

(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2005-342128

(P2005-342128A)

(43) 公開日 平成17年12月15日(2005.12.15)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

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 17 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-163946 (P2004-163946)	(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16年6月2日(2004.6.2)	(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
		(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	瀧口 宗基 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 BB03 BB15 BB16 BB22 EE11 EE16 FF06 FF16 GA20 GA26 GA27 GB04 JC15 KK03 KK12 KK16 KK19 KK31

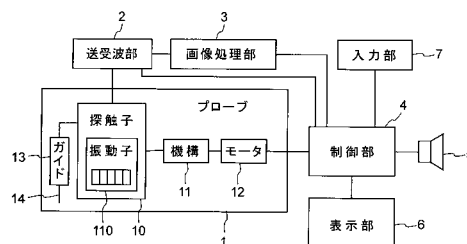
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】 メカニカルプローブを用いた穿刺術において穿刺針の先部分の位置に関する情報を報知する。

【解決手段】 被検体内に挿入可能な穿刺針を備え、機械的に複数の走査面に切り換え可能で各走査面において前記穿刺針が挿入された被検体内に超音波を照射してその反射信号を収集する超音波プローブと、前記収集された反射信号に基づいて各走査面に対応する複数の超音波画像を作成し、前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出する画像処理手段と、この画像処理手段の抽出に基づいて報知を行う報知手段とを具備す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】

被検体内に挿入可能な穿刺針を備え、機械的に複数の走査面に切り換え可能で各走査面において前記穿刺針が挿入された被検体内に超音波を照射してその反射信号を収集する超音波プローブと、

前記収集された反射信号に基づいて各走査面に対応する複数の超音波画像を作成し、前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出する画像処理手段と、

この画像処理手段の抽出に基づいて報知を行う報知手段と

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記報知手段は予め定めた所定の基準走査面と前記抽出された超音波画像に対応する走査面とが相違するとき警告することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記警告は前記相違が所定の範囲を超えるとき行われることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記所定の範囲は変更可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記報知手段は予め定めた所定の基準走査面と前記抽出された超音波画像に対応する走査面とが相違するとき相違量を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記報知手段は予め定めた所定の基準走査面に対応する超音波画像及び前記抽出された超音波画像を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記報知手段は前記複数の超音波画像を表示し、少なくとも前記抽出された超音波画像を識別可能に表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記報知手段は予め定めた所定の基準走査面に対応する超音波画像も識別可能に表示することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波プローブは前記複数の走査面における前記照射及び収集を所定の時間間隔で繰り返すことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記所定の時間間隔は変更可能であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波プローブは前記複数の走査面のうち予め定めた所定の基準走査面と前記抽出された超音波画像に対応する走査面の少なくとも一方をその他の走査面より多い回数走査することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

走査を指示するための指示手段を更に具備し、前記超音波プローブはこの指示手段による指示に応じて前記複数の走査面における前記照射及び収集を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記穿刺針は超音波の反射を向上させるための処理がなされていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記超音波プローブは前記複数の走査面を第 1 の間隔で切り換え、前記画像処理手段により前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像が抽出されると、この超音

10

20

30

40

50

波画像に対応する走査面の位置から前記超音波プローブは前記第1の間隔よりも狭い間隔で前記走査面を切り換えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記超音波プローブは前記複数の走査面を第1の間隔で切り替え、第1の走査面に対応する超音波画像に描出される前記穿刺針の先部分の輝度が第1の輝度であり、第2の走査面に対応する超音波画像に描出される前記穿刺針の先部分の輝度が前記第1の輝度よりも低い第2の輝度であるとき、前記超音波プローブは前記第1の走査面に戻って前記第1の間隔よりも狭い第2の間隔で走査面を切り換えることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記超音波プローブによる前記複数の走査面の初期走査面と最終走査面の範囲を第1の範囲と第2の範囲とから選択可能であることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項17】

機械的に複数の走査面に切り換え、各走査面において前記穿刺針が挿入された被検体内に超音波を照射してその反射信号を収集するステップと、

収集された反射信号に基づいて各走査面に対応する複数の超音波画像を作成するステップと、

前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出するステップと、

この抽出に基づいて報知を行うステップと

を有することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は穿刺術に使用される穿刺針を備えた機械走査型超音波プローブを有する超音波診断装置及びその超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

患者等の検査対象となる被検体の体内における組織や血流を観察する医用画像装置の一つとして超音波診断装置が知られている。近年はこの超音波診断装置に穿刺針を組み合わせ、超音波診断装置を穿刺術にも利用するようになってきている。穿刺術においては、その対象となる被検体内の目標物（がん組織その他腫瘍等の患部）に向けて穿刺針を挿入・進行（以下、単に、挿入と称する）して施術する様子が超音波診断装置により得られた画像で観察されることになる。

【0003】

しかしながら、穿刺針の挿入にあたっては被検体内の生体の複雑な構造等により常に目標物に対して穿刺針を到達させることができるとは限らない。挿入を進めるに従い穿刺針が理想とする挿入方向から反れ、湾曲してしまうことがある。このような状態は、超音波の走査面すなわち超音波断層面に沿った湾曲であれば表示画像から認識可能である。一方、この湾曲が断層面からずれた方向に生じた場合はその湾曲の程度や穿刺針の位置を把握することは困難である。穿刺針の先端がどこにあるか分からないまま挿入を続けることは他の臓器への影響等を考慮すると非常に危険な行為であり、穿刺針の先端の位置を知ることが重要である。

【0004】

超音波振動子が一次元配列された従来の超音波プローブの場合、上記問題を解決するために断層面と例えば垂直な方向へ少しずつ操作面を移動させ、得られた画像を基に立体画像を構成するなどして穿刺針の位置を把握するという方法がある。しかしながら、この方法では超音波プローブの移動自体が不安定であり、正確な穿刺針の位置、本来あるべき位置からどの位ずれているのか等を知ることが困難である。

10

20

30

40

50

【0005】

また、超音波振動子が二次元配列された超音波プローブを利用して電子走査により走査面を順次ずらすという所謂三次元撮像法を穿刺術と組み合わせた技術も紹介されている（例えば、特許文献1参照）。しかしながら、このような超音波プローブは製造技術的に極めて高い技術を要し、高価でもあるため普及するに至っていない。また、三次元画像により単に穿刺針や目標物が表示されるだけでは、前記二次元配列の従来型超音波プローブの場合同様、穿刺針の正確な位置について具体的な情報を得ることはできず、穿刺針の正確な誘導にはつながらない。

【0006】

三次元画像による穿刺針ガイドについても如何に穿刺針の先端と目標物の位置関係を理解しやすい表示により操作者に伝えるかといった点で解決されていない問題が多い。例えば、超音波画像では目標物の1つになるガン組織などはその周辺に存在する肝臓などの臓器と輝度以外の情報では区別が困難である。また、その輝度も極めて小さいなど、三次元表示に一般的に使用される透視法やワイヤフレーム法などの影像法は使えない。

10

【0007】

上記2タイプに加え、二次元配列の従来型超音波プローブを発展させたものとして機械走査型超音波プローブ（以下、メカニカルプローブと称する）が有力視されつつある。このメカニカルプローブは従来の超音波プローブのように二次元配列された超音波振動子を有するものであるが、その走査面を機械的に切り換える点で走査面の制御を操作者の手動による場合と比較して精度を上げることが可能となっている。また、超音波振動子が二次元配列された超音波プローブと比して安価でありながら三次元画像の取得も可能であるという点で優れている。

20

【0008】

しかしながら、現在のメカニカルプローブでは前述の2タイプ同様、穿刺針との併用による穿刺針の先端の位置については詳細な情報を得る手段がなく、依然として穿刺術における問題点は改善されずに至っている。

【特許文献1】特開2000-185041号公報（例えば、請求項1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、メカニカルプローブを用いた穿刺術において穿刺針の先部分の位置に関する情報を報知する超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために請求項1記載の本発明の超音波診断装置は、被検体内に挿入可能な穿刺針を備え、機械的に複数の走査面に切り換え可能で各走査面において前記穿刺針が挿入された被検体内に超音波を照射してその反射信号を収集する超音波プローブと、前記収集された反射信号に基づいて各走査面に対応する複数の超音波画像を作成し、前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出する画像処理手段と、この画像処理手段の抽出に基づいて報知を行う報知手段とを具備することを特徴とする。

40

【0011】

上記目的を達成するために請求項18記載の本発明の超音波診断装置の制御方法は、機械的に複数の走査面に切り換え、各走査面において前記穿刺針が挿入された被検体内に超音波を照射してその反射信号を収集するステップと、収集された反射信号に基づいて各走査面に対応する複数の超音波画像を作成するステップと、前記穿刺針の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出するステップと、この抽出に基づいて報知を行うステップとを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

50

本発明によれば、メカニカルプローブを用いた穿刺術において穿刺針の先部分の位置に関する情報を報知することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明の実施例について以下、図面を用いて説明する。

【0014】

図1は本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置は超音波プローブ1と、送受波部2と、画像処理部3と、制御部4と、スピーカ5と、表示部6と、入力部7とを含む。また、超音波プローブ1は超音波探触子10と、可動機構11と、モータ12と、穿刺ガイド13と、穿刺針14とを含む。さらに、超音波探触子10は超音波振動子110を含む。

10

【0015】

超音波プローブ1はメカニカルプローブである。この超音波プローブ1では一次元配列された複数の超音波振動子110を含む超音波探触子10が可動機構11により機械的に首振り状に動くようになっている。可動機構11はモータ12の駆動によって動作し、モータの回転速度によりその動作速度は変化する。モータ12の回転速度やその他の制御は制御部4からの制御信号に基づいて行われる。超音波振動子110はその全部又は一部が目標物の大きさ等に応じて使用される。穿刺針14は穿刺術の際、穿刺ガイド13を介して被検体内に挿入される。

【0016】

穿刺針14は一般的にステンレスなどの金属で作られており、超音波画像上では被検体内の生体からの反射信号よりも強い反射信号を生じるようになっている。ただし、この反射信号は反射を得るために照射される超音波（ビーム）と穿刺針14との位置関係によりその強度は変化する。この穿刺針14については超音波の反射を向上（強調）するような加工処理が施されるようにしてもよい。例えば、針先部分の表面に切り欠きを施したり、ざらざらな表面処理を加えるなどの特殊処理を施すことで、穿刺針14の先部分の検出精度を向上させることが可能となる。以下、本実施例における各超音波画像はこのような穿刺針14が挿入された状態で収集されるものとする。

20

【0017】

送受波部2は制御部4の制御に基づき、各超音波振動子110に所定の遅延を与えたタイミングで送信パルスを供給する。これにより、超音波振動子110は超音波を発生してその配列に応じた領域（走査面）を走査する。発生された超音波は被検体に照射されると、被検体内の臓器等の組織において反射し、反射信号として超音波振動子110にて収集される。収集された反射信号は送受波部2において受信される。

30

【0018】

受信された反射信号は送受波部2において所定の遅延等が与えられた後、画像処理部3において例えばBモード画像処理やドップラーモード画像処理が行われ、前記走査面に対応する超音波画像が作成される。さらに画像処理部3では、穿刺針14が理想的に挿入される場合及び理想の挿入方向からずれてしまった場合において、穿刺針14が描出される可能性のある超音波画像（例えばBモード画像/ドップラーモード画像）上の領域内について輝度情報（及び位置情報）が抽出される。抽出された情報に基づき、比較的輝度の高い部分（例えば、最も高い輝度で描出される部分）で穿刺針14の反射信号と考えられる線状の分布を検出する。この線上分布に係る輝度情報（及び位置情報）は、当該超音波画像において穿刺針14を描出する部分の情報として記憶される。

40

【0019】

以上の動作は前記可動機構11の動きに応じて複数の走査面について行われる。

【0020】

こうして複数の超音波画像が得られると、画像処理部3は各超音波画像について記憶された輝度情報（及び位置情報）から輝度レベルと位置に基づいて、穿刺針14の先部分（先端或いは検出される範囲での最も先端に近い部分）と考えられるパターンを検出し、こ

50

れを最も高い輝度で描出する超音波画像を抽出する。なお、この抽出のためには上記のような全ての超音波画像についての情報を記憶する必要はなく、例えば一つの超音波画像についての情報のみ記憶するようにしてもよい。例えば、記憶された情報と次の超音波画像についての情報とを比較し、記憶された情報の方が穿刺針14の先部分の輝度について高い値を示す場合は記憶情報を維持するようにし、逆に、前記次の超音波画像についての情報の方が穿刺針14の先部分の輝度について高い値を示す場合は当該超音波画像についての情報に記憶情報を書き換えるようにしてもよい。さらに、各超音波画像の取得ごとに行わず、全ての走査面に対応する超音波画像が取得された後に行うようにしてもよい。

【0021】

以上のようにして穿刺針14の先部分を最も高い輝度で描出する超音波画像が抽出されると、以下に説明する各種方法でこの超音波画像の抽出に基づいた報知を行うために制御部4は各種制御を行う。

10

【0022】

スピーカ5は報知の一形態として警告音を発する。例えば、抽出された超音波画像が、穿刺針14が正常に挿入された場合にその先部分が最高輝度で描出される超音波画像(基準超音波画像)と異なっていた場合に、警告音が発せられる。また、その相違する度合い、すなわち例えば、何枚(何フレーム)超音波画像がずれていたか、或いはその超音波画像の相違に基づく走査面の角度が何度であったかにより、一定の基準値(所定の範囲)を超えている場合は警告音が発せられるようにしてもよい。なお、この所定の範囲は入力部7を用いて具体的な数値の入力或いは予め設定された複数の選択候補の中からの選択により任意に設定・変更可能であってもよい。

20

【0023】

表示部6では上記警告音の発生と共に或いはその代わりに文字や記号による視覚的警告が表示されるようにしてもよいし、或いは上記相違の度合いが表示されるようにしてもよい。また、上記相違の度合いは上記所定の範囲を超えているか否かに関係なく行われるようにしてもよい。表示部6はこのような表示と共に或いは独立して基準超音波画像と抽出された超音波画像を並べて表示するようにしてもよい。さらに、このような表示の代わりに、例えば全ての走査面に対応する超音波画像を(1画面で困難な場合は複数画面により)並べて表示し、基準超音波画像と抽出された超音波画像について他の超音波画像と区別(識別)可能な態様で表示するようにしてもよい。区別可能な態様の例としては、画像枠の色や縁取り線の濃さを変えることが挙げられる。この全超音波画像の表示は先の基準超音波画像及び抽出された超音波画像のみの表示と切り換えて行われても良い。なお、例えば、このまま穿刺針14の挿入を進めると生体の複雑な構造により他の臓器等との関係で危険であることを少なくとも認識可能せしめるという意味では、抽出された超音波画像のみが表示されるようにしてもよい。

30

【0024】

入力部7は各種情報の入力又は選択に使用され、その情報は制御部4に与えられる。具体的には例えば、前述した他、複数の走査面に対応する超音波画像の収集を任意のタイミングで実行させるための指示を入力するために用いられる。また、この複数の走査面に対応する超音波画像の収集を任意のタイミングでなく所定時間間隔(例えば、10秒間隔)で定期的に行わせるための指示を入力部7から入力できるようにしてもよい。この場合、その時間間隔を変更可能としてもよい。これは例えば、入力部7を用いて具体的な数値の入力或いは予め設定された複数の選択候補の中からの選択により行われ得る。

40

【0025】

さらに入力部7においては、穿刺針14が正常に挿入された場合にその先部分が最高輝度で描出される超音波画像を基準超音波画像とするのではなく、それ以外の超音波画像を基準超音波画像とするよう変更入力するために使用されてもよい。すなわち、穿刺針14が挿入される面とは異なる走査面上記の相違の度合いを測る基準とすることを可能とすることで、超音波診断装置の操作者の目的に応じ或いは参考情報としてフレキシブルな対応が可能となる。

50

【0026】

図2は超音波プローブ1の外観の一例を示す図である。ここでは穿刺針14については省略されている。超音波探触子10は超音波を照射して所定の走査面を走査する超音波振動子110とは反対の側において機械走査回転軸20に取り付けられている。この機械走査回転軸20は可動機構11の一部を成すものであり、図2の矢印に示す如く、超音波探触子10を一定の可動範囲において円弧状に動作可能とする。超音波探触子10の動作する円弧状の各位置において超音波振動子110が超音波の照射及び反射信号の収集を行うことで、これらの位置における例えば走査面A乃至Eに対応する超音波画像を得ることができる。

【0027】

次に穿刺針14を挿入したときの走査面とこれに対応する超音波画像の例を示す。

【0028】

図3は基準超音波画像の一例を示す図である。穿刺針14が目標物30に対して理想的に挿入される場合、これら穿刺針14及び目標物30は1つの走査面に含まれ得る。従って、これらは穿刺針14の先部分を含め当該走査面に対応する1枚の超音波画像31に描出される。なお、前述のように操作者により設定変更する場合を除き、このような超音波画像31が基準超音波画像であり、前記走査面が基準走査面となる。

【0029】

実際の穿刺術においては、超音波探触子10をこのような位置で固定して、可動機構11を可動させずに固定した基準走査面について超音波走査を繰り返す。この結果、操作者、つまり術者は穿刺針14と目標物30が描出された基準超音波画像を参照しながら穿刺針14の挿入を進め穿刺術を完了することができる。

【0030】

図4は基準超音波画像の別の例を示す図である。同図に示すように、穿刺針14が他の臓器等の影響により理想的に挿入されず途中で湾曲してしまった場合も、その湾曲が前記基準走査面に沿ったものであるときは基準超音波画像31に描出され得る。

【0031】

これら図3や図4に示される基準超音波画像31をXの方向から見た場合にこの基準超音波画像31に対応する基準走査面を図5に示す。図5に示すように、超音波振動子110による走査は一定の幅(スライス厚)をもって行われるため、基準超音波画像31に対応する基準走査面50は一定の厚みを持つ。穿刺針14がこの厚みの中にあるとき、図3や図4のように表示される。なお、他の走査面についても一定の厚みを有することは言うまでもない。

【0032】

一方、穿刺針14の挿入を進めた結果、前記走査面50から外れる向きに湾曲してしまうような場合、穿刺針14はその全てが基準超音波画像31に描出されないことになる。図6は湾曲した穿刺針14と複数の走査面との関係の一例を示す図である。同図において、走査面Cは基準走査面である。穿刺針14の先部分は湾曲した結果、基準走査面Cには含まれない。図6の場合、穿刺針14の先部分は後述する走査面Eの位置にある。従って、走査面Eに対応する超音波画像において穿刺針14の先部分は高輝度で描出されるが、基準走査面Cに対応する基準超音波画像においては高輝度で描出されることはない。実際、穿刺針14の位置60までは基準超音波画像において高輝度に描出されるが、それより先の部分については輝度が低く描出されるか、場合によっては認識できる程度に描出されない場合もあり得る。

【0033】

従って、このような場合は可動機構11をモータ12により駆動し、超音波探触子10を円弧状に動かして例えば複数の走査面A乃至Eにおいて超音波走査し、対応する超音波画像を得る。これにより、前述した方法により穿刺針14の先部分が描出された、走査面Eに対応する超音波画像を得ることができる。走査面ごとの角度が制御部4等において予め分かっている場合は基準走査面Cから走査面Eまでの走査面数に基づく角度情報を表示

10

20

30

40

50

部 6 において表示することで、操作者は穿刺針 1 4 の先部分のずれ角度を知ることができる。また、単純に走査面数情報の表示によっても操作者はずれの程度を把握することが可能となる。より詳細な情報を提供するためには例えば、穿刺針 1 4 の先部分の走査面 E 上（対応する超音波画像上）の位置情報をも取り入れて、基準走査面 C から穿刺針 1 4 の先部分までの距離を計算し、表示するようにしてもよい。

【 0 0 3 4 】

その他、前述したように、穿刺針 1 4 の先部分が基準走査面 C から外れている場合にスピーカ 5 から警告音を発するようにしてもよい。また、単に基準走査面 C から外れている場合ではなく、ずれ（相違）の度合いが所定の範囲を超えたときに警告するようにしてもよい。例えば、穿刺針 1 4 の先部分が走査面 D の位置にある場合は警告は行わず、走査面 E 10 にある場合に初めて警告するようにしてもよい。警告はスピーカ 5 からの警告音に限ることはなく、例えば表示部 6 上にメッセージや警告マークの表示を行うなど、視覚的なものであってもよい。

【 0 0 3 5 】

図 7 は本発明の実施例における走査面 A 乃至 E に対応する超音波画像の表示の一例を示す図である。超音波画像 A 面乃至 E 面はそれぞれ走査面 A 乃至 E における走査によって得られた画像である。表示部 6 において、基準超音波画像である C 面では目標物 3 0 が描出されると共に、穿刺針 1 4 のある部分（図 6 の位置 6 0）より上部が高輝度で描出されている。前記ある部分より下の部分については低輝度で描出される部分もあるが十分描出されない部分も存在し得る。C 面は基準超音波画像であるため、目標物 3 0 に対して穿刺針 20 1 4 の理想とする挿入方向が穿刺ガイドマークとして表示される。D 面では穿刺針 1 4 の中間部分が高輝度で描出されているため、この超音波画像は穿刺針 1 4 の先部分を十分描出していないと判断できる。図 6 に対応する如く、図 7 では E 面において穿刺針 1 4 の先部分が高輝度で描出される。操作者は、このように実際に穿刺針 1 4 が描出された超音波画像を参照することによって、警告等のみの場合と比較して実際の穿刺針 1 4 の状態について具体的なイメージを得られるので穿刺術上の操作性を向上させることができる。

【 0 0 3 6 】

操作者はこのような状況になった場合、穿刺針 1 4 をそのまま進める訳にはいかないの 30 で、被検体から引き抜く必要がある。その際にこれらの画像やずれの度合いを示す情報により、どの程度引き抜けばよいかを把握し易くなる。被検体の呼吸や体を多少動かすことにより穿刺針 1 4 の理想的な挿入を妨げていた障害は存在しなくなる場合も少なくないため、穿刺針 1 4 を全て引き抜く必要はなく、穿刺ガイドマークから外れてしまった位置まで引き抜けば穿刺ガイドマークに沿った挿入が可能となる場合があるからである。

【 0 0 3 7 】

より正確に判断するために、例えば、ある程度、穿刺針 1 4 を引き抜いた時点で入力部 7 により再び各走査面について走査し、対応する走査面 A 乃至 E についての超音波画像を表示するようにしてもよい。これにより、穿刺針 1 4 を十分引き抜いたのか未だ引き足りないのかを更新情報に基づいて判断できる。この再度の走査にあたっては、上記の様に全ての走査面 A 乃至 E について走査を行うようにしてもよいが、不必要な範囲については走査しないことで走査時間全体の短縮を図ることが可能となる。例えば図 7 の場合、走査面 40 C 乃至 E に限定して走査するようにしてもよい。ちなみに走査範囲の限定はこのような場合に限られず、予め予測のつくある程度の範囲に限定して最初の複数走査面において走査を行うようにしてもよい。走査範囲については入力部 7 から入力或いは選択することで任意に設定・変更できるようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】

図 7 のように全ての走査面 A 乃至 E を表示する場合、穿刺針 1 4 の先部分を最も高輝度で描出する超音波画像 E 面を他の超音波画像（A 面乃至 D 面）と区別するために、識別フレーム枠 7 0 で超音波画像 E 面を囲うようにしてもよい。同様に、基準超音波画像 C 面及び穿刺針 1 4 の先部分を高輝度で描出する超音波画像以外の画像も表示する場合、当該高輝度で描出する超音波画像を識別フレームで囲うようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【0039】

また、穿刺ガイドマークが表示される場合は基準超音波画像C面を他の画像と区別して認識することは可能であるが、容易に識別し得るという点では識別フレーム枠71で囲うようにしてもよい。識別フレーム枠71は識別フレーム枠70と区別し得る態様でもよい。

【0040】

このように識別フレーム枠70、71で囲うようにすることで、表示される超音波画像が多数ある場合に瞬時に識別し得る点で有効である。なお、識別フレーム枠70、71はこれらの画像を他の画像と区別する一方法であり、色彩、濃度、大きさ、その他区別し得る態様であれば如何なるものでもよい。

10

【0041】

表示部6では例えば図7の超音波画像C面及びE面のみが表示されるようにしてもよい。

【0042】

上記超音波画像の表示と共にC面に対するE面のずれの度合いに関する数値等による情報が表示されてもよいのは前述の通りである。

(第1の変形例)

以下、図8及び図9を参照しながら本発明の実施例の第1の変形例を説明する。図8は穿刺針14が湾曲挿入状態にある場合の複数の断層面における走査の一例を示す図である。また、図9は図8の走査後の更なる精細走査を行う場合の一例を示す図である。

20

【0043】

図8は穿刺針14が理想的に挿入されずに反れてしまった場合に全ての走査面a乃至iに対応する超音波画像を収集することで、その先部分が走査面gの位置にあることを捉えるものである。前述の図6の走査ではここまでであったが、この第1の変形例では更に穿刺針14の先部分を細かく捉えるために、図9に示すように図8の場合よりも細かい走査面切り換えを行って走査面gと走査面hの間について精細走査を行うというものである。

【0044】

例えば大まかに穿刺針14の先部分の位置を把握したい場合は粗めに走査面を切り換え、図8の走査面gの位置にあることを認識すればよい。一方、更により正確な穿刺針14の先部分の位置を知りたい場合は、図8の走査により既に走査面g及びhの間に穿刺針14の先部分があることは分かっているので、これらの面の間について、さらに細かく走査面を切り換える。この結果、走査面g1乃至g3に対応する超音波画像から、穿刺針14の先部分が走査面g1の位置にあることを知ることが可能となる。

30

【0045】

このような穿刺針14の先部分の絞込みは上記図8及び図9のような2段階ではなく、より多段階に行うようにしてもよい。

(第2の変形例)

次に、図10及び図11を参照しながら本発明の実施例の第2の変形例を説明する。第2の変形例は第1の変形例を効率的に実行する場合の一例である。図10は穿刺針14が湾曲挿入状態にある場合の複数の断層面における走査の別の例を示す図である。また、図11は図10の走査後の更なる精細走査を行う場合の一例を示す図である。

40

【0046】

図10は穿刺針14が理想的に挿入されずに反れてしまった場合に走査面a乃至hに対応する超音波画像を収集することで、その先部分が走査面gの位置にあることを捉えるものである。第1の変形例では予め設定した走査面a乃至iの全てにおいて走査が実行された。しかしながら、第2の変形例では走査面hに対応する超音波画像を得て輝度判断した結果、走査面e乃至gでは高輝度で描出された穿刺針14が走査面hでは高輝度で描出されないことを検出した時点で走査を中止する。従って、この検出に基づく中止判断が走査面iにおける走査実行前であれば走査面iについての走査は行われぬ。仮に走査面iでの走査実行後であったときは(走査面j以降での走査が予定されていた場合)当該中止判

50

断以降の走査面についての走査が行われなくなることになる。

【0047】

図10の走査が行われた後、第1の変形例と同様、精細走査を行う場合は走査面g及びhの間において走査面を切り換えて走査が行われる。この場合も図10の走査方法を適用し得る。すなわち、走査面g1に対応する超音波画像において穿刺針14の先部分が高輝度で描出されることが検出された後、走査面g2に対応する超音波画像において穿刺針14の先部分が高輝度では描出されていないことを検出した時点で走査を中止する。以上より、必要以上に走査を行うことなく、穿刺針14の先部分を高輝度で描出する超音波画像を抽出することが可能となる。この抽出に応じて、各種情報を操作者に対して提供することについては前述の実施例において詳述した通りである。

10

【0048】

なお、上記実施例においては、超音波プローブ1は複数の走査面のうち予め定めた所定の基準走査面と抽出された超音波画像に対応する走査面の少なくとも一方をその他の走査面より多い回数走査するようにしてもよい。

【0049】

以上述べた本発明の実施の形態は本発明の理解を容易にするためにのみ記載された例に過ぎず、本発明を限定するための記載ではない。従って、以上の本発明の実施の形態において開示された各構成要素やその他要素は本発明の主旨を逸脱しない範囲においてその等価物等に設計変更や修正を可能とするものである。さらに、同構成要素やその他要素についての可能とする如何なる組み合わせも、以上述べた本発明の実施の形態において得られる効果と同様の効果が得られる限り、本発明の範囲に含まれる。

20

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図。

【図2】超音波プローブの外観の一例を示す図。

【図3】基準超音波画像の一例を示す図。

【図4】基準超音波画像の別の例を示す図。

【図5】図3又は図4に示される基準超音波画像に対応する走査面の断面の一例を示す図。

【図6】湾曲した穿刺針と複数の走査面との関係の一例を示す図。

30

【図7】本発明の実施例における複数の走査面に対応する超音波画像の表示の一例を示す図。

【図8】穿刺針が湾曲挿入状態にある場合の複数の断層面における走査の一例を示す図。

【図9】図8の走査後の更なる精細走査を行う場合の一例を示す図。

【図10】穿刺針が湾曲挿入状態にある場合の複数の断層面における走査の別の例を示す図。

【図11】図10の走査後の更なる精細走査を行う場合の一例を示す図。

【符号の説明】

【0051】

1・・・超音波プローブ

40

2・・・送受波部

3・・・画像処理部

4・・・制御部

5・・・スピーカ

6・・・表示部

7・・・入力部

10・・・超音波探触子

11・・・可動機構

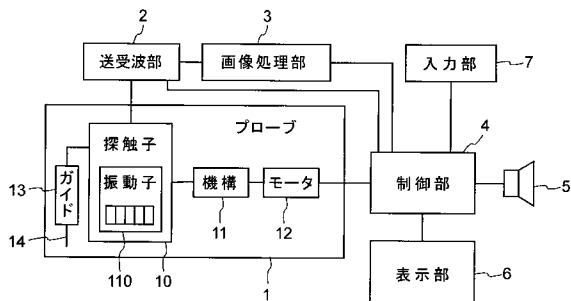
12・・・モータ

13・・・穿刺ガイド

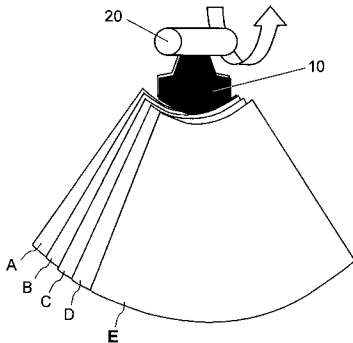
50

- 14・・・穿刺針
- 20・・・機械走査回転軸
- 70、71・・・識別フレーム枠
- 110・・・超音波振動子

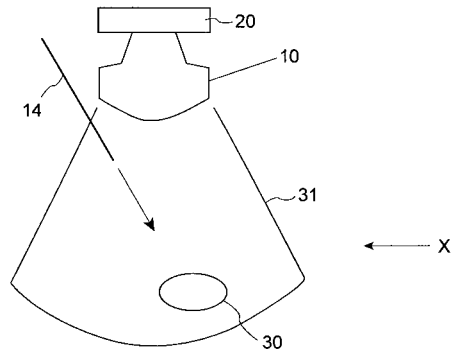
【図1】



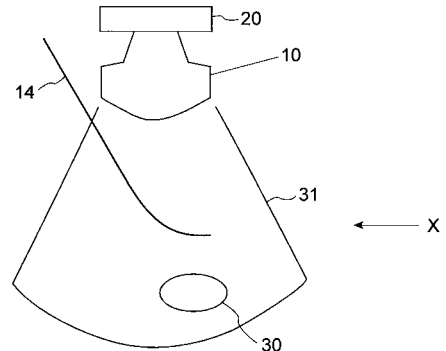
【図2】



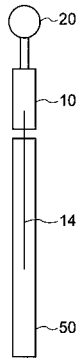
【図3】



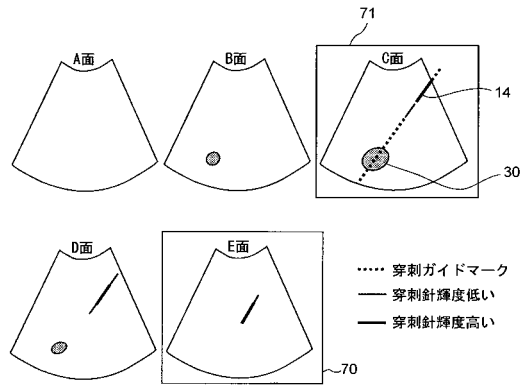
【図4】



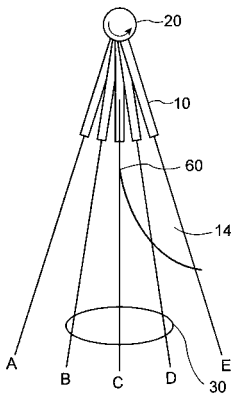
【 図 5 】



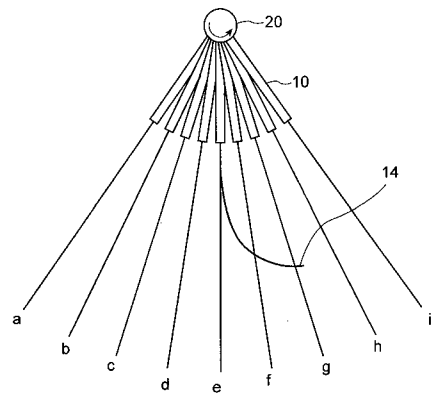
【 図 7 】



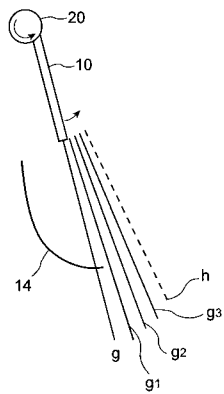
【 図 6 】



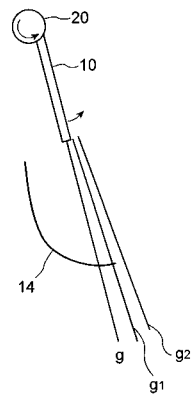
【 図 8 】



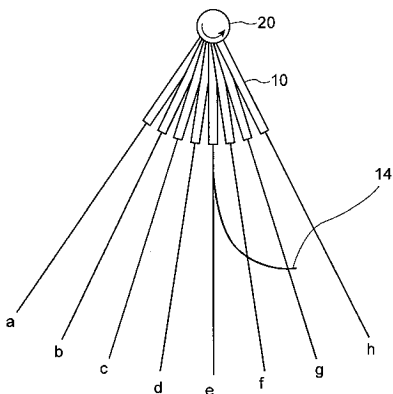
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2005342128A	公开(公告)日	2005-12-15
申请号	JP2004163946	申请日	2004-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	瀧口 宗基		
发明人	瀧口 宗基		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF06 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/GA26 4C601/GA27 4C601/GB04 4C601/JC15 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK19 4C601/KK31		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP4575033B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在使用机械探针进行穿刺操作时，通知穿刺针尖端部分的位置信息。提供了一种可以插入到被检体中的穿刺针，该穿刺针可以被机械地切换到多个扫描平面，并且超声波被辐射到被检体内部，在每个扫描平面上插入了穿刺针以反射超声波。收集信号的超声探头，基于收集的反射信号，创建与每个扫描表面相对应的多个超声图像，以及以最高亮度描绘穿刺针尖端的超声图像。其特征在于包括用于提取的图像处理装置和用于基于图像处理装置的提取进行通知的通知装置。[选型图] 图1

