

(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2019-180632

(P2019-180632A)

(43) 公開日 令和1年10月24日(2019.10.24)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

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2018-73129 (P2018-73129)
 (22) 出願日 平成30年4月5日 (2018.4.5)

(71) 出願人 594164542
 キヤノン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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 四方 浩之
 栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
 ノンメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE11 FF04 FF05 FF06

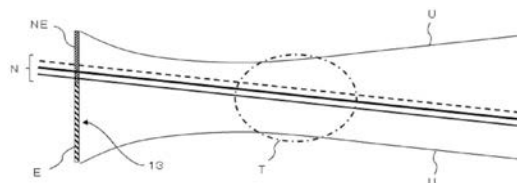
(54) 【発明の名称】 穿刺ガイドアダプタ、超音波プローブ及び超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】切欠部を備える超音波プローブにおいて、無効部の影響を最小限にして超音波画像における輝度低下を防止することで画質の均一性を維持しつつ、穿刺針をスキャン面の中心部に位置させて穿刺針の視認性を確保すること。

【解決手段】実施の形態における穿刺ガイドアダプタは、基部と、ガイド部と、固定部とを備える。基部は、超音波プローブの切欠部のうち、スキャン面に連続して形成され、超音波の送信方向と平行に構成される面と対向する位置に配置される。ガイド部は、基部と対向する位置に配置され、基部との間に穿刺針を通す。固定部は、基部とガイド部とを連結し、超音波プローブに固定する。また、基部は、超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成される。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブの切欠部のうち、スキャン面に連続して形成され、超音波の送信方向と平行に構成される面と対向する位置に配置される基部と、

前記基部と対向する位置に配置され、前記基部との間に穿刺針を通すガイド部と、

前記基部と前記ガイド部とを連結し、前記超音波プローブに固定する固定部と、を備え

、
前記基部は、前記超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成されることを特徴とする穿刺ガイドアダプタ。

【請求項 2】

前記穿刺針は、前記基部の前記傾きに沿って、前記ガイド部にガイドされて前記焦点を通ることを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺ガイドアダプタ。

【請求項 3】

前記穿刺針が通るラインは、前記焦点において、前記超音波プローブの前記スキャン面の中心を通ることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の穿刺ガイドアダプタ。

【請求項 4】

前記傾きは、前記面に対して、1.5 度から 2.5 度傾いていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の穿刺ガイドアダプタ。

【請求項 5】

スキャン面から超音波の送受波を行う超音波振動子と、

前記スキャン面のスライス方向における有効口径が、前記スキャン面の一部において切り欠かれている切欠部と、

前記切欠部に装着され、穿刺針をガイドする前記請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の穿刺ガイドアダプタと、

を備えることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 6】

スキャン面から超音波の送受波を行う超音波振動子と、

前記スキャン面のスライス方向における有効口径が、前記スキャン面の一部において切り欠かれている切欠部と、

前記切欠部に装着される穿刺針をガイドする穿刺ガイドアダプタと、を備え、

前記切欠部は、前記超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成されることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 7】

前記穿刺針は、前記切欠部の前記傾きに沿って、前記穿刺ガイドアダプタにガイドされて前記焦点を通ることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記穿刺針が通るラインは、前記焦点において、前記スキャン面の中心を通ることを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記傾きは、前記超音波の送信方向に対して、1.5 度から 2.5 度傾いていることを特徴とする請求項 6 ないし請求項 8 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記超音波プローブの切欠部における前記スキャン面のスライス方向に形成される有効部と、

前記超音波プローブの切欠部であって、前記有効部から連続してスライス方向に形成される無効部と、を備え、

前記穿刺針の刺入点は、前記有効口径に含まれることを特徴とする請求項 5 ないし請求項 9 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の穿刺ガイドアダプタを装着する超音波プロ

10

20

30

40

50

ープと、

被検体の診断対象部位に送信される超音波からの反射信号を基に超音波画像を生成する画像処理回路と、

前記超音波画像をディスプレイに表示させる制御回路と、
を備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 12】

請求項 5 ないし請求項 10 のいずれかに記載の超音波プローブと、
被検体の診断対象部位に送信される超音波からの反射信号を基に超音波画像を生成する画像処理回路と、

前記超音波画像をディスプレイに表示させる制御回路と、
を備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、穿刺ガイドアダプタ、超音波プローブ及び超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体の検査を行う場合に、被検体の内部情報を収集し、この収集された情報に基づいて被検体内部を画像化して医用画像を生成するモダリティが用いられることがある。このモダリティとしては、例えば、超音波画像診断装置を挙げることができる。超音波画像診断装置は、診断対象部位に向けて送信された超音波の反射信号を受信して、当該診断対象部位に関する超音波画像を生成する。

20

【0003】

そして得られた超音波画像をユーザが観察しながら、当該超音波画像に描出された診断対象部位に対する穿刺術が行われている。この穿刺術により穿刺針を被検体の診断対象部位に向けて挿入することで診断対象部位の組織を採取し、診断対象部位に対する薬剤の注入を行い、或いは、加熱用の加温素子を刺入して治療を行う。

【0004】

このような穿刺術には、従来より穿刺ガイドアダプタが用いられてきた。この穿刺ガイドアダプタを用いることにより穿刺針を保持し、その刺入角度を維持することができるため、穿刺針を診断対象部位に対して安全に、かつ正確に刺入することができる。

30

【0005】

具体的には、穿刺術を行う場合に、超音波プローブに穿刺ガイドアダプタを装着する。超音波プローブに装着された穿刺ガイドアダプタによって、穿刺針が被検体に対して所定の角度にて刺入される。また、穿刺ガイドアダプタを利用することで、穿刺針の刺入経路が超音波画像上に位置するように、これを保持することができる。

【0006】

ここで穿刺ガイドアダプタとしては、例えば、一般的な形状を持つ超音波プローブに取り付けて使用するものがある。或いは、スキャン面の一部を切り欠いた形状を採用する超音波プローブの当該切欠部に装着する態様の穿刺ガイドアダプタも存在する。

40

【0007】

このような切欠部を備える超音波プローブは、スキャン面のスライス方向における有効口径が大きく構成されている。そのため、穿刺ガイドアダプタを通して被検体に刺入される穿刺針は、スキャン面の中心部を通ることになるため、生成された超音波画像上においても確認しやすい。また、穿刺針が被検体に最初に刺入される点（刺入点）も超音波画像上に映し出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

50

【特許文献１】特開２０１４－１６８６７９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

ここで超音波プローブの操作者は、例えば、被検体の肋骨の間に上述した切欠部を備える超音波プローブを当てて検査や穿刺術を行う場合がある。このような場合に適した超音波プローブであるためには、どうしても小型化、薄型化が指向され、スライス方向に薄くすることで対応することになる。

【００１０】

しかしながら、超音波プローブの構造として、スライス方向に薄くなるような構造を採用すると、切欠部においては、超音波を送受波することが可能な有効部と超音波の送受波が行われない無効部ともに薄く構成されることになる。

【００１１】

しかも一方で、穿刺針をスキャン面の中心部を通すためには、穿刺ガイドアダプタの厚み、すなわち、無効部の大きさがある程度必要とされることから、一層有効部が薄くなってしまう。このように切欠部における有効部が薄く構成されてしまうと、当該有効部における超音波の送受波に基づいて生成された超音波画像の輝度は低下し、穿刺針の画像が見えにくくなる。同様に、穿刺針の刺入点も見にくくなる。

【００１２】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、切欠部を備える超音波プローブにおいて、無効部の影響を最小限にして超音波画像における輝度低下を防止することで画質の均一性を維持しつつ、穿刺針をスキャン面の中心部に位置させて穿刺針の視認性を確保することである。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

実施の形態における穿刺ガイドアダプタは、基部と、ガイド部と、固定部とを備える。基部は、超音波プローブの切欠部のうち、スキャン面に連続して形成され、超音波の送信方向と平行に構成される面と対向する位置に配置される。ガイド部は、基部と対向する位置に配置され、基部との間に穿刺針を通す。固定部は、基部とガイド部とを連結し、超音波プローブに固定する。また、基部は、超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成される。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】実施の形態における超音波プローブの全体構成を穿刺ガイドアダプタを装着した状態で示す斜視図。

【図２】図１に示す超音波プローブから穿刺ガイドアダプタを外した状態で示す斜視図。

【図３】図１に示す超音波プローブの穿刺ガイドアダプタが装着されている領域をＡ－Ａ線で切断して示す断面図。

【図４】超音波プローブのスキャン面から超音波が送信される際のビーム形状、焦点、及び穿刺針の関係を示す説明図。

【図５】実施の形態における超音波プローブを備える超音波画像診断装置の全体構成を機能的に示す機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

以下、実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【００１６】

図１は、実施の形態における超音波プローブ１の全体構成を、穿刺ガイドアダプタ２０を装着した状態で示す斜視図である。また、図２は、図１に示す超音波プローブ１から穿刺ガイドアダプタ２０を外した状態で示す斜視図である。超音波プローブ１は、プローブ本体１０と穿刺ガイドアダプタ２０とを備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

プローブ本体 10 は、探触子部 11 と、把持部 12 とを備えている。探触子部 11 は、超音波振動子を備えている。探触子部 11 は、スキャン面 13 から被検体に対して超音波の送信を行い、反射波を受信する。把持部 12 は、超音波プローブ 1 の操作者が把持する部分である。把持部 12 は、探触子部 11 の一端を角とし L 字をなすようにスキャン面 13 とは反対側に設けられている。

【 0 0 1 8 】

また、把持部 12 の L 字の角とは反対側の端部には、図示しない接続ケーブルが設けられている。接続ケーブルは、同様に図示しない超音波画像診断装置本体に接続される。なお、このように超音波プローブ 1 と超音波画像診断装置本体の間を接続ケーブルをもって接続する場合の他、超音波プローブ 1 と超音波画像診断装置本体の間における情報のやり取りを無線で行う構造を採用しても良い。

10

【 0 0 1 9 】

また、プローブ本体 10 には、スキャン面 13 の端部に形成された切欠きを含む切欠部 14 を有する。この切欠部 14 は、把持部 12 とは反対側のスキャン面 13 の端部に形成される。図 1 においては、この切欠部 14 には、穿刺ガイドアダプタ 20 が装着されている。一方図 2 においては、穿刺ガイドアダプタ 20 は、当該切欠部 14 に装着されていない。

【 0 0 2 0 】

ここで、上述した切欠部 14 について、図 2 を用いて説明する。図 2 に示すように、スキャン面 13 の端部には、略 L 字状の切欠きが形成されている。すなわち、スキャン面 13 のスライス方向における有効口径が、スキャン面 13 の一部において切り欠かれている。従って、当該切欠部 14 においては、スキャン面 13 のその他の部分に比べて有効口径が小さくなるように構成されている。

20

【 0 0 2 1 】

なお、図 2 に示すように、スキャン面 13 において、両矢印で示す方向を、スライス方向という。また同様に図 2 に示すように、切欠部 14 において、スキャン面 13 のスライス方向の有効口径を以下、適宜「有効部 E」と表す。一方、切欠部 14 において切り欠かれているスキャン面 13 の部分は、超音波の送受波はなされないことから、この部分を以下、適宜「無効部 NE」と表す。

30

【 0 0 2 2 】

切欠部 14 は、L 字状の切り欠きに沿って形成された 2 つの面を切欠面として有する。例えば、切欠部 14 は、第 1 の面 141 と、第 2 の面 142 とを有する。第 1 の面 141 は、スキャン面 13 に連続して形成される。また、本発明の実施の形態においては、第 2 の面 142 は、その端部において第 1 の面 141 の端部と略直交に接合して構成される。そしてこのような切欠部 14 の第 1 の面 141 及び第 2 の面 142 にそれぞれ接するようにして穿刺ガイドアダプタ 20 が載置される。

【 0 0 2 3 】

第 1 の面 141 は、スキャン面 13 から送信される超音波の送信方向と平行となるように形成されている。また、切欠部 14 に装着される穿刺ガイドアダプタ 20 の種類によっては、切欠部 14 の第 1 の面 141 は、後述するように、超音波が送信された際の超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成されていても良い。当該第 1 の面 141 と穿刺ガイドアダプタ 20 の種類との関係については、後述する。

40

【 0 0 2 4 】

なお、穿刺ガイドアダプタ 20 が切欠部 14 に載置されて超音波プローブ 1 に連結される場合には、切欠部 14 の第 1 の面 141 において穿刺ガイドアダプタ 20 が移動しないように、例えば、切欠部 14 及び穿刺ガイドアダプタ 20 の両者にそれぞれ嵌合する部分が設けられていても良い。但し、図 2 においては、切欠部 14 に設けられている当該嵌合部分については図示を省略している。

【 0 0 2 5 】

50

図 1 に戻り、穿刺ガイドアダプタ 20 は、プローブ本体 10 の切欠部 14 に嵌合する。すなわちこのアダプタ 20 は、プローブ本体 10 の切欠部 14 に着脱可能に装着される。ここで、穿刺ガイドアダプタ 20 は、基部 21 と、ガイド部 22 と、固定部 23 とを備える。

【0026】

基部 21 は、穿刺ガイドアダプタ 20 を切欠部 14 に装着する際に、少なくとも第 1 の面 141 に接して穿刺ガイドアダプタ 20 を切欠部 14 に載置する役割を果たす。基部 21 は、超音波プローブ 1 の切欠部 14 のうち、第 1 の面 141 と対向する位置に配置される。

【0027】

ガイド部 22 は、基部 21 と対向する位置に配置され、基部 21 との間に穿刺針を通す。すなわち、ガイド部 22 は、穿刺ガイドアダプタ 20 に挿入された穿刺針を被検体に向けて送出する際に、操作者が所望の刺入角度を保つことができるようにガイドする役割を担っている。

【0028】

また、ガイド部 22 は、穿刺針を挿入する挿入部 221 と送出部 222 とを備えている。挿入部 221 は、刺入角度ごとに複数設けられており、超音波プローブ 1 及び穿刺ガイドアダプタ 20 の操作者によって、穿刺術ごとに任意に刺入の角度が選択できるようにされている。

【0029】

一方送出部 222 は、いずれの角度を選択しても穿刺針が穿刺ガイドアダプタ 20 から被検体に向けて送出可能なように、本発明の実施の形態においては、1つの開口として形成されている。但し、穿刺針の刺入角度ごとに挿入部 221 及び送出部 222 が形成されていても良い。

【0030】

また、切欠部 14 における有効部 E と無効部 NE との境界から穿刺針の中心軸までの距離は、穿刺ガイドアダプタ 20 において対応可能な最大径を持つ穿刺針 N の半径以下となる。すなわち、穿刺ガイドアダプタ 20 が様々な太さを持つ穿刺針 N での使用を許容している場合、有効部 E と無効部 NE との境界から穿刺針の中心軸までの距離（半径）が最大となるのは、最も大きな太さを有する穿刺針である。従って、このような太さを有する穿刺針よりも細い穿刺針はその半径が小さくなるので、このような太さを有する穿刺針よりも半径が小さな穿刺針は、有効部 E と無効部 NE との境界から穿刺針の中心軸までの最大距離（半径）の中に含まれる。

【0031】

そのため、基部 21 からの送出部 222 の開口の高さは、穿刺ガイドアダプタ 20 において使用される穿刺針 N のうち、最大の太さを勘案して決定される。

【0032】

図 1 には、穿刺ガイドアダプタ 20 を貫通するように 4 本の破線が示されている。これらの破線は、穿刺針を穿刺ガイドアダプタ 20 に挿入した場合の向きを示している。すなわち、図 1 に示す穿刺ガイドアダプタ 20 においては、操作者は 4 つの刺入角度を選択することができるようにされている。また、図 1 に示す穿刺ガイドアダプタ 20 では、上述したように、送出部 222 は 1 カ所のみ形成されている。そのため、穿刺針を 4 つ用意されている挿入部 221 のいずれから穿刺ガイドアダプタ 20 に挿入しても刺入角度は維持されつつも 1 つの送出部 222 から出て被検体に刺入される。

【0033】

固定部 23 は、基部 21 とガイド部 22 とを連結し、穿刺ガイドアダプタ 20 を超音波プローブ 1 に固定する役割を持っている。なお、ここで固定部 23 の構成については、穿刺ガイドアダプタ 20 を超音波プローブ 1 に固定することができるのであれば、どのような方法をもって固定しても良い。

【0034】

10

20

30

40

50

さらに、本発明の実施の形態における穿刺ガイドアダプタ 20 では、基部 21 は、超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成される。図 3 は、図 1 に示す超音波プローブ 1 の穿刺ガイドアダプタ 20 が装着されている領域を A - A 線で切断して示す断面図である。

【0035】

図 3 に示すように、切欠部 14 の第 1 の面 141 上に穿刺ガイドアダプタ 20 が載置されている。また、穿刺ガイドアダプタ 20 の奥には、切欠部 14 の第 2 の面 142 が見えている。第 1 の面 141 には、穿刺ガイドアダプタ 20 の基部 21 が接している。基部 21 に対向する位置にガイド部 22 が配置されており、基部 21 とガイド部 22 との間に穿刺針 N が挿入されている状態が示されている。

10

【0036】

また、図 3 においては、スキャン面 13 は右側に設けられている。従って、当該スキャン面 13 が接する図示しない被検体はスキャン面 13 のさらに右側に位置する。そのため超音波は右側に向けて送信され、被検体の中に焦点が設定される。そのため、穿刺針 N は、左から右に向けて刺入される。

【0037】

ここで、本発明の実施の形態における穿刺ガイドアダプタ 20 の基部 21 は、超音波の焦点に向けて傾斜するように傾きをもって形成されている。すなわち図 3 に示すように、基部 21 は、ガイド部 22 の挿入部 221 から送出部 222 に向けて傾斜するように形成されている。従って、穿刺針 N は、ガイド部 22 によって刺入角度を維持されつつ、基部 21 に沿って傾きをもって被検体に刺入されることになる。

20

【0038】

図 4 は、超音波プローブ 1 のスキャン面 13 から超音波が送信される際のビーム形状、焦点 T、及び穿刺針 N の関係を示す説明図である。図 4 に示す説明図においては、左から右に向けて超音波が送信される。そのため図 4 の左側には、切欠部 14 のスキャン面 13 における有効部 E と無効部 NE が示されている。無効部 NE の部分には、図 1 に示すように穿刺ガイドアダプタ 20 が載置される。

【0039】

また、上述したように、超音波は図 4 において左側から右側に向けて送信されることから、ビーム U の形状が一旦集束して広がるように示されている。ビーム U が集束する位置の近傍には、焦点 T が一点鎖線で示されている。穿刺針 N は、この焦点 T に向けて刺入される。

30

【0040】

図 4 には、下から細い実線、太い実線、破線の 3 本の線が左上から右下に向けて傾いた状態で示されている。これら 3 本の線は、穿刺針 N の中心軸を表すものである。そのためこれら 3 本の線は、口径の異なる穿刺針 N をそれぞれ示していることになる。

【0041】

なお、有効部 E と無効部 NE との境界に近いところに細い実線が示されているが、当該境界には接していない。これは、上述したように図 4 に示す 3 本の線はいずれも穿刺針 N の中心軸を示すものであるからである。実際の穿刺針 N は、当該境界に接して移動し被検体に刺入されることになる。

40

【0042】

また、穿刺針 N は、上述した通り基部 21 に沿ってガイド部 22 との間を移動する。ここで、基部 21 が傾きをもって形成されていることから、図 3 や図 4 に示すように、穿刺針 N も左上から右下に向けて移動することになる。

【0043】

そして、基部 21 に傾きが設けられていることから、当該基部 21 に沿って穿刺針 N を移動させることにより、焦点 T を通すことが可能となる。また、同時に、焦点 T においてスキャン面 13 の中心も通ることになる。さらに、穿刺針 N の刺入点は、有効口径に含まれるため、操作者も超音波画像上で穿刺針 N の確認がしやすくなる。

50

【 0 0 4 4 】

基部 2 1 の傾きは、例えば、切欠部 1 4 の第 1 の面 1 4 1 に対して、例えば、1 . 5 度から 2 . 5 度の間、いずれかの角度で焦点 T に向けて傾斜するように形成されている。なお、ここで挙げた基部 2 1 の傾きを示す角度は、あくまでも例示であり、当該角度に限定されるものではない。

【 0 0 4 5 】

以上、基部 2 1 に超音波の焦点に向けて傾斜するような傾きを備える穿刺ガイドアダプタ 2 0、及び当該穿刺ガイドアダプタ 2 0 を装着した超音波プローブ 1 について説明した。但し、当該傾きは、基部 2 1 に形成されていなくても構わない。例えば、基部 2 1 は、超音波プローブ 1 の切欠部 1 4 の第 1 の面 1 4 1 と平行となるように形成される一方、ガイド部 2 2 が挿入部 2 2 1 から送出部 2 2 2 に向けて傾きを備えていても良い。

10

【 0 0 4 6 】

一方、超音波プローブの切欠部 1 4 の第 1 の面 1 4 1 自体が傾きを備えていても良い（以下、このような超音波プローブを適宜「超音波プローブ 1 A」と表す）。この場合には、穿刺ガイドアダプタ 2 0 の基部 2 1、ガイド部 2 2 のいずれも上述した傾きを備えていないとすることができる。さらには、超音波プローブ 1 A の第 1 の面 1 4 1 と穿刺ガイドアダプタ 2 0 とで所定の傾きが現れるように第 1 の面 1 4 1 と基部 2 1 の傾きを設定しても良い。

【 0 0 4 7 】

すなわち、超音波プローブ 1 A の切欠部 1 4 の第 1 の面 1 4 1 自体が傾きを備えていることによって、当該第 1 の面 1 4 1 に沿って穿刺針 N を移動させることにより、焦点 T を通すことが可能となる。また、同時に、焦点 T においてスキャン面 1 3 の中心も通ることになる。さらに、穿刺針 N の刺入点は、有効口径に含まれるため、操作者も超音波画像上で穿刺針 N の確認がしやすくなる。

20

【 0 0 4 8 】

また、第 1 の面 1 4 1 の傾きは、上述した穿刺ガイドアダプタ 2 0 の基部 2 1 が傾きを備えている場合と同様、例えば、1 . 5 度から 2 . 5 度の間、いずれかの角度で焦点 T に向けて傾斜するように形成されている。なお、ここで挙げた第 1 の面 1 4 1 の傾きを示す角度は、あくまでも例示であり、当該角度に限定されるものではない。

【 0 0 4 9 】

次に、上述した傾きを備える穿刺ガイドアダプタ 2 0 を装着した超音波プローブ 1、或いは、第 1 の面 1 4 1 に傾きを備える切欠部 1 4 に穿刺ガイドアダプタ 2 0 を装着した超音波プローブ 1 A を使用する超音波画像診断装置 S について説明する。

30

【 0 0 5 0 】

図 5 は、実施の形態における超音波プローブ 1、或いは、超音波プローブ 1 A を備える超音波画像診断装置 S の全体構成を機能的に示す機能ブロック図である。なお、装置本体 3 0 に対して接続される超音波プローブは、基部 2 1 等に傾きを備える穿刺ガイドアダプタ 2 0 を装着した超音波プローブ 1、或いは、切欠部 1 4 の第 1 の面 1 4 1 が所定の傾きを備える超音波プローブ 1 A のいずれでも良く、装置本体 3 0 の内部構成に差はないことから、以下、まとめて装置本体 3 0 として説明する。

40

【 0 0 5 1 】

図 5 に示すように、超音波画像診断装置 S は、被検体に対して超音波の送受信（送受波）を行う超音波プローブ 1、1 A と、超音波プローブ 1、1 A に装着される穿刺ガイドアダプタ 2 0 と、当該超音波プローブ 1、1 A が着脱可能に接続される装置本体 3 0 とを備えている。

【 0 0 5 2 】

超音波画像診断装置 S は、被検体の内部構造や血流状態などを非侵襲に調べることができる医用画像診断装置の一例である。超音波画像診断装置 S は、先端に振動子（圧電振動子）を備えた超音波プローブ 1、1 A から被検体の内部に向けて超音波を送信する。そして被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生ずる反射波を超音波プローブ 1、

50

1 A の振動子で受信する。このようにして得られた受信信号に基づいて超音波画像を生成する。

【0053】

装置本体 30 は、送信回路 31 と、受信回路 32 と、信号処理回路 33 と、画像処理回路 34 と、ディスプレイ 35 と、入力回路 36 とを備える。送信回路 31 は、超音波プローブ 1, 1 A に対する駆動信号の送信を行う。受信回路 32 は、超音波プローブ 1, 1 A からの反射信号の受信を行う。信号処理回路 33 は、当該反射信号を処理する。画像処理回路 34 は、超音波画像を生成する。ディスプレイ 35 は、生成された超音波画像を表示する。入力回路 36 は、検査者などの操作者により入力操作されることで入力される信号を受信する。

10

【0054】

さらに、装置本体 30 は、図示しない他の機器との信号の送受信を制御する通信制御回路 37 と、記憶回路 38 と、各部を制御する制御回路 39 とを備えている。またこれら各回路は互いにバス B に接続され、各種信号のやりとりが可能とされている。なお、これら各回路の詳細な機能については、さらに以下に説明する。

【0055】

送信回路 31 は、制御回路 39 による制御に基づき、超音波プローブ 1, 1 A に超音波を発生させるための駆動信号、すなわち各圧電振動子に印加する電気パルス信号（以下、「駆動パルス」という）を生成し、その駆動パルスを超音波プローブ 1, 1 A に送信する。送信回路 31 は、図示しない、例えば、基準パルス発生回路、遅延制御回路、駆動パルス発生回路等の各回路を備えており、各回路が上述した機能を果たす。

20

【0056】

また、受信回路 32 は、超音波プローブ 1, 1 A からの受信信号である反射信号を受信し、その受信信号に対して整相加算を行い、その整相加算により取得した信号を信号処理回路 33 に出力する。

【0057】

信号処理回路 33 は、受信回路 32 から供給された超音波プローブ 1, 1 A からの受信信号を用いて各種のデータを生成し、画像処理回路 34 や制御回路 39 に出力する。信号処理回路 33 は、いずれも図示しない、例えば、B モード処理回路（或いは、Bc モード処理回路）やドプラモード処理回路、カラードプラモード処理回路などを有している。B モード処理回路は、受信信号の振幅情報の映像化を行い、B モード信号を基にしたデータを生成する。ドプラモード処理回路は、受信信号からドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに、FFT (Fast Fourier Transform) 処理などを施し、血流情報のドプラ信号のデータを生成する。カラードプラモード処理回路は、受信信号に基づいて血流情報の映像化を行い、カラードプラモード信号を基にしたデータを生成する。

30

【0058】

画像処理回路 34 は、信号処理回路 33 から供給されたデータに基づいてスキャン領域に関する二次元や三次元の超音波画像を生成する。例えば、画像処理回路 34 は、供給されたデータからスキャン領域に関するボリュームデータを生成する。そしてその生成したボリュームデータから MPR 処理（多断面再構成法）により二次元の超音波画像のデータやボリュームレンダリング処理により三次元の超音波画像のデータを生成する。画像処理回路 34 は、生成した二次元や三次元の超音波画像をディスプレイ 35 に出力する。なお、超音波画像としては、例えば、B モード画像やドプラモード画像、カラードプラモード画像、M モード画像などがある。

40

【0059】

ディスプレイ 35 は、画像処理回路 34 により生成された超音波画像や操作画面（例えば、ユーザから各種指示を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) などの各種画像を制御回路 39 の制御に従って表示する。このディスプレイ 35 としては、例えば、液晶ディスプレイや有機 EL (Electroluminescence) ディスプレイなどを用いることが可能である。

50

【 0 0 6 0 】

入力回路 3 6 は、例えば、画像表示、画像の切り替え、モード指定や各種設定などのユーザによる様々な入力操作を受け付ける。この入力回路 3 6 としては、例えば、G U I、或いは、ボタンやキーボード、トラックボール、ディスプレイ 3 5 に表示されるタッチパネル等の入力デバイスを用いることが可能である。

【 0 0 6 1 】

なお、本発明の実施の形態においては、図 5 に示すように、ディスプレイ 3 5、入力回路 3 6 を超音波画像診断装置 S の 1 つの構成要素として記載しているが、このような構成に限られない。例えば、ディスプレイ 3 5 を超音波画像診断装置 S の構成要素ではなく、超音波画像診断装置 S とは別体に構成することも可能である。また、入力回路を当該別体のディスプレイを用いたタッチパネルとすることも可能である。

10

【 0 0 6 2 】

通信制御回路 3 7 は、図示しない通信ネットワークに互いに接続される、例えば、図示しない医用画像診断装置（モダリティ）、サーバ装置や医用画像処理装置等と超音波画像診断装置 S とを接続させる役割を担っている。この通信制御回路 3 7 及び通信ネットワークを介して他の機器とやり取りされる情報や医用画像に関する規格は、D I C O M（D i g i t a l I m a g i n g a n d C o m m u n i c a t i o n i n M e d i c i n e）等、いずれの規格であっても良い。また、通信ネットワーク等との接続に当たっては、有線、無線を問わない。

【 0 0 6 3 】

記憶回路 3 8 は、例えば、半導体や磁気ディスクで構成されており、制御回路 3 9 で実行されるプログラムやデータ、その他の情報が記憶されている。

20

【 0 0 6 4 】

制御回路 3 9 は、超音波画像診断装置 S の各部を統括的に制御する。制御回路 3 9 は、画像処理回路 3 4 において生成された超音波画像をディスプレイ 3 5 に表示させる。

【 0 0 6 5 】

なお、ここで例えば、制御回路 3 9 が実行する各種機能については、所定のメモリや記憶回路 3 8 等に記憶される、例えば、医用画像表示プログラムといったプログラムをプロセッサに実行させることによって実現することも可能である。ここで本明細書における「プロセッサ」という文言は、例えば、専用又は汎用の C P U（C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t）a r i t h m e t i c c i r c u i t（c i r c u i t r y）、或いは、特定用途向け集積回路（A p p l i c a t i o n S p e c i f i c I n t e g r a t e d C i r c u i t：A S I C）、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（S i m p l e P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e：S P L D）、複合プログラマブル論理デバイス（C o m p l e x P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e：C P L D）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y：F P G A））等の回路を意味する。

30

【 0 0 6 6 】

プロセッサは、例えば記憶回路 3 8 に保存された、又は、プロセッサの回路内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。プログラムを記憶する記録回路は、プロセッサごとに個別に設けられるものであっても構わないし、或いは、例えば、図 5 における信号処理回路 3 3 が行う機能に対応するプログラムを記憶するものであっても、さらには図 5 に示す記憶回路 3 8 の構成を採用しても構わない。記憶回路の構成には、例えば、半導体や磁気ディスクといった一般的な R A M（R a n d o m A c c e s s M e m o r y）や H D D（H a r d D i s c D r i v e）等の記憶装置が適用される。

40

【 0 0 6 7 】

以上説明したような構成を採用する穿刺ガイドアダプタや超音波プローブを用いることによって、切欠部を備える超音波プローブにおいて、無効部の影響を最小限にして超音波

50

画像における輝度低下を防止することで画質の均一性を維持しつつ、穿刺針をスキャン面の中心部に位置させて穿刺針の視認性を確保することができる。

【 0 0 6 8 】

以上、本発明の実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することを意図していない。これらの実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると共に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

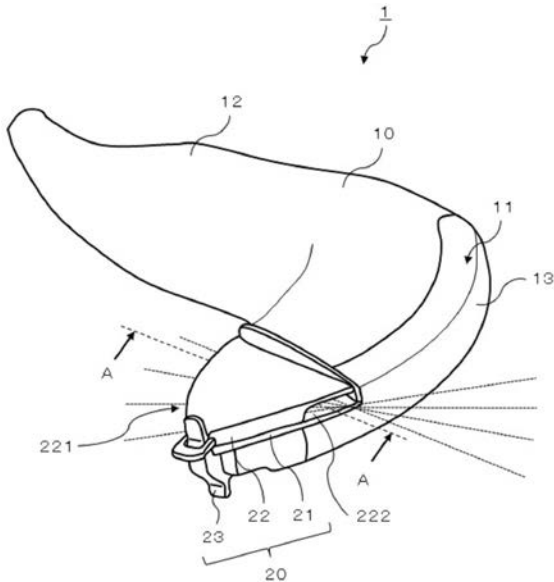
【 0 0 6 9 】

- 1, 1 A 超音波プローブ
- 1 0 プローブ本体
- 1 1 深触子部
- 1 2 把持部
- 1 3 スキャン面
- 1 4 切欠部
- 2 0 穿刺ガイドアダプタ
- 2 1 基部
- 2 2 ガイド部
- 2 2 1 挿入部
- 2 2 2 送出部
- 3 0 装置本体
- N 穿刺針
- S 超音波画像診断装置

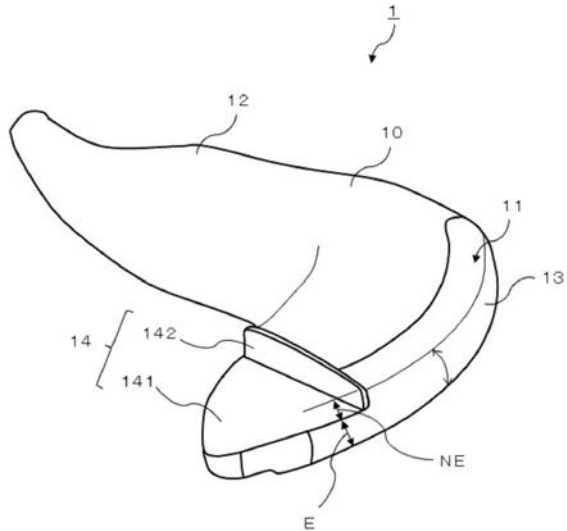
10

20

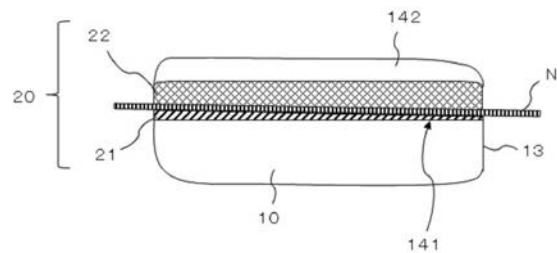
【 図 1 】



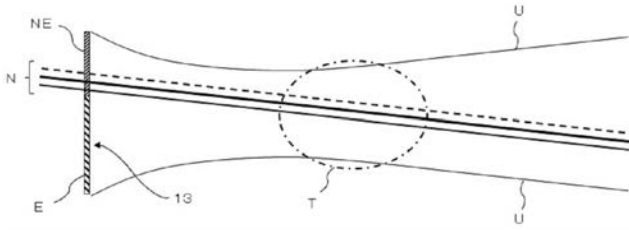
【 図 2 】



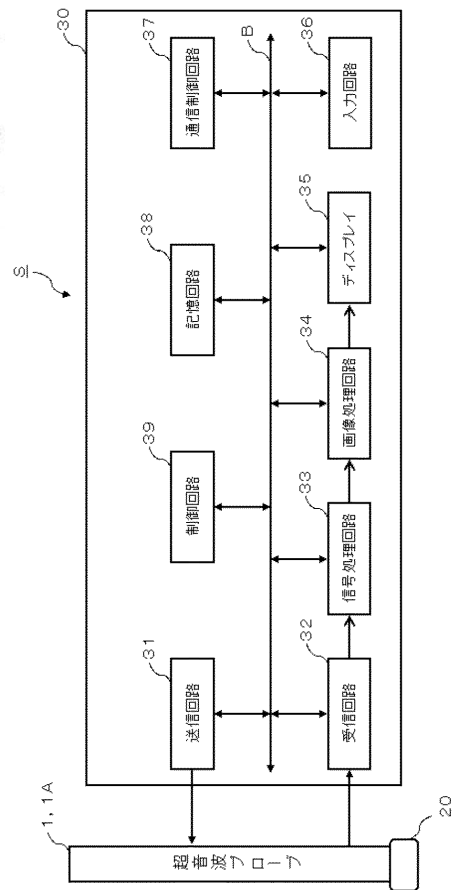
【 図 3 】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	穿刺引导适配器，超声探头和超声检查仪		
公开(公告)号	JP2019180632A	公开(公告)日	2019-10-24
申请号	JP2018073129	申请日	2018-04-05
[标]发明人	四方浩之		
发明人	四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF04 4C601/FF05 4C601/FF06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种具有切口部分的超声波探头，该超声波探头使无效部分的影响最小化，该无效部分用于防止超声图像中的亮度降低从而保持图像质量的一致性，并且还将穿刺针定位在超声波探头的中心。 解决方案：在该实施例中的穿刺引导适配器包括基部，引导部和固定部。基部形成在超声波探头的切口部中与扫描面连续，并位于与与超声波的传播方向平行的面相对的位置。引导部位于与基部相对的位置，以使穿刺针在引导部与基部之间穿过。固定部将基部和引导部耦接以固定到超声探头。基础部分也成为具有一个倾斜于超声波焦点的斜度。图4

