

(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2005-319173

(P2005-319173A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

A61B 19/00

F I

A61B 8/00

A61B 19/00 502

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-141061 (P2004-141061)

(22) 出願日 平成16年5月11日 (2004.5.11)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(74) 代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

(72) 発明者 上田 尚樹

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディ

コ内

Fターム(参考) 4C601 DE03 EE16 FF03 JB60 KK31

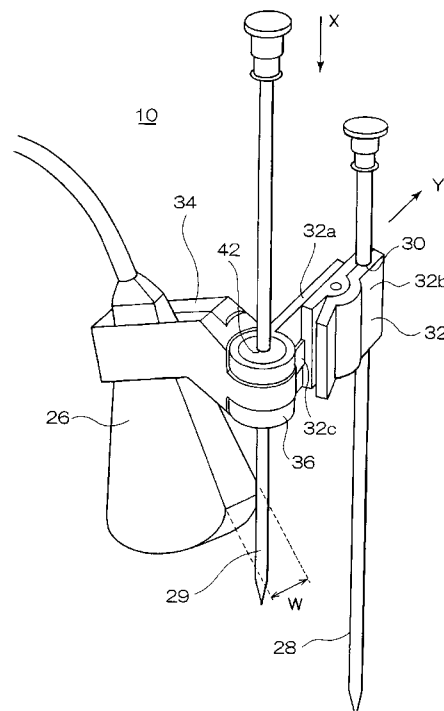
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 生体内への穿刺針の刺入を支援するのに好適な超音波プローブ及び超音波撮像装置を実現する。

【解決手段】 超音波プローブ10は、探触子26と、穿刺針28を挿通するガイド穴30を有する穿刺針ガイド部材32と、探触子26を穿刺針ガイド部材32に回転可能に支持する支持アーム34とを備え、探触子26は、支持アーム34のアーム軸を振動子の配列方向に平行にかつ配列方向に直交する振動子幅W内に位置させるとともに、探触子26の超音波走査面を支持アーム34の回転軸に平行にして支持アーム34に保持され、支持アーム34は、回転軸36をガイド穴30の穴軸に平行にして穿刺針ガイド部材32に支持して構成される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列してなる探触子と、前記被検体に刺入する穿刺針を挿通するガイド穴を有する穿刺針ガイド部材と、前記探触子を前記穿刺針ガイド部材に回動可能に支持する支持アームとを備え、

前記探触子は、前記支持アームのアーム軸を前記振動子の配列方向に平行にかつ前記配列方向に直交する前記振動子幅内に位置させるとともに、前記探触子の超音波走査面を前記支持アームの回動軸に平行にして前記支持アームに保持され、

前記支持アームは、前記回動軸を前記ガイド穴の穴軸に平行にして前記穿刺針ガイド部材に支持されてなる超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記支持アームの回動軸に平行な回動軸を介して互いに回動可能に連結された複数の前記穿刺針ガイド部材を有す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】

被検体との間で超音波を送受する超音波プローブと、該超音波プローブに駆動信号を供給すると共に前記超音波プローブから出力される反射エコー信号を受信する送受信部と、該送受信部から出力される反射エコー信号に基づき超音波像を再構成する超音波像処理部と、前記超音波像が表示される表示部とを備え、

前記被検体の生体組織を凍結させる穿刺針を前記被検体に刺入する際、前記送受信部から出力される反射エコー信号のドプラ偏位を検出し、該ドプラ偏位に基づいて前記穿刺針に対応したマーカ像を再構成するマーカ像処理部を有し、前記マーカ像を前記超音波像に重ねて表示させることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

被検体との間で超音波を送受する超音波プローブと、該超音波プローブに駆動信号を供給すると共に前記超音波プローブから出力される反射エコー信号を受信する送受信部と、該送受信部から出力される反射エコー信号に基づき超音波像を再構成する超音波像処理部と、前記超音波像が表示される表示部とを備え、前記超音波プローブを複数配設し、該各超音波プローブの超音波走査面を異ならせつつ前記各超音波プローブを時分割に切り替えて駆動させることを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、被検体との間で超音波を送受して超音波像を撮像する超音波プローブ及び超音波撮像装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波撮像装置に用いられる超音波プローブは、探触子を介して撮像部位に超音波を射出すると共に、撮像部位から発生する超音波を反射エコー信号として受波する。そして、超音波プローブから出力される反射エコー信号に基づいて、超音波撮像装置により超音波像（例えば、断層像）を再構成して表示する。

40

【0003】

このような超音波プローブを用いて被検体の患部を撮像すると共に、生体内に刺入される穿刺針の位置などを撮像することが行われている。例えば、前立腺癌を治療する場合、先端に探触子を取り付けられた筒状の経直腸用の超音波プローブをテンプレートの挿入穴を通して生体内に刺入して前立腺癌の超音波像を撮像する一方、先端に極低温局所冷却部を取り付けられた穿刺針（例えば、クライオプローブ）をテンプレートの挿入孔を通して生体内に複数刺入することにより、前立腺癌の組織を凍結させる治療が行われる（例えば、特許文献 1）。

【0004】

ここで、テンプレートとは、複数の挿入孔が一定間隔に並べて形成された板状のもので

50

あり、板面が超音波プローブの延在方向に直交するように超音波プローブの基端部に取り付けられる。そして、被検体の体表近傍に位置させたテンプレートを介してクライオプローブを生体内に平行に穿刺することにより、前立腺癌を凍結懐死させることが行われる。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 3 3 2 8 7 2 号公報 (図 8)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、特許文献 1 では、探触子が超音波プローブの先端に取り付けられているので、その超音波プローブを生体内に挿入したとき、探触子により患部の超音波像を表示させることができる。しかし、穿刺針の挿入位置から患部に至るまでの穿刺経路の一部が探触子の視野外になる場合がある。したがって、操作者は、例えば皮下の動脈などを傷つけないように直感に頼って穿刺針を患部まで刺入するなど、穿刺針の刺入操作に熟練を要する。

10

【0006】

また、探触子から送波された超音波は穿刺針においても反射されるが、その反射強度は比較的小さいため、超音波像に穿刺針の画像が必ずしも明確に表示されず、超音波像上で穿刺針を視認することが困難である。

【0007】

さらに、穿刺針としてのクライオプローブによって患部を凍結させた場合、その凍結表面で超音波がほとんど反射されることになるため、患部の例えば深部が必ずしも明確に表示されず、患部全体の治療具合 (例えば、凍結状態) を確認することが困難になる。

20

【0008】

本発明の課題は、生体内への穿刺針の刺入を支援するのに好適な超音波プローブ及び超音波撮像装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の超音波プローブは、被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列してなる探触子と、被検体に刺入する穿刺針を挿通するガイド穴を有する穿刺針ガイド部材と、探触子を穿刺針ガイド部材に回動可能に支持する支持アームとを備え、探触子は、支持アームのアーム軸を複数の振動子の配列方向に平行にかつ配列方向に直交する振動子幅内に位置させるとともに、探触子の超音波走査面を支持アームの回動軸に平行にして支持アームに保持され、支持アームは、回動軸をガイド穴の穴軸に平行にして穿刺針ガイド部材に支持されてなることを特徴とする。

30

【0010】

これによれば、ガイド穴を通して穿刺針を生体内に刺入させるとき、ガイド穴の穴軸方向が探触子の走査範囲に含まれるように探触子を回動させることができる。これにより、穿刺針の刺入経路が探触子の視野に含まれることになるから、穿刺針の刺入過程を超音波像に表示させることができる。

【0011】

この場合において、支持アームの回動軸に穿刺針のガイド穴を設けることができる。これによれば、回動軸の軸方向が超音波走査面に含まれているので、回動軸のガイド穴を通して穿刺針を生体内に刺入させるとき、穿刺針の刺入過程を超音波像に表示させることができる。また、回動軸のガイド穴は穿刺針ガイド部材のガイド穴と穴軸が平行であるから、回動軸のガイド穴に挿通する穿刺針は、穿刺針ガイド部材のガイド穴に挿通された穿刺針と平行になる。

40

【0012】

また、支持アームの回動軸に平行な回動軸を介して複数の穿刺針ガイド部材を互いに回動可能に連結することができる。これによれば、複数の穿刺針を刺入するときでも、穿刺針ごとに探触子を回動させることにより、穿刺針の刺入過程をそれぞれ視認できる。

【0013】

50

ところで、一般に、穿刺針としてクライオプローブを用いる場合、クライオプローブは、その内部に高圧ガスや液体窒素などが充填又は通流されることに起因して微小振動を生じる。そこで、例えば、被検体との間で超音波を送受する超音波プローブと、超音波プローブに駆動信号を供給すると共に超音波プローブから出力される反射エコー信号を受信する送受信部と、送受信部から出力される反射エコー信号に基づき超音波像を再構成する超音波像処理部と、超音波像が表示される表示部とを備え、被検体の生体組織を凍結させる穿刺針（例えば、クライオプローブ）を被検体に刺入する際、送受信部から出力される反射エコー信号のドプラ偏位を検出し、そのドプラ偏位に基づいて穿刺針に対応したマーカ像を再構成するマーカ像処理部を有し、マーカ像を超音波像に重ねて表示させることができる。

10

【0014】

すなわち、穿刺針に生じる振動に起因して反射エコー信号にドプラ偏位（例えば、周波数変化や位相変化）が含まれる。したがって、検出したドプラ偏位が設定値を超えると、そのドプラ偏位に基づいて画像化することにより、その画像は穿刺針に対応したマーカ像となる。そして、マーカ像を超音波像に重ねて表示することにより、穿刺針の位置や刺入過程をより一層視認し易くなる。特に、穿刺針が生体内で動きを伴わずに静止しているときでも、その穿刺針を視認することが容易になる。

【0015】

この場合において、ドプラ偏位として反射エコー信号の位相変化を検出するのが望ましい。すなわち、超音波像として断層像を撮像するとき、探触子から送波する超音波として時間軸方向に短いパルス波が用いられるため、反射エコー信号の周波数変化よりも位相変化を検出する方が容易である。

20

【0016】

一方、被検体との間で超音波を送受する超音波プローブと、超音波プローブに駆動信号を供給すると共に超音波プローブから出力される反射エコー信号を受信する送受信部と、送受信部から出力される反射エコー信号に基づき超音波像を再構成する超音波像処理部と、超音波像が表示される表示部とを備え、超音波プローブを複数配設し、各超音波プローブの超音波スキャン面を異ならせつつ各超音波プローブを時分割に切り替えて駆動させることができる。

【0017】

これによれば、1の超音波プローブにより患部表面の超音波像を撮像しつつ、他の超音波プローブにより患部の裏側の超音波像を撮像すれば、患部の表面が凍結したときでも、患部全体の治療具合（例えば、凍結状態）を確認できる。また、穿刺針が1の超音波プローブの超音波走査面に直交して刺入されるときでも、その穿刺針の刺入過程を他の超音波プローブによって表示させることができる。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明よれば、生体内への穿刺針の刺入を支援するのに好適な超音波プローブ及び超音波撮像装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0019】

（第1の実施形態） 本発明を適用した超音波プローブ及び超音波撮像装置の第1の実施形態について図1ないし図5を参照して説明する。図1は、本発明を適用した超音波撮像装置のブロック図である。図1に示すように、超音波撮像装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波プローブ10と、超音波プローブ10に駆動信号を供給すると共に超音波プローブ10から出力される反射エコー信号を受信する送受信部12と、送受信部12から出力される反射エコー信号を整相加算する整相加算部14と、整相加算部14から出力される反射エコー信号に基づき超音波像（例えば、断層像）を再構成する超音波像処理部16と、超音波像処理部16から出力された断層像を表示する表示部20と、各部を制御する制御部22などから構成されている。

50

【 0 0 2 0 】

なお、送受信部 1 2 は、受信した反射エコー信号を増幅する増幅手段を有する。整相加算部 1 4 は、反射エコー信号を整相加算する前にデジタル化するアナログデジタル変換手段を有する。超音波像処理部 1 6 は、反射エコー信号を検波する信号処理手段や、超音波像を一時的に格納する画像メモリを有する。また、超音波像処理部 1 6 から出力された超音波像を表示用の信号に変換して表示部 2 0 に出力するデジタルスキャンコンバータ（以下、D S C 1 8）を備えている。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、本発明に係る超音波プローブ 1 0 の構成図である。図 2 に示すように、超音波プローブ 1 0 は、被検体との間で超音波を送受する振動子を複数配列してなる探触子 2 6 と、被検体に刺入する穿刺針 2 8 を挿通するガイド穴 3 0 を有する穿刺針ガイド部材 3 2 と、探触子 2 6 を穿刺針ガイド部材 3 2 に回動可能に支持する支持アーム 3 4 とを備えている。なお、穿刺針 2 8 として、先端に極低温局所冷却部が取り付けられたクライオプローブを用いた例を説明するが、生体組織を採取する生検針などでもよい。

【 0 0 2 2 】

探触子 2 6 は、凸状に湾曲した円弧面に沿って振動子群を配列したコンベックス形のものであり、支持アーム 3 4 に保持されている。支持アーム 3 4 は、探触子 2 6 を保持する部分から振動子群の配列方向に延在し、延在方向の端部に回動軸 3 6 が設けられている。回動軸 3 6 は、軸方向が探触子 2 6 の超音波走査面に対し平行にされている。超音波走査面とは、各振動子から送波される超音波により形成される超音波スキャン面である。また、支持アーム 3 4 のアーム軸は、振動子群の配列方向に平行、かつ振動子群の配列方向に直交する振動子幅 W 内に位置される。つまり、支持アーム 3 4 の回動軸 3 6 の軸方向が、探触子 2 6 の超音波走査面に含まれている。

【 0 0 2 3 】

穿刺針ガイド部材 3 2 は、回動板 3 2 a と、クリップ 3 2 b を有している。回動板 3 2 a は、回動軸 3 6 の軸廻りに回動自在に支持され、その支持された部分から回動軸 3 6 の径方向に延在している。回動板 3 2 a の板面に、係合部 3 2 c が延在方向に沿って刻設されている。係合部 3 2 c にクリップ 3 2 b が、延在方向に移動可能に係止されている。クリップ 3 2 b に、穴軸を回動軸 3 6 と平行にしたガイド穴 3 0 が形成されている。

【 0 0 2 4 】

図 3 は、図 2 の回動軸 3 6 の構成を示している。図 3 に示すように、回動軸 3 6 は、支持アーム 3 4 に形成された湾曲部 3 4 a にシリンダ 4 0 が取り付けられて形成される。シリンダ 4 0 は、穿刺針 2 9 を挿通させるガイド穴 4 2 が形成された筒体であり、頂部開口につば状のフランジが形成されている。このようなシリンダ 4 0 が支持アーム 3 4 に取り付けられたとき、ガイド穴 4 2 の穴軸は回動軸 3 6 の軸と一致する。そして、支持アーム 3 4 に固定されたシリンダ 4 0 に、回動板 3 2 a に形成された湾曲部 3 2 d が蝶番される。なお、回動軸 3 6 は、図 3 に示す形態に限られず、支持アーム 3 4 と回動板 3 2 a を相対的に回動自在にするものであればよい。

【 0 0 2 5 】

図 4 は、図 2 の穿刺針ガイド部材 3 2 を上側（矢印 X の方向）から見た図である。図 4 に示すように、穿刺針ガイド部材 3 2 は、回動板 3 2 a にクリップ 3 2 b がネジ 4 4 で係止して形成されている。クリップ 3 2 b は、係合部 3 2 c に係止する係合板 4 6 と、係合板 4 6 に一部が重ねられる可動板 4 8 とを有している。可動板 4 8 は、係合板 4 6 に形成された軸 4 6 a 廻りに回動自在に支持されている。回動板 3 2 a の延在方向を方向 Y とすると、係合板 4 6 の方向 Y の先端側に溝が形成されると共に、可動板 4 8 の方向 Y の先端側にも溝が形成されている。係合板 4 6 の先端側と可動板 4 8 の先端側が重ねられると、係合板 4 6 の溝と可動板 4 8 の溝によりガイド穴 3 0 が形成される。また、係合板 4 6 の方向 Y の基端側と可動板 4 8 の基端側との間に、弾性部材としてのバネ 5 0 が装入されている。バネ 5 0 の弾性力により穿刺針 2 8 がガイド穴 3 0 で保持される。なお、穿刺針ガイド部材 3 2 は、図 4 に示す形態に限らず、穿刺針 2 8 を回動軸 3 6 に対して所定の距離を

もって平行に保持できるものであればよい。

【0026】

このように構成される超音波プローブ及び超音波撮像装置の動作について説明する。まず、ガイド穴30の穴軸方向が超音波走査範囲に含まれるように、探触子26を回転軸36廻りに回転する。次いで、超音波プローブ10の探触子26の超音波射出面を被検体の体表に接触させる。接触させた探触子26の各振動子に駆動信号を送受信部12から供給する。供給された駆動信号に応じて超音波が、振動子群から被検体の患部（例えば、前立腺癌）に送波される。患部から発生した超音波が、探触子26の振動子群により受波されて反射エコー信号として出力される。出力された反射エコー信号は、送受信部12により増幅処理などが施された後、整相加算部14によりデジタル化処理や整相加算処理が施される。整相加算部14から出力された反射エコー信号に基づき、患部の超音波像（例えば、断層像）が再構成される。再構成された超音波像が表示部20に表示される。

【0027】

次に、超音波プローブ10のガイド穴30を通して例えば1本目の穿刺針28を被検体に刺入する。刺入された穿刺針28が表示部20の断層像に表示されるので、断層像上で穿刺針28の刺入過程を見ながら、穿刺針28の先端が患部に至るまで穿刺針を刺入する。

【0028】

1本目の穿刺針28を刺入した後、ガイド穴42の穴軸の方向が超音波走査範囲に含まれるように、探触子26を体表に沿って所定回数だけ回転させる。そして、図5に示すように、ガイド穴42を通して例えば2本目の穿刺針29を被検体に刺入する。断層像上で表示される穿刺針29の刺入過程を見ながら、穿刺針29の先端が患部に至るまで穿刺針を刺入する。刺入された穿刺針29は、穿刺針28に対して平行となる。このような穿刺針28、29の各先端により患部が凍結され、各凍結範囲が結合することによって患部全体が凍結壊死される。そして、所定時間経過後に穿刺針28、29が被検体から抜き取られる。なお、2本目の穿刺針29を刺入する際の探触子26の回数については、患部の範囲、穿刺針29の凍結範囲などを考慮して適宜調整すればよい。また、ガイド穴42に例えば1本目の穿刺針28を挿通させ、例えば2本目の穿刺針29をガイド穴30に挿通させてもよい。

【0029】

本実施形態によれば、ガイド穴30を通して例えば1本目の穿刺針28を生体内に刺入させるとき、ガイド穴30の穴軸方向が探触子26の走査範囲に含まれるように探触子26を回転できる。これにより、穿刺針28の刺入経路が探触子26の視野に含まれることになるから、穿刺針28の刺入過程を超音波像に表示させることができる。

【0030】

また、回転軸36の軸方向が超音波走査面に含まれているため、回転軸36のガイド穴42を通して例えば2本目の穿刺針29を生体内に刺入させるとき、穿刺針29の刺入過程を超音波像に表示させることができる。また、ガイド穴42はガイド穴30と穴軸が平行であるから、ガイド穴42に挿通した穿刺針29は、ガイド穴30に挿通された穿刺針28と平行になる。つまり、ガイド穴30に挿通させた穿刺針28により、ガイド穴42に挿通する穿刺針29の穿刺方向が機構的に制約されている。

【0031】

さらに、図2及び図5に示すように、超音波プローブ10の支持アーム34を矢印Xの方向に屈曲させているから、ガイド穴42に挿通する穿刺針29の刺入経路を超音波走査範囲に一層含ませることができる。要するに、穿刺針29の刺入点が探触子26の円弧面に近くすることにより、穿刺針29の刺入経路の死角を低減できる。

【0032】

以上、第1の実施形態に基づいて本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば、支持アーム34の回転軸36に平行な回転軸を介して複数の穿刺針ガイド部材32を互いに回転可能に連結することができる。これにより、3本以上の穿刺針を刺入する

ときでも、穿刺針ごとに探触子 26 を回動させることにより、それぞれの穿刺針の刺入過程を視認できる。なお、穿刺針の本数については、患部の大きさや 1 本あたりの穿刺針の治療範囲を考慮して決めればよい。

【0033】

また、前立腺癌のほか様々な患部（例えば、肝腫瘍や腎腫瘍）を経皮的に冷凍手術する場合に本発明を適用できる。また、コンベックス形の探触子 26 ほか、リニア形やセクタ形のものを用いることができる。ただし、曲状の胸腹部に接触させるときは、コンベックス形やセクタ形の探触子が好ましい。

【0034】

図 6 は、テンプレートを通じて穿刺針を刺入する参考の形態であり、第 1 の実施形態と比較するものである。図 6 に示すように、前立腺癌を治療する場合、先端に探触子 50 が取り付けられた筒状の経直腸用の超音波プローブ 52 がテンプレート 53 の挿入穴 54 を通して生体内に刺入される。刺入された超音波プローブ 52 により前立腺癌の超音波像を撮像する。一方、先端に極低温局所冷却部が取り付けられた穿刺針としてのクライオプローブ 56 が挿入孔 60 を通して生体内に複数刺入される。刺入されたクライオプローブ 56 によって前立腺癌の組織を凍結する。

【0035】

テンプレート 53 は、複数の挿入孔 60 が格子状に一定間隔に並べて形成された板状のものであり、板面が超音波プローブ 52 の延在方向に直交するように超音波プローブ 52 の基端部に取り付けられる。そして、被検体の体表近傍（例えば、会陰部）に位置させたテンプレート 53 を介してクライオプローブ 56 を生体内に平行に穿刺する。

【0036】

このような参考形態によれば、クライオプローブ 56 の穿刺経路の大部分が探触子 50 の視野外になる。したがって、操作者は、例えば皮下の動脈などを傷つけないように直感に頼ってクライオプローブ 56 を患部まで刺入する必要がある。この点、第 1 の実施形態によれば、例えば図 5 に示すように、穿刺針 29（例えば、クライオプローブ）の刺入経路を参考形態よりも的確に視認することができるから、穿刺針 29 の刺入操作を簡単に行うことができる。

【0037】

（第 2 の実施形態） 本発明を適用した超音波撮像装置の第 2 の実施形態について図 7 および図 8 を参照して説明する。図 7 は、本発明を適用した超音波撮像装置のブロック図である。図 8 は、クライオプローブのマーカー像を表示する表示例である。本実施形態が第 1 の実施形態と異なる点は、クライオプローブのマーカー像を表示することにある。したがって、第 1 の実施形態と同一部分については同一符号を付し、相違点を中心に説明する。

【0038】

図 7 に示すように、超音波撮像装置は、整相加算部 14 から時間的にずれて出力される反射エコー信号のドブラ偏位に基づいて画像を再構成するマーカー像処理部 62 と、マーカー像処理部 62 から出力された画像と超音波像処理部 16 から出力された超音波像を合成（例えば、重畳）する画像合成部 66 を備えている。マーカー像処理部 62 は、整相加算部 14 から時間的にずれて出力される反射エコー信号のドブラ偏位を検出するドブラ偏位検出手段 64 を有している。

【0039】

一般に、穿刺針としてのクライオプローブは、図 8 に示す冷凍手術器 65 に接続され、冷凍手術器 65 から供給される高圧ガスや液体窒素が内部を通流する。したがって、高圧ガスや液体窒素に起因してクライオプローブに微小振動が生じる。クライオプローブに生じる振動周波数は、生体組織の体動（例えば、拍動）に起因するものよりも高く、通常の超音波繰り返し周波数（PRF）よりも高い。したがって、クライオプローブによって反射された反射エコー信号に、微小振動に起因したドブラ偏位（例えば、周波数変化や位相変化）が含まれ、そのドブラ偏位は不規則に大きく変化するものとなる。

【0040】

10

20

30

40

50

そこで、本実施形態では、ドブラ偏位検出部 64 により反射エコー信号のドブラ偏位が検出される。検出されたドブラ偏位が設定値を超えると、そのドブラ偏位に基づいてマーカ像処理部 62 により画像が再構成される。再構成された画像がクライオプローブに対応したマーカ像 68 となる。再構成されたマーカ像 68 は、超音波像処理部 16 から出力される超音波像（例えば、白黒濃淡断層像）と合成される。合成画像は、図 9 に示すように、DSC 18 を介して表示部 20 に表示される。

【0041】

本実施形態によれば、マーカ像 68 が超音波像に重畳して表示されることから、生体内のクライオプローブの位置や刺入過程を的確に視認することができる。特に、クライオプローブが生体内で動きを伴わずに静止（留置）しているときでも、クライオプローブを視認することが容易になる。また、マーカ像 68 をカラー表示し、そのマーカ像 68 と白黒濃淡断層像を合成して表示することにより、クライオプローブの位置を視認することが一層容易になる。

【0042】

また、ドブラ偏位として反射エコー信号の周波数変化又は位相変化のいずれを検出してもよいが、超音波像として断層像を撮像するときは位相変化を検出するのが好ましい。断層像を撮像するとき、探触子 26 から送波する超音波として時間軸方向に短いパルス波が用いられるため、反射エコー信号の周波数変化よりも位相変化を検出の方が容易になる。

【0043】

また、本実施形態の超音波撮像装置に用いる超音波プローブとして、第 1 の実施形態の超音波プローブ 10 を用いることができる。また、本実施形態の処理は、クライオプローブを稼働させたときに冷凍手術器 65 から制御部 22 に出力される指令に基づいて開始される。また、ドブラ偏位を検出する際の設定値については、クライオプローブの振動周波数などを考慮して適宜設定することができる。

【0044】

また、表示部 20 に表示された超音波像上でマウスなどのポインティングデバイスによりマーカ像 68 の先端を指定すると、指定点をクライオプローブの先端とみなして先端の周囲に通常実現される凍結領域を淡く表示することができる。なお、クライオプローブのマーカ像 68 を表示する例を説明したが、振動を生じるいずれの穿刺針にも本発明を適用

【0045】

（第 3 の実施形態） 本発明を適用した超音波撮像装置の第 3 の実施形態について図 9 を参照して説明する。図 9 A は、本発明を適用した超音波撮像装置の構成図であり、図 9 B は、超音波撮像装置の動作を示すタイムチャートである。本実施形態が第 1 及び第 2 の実施形態と異なる点は、超音波走査面が互いに異ならせた 2 つの超音波プローブにより 2 つの超音波像を取得することにある。したがって、第 1 及び第 2 の実施形態と同一部分については同一符号を付し、相違点を中心に説明する。

【0046】

本実施形態の超音波撮像装置は、図 1 の送受信部 12、整相加算部 14、超音波像処理部 16、DSC 18 をそれぞれ 2 つ備えている。図 9 A に示すように、説明の便宜上、超音波撮像装置の 2 つの送受信部 12 を送受信部 70、72 と称すると共に、2 つの DSC 18 を DSC 74、DSC 76 として称し、他の構成部を便宜上省略する。また、送受信部 70、72 にそれぞれ超音波プローブ 78、80 が接続されている。DSC 74、76 は、画像処理部 82 を介して表示部 20 に接続されている。

【0047】

図 9 A に示すように、超音波プローブ 78、80 の超音波射出面を被検体の体表に超音波走査面を互いに異ならせて接触させる。そして、制御部 22 から送受信部 70 に制御指令が出力されると、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 78、送受信部 70、DSC 74 により患部の超音波像が取得される。また、制御部 22 から送受信部 72 に指令が

10

20

30

40

50

出力されると、超音波プローブ 80、送受信部 72、DSC 76 により患部の超音波像が取得される。DSC 74、76 から出力される各超音波像は、画像合成部 82 により合成された後、表示部 20 の画面上に並べて表示される。表示された各超音波像は、同一患部を異なる方向から撮像したものとなる。このような送受信部 70 の系統と送受信部 72 の系統が、制御部 22 により時分割に切り替えて制御される。この制御について DSC 74、76 から見たタイムチャートを図 9 B に示す。要するに、制御部 22 が、送受信部 70 の系統と送受信部 72 の系統の駆動を調停して、送受信部 70 と送受信部 72 の動作が重ならないようにする。

【0048】

本実施形態によれば、患部を異なる方向から超音波像を撮像することができる。これにより、例えば、被検体にクライオプローブを刺入して患部を経皮的に凍結治療する場合、超音波プローブ 78 により患部表面の超音波像を撮像しつつ、超音波プローブ 80 により患部の裏側の超音波像を撮像することができる。したがって、患部表面が凍結したときでも、患部全体の治療具合（例えば、凍結状態）を確認できる。

【0049】

また、被検体にクライオプローブを刺入するとき、クライオプローブの刺入方向が超音波プローブ 78 の超音波走査面に直交する場合でも、超音波プローブ 80 によりクライオプローブを他の方向から撮像できるため、クライオプローブの刺入過程を表示させることができる。

【0050】

また、時分割に切り替えるタイミングについては制御部 22 により適宜変更すればよいが、分割する各時相を短縮して高速に切り替えることが望ましい。これにより、同一画面に表示された各超音波像は、患部を異なる方向からほぼ同一時に撮像したものになるので、患部の診断が容易になる。

【0051】

図 10 は、本実施形態の超音波撮像装置の他の例である。図 10 に示すように、超音波撮像装置 A と超音波撮像装置 B の 2 系統により超音波像を撮像してもよい。超音波撮像装置 A は、超音波プローブ 78、送受信部 70、DSC 74、表示部 84 を備えている。同様に、超音波撮像装置 B は、超音波プローブ 80、送受信部 72、DSC 76、表示部 86 などを備えている。そして、図 9 の場合と同様に、制御部 22 により超音波撮像装置 A と超音波撮像装置 B が時分割に交互に切り替えて制御される。

【0052】

図 9 及び図 10 の超音波撮像装置では、2 つの超音波プローブを用いた例を説明したが、超音波プローブを複数用いてもよい。また、複数の超音波プローブを用いるときでも、制御部の指令に応じて各部を時分割に制御すれば、送受信部や DSC および表示部などのそれぞれについて複数設けなくてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図 1】本発明を適用した超音波撮像装置の一実施形態のブロック図である。

【図 2】本発明を適用した超音波プローブの一実施形態の構成図である。

【図 3】図 2 の回動軸 36 の構成図を示している。

【図 4】図 2 の穿刺針ガイド部材を上側（矢印 X の方向側）から見た図である。

【図 5】本発明を適用した超音波プローブの使用方を説明するための図である。

【図 6】テンプレートを介して穿刺針を刺入する参考の形態を示す図である。

【図 7】本発明を適用した他の超音波撮像装置のブロック図である。

【図 8】クライオプローブのマーカ像を表示する表示例である。

【図 9】本発明を適用した他の超音波撮像装置の構成図と、超音波撮像装置の動作を示すタイムチャートである。

【図 10】本発明を適用した他の超音波撮像装置の構成図と、超音波撮像装置の動作を示すタイムチャートである。

10

20

30

40

50

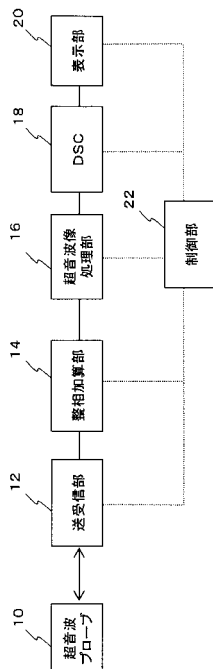
【符号の説明】

【0054】

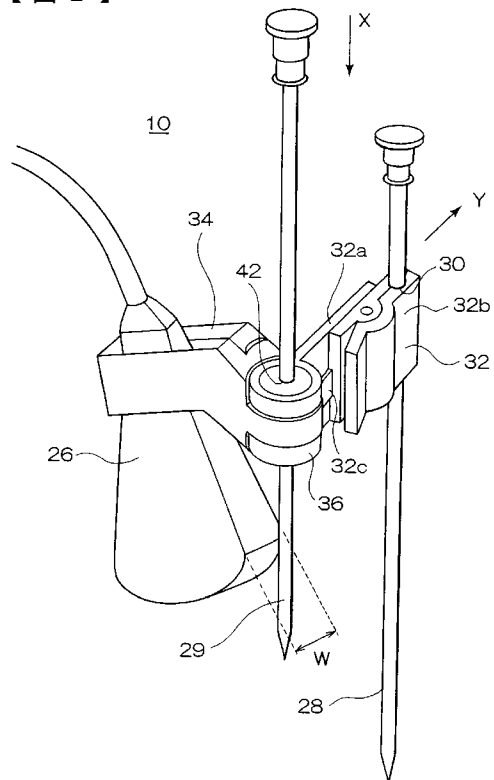
- 10 超音波プローブ
- 12 送受信部
- 16 超音波像処理部
- 20 表示部
- 26 探触子
- 28、29 穿刺針
- 30 ガイド穴
- 32 穿刺針ガイド部材
- 34 支持アーム
- 36 回動軸
- 42 ガイド穴
- 62 マーカ像処理部
- 64 ドブラ偏位検出部
- 66 画像合成部

10

【図1】



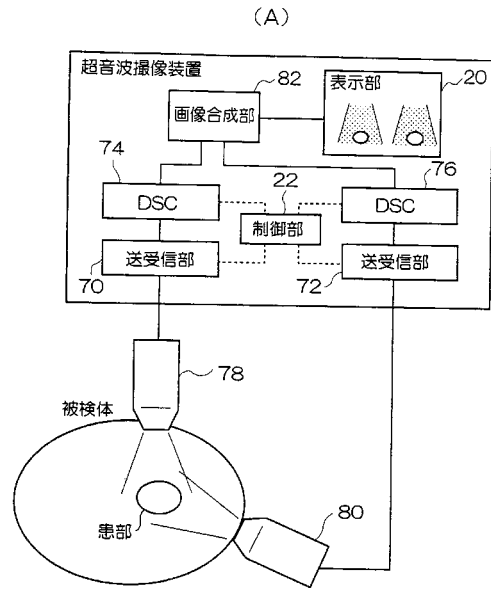
【図2】



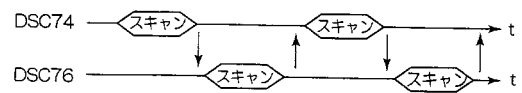
【図 8】



【図 9】

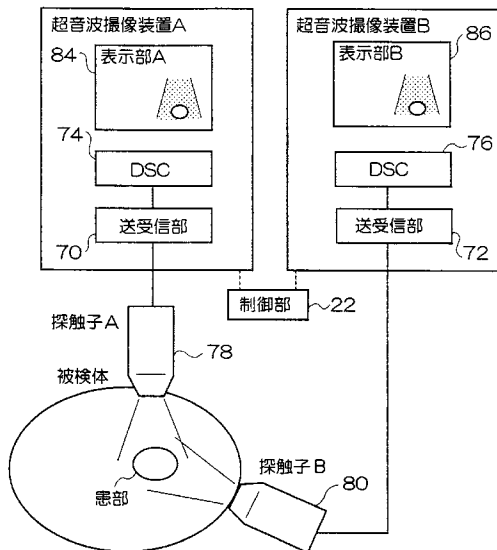


(B)

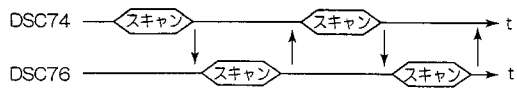


【図 10】

(A)



(B)



专利名称(译)	超声探头和超声成像装置		
公开(公告)号	JP2005319173A	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2004141061	申请日	2004-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	上田尚樹		
发明人	上田 尚樹		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B19/00.502 A61B34/20 A61B90/11 A61B90/50		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/JB60 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

实现了适合于支持将穿刺针插入生物体内的超声波探头和超声波成像装置。超声波探头(10)以能够旋转的方式支撑探头(26)，具有用于插入穿刺针(28)的引导孔(30)的穿刺针引导构件(32)，以及在穿刺针引导构件(32)上的探头(26)。探针26设置有支撑臂34，该支撑臂34平行于换能器的排列方向并且在与排列方向正交的换能器宽度W内操作。超声波扫描表面由支撑臂34保持与支撑臂34的旋转轴线平行，并且支撑臂34通过穿刺针引导构件32支撑与引导孔30的孔轴线平行的旋转轴线36。已配置。[选择图]图2

