

〔第１の実施の形態〕

〔構成〕

図１は、本実施形態における超音波プローブ１０の全体構成を示す正面図である。本超音波プローブ１０は、超音波の走査を行って断層画像を生成するためのもので、図１に示すように超音波プローブ用アダプタであるアダプタ５０が着脱自在に装着されている。

【００２５】

超音波プローブ１０は、その先端（図示下部）は直方体形状を成し、この長辺方向を走査方向として示す矢印方向に走査される超音波ビームを形成する超音波を送波し反射波を受波するプローブ面（超音波送受波面）１４を有する探触子部１１と、探触子部１１とは反対側（図示上部）に設けられた操作者が把持するための把持部１２と、把持部１２の上端部に連設されている接続ケーブル１３とからなる。接続ケーブル１３は図示しない超音波診断装置に接続される。超音波診断装置は、超音波プローブ１０で受波される反射波から、超音波ビームの走査によりスライスされる面（図２に示す走査方向を含むスライス面）の画像を断層画像として再構成する機能を有し、再構成した断層画像を超音波診断装置のモニタの表示手段などに表示する。

10

【００２６】

アダプタ５０は、ホルダ４０、音響カップリング部材２０及び音響レンズ３０を含んで構成される。アダプタ５０は、超音波プローブ１０の探触子部１１側に、音響レンズ３０とプローブ面１４とを当接するように図示しない装着機構により着脱自在に装着される。アダプタ５０の超音波プローブ１０への装着機構は、例えばアダプタ５０にロック爪などを設け、超音波プローブ１０にロック爪に対応して凹部を形成しておき、ロック爪が凹部に係止されて装着され、ロック爪の係止を解除することにより脱着できるようになっている。また、つまみ付きネジなどを備えて、つまみ付きネジを手で操作するなどして着脱するようにしてもよい。

20

【００２７】

図２は、アダプタ５０の構成を示す斜視図である（内部の構成を理解しやすいように一部を切り欠いてある。）。図２によれば、アダプタ５０のホルダ４０は、箱状で、その箱の上端部内側には、超音波プローブ１０に装着するための上述の装着機構（図示せず）を有する。また、上方向側には、音響レンズ３０が設けられ、この音響レンズ３０の上方には超音波プローブ１０のプローブ面１４を挿入可能な上部開口部４１が形成され、音響レンズ３０がプローブ面１４に当接するようになっている。さらに、音響レンズ３０の下側すなわち被検体である生体の体表側には、音響カップリング部材２０が備えられ、下面には、音響カップリング部材２０の下面２４を被検体の体表に当接させるための下部開口部４２が形成されている。また、ホルダ４０は、例えばプラスチック等により成型加工されたものである。

30

【００２８】

音響レンズ３０は、生体より音速の遅い素材を前記スライス面に直交する方向（言い換えれば、超音波ビームの走査方向に直交する方向）でかつ超音波の送波方向に凸形状に形成され、超音波ビームを前記スライス面に直交する方向に収束させる。音響レンズ３０は、超音波が音速の異なる物質に進行するときの屈折を利用するもので、超音波ビームの焦点距離は、音響レンズ３０の音速と超音波が出力する側の凸形状の曲率によって決まる。すなわち、音速の異なる材料や曲率を変化させることにより異なる焦点距離にすることができる。

40

【００２９】

音響カップリング部材２０は、〔背景技術〕で述べたように、体表との間に隙間を生じないように、また、超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置をオフセットさせるためのもので、材料が薄膜のゴム、高分子化合物、樹脂などによる水袋、あるいはゲル状物質によって構成され、体表の複雑な曲面に合った形状を成す構造となっている。また、これらの材料は、音響インピーダンスが生体の体表（人体の皮膚）の音響インピーダンスに近いものが好ましく、体表における反射をできるだけ小さくして、生体への超音波の透

50

過率を良くすることが望まれる。

【0030】

図3は、超音波プローブ10にアダプタ50を装着した状態における超音波ビームの走査方向と直交する面から見た断面図である。

【0031】

超音波プローブ10の内部には超音波振動子16（実際には、複数が走査方向にアレイ状に並べられている）を備える。超音波振動子16の背面側（超音波の送受信を行う面とは反対側）超音波振動子16を保持するとともに不要な音波を吸収するバックング材15が配置され、超音波の送受信を行う面側には、生体との音響整合をとるための整合層17が付され、プローブ面14が形成されている。

10

【0032】

アダプタ50は、音響レンズ30がプローブ面14に当接し、上述のごとくスライス面に直交する方向でかつ超音波の送波方向に凸形状に形成され、図3に示すように超音波ビームをスライス面に直交する方向に収束させる。さらに、下面には、音響カップリング部材20を有している。

【0033】

〔使用態様〕

次に、上述のアダプタ50が装着された超音波プローブ10を使用する場合について説明する。上述のアダプタ50が装着された超音波プローブ10を用いた場合の断層画像の一例を図4に示す。図4において、一点鎖線で囲まれた範囲に断層画像を示し、また、そのときの超音波プローブの様子がわかるように二点鎖線示した。

20

【0034】

図4では、関心領域の位置が被検体の体表から $p/2$ の位置にある場合を例に説明することにする。

【0035】

まず、関心領域の位置が被検体の体表から $p/2$ であることから、音響レンズ30の上面から音響カップリング部材20の被検体への当接面までの距離を例えば p となるように設定する。また、音響レンズ30の焦点距離 f を、 $p < f < 2p$ となるように設定する。これは、 f を p とすればフォーカス点が体表近傍となり被検体内部で分解能が低下してしまい被検体内部で分解能が低下し、 f を $2p$ とすれば高い分解能で得られる画像が多重エコーと重なってしまい診断しにくくなってしまいうからである。すなわち、 $p < f < 2p$ とするのは高い分解能で得られる画像を多重エコーと重ならないようにするためである。

30

【0036】

ここで、音響レンズ30の上面から音響カップリング部材20の被検体への当接面までの距離とは、例えばアダプタ50単体での外形の寸法、超音波プローブ10への装着時の寸法或いはさらに被検体へ当接させた時の寸法などでよい。これらの寸法は若干異なるが、本実施の形態において大きな影響はない。

【0037】

このような設定のアダプタ50を超音波プローブ10に装着し、断層画像を表示させる。断層画像には、図4に示すように、プローブ面14側に音響レンズ30及び音響カップリング部材20が表示され、その下側に被検体内部が表示されている。そして、多重エコーが被検体と音響カップリング部材20との当接面から被検体内部に p ピッチで現れているが、関心領域は、被検体と音響カップリング部材20との当接面から $p/2$ であるため、多重エコーと関心領域とが重なることは無い。また、音響レンズ30の焦点距離 f は、 $p < f < 2p$ であるから、超音波ビームのフォーカス点付近に関心領域があるので、より鮮明な画像を得ることが可能となっている。

40

【0038】

また、アダプタ50を超音波プローブ10に装着に先立って、プローブ面14または音響レンズ30のプローブ面14との当接面には、水またはゼリー状の音響カップリング剤を塗布してもよい。例えば、プローブ面14と音響レンズ30との間に気泡または空気層

50

などを発生してしまう場合に、気泡または空気層などを排除することができる。

【 0 0 3 9 】

このように、アダプタ 5 0 に音響カップリング部材 2 0 と音響レンズ 3 0 とを備えることにより、装着するアダプタ 5 0 によって超音波ビームの焦点距離及び超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置が設定できる。

【 0 0 4 0 】

また、アダプタ 5 0 は着脱自在であるから、超音波ビームの焦点距離及び超音波ビームのフォーカス点の体表に対する位置が異なる複数のアダプタ 5 0、すなわち、複数の音響レンズ 3 0 の上面から音響カップリング部材 2 0 の被検体への当接面までの距離と複数の超音波ビームの焦点距離とがそれぞれ組み合わせられた複数のアダプタ 5 0 を用意し、関心領域の体表からの位置に応じて選択して装着することにより、上述のように診断に好適な画像を得ることができる。言い換えれば、アダプタ 5 0 を交換することにより、多重エコーの発生位置及びフォーカス点の位置をユーザの選択的変更が可能となるので、関心領域に多重エコーを重ねないようにするとともに、フォーカス点の位置を関心領域付近にすることが可能となる。

10

【 0 0 4 1 】

また、上記例では音響レンズ 3 0 の焦点距離 f を $p < f < 2p$ として説明したが、関心領域の位置が体表から深い位置にある場合には、 $2p < f < 3p$ 、 $3p < f < 4p$ ・・・とする。すなわち、焦点距離 f は、 p の整数倍を除く位置にする。これは、 $p < f < 2p$ の場合と同様に、高い分解能で得られる画像を多重エコーと重ねないようにするためである。しかしながら、音響カップリング部材 2 0 は体表近くの関心領域を診断する場合に用いられることが多いので、焦点距離 f を $p < f < 2p$ とすれば、超音波の減衰も小さく、音響カップリング部材 2 0 を用いた好適な診断を実施することができる。

20

【 0 0 4 2 】

[第 2 の実施の形態]

次に、図面を参照して本考案の第 2 の実施の形態を説明する。なお、以下には第 1 の実施の形態と実質的に同様の構成については、詳細な説明を省略し、主に異なる点について述べる。

【 0 0 4 3 】

〔 構成 〕

30

図 5 は、第 2 の実施形態における超音波プローブ 1 0 ' の全体構成を示す正面図である。

【 0 0 4 4 】

本実施の形態の特徴は、超音波プローブ 1 0 ' は、第 1 の音響レンズ 1 8 を備えている点にある。もちろん、アダプタ 5 0 には、第 1 の実施の形態と同様に音響レンズ（以下、第 2 の音響レンズという）3 0 ' を備えている。

【 0 0 4 5 】

図 6 は、超音波プローブ 1 0 ' にアダプタ 5 0 を装着した状態における超音波ビームの走査方向と直交する面による断面図である。

【 0 0 4 6 】

40

図 6 に示すように、第 1 の音響レンズ 1 8 は、整合層 1 7 の下側に付して設けられ、下面側が第 1 の凸形状で形成され、第 1 の凸形状でプローブ面 1 4 ' を形成している。第 2 の音響レンズ 3 0 ' は、プローブ面 1 4 ' と当接する面が、第 1 の凸形状と合うような凹形状に形成され、プローブ面 1 4 ' と当接する面とは反対側の面は、第 2 の凸形状に形成されている。したがって、第 1 の音響レンズ 1 8 によるフォーカス点（第 1 の収束位置）を第 2 の音響レンズ 3 0 ' を第 1 の音響レンズ 1 8 に当接させることにより凸形状が変化するから異なるフォーカス点（第 2 の収束位置）にすることができる。

【 0 0 4 7 】

〔 使用態様 〕

次に、上述のアダプタ 5 0 が装着された超音波プローブ 1 0 ' を使用する場合について

50

説明する。

【 0 0 4 8 】

この場合、第 1 の実施の形態と異なるのは、焦点距離を音響レンズ 3 0 ' と第 1 の音響レンズ 1 8 とを合わせた場合に所望の焦点距離となるように設定する点である。従って、例えば、第 1 の実施の形態同様に関心領域の位置が被検体の体表から $p / 2$ の位置にある場合には、第 2 の音響レンズ 3 0 ' の上面から音響カップリング部材 2 0 の被検体への当接面までの距離を例えば p となるように設定し、第 2 の音響レンズ 3 0 ' を第 1 の音響レンズ 1 8 とに当接させた場合の焦点距離 f を、 $p < f < 2 p$ となるように設定する。これにより、第 1 の実施の形態の図 4 を用いて説明した効果と同様の効果を得ることができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態における超音波プローブの全体構成を示す正面図である。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態のアダプタを示す斜視図である。

【 図 3 】 第 1 の実施の形態の超音波プローブにアダプタを装着した状態の断面図である。

【 図 4 】 本実施の形態のアダプタを超音波プローブに装着した場合の断層画像の一例を示す図である。

【 図 5 】 第 2 の実施形態における超音波プローブの全体構成を示す正面図である。

【 図 6 】 第 2 の実施の形態の超音波プローブにアダプタを装着した状態の断面図である。

【 図 7 】 音響カップラを用い多重エコー発生した場合の断層画像を示す図である。

20

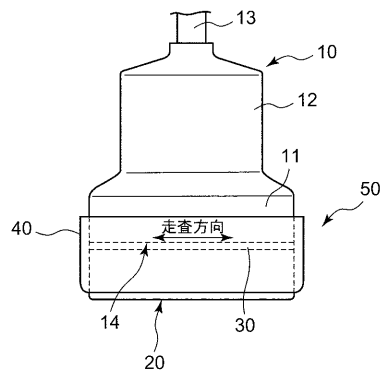
【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

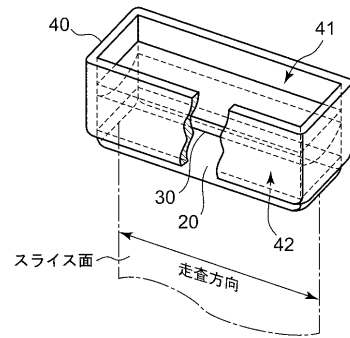
- 1 0 超音波プローブ
- 1 1 探触子部
- 1 2 把持部
- 1 3 接続ケーブル
- 1 4 プローブ面
- 1 5 バッキング材
- 1 6 超音波振動子
- 1 7 整合層
- 1 8 第 1 の音響レンズ
- 2 0 音響カップリング部材
- 3 0 音響レンズ
- 4 0 ホルダ
- 4 1 上部開口部
- 4 2 下部開口部
- 5 0 アダプタ

30

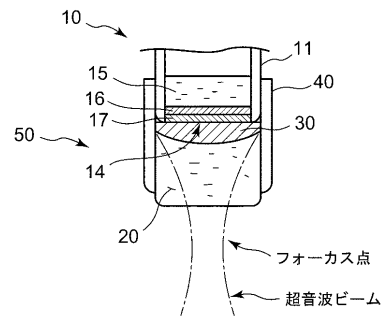
【図 1】



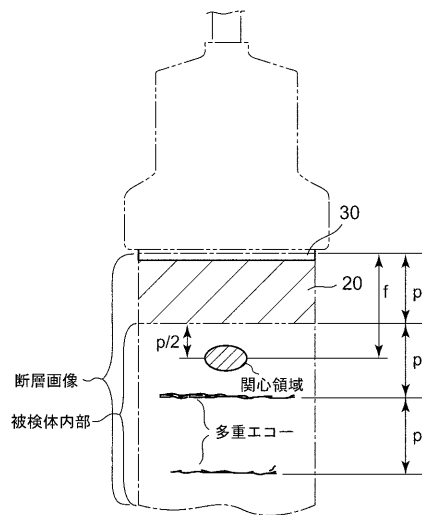
【図 2】



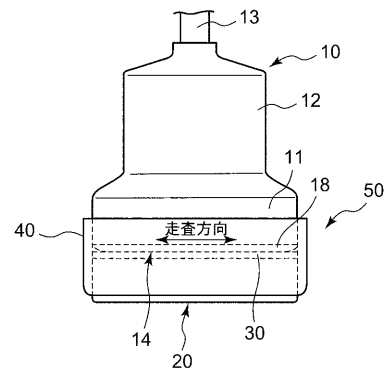
【図 3】



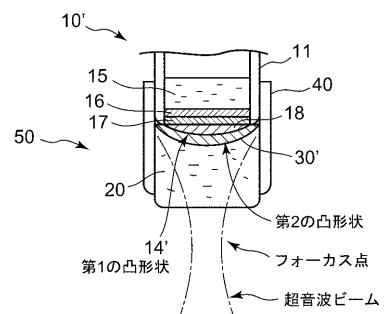
【図 4】



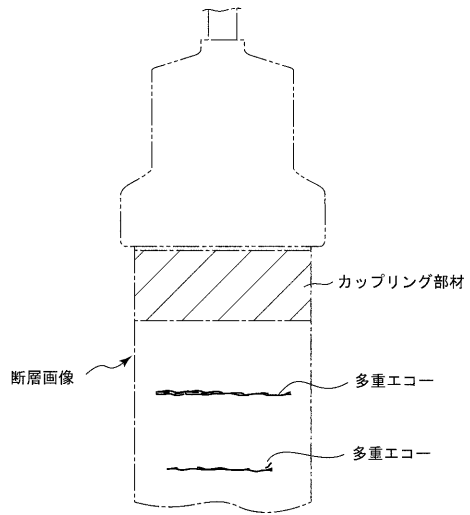
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 小川 隆士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB21 EE04 EE11 EE12 EE22 GA01 GB04 GB32 GC03 GC07

GC15 HH29

专利名称(译)	超声波探头适配器和超声波探头		
公开(公告)号	JP2007061345A	公开(公告)日	2007-03-15
申请号	JP2005251127	申请日	2005-08-31
[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	中村寿 小川隆士		
发明人	中村 寿 小川 隆士		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/EE22 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB32 4C601/GC03 4C601/GC07 4C601/GC15 4C601/HH29		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了适当地调整超声波束的焦距和超声波束的焦点相对于体表的位置，安装超声波探头适配器和超声波探头适配器，以获得高质量的图像。提供超声波探头。 解决方案：超声波探头适配器50安装在超声波发射/接收表面14侧，用于发射和接收用超声波束扫描对象的超声波探头10的超声波。邻接发射/接收表面并在与扫描方向正交的方向上会聚超声束的声透镜30，以及经由声透镜设置在超声发射/接收表面的相对侧并与对象接触的声耦合。和成员20。[选型图]图1

