

(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2011-72654  
(P2011-72654A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

(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 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-228574 (P2009-228574)  
(22) 出願日 平成21年9月30日(2009.9.30)

(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  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

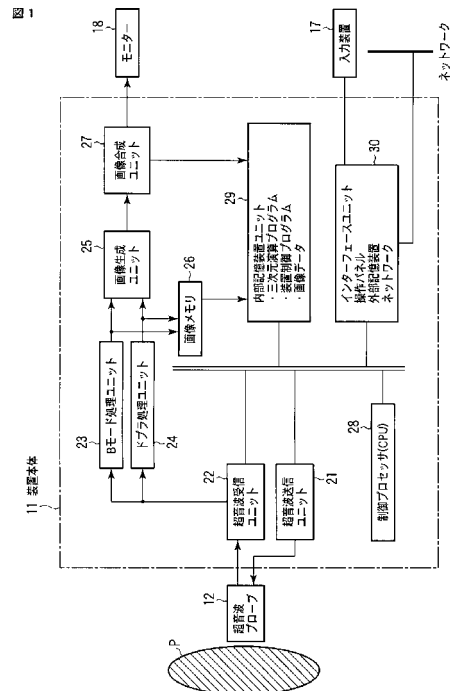
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ用穿刺アダプタ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 穿刺アダプタを超音波プローブに装着して穿刺を行う際、穿刺針が刺入される位置と超音波プローブの超音波放射面との距離を小さくすることができ、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域を従来に比して小さくすることができる超音波プローブ用穿刺アダプタ等を提供すること。

【解決手段】 超音波プローブのV字溝に対応した形状を有する穿刺針支持部の嵌合部を当該溝に嵌合させた状態で、超音波プローブに固定される。穿刺針は、嵌合部のV字形状の谷の部分に沿って配置され、穿刺針支持部の押し付け部により超音波プローブのV字溝側に押しつけられた状態で支持される。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

穿刺針の刺入経路を誘導するための溝を有する超音波プローブに装着して使用される超音波プローブ用穿刺アダプタであって、

前記溝に嵌合され穿刺針を前記溝が形成されている方向に沿って配置する嵌合部と、前記嵌合部に配置される穿刺針を前記溝の深さ方向に押さえ付ける押さえ付け部と、によって、超音波プローブに対して一定の角度をなすように穿刺針を支持する穿刺針支持手段と

、  
前記穿刺針支持手段を前記溝に嵌合させた状態で当該穿刺アダプタを前記超音波プローブの少なくとも一部に固定するためのプローブ固定手段と、

を具備することを特徴とする超音波プローブ用穿刺アダプタ。

10

**【請求項 2】**

前記穿刺針支持手段の前記嵌合部は、前記溝の形状に対応した形状を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ用穿刺アダプタ。

**【請求項 3】**

前記溝及び前記穿刺針支持手段の嵌合部は V 字形状を有し、

前記穿刺針支持手段の押さえ付け部は、前記嵌合部の V 字形状の谷に沿って配置された穿刺針を、前記溝の深さ方向に押さえ付けること、

を特徴とする請求項 1 及び 2 記載の超音波プローブ用穿刺アダプタ。

20

**【請求項 4】**

前記穿刺針支持手段の押さえ付け部は、前記嵌合部の V 字形状に対応した突起形状を有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ用穿刺アダプタ。

**【請求項 5】**

前記穿刺針支持手段の前記超音波プローブの超音波放射面側の形状は、前記超音波放射面に対応した曲率を有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ用穿刺アダプタ。

**【請求項 6】**

穿刺針の刺入経路を誘導するための溝を有する超音波プローブと、

前記超音波プローブに装着される穿刺アダプタと、

前記穿刺アダプタを利用して前記被検体内に刺入された穿刺針を含む領域を前記超音波プローブを介して超音波走査し、超音波画像データを取得するデータ取得手段と、

前記超音波画像データを用いて、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された超音波画像を表示する表示手段と、

を具備し、

前記穿刺アダプタは、

前記溝に嵌合され穿刺針を前記溝が形成されている方向に沿って配置する嵌合部と、前記嵌合部に配置される穿刺針を前記溝の深さ方向に押さえ付ける押さえ付け部と、によって、超音波プローブに対して一定の角度をなすように穿刺針を支持する穿刺針支持手段と

、  
前記穿刺針支持手段を前記溝に嵌合させた状態で当該穿刺アダプタを前記超音波プローブの少なくとも一部に固定するためのプローブ固定手段と、を有し、

前記画像生成手段は、前記穿刺針の現在の位置、前記穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路のうち少なくとも一つを含む前記超音波画像を生成すること、

を特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

前記画像生成手段は、前記穿刺針を刺入した経路と前記穿刺針の刺入予定経路とを同時に表示する場合には、それぞれに異なる色彩を割り当てることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

50

前記画像生成手段は、前記穿刺針の刺入予定経路を、前記穿刺針を刺入した経路を基準とする円筒状の領域、或いは前記穿刺針を刺入した経路に並行な実線、点線、一定距離間隔の不連続な複数の点とすることを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置に接続される超音波プローブに装着して用いられる穿刺針をガイドするための穿刺アダプタ、及び当該アダプタを装着した超音波プローブを用いて穿刺術を行う際に利用される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

また、超音波診断装置は、画像診断のみばかりでなく、例えば肝細胞癌の局所治療法としてラジオ波焼灼療法(RFA)や肝細胞組織を検査する生検等での患部モニタリングにも用いられる。これらの治療、検査においては、通常の画像取得用プローブに換えて穿刺プローブと呼ばれるものが使用される。この穿刺プローブは、通常のアレイプローブの中央或いは非対称の位置に溝が設けられ当該溝から穿刺針を挿入させるバイオブシタイプや、通常のアレイプローブに穿刺アダプタを装着し、これを利用して穿刺針を挿入させるアダプタタイプがある。

【0004】

図6は、穿刺術に用いられる超音波プローブ12の一例を外観を示した斜視図である。同図に示すように、超音波プローブ12の側面にV字形の溝(V字溝)121が形成されている。このV字溝121は、当該プローブ12を用いて穿刺術を行う際に、穿刺針を直接V字溝121にあてがうか又は嵌合させ、穿刺針を所定の刺入経路に誘導するためのものである(例えば、特許文献1参照)。

【0005】

図7、図8は、例えば図6に示す超音波プローブ12に装着される従来の穿刺アダプタ30の外観をそれぞれ示した図である。また、図9、図10は、図7及び図8に示した穿刺アダプタを図6に示した超音波プローブ12に装着した際の外観をそれぞれ示した図である。図9、図10に示すように、穿刺術を行う際には、超音波プローブ12のケース(筐体)側面に穿刺アダプタ30のガイド部が配置されるように、穿刺アダプタ30を超音波プローブ12に装着する。この様に装着された穿刺アダプタ30のガイド部31に穿刺針を配置することで、超音波プローブ12に対して一定の角度を維持するようにして、穿刺針が所定の刺入経路に誘導される。

【0006】

ところで、従来の穿刺アダプタ30のガイド部31は、平面形状又はなだらかな曲面形状をした狭持部位310により穿刺針を狭持することで、穿刺針を刺入方向に沿って移動可能なように支持している。狭持部位310が平面形状又はなだらかな曲面形状を有するのは、超音波プローブ12のケースの平面部分又は曲面部分に対応させているからである。また、この様な穿刺アダプタ30を超音波プローブ12に装着して穿刺術を行う場合には、穿刺アダプタ30でガイドされた穿刺針先端の現在の位置、穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路が、超音波画像上に表示される。術者は、表示された穿刺針の現在

10

20

30

40

50

の位置等を観察することにより、被検体内部で穿刺針が進行する位置を確認または予測しながら穿刺を行うことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-289721号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の超音波プローブ用穿刺アダプタには、次のような問題がある。すなわち、図6に示したような、穿刺針ガイド用のV字溝121を有する超音波プローブ12を用いて穿刺術を行う場合、ケース側面に形成した穿刺針ガイド用の溝の深さに応じて、プローブのケース形状（すなわち、ケース側面幅W）が大きくなる。このため、穿刺アダプタ30を超音波プローブ12に装着して穿刺を行う際、穿刺針が刺入される位置が超音波プローブの超音波放射面から遠くなり、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できない領域（穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域）が大きくなってしまふ。

10

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、穿刺アダプタを超音波プローブに装着して穿刺を行う際、穿刺針が被検体に刺入される位置と超音波プローブの超音波放射面との距離を小さくすることができ、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域を従来に比して小さくすることができる超音波プローブ用穿刺アダプタ、及び当該アダプタを装着した超音波プローブを用いて穿刺術を行う際に利用される超音波診断装置を提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0011】

請求項1に記載の発明は、穿刺針の刺入経路を誘導するための溝を有する超音波プローブに装着して使用される超音波プローブ用穿刺アダプタであって、前記溝に嵌合され穿刺針を前記溝が形成されている方向に沿って配置する嵌合部と、前記嵌合部に配置される穿刺針を前記溝の深さ方向に押さえ付ける押さえ付け部と、によって、超音波プローブに対して一定の角度をなすように穿刺針を支持する穿刺針支持手段と、前記穿刺針支持手段を前記溝に嵌合させた状態で当該穿刺アダプタを前記超音波プローブの少なくとも一部に固定するためのプローブ固定手段と、を具備することを特徴とする超音波プローブ用穿刺アダプタである。

30

【0012】

請求項6に記載の発明は、穿刺針の刺入経路を誘導するための溝を有する超音波プローブと、前記超音波プローブに装着される穿刺アダプタと、前記穿刺アダプタを利用して前記被検体内に刺入された穿刺針を含む領域を前記超音波プローブを介して超音波走査し、超音波画像データを取得するデータ取得手段と、前記超音波画像データを用いて、超音波画像を生成する画像生成手段と、前記生成された超音波画像を表示する表示手段と、を具備し、前記穿刺アダプタは、前記溝に嵌合され穿刺針を前記溝が形成されている方向に沿って配置する嵌合部と、前記嵌合部に配置される穿刺針を前記溝の深さ方向に押さえ付ける押さえ付け部と、によって、超音波プローブに対して一定の角度をなすように穿刺針を支持する穿刺針支持手段と、前記穿刺針支持手段を前記溝に嵌合させた状態で当該穿刺アダプタを前記超音波プローブの少なくとも一部に固定するためのプローブ固定手段と、有し、前記画像生成手段は、前記穿刺針の現在の位置、前記穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路のうち少なくとも一つを含む前記超音波画像を生成すること、を特徴とする超音波診断装置である。

40

50

## 【発明の効果】

## 【0013】

以上本発明によれば、穿刺アダプタを超音波プローブに装着して穿刺を行う際、穿刺針が被検体に刺入される位置と超音波プローブの超音波放射面との距離を小さくすることができ、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域を従来に比して小さくすることができる超音波プローブ用穿刺アダプタ、及び当該アダプタを装着した超音波プローブを用いて穿刺術を行う際に利用される超音波診断装置を実現することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、本実施形態に係る超音波プローブ用穿刺アダプタ13の外観を示した図である。

【図3】図3は、超音波プローブ用穿刺アダプタ13を超音波プローブ12に装着した状態の外観を示した図である。

【図4】図4は、図3に示した超音波プローブ用穿刺アダプタ13を超音波プローブ12に装着した状態を、B方向から見た図である。

【図5】図5は、本穿刺針経路表示機能を用いた場合にモニター18に表示される超音波画像の一例を示した図である。

【図6】図6は、穿刺術に用いられる超音波プローブの一例の外観を示した斜視図である。

【図7】図7は、例えば図6に示す超音波プローブに装着される従来の穿刺アダプタの一例の外観をそれぞれ示した図である。

【図8】図8は、例えば図6に示す超音波プローブに装着される従来の穿刺アダプタの一例の外観を示した図である。

【図9】図9は、従来の穿刺アダプタの一例を図6に示した超音波プローブに装着した際の外観をそれぞれ示した図である。

【図10】図10は、従来の穿刺アダプタの一例を図6に示した超音波プローブに装着した際の外観をそれぞれ示した図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0015】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

## 【0016】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置17、モニター18、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドブラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶ユニット29、インターフェースユニット30を具備している。以下、超音波診断装置1の個々の構成要素の機能について説明する。

## 【0017】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体Pからの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動

10

20

30

40

50

体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0018】

なお、本超音波装置が具備する超音波プローブ12は、図6に示した様に、その側面にV字形の溝(V字溝)121が形成されているプローブであるとする。当該プローブには、後述する穿刺アダプタが装着され、穿刺術において使用される。

【0019】

入力装置17は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置17の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

10

【0020】

モニター18は、画像合成ユニット27からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報(通常のBモード画像)、血流情報(平均速度画像、分散画像、パワー画像等)等、特に穿刺アダプタでガイドされた穿刺針先端の現在の位置、穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路を含む超音波画像を、を所定の形態で表示する。

【0021】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 $f_r$  Hz(周期;  $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

20

【0022】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0023】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像データに変換される。

【0024】

ドプラ処理ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0025】

画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24から受け取ったデータによる走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

40

【0026】

画像メモリ(シネメモリ)26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ26に記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0027】

画像合成ユニット27は、画像生成ユニット25から受け取った画像を種々のパラメー

50

タの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 18 に出力する。特に、画像合成ユニット 27 は、特定された穿刺針の刺入予定経路を示す実線又は点線、穿刺針を刺入した経路を示す実線又は点線、穿刺アダプタでガイドされた穿刺針の現在の位置を示すマーク等を、超音波画像上の対応する位置に重畳させる。

#### 【0028】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 28 は、内部記憶ユニット 29 から後述する穿刺針経路表示機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

10

#### 【0029】

内部記憶ユニット 29 は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、後述する穿刺針経路表示機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶ユニット 29 のデータは、インターフェースユニット 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

#### 【0030】

インターフェースユニット 30 は、入力装置 17、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

20

#### 【0031】

（超音波プローブ用穿刺アダプタ）

次に、超音波プローブ 12 に装着して用いられる超音波プローブ用穿刺アダプタの構成について説明する。当該穿刺アダプタは、図 6 に示すような、穿刺針の刺入経路を誘導するための溝を有する超音波プローブに装着して使用されるものであり、溝に対応した形状を有する穿刺針支持部を有する。当該穿刺針支持部を溝に嵌合させた状態で超音波プローブに固定して当該穿刺アダプタを使用することにより、超音波プローブの超音波放射面と穿刺針との距離を溝の深さに対応した所定の長さだけ短くした状態で穿刺針を支持することができる。

30

#### 【0032】

図 2 は、本実施形態に係る超音波プローブ用穿刺アダプタ 13 の外観を示した図である。また、図 3 は、超音波プローブ用穿刺アダプタ 13 を超音波プローブ 12 に装着した状態の外観を示した図である。また、図 4 は、図 3 に示した超音波プローブ用穿刺アダプタ 13 を超音波プローブ 12 に装着した状態を、B 方向から見た図である。

#### 【0033】

図 2 に示すように、超音波プローブ用穿刺アダプタ 13 は、固定部 131、固定用凹部 132、固定用ネジ部 133、爪部 134、穿刺針支持機構 135 を有している。

40

#### 【0034】

固定部 131 は、超音波プローブ 12 の側面を狭持することで、当該穿刺アダプタ 13 を超音波プローブ 12 に固定する。

#### 【0035】

固定用凹部 132 は、固定部 131 に設けられている。この固定用凹部 132 に超音波プローブ 12 の凸部 122 を嵌め込んだ状態で固定部 131 により超音波プローブ 12 を固定することで、超音波プローブ 12 と穿刺アダプタ 13 とを常に同じ位置関係で固定することができる。

#### 【0036】

固定用ネジ部 133 は、ヒンジ機構により固定部 131 に対して回転可能に取り付けら

50

れている。当該穿刺アダプタ 13 を超音波プローブ 12 に固定する場合には、固定用ネジ部 133 を固定部 131 に対して回転させて爪部 134 に勘合し、ネジを締め付けることで、穿刺アダプタ 13 を超音波プローブ 12 に強固に固定することができる。

#### 【0037】

穿刺針支持機構 135 は、嵌合部 135a と押し付け部 135b とを有している。嵌合部 135a は、超音波プローブ 12 の V 字溝 121 に対応した V 字形状を有しており、超音波プローブ 12 の V 字溝 121 に嵌合される。押し付け部 135b は、嵌合部 135a の V 字形状の谷の部分に対応した形状の突起部を有している。穿刺アダプタ 13 は、図 4 に示す様に、嵌合部 135a を超音波プローブ 12 の V 字溝 121 に嵌め込んだ状態で超音波プローブ 12 に固定される。穿刺針は、嵌合部 135a の V 字形状の谷の部分に沿って配置され、ネジ 136 を締め付けることで押し付け部 135b の突起部により超音波プローブ 12 の溝 121 の深さ方向に押しつけられた状態で支持される。従って、穿刺針は、従来の穿刺アダプタと比較した場合、超音波プローブ 12 の溝 121 の深さに対応した所定の長さだけ、超音波放射面 120 に近接して支持・配置されることになる。

10

#### 【0038】

また、嵌合部 135a 及び押し付け部 135b は、図 2、図 3 に示すように、超音波プローブ 12 の超音波放射面 120 側において、当該超音波放射面 120 に対応した曲率を有している。これは、穿刺アダプタ 13 を装着した超音波プローブ 12 を被検体に当接させて穿刺術及び超音波画像によるモニタリングを行う場合に、被検体と超音波プローブ 12 の超音波放射面 120 との間に必要以上の隙間が開かないようにするためである。

20

#### 【0039】

( 穿刺針経路表示機能 )

次に、本超音波診断装置 1 が有する、穿刺針経路表示機能について説明する。この機能は、穿刺アダプタ 13 を装着した超音波プローブ 12 を用いて穿刺術を行った場合に、超音波プローブ 12 を用いて取得されモニター 18 に表示される超音波画像上に、穿刺アダプタでガイドされた穿刺針先端の現在の位置、穿刺針の刺入予定経路を表示するものである。

#### 【0040】

図 5 は、本穿刺針経路表示機能を用いた場合にモニター 18 に表示される超音波画像の一例を示した図である。同図に示すように、本機能によれば、穿刺アダプタ 13 でガイドされた穿刺針を含む二次元領域或いは三次元領域を超音波走査することで、穿刺針の超音波被走査領域内に存在する部分が映像化されることになる。制御プロセッサ 28 は、所定の手法（例えば、輝度値による領域抽出や超音波放射面と穿刺アダプタ 13 でガイドされた穿刺針との位置関係を用いた演算等）により、取得された超音波画像上の穿刺針に対応する領域を検出する。制御プロセッサ 28 は、検出された（超音波画像上の）穿刺針に対応する領域を基準として穿刺針の刺入予定経路を特定する。画像合成ユニット 27 は、特定された穿刺針の刺入予定経路を示す実線又は点線（或いは、一定距離間隔の不連続な複数の点）、穿刺アダプタ 13 でガイドされた穿刺針先端の現在の位置を示す x 印等のマークのうちの少なくともいずれかを、超音波画像上の対応する位置に重畳させる。各種実線等で示された特定された穿刺針の刺入予定経路を含む超音波画像は、図 5 に示すように、モニター 18 にリアルタイムで表示される。術者は、超音波画像 33 上に示された穿刺針先端の現在の位置を示す x 印 34 を視認することで、穿刺針先端と患部との位置関係を把握することができる。また、術者は、超音波画像 33 上に示された穿刺針の刺入予定経路を示す（一定距離間隔の不連続な）複数の点 35 を視認することで、穿刺針を進めるべき方向を把握することができる。さらに、術者は、超音波画像 33 上に映像化された穿刺針と、穿刺針の刺入予定経路を示す（一定距離間隔の不連続な）複数の点 35 とが一致又は対応しているかずれているかを視認することで、穿刺針が通過してきた経路に問題があるか否かを容易に判定することができる。

30

40

#### 【0041】

なお、穿刺針を刺入した経路と穿刺針の刺入予定経路とは、異なる形状や色彩で区別し

50

て表示されることが好ましい。また、特に穿刺針の刺入予定経路は、実線や点線（或いは、一定距離間隔の不連続な複数の点）に拘泥されず、例えば穿刺針を刺入した経路を基準とする円筒状の領域として、或いは穿刺針を刺入した経路の延長線としてではなく、穿刺針を刺入した経路に並行な実線又は点線（或いは、一定距離間隔の不連続な複数の点）として表示するようにしてもよい。

【0042】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0043】

本超音波プローブ用穿刺アダプタによれば、超音波プローブのV字溝に対応した形状を有する穿刺針支持部の嵌合部を当該溝に嵌合させた状態で、超音波プローブに固定される。穿刺針は、嵌合部のV字形状の谷の部分に沿って配置され、穿刺針支持部の押し付け部により超音波プローブのV字溝側に押しつけられた状態で支持される。従って、穿刺針は、従来の穿刺アダプタと比較した場合、超音波プローブのV字溝の深さに対応した所定の長さだけ、超音波放射面に近接して支持・配置されることになる。その結果、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域を従来に比して小さくすることができる

10

また、本超音波診断装置によれば、穿刺アダプタを装着した超音波プローブを用いて穿刺術を行った場合に、超音波プローブを用いて取得されモニターに表示される超音波画像上に、穿刺アダプタでガイドされた穿刺針先端の現在の位置、穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路を所定の形態で表示することができる。従って、術者は、映像化されない穿刺針の刺入経路が従来よりも少なくなった超音波画像上において、穿刺アダプタでガイドされた穿刺針先端の現在の位置、穿刺針を刺入した経路、穿刺針の刺入予定経路を容易且つ迅速に視認することができる。その結果、穿刺術の安全性向上に寄与することができる。

20

【0044】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0045】

例えば、上記実施形態においては、超音波プローブの側面に形成される溝がV字である場合を例に説明した。しかしながら、超音波プローブの側面に形成される溝の形状は、当然ながらV字に拘泥されない。すなわち、溝がどのような形状であっても、穿刺アダプタの穿刺針支持部の形状を溝の形状に対応させることで、当該穿刺針支持部を溝に嵌合させて穿刺アダプタを使用することができ、超音波プローブの超音波放射面と穿刺針との距離を溝の深さに対応した所定の長さだけ短くした状態で穿刺針を支持することができる。

30

【0046】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【産業上の利用可能性】

【0047】

穿刺アダプタを超音波プローブに装着して穿刺を行う際、穿刺針が刺入される位置と超音波プローブの超音波放射面との距離を小さくすることができ、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域を従来に比して小さくすることができる超音波プローブ用穿刺アダプタ、及び当該アダプタを装着した超音波プローブを用いて穿刺術を行う際に利用される超音波診断装置を実現することができる。

【符号の説明】

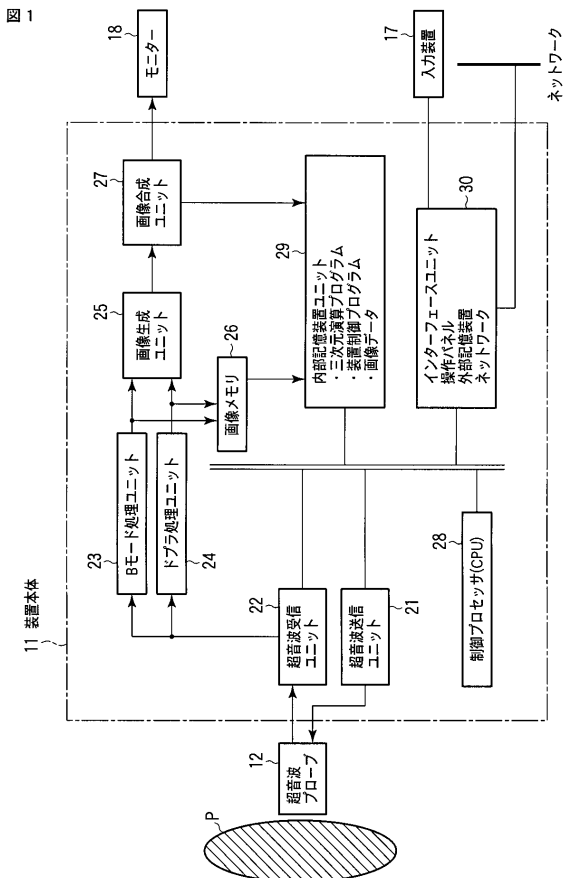
【0048】

1 ... 超音波診断装置、 12 ... 超音波プローブ、 13 ... 穿刺アダプタ、 17 ... 入力装置、 1

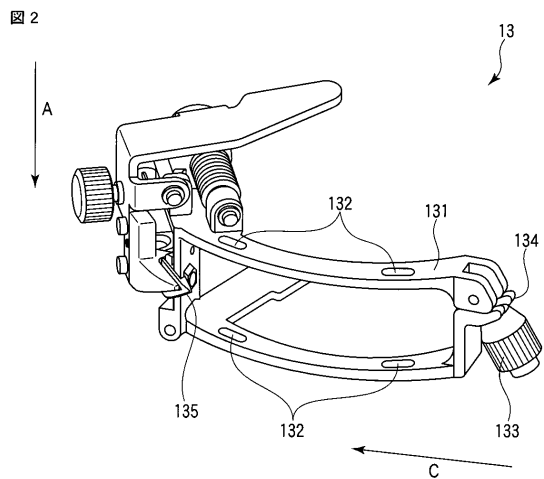
50

8 ... モニター、21 ... 送信ユニット、22 ... 受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... ドプラ処理ユニット、25 ... 画像生成ユニット、26 ... 画像メモリ、27 ... 画像生成ユニット、28 ... 制御プロセッサ(CPU)、29 ... 内部記憶ユニット、30 ... インターフェースユニット、33 ... 超音波画像、34 ... 穿刺針先端位置マーカ、35 ... 刺入予定経路を示す複数の不連続点、131 ... 固定部、132 ... 固定用凹部、133 ... 固定用ネジ部、134 ... 爪部、135 ... 穿刺針支持機構、135a ... 嵌合部、135b ... 押し付け部

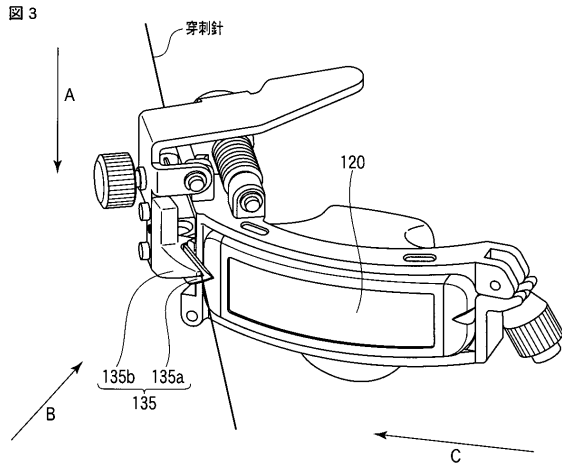
【 図 1 】



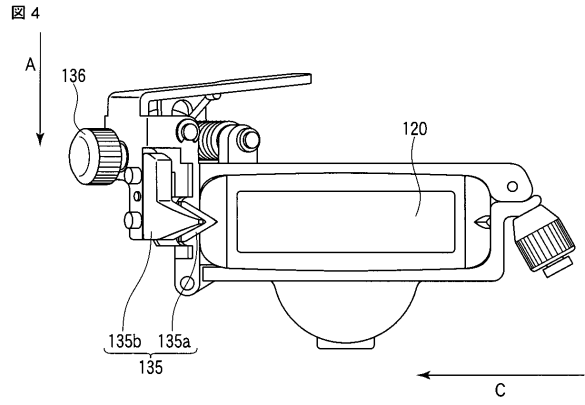
【 図 2 】



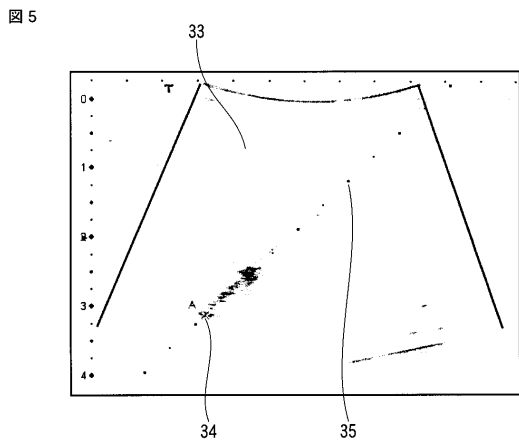
【 図 3 】



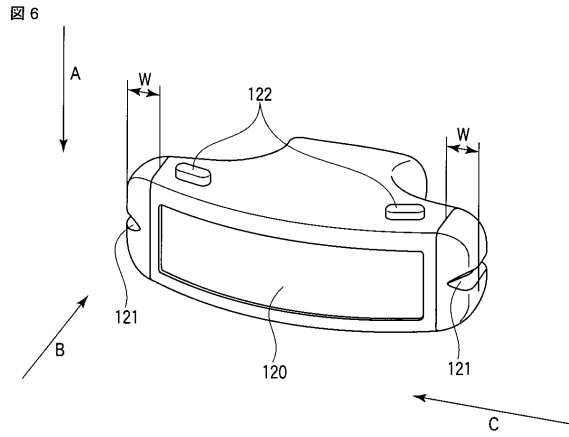
【 図 4 】



【 図 5 】

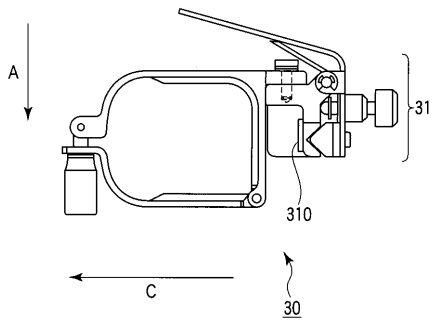


【 図 6 】



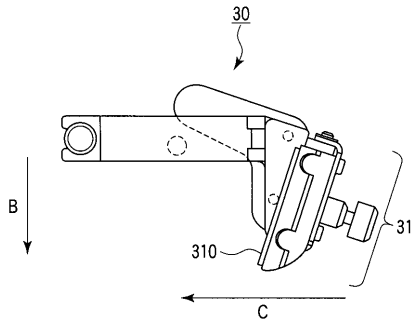
【 図 7 】

図 7



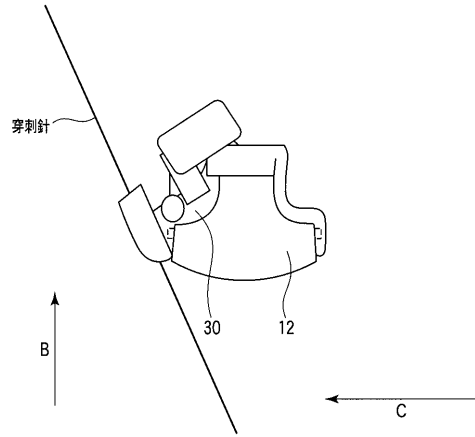
【 図 8 】

図 8



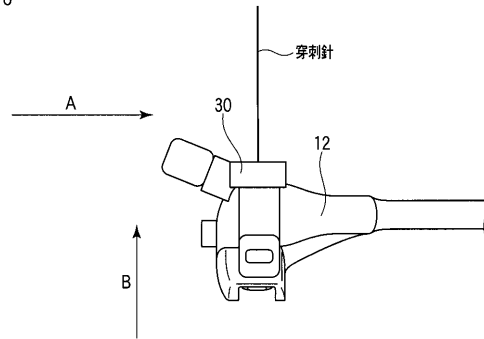
【 図 9 】

図 9



【 図 10 】

図 10



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 久保田 隆司  
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本社内
- (72)発明者 大貫 裕  
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本社内
- (72)発明者 牧田 裕久  
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本社内
- (72)発明者 尾名 康裕  
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本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 BB22 EE16 FF04 GA40 KK02 KK12 KK31

专利名称(译)	用于超声探头和超声诊断设备的穿刺适配器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011072654A</a>	公开(公告)日	2011-04-14
申请号	JP2009228574	申请日	2009-09-30
[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	久保田隆司 大貫裕 牧田裕久 尾名康裕		
发明人	久保田 隆司 大貫 裕 牧田 裕久 尾名 康裕		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE16 4C601/FF04 4C601/GA40 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5454885B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为超声波探头提供穿刺适配器，能够减小从穿刺针的位置到穿刺的距离和超声波探头的超声波辐射表面，并且减小穿刺针插入通路的面积。在超声图像中成像。解决方案：穿刺适配器通过穿刺针支撑部分的配合部分固定到超声探头，该穿刺针支撑部分的形状对应于装配到凹槽中的超声波探头的V形槽。穿刺针沿着配合部的V形底部设置，并且通过穿刺针支撑部的按压部按压在超声波探头的V形槽侧上。Z

