

(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2007-236767  
(P2007-236767A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願2006-65821 (P2006-65821)

(22) 出願日

平成18年3月10日 (2006.3.10)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(74) 代理人 100098017

弁理士 吉岡 宏嗣

(72) 発明者 大滝 元

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 BB03 BB22 DE04 EE11 EE16  
EE20 FF04 FF15 FF16 JC06  
JC20 JC32 JC33 JC37 KK02  
KK12 KK15 KK19 KK25 KK31  
KK44 LL04

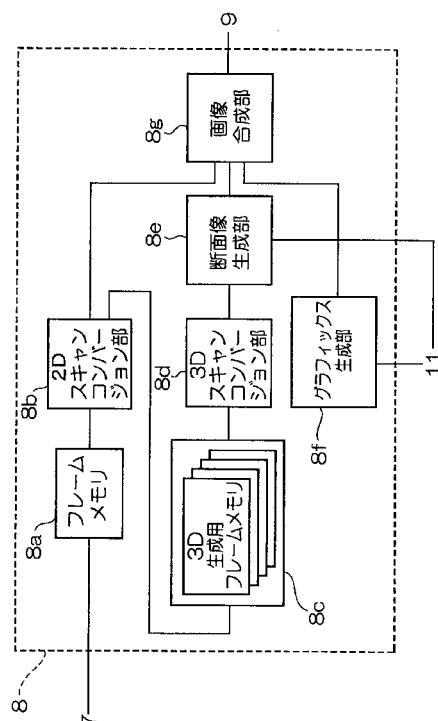
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定する。

【解決手段】超音波診断装置の画像構成部8を、3次元用超音波探触子により受信された反射エコー信号に基づいて複数の超音波像を再構成するとともに、複数の超音波像のデータから予め設定された穿刺針の刺入経路を含む特定超音波像を抽出する2Dスキャンコンバージョン部8 bと、複数の超音波像のデータを蓄える3D生成用フレームメモリ8 cと、穿刺針の刺入経路を表す穿刺ガイドラインを生成するグラフィックス生成部8 fと、3D生成用フレームメモリ8 cの超音波像データ群に基づいて穿刺ガイドラインに直交した断面位置の断面像を再構成する断面像生成部8 eと、特定超音波像と穿刺ガイドラインとを重ねて断面像と並べて合成する画像合成部8 gと、画像合成部8 gで合成された画像を表示する表示部9と、断面像の断面位置を設定する制御手段11で構成する。

【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3次元的に送受信する3次元探触子と、該3次元探触子に装着され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支持金具と、前記3次元探触子により受信された反射エコー信号に基づいて複数の超音波像を再構成する画像処理部と、前記複数の超音波像のデータから予め設定された前記穿刺針の刺入経路を含む特定超音波像を抽出する抽出部と、前記複数の超音波像のデータを蓄える画像メモリと、前記穿刺針の刺入経路を表す穿刺ガイドラインを生成するグラフィックス生成部と、前記画像メモリに蓄えられた超音波像データ群に基づいて前記穿刺ガイドラインに直交した断面位置の断面像を再構成する断面像処理部と、前記特定超音波像と前記穿刺ガイドラインとを重ねて前記断面像と並べて合成する画像合成部と、該画像合成部で合成された画像を表示する表示部と、前記断面像の断面位置を設定する制御手段とを備えてなる超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記グラフィックス生成部は、前記制御手段により設定された前記断面位置を表すマークを生成して前記表示部に表示させ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】**

前記制御手段は、外部入力手段から入力される前記断面位置の指令信号に基づいて前記断面位置の設定を変更す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】**

前記制御手段は、前記断面位置を予め設定された位置に順次移動させる自動設定手段を有す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 5】**

前記グラフィックス生成部は、前記制御手段により設定される前記断面位置を表すマークを複数生成して前記表示部に表示させ、前記断面像処理部は、前記制御手段により設定される複数の前記断面位置における前記断面像をそれぞれ再構成して前記表示部に表示させ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 6】**

前記グラフィックス生成部は、前記断面像上に前記穿刺針が通過する場所を表すマークを生成して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項5に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、超音波診断装置に係り、特に穿刺支援機能を備えた超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、被検体に超音波を送波するとともに、被検体で反射した超音波を反射エコー信号として受波し、反射エコー信号に基づいて超音波像を再構成して表示している。このような超音波像を参照しながら被検体に穿刺針を刺入して穿刺対象組織等（例えば、羊水など）を採取する穿刺が行われている。穿刺を行うに際しては、まず、被検体に刺入する穿刺針が対象組織に到達する前に穿刺対象組織とは異なる血管や臓器（以下、穿刺障害物という）などを傷つけないような安全な刺入経路を決定する必要がある。従来は、超音波診断装置で得られる2次元情報であるBモード画像を参照しながら穿刺針の刺入経路の計画を立てていた。しかし、2次元情報であるBモード画像から体内の立体的な構造を判断することは難しく、刺入経路の計画には経験が必要であった。

**【0003】**

また、近年では、3次元超音波像及び超音波探触子と穿刺針支持金具との相対的な位置関係から予め既知となっている穿刺針の刺入経路を表す穿刺ガイドラインを参照して刺入経路の計画を立てる手法が提案されている。しかし、穿刺ガイドラインは、穿刺針の刺入

経路を予め予想して模擬的に表示している2次元画像にすぎないので、3次元超音波像と穿刺ガイドラインとを重ね合わせて表示した場合、穿刺障害物などと穿刺ガイドラインとの前後関係がわかりづらく、やはり刺入経路の計画は困難であった。

#### 【0004】

また、特許文献1には、3次元超音波像と、3次元超音波像を構成する複数の2次元Bモード超音波像を表示して、これらの画像を参照しながら穿刺目標位置を特定することが記載されている。さらに、穿刺目標位置を特定した後に、穿刺目標位置と穿刺針支持金具の穿刺針出口とを結ぶガイドラインと、このガイドラインに平行する断面の断面像と、ガイドラインに直交する断面の断面像を表示させ、これらの画像を参照しながら穿刺を行うことが記載されている。これによれば、穿刺目標位置の特定と、穿刺針の刺入を容易に行うことができるとされている。10

#### 【0005】

【特許文献1】特開平6-205776

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

しかしながら、特許文献1の技術では、適切な刺入経路を計画できない場合がある。すなわち、穿刺目標位置を特定した後にガイドラインに直交する断面像などを参照しながら穿刺針を刺入するので、穿刺障害物が穿刺針の刺入経路又はその付近に存在しているのを見落とす可能性がある。そして、このように穿刺針刺入時に穿刺障害物を発見して穿刺をやり直す場合は、穿刺針の抜き刺しをすることとなり、被検体の負担が増えることとなる。20

#### 【0007】

本発明は、穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定することを課題とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を3次元的に送受信する3次元探触子と、3次元探触子に装着され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支持金具と、3次元探触子により受信された反射エコー信号に基づいて複数の超音波像を再構成する画像処理部と、複数の超音波像のデータから予め設定された穿刺針の刺入経路を含む特定超音波像を抽出する抽出部と、複数の超音波像のデータを蓄える画像メモリと、穿刺針の刺入経路を表す穿刺ガイドラインを生成するグラフィックス生成部と、画像メモリに蓄えられた超音波像データ群に基づいて穿刺ガイドラインに直交した断面位置の断面像を再構成する断面像処理部と、特定超音波像と穿刺ガイドラインとを重ねて断面像と並べて合成する画像合成部と、画像合成部で合成された画像を表示する表示部と、断面像の断面位置を設定する制御手段とを備えてなることを特徴とする。30

#### 【0009】

すなわち、特定超音波像は、予め設定された穿刺針の刺入経路を含む画像であるので、特定超音波像には穿刺針の刺入経路を表す穿刺ガイドラインが常に表示される。したがって、特定超音波像を参照しながら穿刺目標位置に穿刺ガイドラインを合わせた状態で、穿刺目標位置に到達するまでの穿刺ガイドライン上又は穿刺ガイドライン付近に穿刺障害物が存在するか否かを2次元的にではあるが確認できる。特定超音波像上で穿刺目標位置に穿刺ガイドラインを合わせ、かつ穿刺ガイドラインが穿刺障害物を避けるように超音波探触子の位置を調整した後に、特定超音波像と並べて表示する穿刺針の刺入経路に直交する断面像を参照することで、穿刺目標位置に到達するまでに穿刺針の刺入経路の付近に穿刺障害物が存在するか否かを3次元的に確認できる。このように、特定超音波像と穿刺ガイドラインとを重ねた画像及び断面像の両画像を参照しながら穿刺針の刺入経路を計画することで、穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定することができる。40

#### 【0010】

10

20

30

40

50

この場合において、グラフィックス生成部は、制御手段により設定された断面位置を表すマークを生成して表示部に表示させることが好ましい。これにより、表示部に表示されている断面像が、特定超音波像上のどの位置の断面像なのかを認識することができる。

#### 【0011】

また、制御手段は、外部入力手段から入力される断面位置の指令信号に基づいて断面位置の設定を変更してもよいし、また、断面位置を予め設定された位置に順次移動させる自動設定手段を用いて断面位置を変更してもよい。これにより、自動的に変更する断面像を参照しながら、穿刺障害物の有無を確認することもできるし、外部入力手段により特定の場所をより詳しく観察することも可能となる。

#### 【0012】

さらに、グラフィックス生成部は、制御手段により設定される断面位置を表すマークを複数生成して表示部に表示させ、断面像処理部は、制御手段により設定される複数の断面位置における断面像をそれぞれ再構成して表示部に表示させることが好ましい。これによれば、複数の断面像を並べて表示するので、被検体内的立体的構造を把握しやすくなり、穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定することができる。

#### 【0013】

また、グラフィックス生成部は、断面像上に穿刺針が通過する場所を表すマークを生成して表示部に表示させることが好ましい。これによれば、断面像上で穿刺針が通過する場所が明確になり、穿刺針の刺入経路と穿刺障害物との位置関係を明確に把握できるので、穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定することができる。

#### 【発明の効果】

#### 【0014】

本発明によれば、穿刺針の適切な刺入経路を容易に決定することができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0015】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を、図1～図9を用いて説明する。

#### 【0016】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図である。本実施形態の超音波診断装置1は、被検体に対して超音波を3次元的に送信及び受信する3D用超音波探触子2と、3D用超音波探触子2に装着される穿刺針支持金具3と、被検体に刺入する穿刺針4と、3D用超音波探触子2に駆動信号を送信するとともに3D用超音波探触子2により受信された反射エコー信号を受信して增幅する超音波送受信部6と、3D用超音波探触子2に送波する駆動信号及び反射エコー信号を整相する超音波整相部7と、超音波整相部7で整相された反射エコー信号を順次入力して、超音波画像を再構成する画像構成部8と、画像構成部8で再構成された画像を表示するモニタ9と、超音波整相部7及び画像構成部8を制御する制御部11と、制御部11に指令信号を与える入力部12で構成されている。

#### 【0017】

ここで、3D用超音波探触子2に対して穿刺針支持金具3は設定位置に固定されているため、3D用超音波探触子2及び穿刺針支持金具3に設けられたガイド穴13を通って被検体に刺入される穿刺針4の相対的な位置関係も固定されることとなる。なお、3D用超音波探触子2の長軸方向を表す矢印14の中心ライン15に対する穿刺針4の角度θは可変であるが、一旦角度を設定した後に変更する場合は、再度設定が必要である。

#### 【0018】

次に、本発明の特徴部である画像構成部8の詳細について、図2～図8を用いて説明する。図2は、画像構成部8の構成を示す詳細ブロック図である。画像構成部8は、超音波整相部7から出力された超音波データを蓄えるフレームメモリ8aと、フレームメモリ8aの超音波データの座標変換等を行い2D画像を再構成する2Dスキャンコンバージョン部8bと、2Dスキャンコンバージョン部8bで再構成された複数枚の2D画像を格納す

10

20

30

40

50

る 3D 生成用フレームメモリ 8c と、3D 生成用フレームメモリ 8c に格納された複数枚の 2D 画像からボリュームデータを生成する 3D スキャンコンバージョン部 8d と、制御部 11 からの信号に基づきボリュームデータから断面像を再構成する断面像生成部 8e と、穿刺支援用のグラフィックを生成するグラフィックス生成部 8f と、複数の画像を合成してモニタ 9 に表示させる画像合成部 8g で構成される。

#### 【0019】

ここで、上記各部の機能の詳細について図 3～図 9 を用いて説明する。図 3 は、2D スキャンコンバージョン部 8b 及び 3D スキャンコンバージョン部 8d の機能説明に用いる概念図である。2D スキャンコンバージョン部 8b は、図 3 の左図に示すように 3D 用超音波探触子 2 でスキャンした複数枚（図 3 においてはフレーム番号 0～6 で表される 7 枚）の 2D 画像 16 を順次再構成して、これらを 3D 生成用フレームメモリ 8c に格納する。3D スキャンコンバージョン部 8d は、3D 生成用フレームメモリ 8c に格納された複数枚の 2D 画像 16 の座標変換等を行って、図 3 右図に示すように直交した X Y Z 座標系で表されるボリュームデータ 17 を生成する。10

#### 【0020】

ここで、穿刺針支持金具 3 は、複数枚の 2D 画像 16 のいずれかと同一面に穿刺針 4 が刺入されるように 3D 用超音波探触子 2 に固定されているので、これら複数枚の 2D 画像 16 のいずれかは、穿刺針 4 の刺入経路 18 を含む画像（以下、特定超音波像 19 という）となる。図 4 は、ボリュームデータ 17 と穿刺針 4 の刺入経路 18 との関係を例示した概念図である。この例では、ボリュームデータ 17 を構成する複数枚の 2D 画像 16 のうち、略中心の 2D 画像が特定超音波像 19 である場合を示している。20

#### 【0021】

上述したように、3D 用超音波探触子 2 と穿刺針 4 の相対的な位置関係は固定されているので、特定超音波像 19 は既知となる。2D スキャンコンバージョン部 8b は、再構成した複数枚の 2D 画像 16 から特定超音波像 19 を抽出して、この画像に限って 3D 生成用フレームメモリ 8c に格納するだけではなく、画像合成部 8g に送信してモニタ 9 に表示させる機能を有している。

#### 【0022】

断面像生成部 8e は、ボリュームデータ 17 から制御部 11 で設定された断面位置の断面像 20 を再構成する。ここで、断面像 20 の断面位置は、トラックボールなどの入力部 12 による操作を制御部 11 で検出して、制御部 11 から断面像生成部 8e に与えられる。トラックボールなどの入力部 12 はあらゆる方向に動きを指示できるが、制御部 11 によって穿刺針刺入方向及びその逆方向に直交する成分のみが抽出されて断面像生成部 8e に位置情報が与えられる。したがって、図 5 に示すように、断面像生成部 8e で再構成される断面像 20 は、穿刺針 4 の刺入経路 18 に直交した断面位置での断面のみとなり、穿刺針 4 の刺入方向と同一の視線方向の断面像がモニタ 9 に表示される。30

#### 【0023】

本実施形態では、断面像 20 の断面位置は、トラックボールなどの入力部 12 の操作に基づいて制御部 11 で設定されているが、これに限らず例えば断面位置を予め設定された位置に順次移動させる自動設定手段を制御部 11 に内蔵してもよい。また、入力部 12 の操作と自動設定手段を状況によって切り替えながら使用してもよい。40

#### 【0024】

グラフィックス生成部 8f は、3D 用超音波探触子 2 と穿刺針 4 との相対的な位置関係に基づいて穿刺針 4 の刺入経路を表す穿刺ガイドライン 21 を生成する。また、制御部 11 で設定された断面位置を表す直交線 22 及び断面像 20 上の穿刺針 4 が通過する予定の位置を表す穿刺針通過点マーク 23 を生成する。

#### 【0025】

グラフィックス生成部 8f で生成された各画像、2D スキャンコンバージョン部 8b で再構成されて抽出された特定超音波像 19 及び断面像生成部 8e で再構成された断面像 20 は、画像合成部 8g によって図 6 に示すように合成される。つまり、モニタ 9 の左側に50

は特定超音波像 19、穿刺ガイドライン 21 及び直交線 22 が重ねて表示され、モニタ 9 の右側には、断面像 20 及び穿刺針通過点マーク 23 が重ねて表示される。

#### 【0026】

ここで、上述したように、制御部 11 で設定される断面位置は、穿刺針 4 の刺入経路に直交した位置のみとなるので、直交線 22 の移動は図 7 に示すように、穿刺ガイドライン 21 上の穿刺針刺入方向 24 及びその逆方向 25 のみに制限される。

#### 【0027】

また、図 8 は、複数の断面位置を設定した場合のモニタ 9 の表示例を示す図である。直交線 22 は操作者により任意間隔に配置され、任意間隔のまま穿刺ガイドライン 21 上を穿刺針刺入方向 24 及びその逆方向 25 に移動可能である。しかし、これに限らず、例えば直交線 22 を予め設定された等間隔で配置する自動設定手段を制御部 11 に内蔵することにより、グラフィックス生成部 8f は、直交線 22 を対象領域の大きさに応じて等間隔で表示させることができる。具体的には、胆嚢等微小領域に直行線 22 を設定すると入力部 12 で操作した場合、制御部 11 は例えば 1mm 程度の間隔ごとに直交線 22 を自動に設定させる。肝臓等比較的大きな領域に直行線 22 を設定すると入力部 12 で操作した場合、制御部 11 は例えば 3mm 程度の間隔ごとに直交線 22 を自動に設定させる。

#### 【0028】

また、必要に応じて、直交線 22 を穿刺針 4 の刺入経路に直交した位置に限定することなく、刺入経路に対して任意の角度に設定する機能を付加することも可能である。例えば、設定した直行線 22 に対応した断面像の周辺を観察したい場合、等間隔で配置させた複数の直交線 22 のうち一つの直交線 22 の角度を任意に設定する。したがって、穿刺ガイドライン 21 と直交線 22 の交点を中心にして 360 度の画像を観察することができるため、正確に穿刺計画を立てることができる。

#### 【0029】

このようにして配置された複数の直交線 22 が指定する位置は制御部 11 から断面像生成部 8e に入力され複数の断面像 20 が再構成される。これら複数の断面像 20 は、モニタ 9 の右側に表示され、各断面像 20 上には穿刺針通過点マーク 23 が表示される。

#### 【0030】

ここで、モニタ 9 に表示される断面像 20 の表示領域は可変である。つまり、使用状況に応じて断面像 20 の表示領域を縮小して穿刺針通過点マーク 23 の付近を拡大させて詳細に観察したり、逆に表示領域を拡大して断面像 20 を広く観察することなどが可能である。

#### 【0031】

なお、本実施形態の超音波診断装置 1 に、例えば血流など被検体内で移動する対象物に超音波を送波した際に、送波の周波数と反射波の周波数がドプラ効果によって偏位することを利用した超音波ドプラ機能を付加する。制御部 11 は、血流を検出した血流ドプラ信号が存在する箇所まで直交線 22 を等間隔に配列させ、グラフィックス生成部 8f は、直交線 22 を等間隔で表示させる。血流ドプラ信号が存在する血管は穿刺障害物となり得るため、その血管の手前の位置まで穿刺針の刺入経路を決定する必要がある。そこで、血管の箇所まで直交線 22 を等間隔に配列することにより、効率的に穿刺計画を立てることができる。

#### 【0032】

また、直交線 22 上に血流ドプラ信号が存在する場合、グラフィックス生成部 8f が直交線 22 を例えば青色に着色してモニタ 9 に表示させることも可能である。これによれば、操作者は、青色に着色された直交線 22 の存在により穿刺障害物となり得る血管の存在を容易に発見でき、効率よく穿刺針の適切な刺入経路を決定することができる。

#### 【0033】

次に、穿刺針 4 の刺入経路を決定する手順について図 9 を用いて説明する。図 9 は、本実施形態の超音波診断装置で穿刺針 4 の刺入経路を決定するための動作フローチャートである。穿刺針 4 の刺入経路の計画を開始すると、まず、穿刺対象組織の場所におおよその

10

20

30

40

50

見当をつけて 3 D 用超音波探触子 2 を被検体の体表に接触させ、超音波を 3 次元的に送受信する (S 1)。被検体から 3 D 用超音波探触子 2 に反射してくる反射エコー信号に基づいて、2 D スキャンコンバージョン部 8 b で 2 次元超音波像を順次再構成する (S 2)。再構成された全ての 2 次元超音波像を 3 D 生成用フレームメモリ 8 c に格納する (S 3)。

#### 【0034】

S 3 の処理と平行して、再構成された 2 次元超音波像のうち、特定超音波像 1 9 のみを画像合成部 8 g に送りモニタ 9 に表示させる (S 4)。グラフィックス生成部 8 f で穿刺針 4 の刺入経路を表す穿刺ガイドライン 2 1 を生成して、特定超音波像 1 9 に重ねて表示する (S 5)。トラックボールなどの入力部 1 2 からの指令信号に基づいて制御部 1 1 で設定された断面位置における断面像 2 0 を断面像生成部 8 e で再構成して、特定超音波像 1 9 に並べて表示する (S 6)。ここで設定された断面位置情報に基づいて、穿刺ガイドライン 2 1 に重ねて直交線 2 2 が表示され、断面像 2 0 に重ねて穿刺針通過点マーク 2 3 が表示される (S 7)。

#### 【0035】

特定超音波像 1 9 を参照しながら穿刺目標位置を特定して、穿刺目標位置に穿刺ガイドライン 2 1 が重なるように 3 D 用超音波探触子 2 の位置を移動させる。このとき被検体の体表から穿刺目標位置に到達するまでの穿刺ガイドライン 2 1 と穿刺障害物が重なっていないか、又は穿刺ガイドライン 2 1 の付近に穿刺障害物が存在していないかを確認する。言い換えれば、穿刺ガイドライン 2 1 が穿刺目標位置に重なり、かつ穿刺障害物から十分距離を保つように 3 D 超音波探触子 2 の位置を調整する (S 8)。この状態で断面像 2 0 の設定断面位置を変更しながら、被検体の体表から穿刺目標位置に到達するまでに、穿刺針 4 の刺入経路付近に穿刺障害物が存在していないか確認する (S 9)。

#### 【0036】

S 9 の処理で刺入経路又は刺入経路付近に穿刺障害物が存在しており穿刺が困難であると判断された場合は、再び S 8 の処理に戻って別の刺入経路を探す。穿刺障害物が存在していないと判断された場合は、その状態で 3 D 用超音波探触子 2 の位置がずれないように固定して、穿刺の実行に移る。

#### 【0037】

穿刺の実行に際しては、穿刺針 4 を穿刺針支持金具 3 に設けられたガイド穴 1 3 に沿って刺入していくば、穿刺目標位置に向かって被検体内を侵入していくが、刺入経路の奥行き方向への刺入距離に関しては画像での確認が必要となる。特定超音波像 1 9 には、被検体内的穿刺針 4 の画像がリアルタイムに描出されるので、この画像を参照しながら穿刺針 4 を刺入していくばよい。穿刺を実行する段階で、穿刺針 4 が描出される超音波像のリアルタイム性を向上させる目的で、3 D 用超音波探触子 2 を 3 次元モードから 2 次元モードに切り替えることも可能である。

#### 【0038】

以上説明してきたように、本実施形態の超音波診断装置によれば、まず、特定超音波像 1 9 と穿刺針 4 の刺入経路 1 8 を表す穿刺ガイドライン 2 1 を重ねて表示するので、この画像を参照しながら、穿刺目標位置の特定及び 2 次元的に穿刺障害物が存在するか否かの確認ができる。

#### 【0039】

そして、穿刺針 4 の刺入経路 1 8 に直交する断面像 2 0 を参照することで、被検体の体表から穿刺目標位置までの穿刺針 4 の刺入経路に穿刺障害物が存在するか否かを 3 次元的に確認できる。つまり、これらの両画面を参照しながら穿刺針 4 の刺入経路を計画することで、穿刺針 4 の適切な刺入経路を容易に決定することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0040】

【図 1】本実施形態における超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図である。

【図 2】本実施形態における超音波診断装置の画像構成部の構成を示す詳細ブロック図で

10

20

30

40

50

ある。

【図3】本実施形態における2Dスキャンコンバージョン部及び3Dスキャンコンバージョン部の機能説明に用いる概念図である。

【図4】ボリュームデータと穿刺針の刺入経路との関係を説明するための概念図である。

【図5】ボリュームデータと断面像との関係を説明するための概念図である。

【図6】本実施形態における超音波診断装置のモニタの表示例を表す図である。

【図7】直交線の移動方向について説明するための概念図である。

【図8】本実施形態における超音波診断装置のモニタの表示例を表す図である。

【図9】本実施形態における超音波診断装置で穿刺針の刺入経路を決定するための動作フローチャート図である。 10

【符号の説明】

【0041】

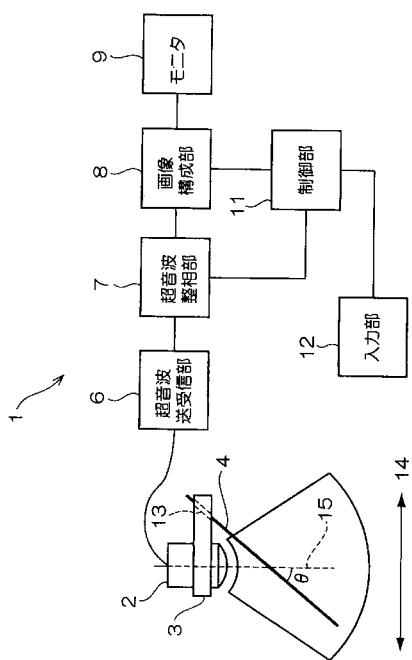
- 1 超音波診断装置
- 2 3D用超音波探触子
- 3 穿刺針支持金具
- 4 穿刺針
- 8 画像構成部
  - 8 b 2Dスキャンコンバージョン部
  - 8 c 3D生成用フレームメモリ
  - 8 d 3Dスキャンコンバージョン部
  - 8 e 断面像生成部
  - 8 f グラフィックス生成部
  - 8 g 画像合成部
- 9 モニタ
- 1 1 制御部
- 1 2 入力部
- 1 3 ガイド穴
- 1 9 特定超音波像
- 2 0 断面像
- 2 1 穿刺ガイドライン
- 2 2 直交線
- 2 3 穿刺針通過点マーク

20

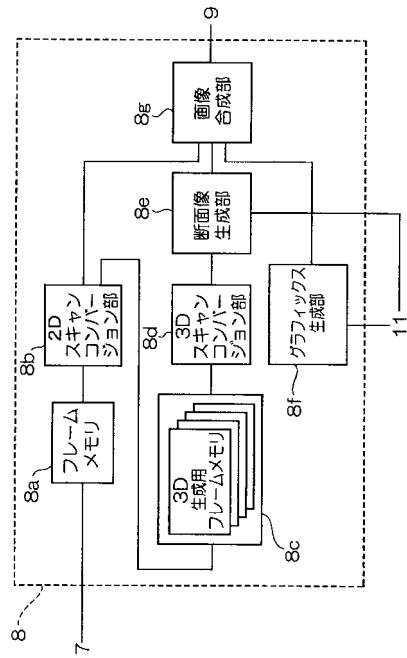
20

30

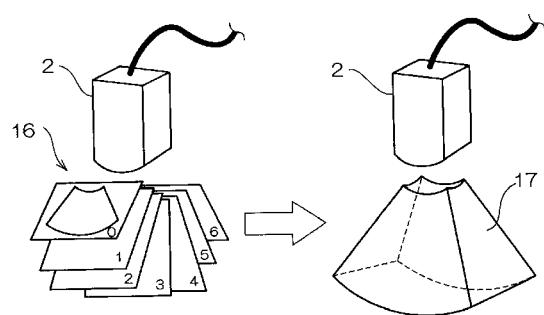
【図1】



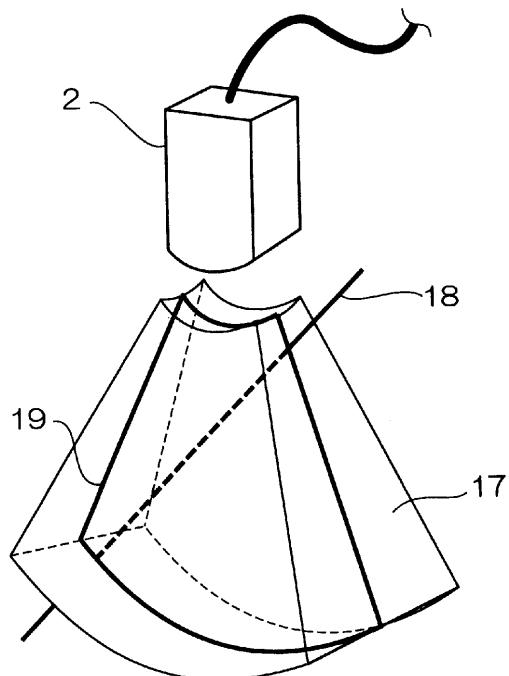
【図2】



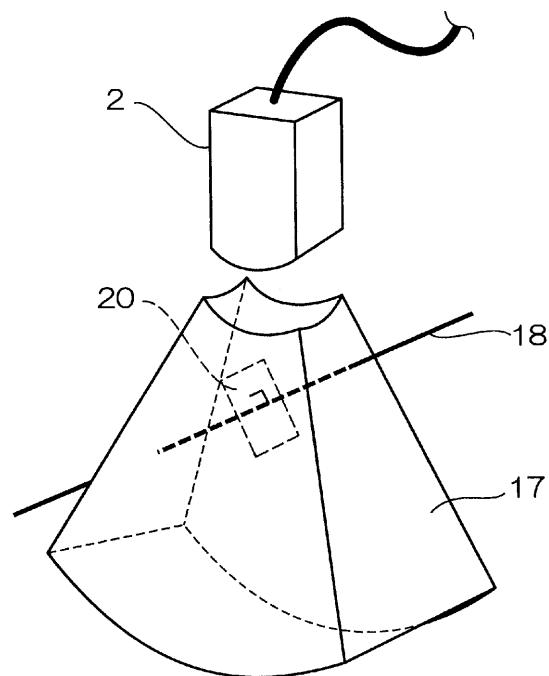
【図3】



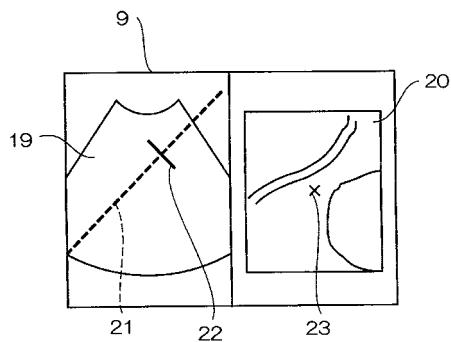
【図4】



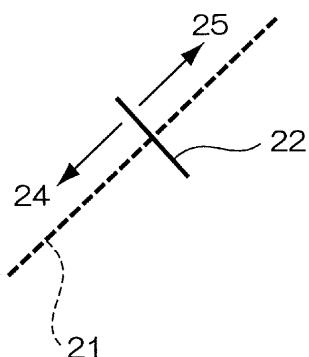
【図5】



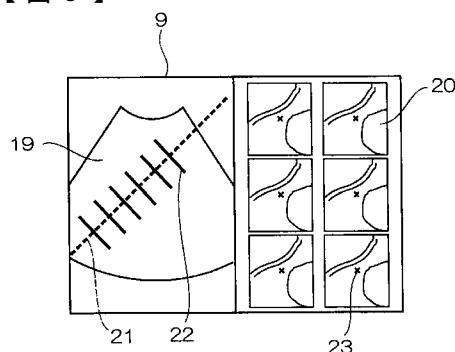
【図6】



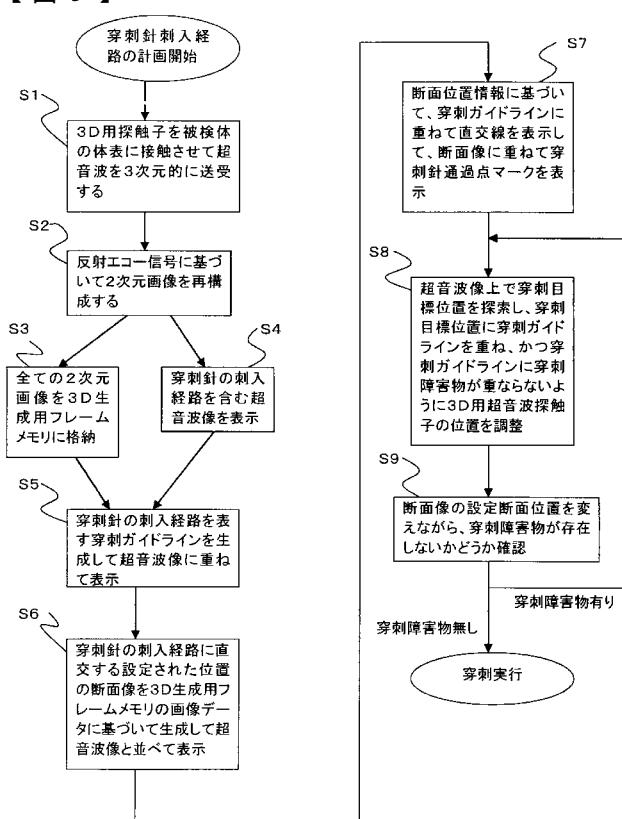
【図7】



【図8】



【図9】



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2007236767A</a>   | 公开(公告)日 | 2007-09-20 |
| 申请号            | JP2006065821  | 申请日     | 2006-03-10 |
| [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         | 大滝元   |         |            |
| 发明人            | 大滝 元  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/06 A61B8/14  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/BB22 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/EE20 4C601/FF04 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/JC06 4C601/JC20 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL04 |         |            |
| 其他公开文献         | JP4958455B2   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

### 摘要(译)

要解决的问题：轻松确定穿刺针的合适插入路径。超声波诊断装置的图像形成单元(8)基于由三维超声波探头接收到的反射回波信号来重构多个超声波图像，并且还生成多个超声波图像。2D扫描转换单元8b从数据中提取包括穿刺针的预定插入路径的特定超声图像，存储多个超声图像的数据的3D生成帧存储器8c以及穿刺针插入基于3D生成帧存储器8c的超声波图像数据组，生成表示路径的穿刺引导线的图形生成部8f和在与穿刺引导线正交的剖面位置处重建剖面图像的剖面图像生成部8e。图像合成部8g将特定的超声波图像和穿刺引导线重叠并与断层图像并排合成，显示部9显示由图像合成部8g合成的图像，以及控制部来设定断层图像的断面位置。通过11配置。[选择图]图2

