

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6257997号  
(P6257997)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-220667 (P2013-220667)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年10月23日(2013.10.23)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-100556 (P2014-100556A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年6月5日(2014.6.5)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年10月19日(2016.10.19)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2012-234086 (P2012-234086)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成24年10月23日(2012.10.23)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、

前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで第1の超音波データを取得し、前記被検体内について、前記第1の送受信設定と周波数に関する設定が異なる第2の送受信設定でオブリーク角が異なる複数の第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、前記第2の送受信設定と前記周波数に関する設定が同じ第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、

前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記複数の第2の超音波データを用いて生成された複数のオブリーク画像の最大値投影画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを用いた画像処理に基づき前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、

前記合成画像を表示する表示ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項2】

前記第1乃至第3の送受信設定は、送信波形、送信手法、送信周波数、送受信遅延時間、受信中心周波数、受信周波数帯域、電子スキャン方向に対する送受信角度、スライス方

向への送受信角度、スライス方向のビーム厚を含む請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ取得ユニットは、  
前記被検体内の第 1 の領域について前記第 2 の超音波スキャンを実行し、  
前記被検体内の前記第 1 の領域とは異なる第 2 の領域について前記第 3 の超音波スキャンを実行する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記データ取得ユニットは、パルスサブトラクション法を用いて前記第 1 の超音波スキャンを実行することで、複数の前記第 1 の超音波データを取得し、  
前記画像生成ユニットは、前記パルスサブトラクション法によって取得された複数の前記第 1 の超音波データを用いた加算処理を実行し、前記組織画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記第 2 の超音波スキャンにおけるメインローブの走査方向は前記穿刺針の長手方向と平行ではなく、  
前記第 3 の超音波スキャンにおけるメインローブの走査方向は前記穿刺針の長手方向と平行である、  
請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記データ取得ユニットは、前記穿刺針の角度に応じて前記第 2 の超音波スキャンのオブリーク角及び当該オブリーク角の数のうちの少なくとも一方を制御する請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置を制御する方法であって、

前記被検体内について第 1 の送受信設定で第 1 の超音波スキャンを実行して第 1 の超音波データを取得し、

前記被検体内について、前記第 1 の送受信設定と周波数に関する設定が異なる第 2 の送受信設定でオブリーク角が異なる複数の第 2 の超音波スキャンを実行することで複数の第 2 の超音波データを取得し、

30

前記第 2 の送受信設定と前記周波数に関する設定が同じ第 3 の送受信設定で第 3 の超音波スキャンを実行することで第 3 の超音波データを取得し、

前記第 1 の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、

前記複数の第 2 の超音波データを用いて生成された複数のオブリーク画像の最大値投影画像と前記第 3 の超音波データを用いて生成された画像とを用いて前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、

前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成し、

前記合成画像を表示すること、

を具備する超音波診断装置制御方法。

40

【請求項 8】

穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、

前記被検体内について第 1 の送受信設定で第 1 の超音波スキャンを実行することで第 1 の超音波データを取得し、前記被検体内について、前記第 1 の送受信設定と周波数に関する設定が異なる第 2 の送受信設定でオブリーク角が異なる複数の第 2 の超音波スキャンを実行することで複数の第 2 の超音波データを取得し、前記第 2 の送受信設定と前記周波数に関する設定が同じ第 3 の送受信設定で第 3 の超音波スキャンを実行することで第 3 の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、

前記第 1 の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記複

50

数の第2の超音波データを用いて生成された複数のオブリーク画像のうち少なくとも1つから穿刺針の角度を検出し、前記検出した穿刺針の角度と複数のオブリーク画像それぞれに対応するオブリーク角とに基づいて、複数のオブリーク画像の中から1つを選択し、前記選択されたオブリーク画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを用いた画像処理により穿刺画像を生成し、前記生成された穿刺画像と前記組織画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、  
前記合成画像を表示する表示ユニットと、

を具備し、

前記画像生成ユニットは、前記選択されたオブリーク画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを位置毎に比較することで、前記穿刺画像を生成し、

前記複数の第2の超音波スキャンは、オブリーク角がゼロでない複数のオブリーク角で実行され、前記第3の超音波スキャンは、前記複数のオブリーク角より小さいオブリーク角で実行される超音波診断装置。

【請求項9】

穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、

前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで第1の超音波データを取得し、前記被検体内について、前記第1の送受信設定と周波数に関する設定が異なる第2の送受信設定でオブリーク角が異なる複数の第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、前記第2の送受信設定と前記周波数

に関する設定が同じ第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、  
前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記複数の第2の超音波データを用いて生成された複数のオブリーク画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを用いた画像処理により複数の穿刺画像を生成し、前記複数の穿刺画像のうち少なくとも1つから穿刺針の角度を検出し、前記検出した穿刺針の角度と複数の穿刺画像それぞれに対応するオブリーク角とに基づいて、複数の穿刺画像の中から1つを選択し、前記選択された穿刺画像と前記組織画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、

前記合成画像を表示する表示ユニットと、

を具備し、

前記画像生成ユニットは、前記複数のオブリーク画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを位置毎に比較することで、前記複数の穿刺画像を生成し、

前記複数の第2の超音波スキャンは、オブリーク角がゼロでない複数のオブリーク角で実行され、前記第3の超音波スキャンは、前記複数のオブリーク角より小さいオブリーク角で実行される超音波診断装置。

【請求項10】

前記画像生成ユニットは、前記最大値投影画像と前記第3の超音波データを用いて生成された画像とを位置毎に比較することで、前記穿刺画像を生成する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記複数の第2の超音波スキャンは、オブリーク角がゼロでない複数のオブリーク角で実行され、

前記第3の超音波スキャンは、前記複数のオブリーク角より小さいオブリーク角で実行される請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記穿刺針は、直線状の針である請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

特に超音波ガイド下穿刺において、生体の画質を落とさずに針の視認性を向上させるための超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法に関する。

【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が行えるほか、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である。また、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においても用いられる。これらの治療、検査においては、穿刺針を用いて、腫瘍などの関心部位に正確に穿刺が行われるため、超音波診断装置を用いて、関心領域及び穿刺針がリアルタイムでモニタリングされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特願2011-081986

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の超音波診断装置を穿刺術のモニタリングに利用する場合、以下の点において十分ではない。

【0006】

まず、従来の超音波診断装置によって提供される通常の超音波画像を用いてモニタリングしながら穿刺術を行う場合、病変の位置や針の侵入角度の影響で針が見えにくくなることがある。係る場合、針を動かした際の組織の動きなどを見ながら穿刺針の位置等を間接的に把握するといった具合に、医師の経験や知識に頼るところが大きいのが実情である。

【0007】

また、例えば図14に示す様に、オブリークスキャン(超音波ビームが針に垂直に当たるようにビーム角度を調整したスキャン)によって得られた画像Aと、(オブリークスキャンを行わない)通常の超音波スキャンによって得られた画像Bとを用い、画像Bから画像Aを差分することで針を抽出した画像Cを作成し、画像Aと画像Cを加算した画像を用いて、穿刺術における超音波画像モニタリングを行うという技術がある(特許文献1参照)。しかしながら、当該技術を用いる場合でも、上記オブリークスキャンを実行した場合、ビーム形状などの問題からグレーティングローブが発生し、その結果画像内にアーチファクトが発生してしまうことがある。また、超音波ビームが針に垂直に当たるようにオブリークスキャンを行っても、針の位置がスキャン断面から少しでも外れていると、結局針を好適に映像化することができない場合がある。

【0008】

上記事情を鑑みてなされたもので、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

一実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで複数の第1の超音波データを取得し、前記被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数

10

20

30

40

50

の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記第2の超音波データと前記第3の超音波データとを用いた画像処理に基づき前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、前記合成画像を表示する表示ユニットと、を具備するものである。

【0010】

一実施形態に係る超音波診断装置制御方法は、穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置を制御する方法であって、前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行して複数の第1の超音波データを取得し、前記被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得させるデータ取得し、前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記第2の超音波データと前記第3の超音波データとを用いて前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成し、前記合成画像を表示すること、を具備するものである。

10

【発明の効果】

【0011】

以上述べた構成によれば、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を実現することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【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、本穿刺術支援機能に従う処理（穿刺術支援処理）の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、図2のステップS2～S7の処理を概念的に示した図である。

【図4】図4は、一次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅の一例を示した図である。

30

【図5】図5は、二次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅の一例を示した図である。

【図6】図6は、変形例2に係るステップS3の処理を説明するための図である。

【図7】図7は、変形例2に係るステップS4の処理を説明するための図である。

【図8】図8は、変形例3に係るステップS3の処理を説明するための図である。

【図9】図9は、変形例4に係るステップS4の処理を説明するための図である。

【図10】図10は、本実施形態に係る超音波診断装置の効果の説明するための図である。

。

【図11】図11は、第2の実施形態に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である

40

【図12】図12は、第2の実施形態の変形例1に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である

【図13】図13は、第2の実施形態の変形例2に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である

【図14】図14は、従来の超音波診断装置における処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、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にのみ行う。

。

50

## 【 0 0 1 4 】

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 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 4、RAW データメモリ 2 5、ボリュームデータ生成ユニット 2 6、画像処理ユニット 2 8、表示処理ユニット 3 0、制御プロセッサ (CPU) 3 1、穿刺術支援画像生成ユニット 3 2、記憶ユニット 3 3、インタフェースユニット 3 5 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

## 【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 2 は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス (探触子) であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層、バックング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バックング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 1 2 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 1 2 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、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。なお、本実施形態に係る超音波プローブ 1 2 は、超音波振動子が所定の方向に沿って配列された二次元超音波プローブを用いる場合を例とする。

## 【 0 0 1 6 】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 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 1 1 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。また、入力装置 1 3 は、後述する管腔近傍血流描出機能において、診断部位を入力するための専用スイッチ、映像化に用いるカラーデータの範囲を制御するための専用ツマミ、ボクセルの透明度 (不透明度) を制御するための専用ツマミ等を有している。

## 【 0 0 1 7 】

モニター 1 4 は、表示処理ユニット 3 0 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

## 【 0 0 1 8 】

超音波送信ユニット 2 1 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。トリガ発生回路では、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トリガ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、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

## 【 0 0 1 9 】

超音波受信ユニット 2 2 は、図示していないアンプ回路、A/D 変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 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、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行う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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

## 【 0 0 2 0 】

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。

【0021】

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血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常CFM(Color Flow Mapping)で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0022】

RAWデータメモリ25は、Bモード処理ユニット23から受け取った複数のBモードデータを用いて、三次元的な超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ25は、ドプラ処理ユニット24から受け取った複数の血流データを用いて、三次元的な超音波走査線上の血流データである血流RAWデータを生成する。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ25の後に三次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

10

【0023】

ボリュームデータ生成ユニット26は、RAW-ボクセル変換を実行することにより、RAWデータメモリ25から受け取ったBモードRAWデータから、Bモードボリュームデータ血流ボリュームデータを生成する。

【0024】

20

画像処理ユニット28は、ボリュームデータ生成ユニット26から受け取るボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示(MPR:multi planar reconstruction)、最大値投影表示(MIP:maximum intensity projection)等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像処理ユニット28の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0025】

表示処理ユニット30は、画像処理ユニット28において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度(ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

30

【0026】

制御プロセッサ31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31は、記憶ユニット33から後述する穿刺術支援出機能を実現するための専用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。

【0027】

穿刺術支援画像生成ユニット32は、後述する穿刺術支援出機能に基づいて、穿刺術を支援するための画像を生成する。

【0028】

記憶ユニット33は、後述する穿刺術支援出機能を実現するための専用プログラムや、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、スペckル除去機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラム、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット33のデータは、インタフェースユニット35を經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。

40

【0029】

インタフェースユニット35は、入力装置13、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、インタフェースユニット32によって、ネットワークを介して他の装

50

置に転送可能である。

【 0 0 3 0 】

( 穿刺術支援機能 )

次に、本超音波診断装置 1 が有する穿刺術支援機能について説明する。この機能は、超音波診断装置を用いて生体組織及び穿刺針をモニタリングしながら穿刺術を行う場合において、穿刺針から外れないように超音波による被走査領域を設定しつつ、生体組織と穿刺針とが常に良好に映像化された穿刺術支援画像を生成し提供するものである。

【 0 0 3 1 】

図 2 は、本穿刺術支援機能に従う処理（穿刺術支援処理）の流れを示したフローチャートである。以下、当該フローチャートに示す各ステップにおいて実行される処理の内容について説明する。

10

【 0 0 3 2 】

[ 患者情報等の入力、穿刺術支援モードの選択：ステップ S 1 ]

操作ユニット 3 3 を介して患者情報、検査情報等の入力、本穿刺術支援機能が実行される穿刺術支援モードの選択が実行される（ステップ S 1）。入力、選択された各種情報は、自動的に記憶装置 2 9 に記憶される。また、制御ユニット 3 1 は、穿刺術支援モードの選択操作にตอบสนองして、穿刺術支援機能を実行するためのプログラムを起動させる。

【 0 0 3 3 】

[ 生体高精細画像 A の取得：ステップ S 2 ]

次に、組織ハーモニックイメージング等、生体組織が良好に描出されるイメージング法或いは送受信設定にて超音波送受信が実行され、生体組織が高精細に映像化された生体高精細画像 A が取得される（ステップ S 2）。なお、生体高精細画像 A は組織ハーモニックイメージングにより撮像された画像に限られず、基本波成分を周波数帯域に含む受信信号を用いて撮像された画像であっても構わない。更に、必要に応じて、複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波データを用いた加算処理、差分処理、最大値投影処理、最小値投影処理、平均化処理のうちの少なくともいずれかを実行し、生体高精細画像 A を生成するようにしてもよい。この複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波画像も同様に、組織ハーモニックイメージングにより撮像された画像を用いても、基本波成分を周波数帯域に含めて撮像された画像を用いても構わない。

20

【 0 0 3 4 】

また、組織ハーモニックイメージングの撮像手法として、パルスサブトラクション法（極性あるいは位相の異なるパルスを複数加算して高調波帯域の受信データを得る手法）を用いても構わない。この場合のパルス加算数に特に限定はなく、任意のパルス数を用いてよい。

30

【 0 0 3 5 】

さらに、パルスサブトラクション法を実行して複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波データを取得し、これらを用いた加算処理、差分処理を実行し、生体高精細画像 A を生成するようにしてもよい。

【 0 0 3 6 】

[ 穿刺針強調画像 B を取得：ステップ S 3 ]

次に、比較的低い周波数の送信波形を用い、映像化には受信信号のうち送信波形の周波数の基本波成分を用いるなど、可能な限り送信時及び受信時のグレーティングローブが抑制され、かつ送受信方向を実質的に針の長手方向の垂直方向とするオブリークスキャンを実行することによって、穿刺針強調画像 B を取得する（ステップ S 3）。

40

【 0 0 3 7 】

なお、送受信設定は上記内容に拘泥されず、例えば、使用する超音波プローブ 1 2 の超音波振動子のエレメントピッチ、超音波振動子の送受信周波数特性、オブリーク角度等のうちの少なくとも一つを用いて送受信条件を制御することができる。特に、グレーティングローブが出現しないようにするためには、以下の式を満たせばよいことが理論的に知られている。

50

## 【 0 0 3 8 】

$$d < \lambda / (1 + \sin \theta_M) \quad (1)$$

ここで、 $d$ 、 $\lambda$ 、 $\theta_M$ はそれぞれエレメントピッチ[mm]、波長[mm]、メインローブの走査角度(オブリーク角度、方位角度)[rad.]である。本ステップS3では、条件式(1)を満たすように、制御プロセッサ31が自動的に或いは入力装置13からのマニュアル入力によって送信波形の波長(または周波数)および受信中心周波数、受信周波数帯域を設定するようにする。しかしながら、場合によっては、条件式(1)を満たす送受信条件が存在しないこともある。係る場合には、条件式(1)等を基準として、可能な限り画像内にグレーティングローブが入らない条件を選択するようにすることが好ましい。

## 【 0 0 3 9 】

オブリーク角度は、超音波ビームが垂直もしくは垂直に近い角度で穿刺針に送信されるように設定されることが好ましい。穿刺アダプタを用いる場合には、アダプタを基準とする穿刺針の角度を超音波診断装置に登録することで、超音波画像上に穿刺針のガイド線を表示することができる。係る場合には、制御プロセッサ31は、登録された穿刺針の角度に基づいて、オブリーク角度を自動的に決定する。位置センサによって穿刺針の位置や方向を検出する場合には、制御プロセッサ31は、当該位置センサによって検出される位置等に基づいてオブリーク角度を自動的に決定する。また、穿刺アダプタによる穿刺針角度の登録や位置センサ等を用いない場合であっても、例えば超音波画像上の穿刺針を一般的なエッジ検出手法や線分検出手法等を用いて検出し、当該穿刺針の方向を基準としてオブリーク角度を自動的に決定してもよい。さらに、超音波画像上の穿刺針の方向を基準として、入力装置13からのマニュアル入力によってオブリーク角度を設定、調整するようにしてもよい。

## 【 0 0 4 0 】

[ 生体組織画像Cを取得：ステップS4 ]

次に、メインローブの走査角度を0とし、走査角度以外の送受信条件は穿刺針強調画像Bを取得した際の条件(すなわち、ステップS3において設定された送受信条件)と実質的に同一とする超音波送受信を実行して、生体組織画像Cが作成される(ステップS4)。

## 【 0 0 4 1 】

なお、ステップS3とステップS4の実行順序は、必要に応じて入れ替えることが可能である。また、ステップS3における超音波走査領域とステップS4における超音波走査領域とは、同一である必要はない。すなわち、ステップS3においては、穿刺針を強調して映像化するという目的に合致するように超音波走査領域を設定すればよく、一方、ステップS4においては、穿刺針強調画像Bに含まれている組織を相殺するという目的に合致するように(例えば、少なくとも穿刺針強調画像Bに含まれている組織領域を含むように)超音波走査領域を設定すればよい。

## 【 0 0 4 2 】

[ 画像B、画像Cを用いて穿刺針抽出画像Dを生成：ステップS5 ]

次に、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針強調画像Bと生体組織画像Cとを用いた画像処理により、穿刺針抽出画像Dを生成する(ステップS5)。例えば、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針強調画像Bの輝度値と生体組織画像Cの輝度値とを空間的に対応する位置毎で比較し、生体組織画像Cの輝度値が大きい場合は0を、穿刺針強調画像Bの輝度値が大きい場合は画像Bの輝度値を、各位置毎に割り当てることで、穿刺針抽出画像Dを生成する。これにより、穿刺針抽出画像D上の穿刺針に対応する位置には穿刺針強調画像Bに含まれる穿刺針の輝度値が割り当てられ、一方、穿刺針抽出画像D上の穿刺針以外の領域には輝度値0が割り当てられることになる。従って、穿刺針抽出画像Dは、穿刺針を抽出して良好に映像化したものとなる。

## 【 0 0 4 3 】

なお、穿刺針抽出画像Dの生成方法は、上記のような輝度値の比較に限定されない。例えば、穿刺針強調画像Bの輝度値と生体組織画像Cの輝度値とを空間的に対応する位置毎

10

20

30

40

50

で平均化、或いは加減算処理（加算処理、差分処理）等を実行し、得られた値を各位置の輝度値として割り当てることで、穿刺針抽出画像Dを生成するようにしてもよい。

【0044】

また、穿刺針抽出画像Dを生成する前処理として、例えば穿刺針或いは生体組織が強調（或いは抑制）されるように、穿刺針強調画像B及び生体組織画像Cの少なくとも一方につき、ゲイン及びダイナミックレンジの少なくとも一方を調整するようにしてもよい。穿刺針などの硬化な物質と生体組織との間では、音響インピーダンスの差が非常に大きくなる。このため、穿刺針からの反射信号は、生体組織の反射信号に比べて非常に大きなものとなり、穿刺針強調画像Bにおいては、周囲の生体組織に比べて穿刺針が高輝度に表示される。従って、例えば穿刺針強調画像Bのゲインを生体組織画像Cに対して低めにするこ  
10

【0045】

[生体高精細画像A、穿刺針抽出画像Dを用いて穿刺術支援画像Eを生成・表示：ステップS6、S7]

次に、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針が良好に映像化された穿刺針抽出画像Dと生体組織が高精細に映像化された生体高精細画像Aとを用いて、穿刺術支援画像Eを生成する（ステップS6）。具体的には、穿刺術支援画像生成ユニット32は、生体の  
20

みが高精細に映像化されている生体高精細画像Aの輝度値と穿刺針が抽出されている穿刺針抽出画像Dの輝度値とを空間的に対応する位置毎で比較し、各位置において大きい方の輝度値を割り当てることで、穿刺術支援画像Eを生成する。これにより、穿刺術支援画像Eは、良好な画質の生体高精細画像A上に高輝度の針画像が重なって表示されている画像となる。また、穿刺針抽出画像Dと生体高精細画像Aとを用いた加算処理、差分処理、最大値投影処理、最小値投影処理、平均化処理のうちの少なくともいずれかを実行することで、穿刺術支援画像Eを生成するようにしてもよい。

【0046】

穿刺術支援画像Eの生成方法は、上記のような輝度値の比較に限定されない。例えば、穿刺針抽出画像Dの輝度値と生体高精細画像Aの輝度値とを空間的に対応する位置毎で平均化、加減算処理等を実行し、得られた値を各位置の輝度値として割り当てることで、穿刺術支援画像Eを生成するようにしてもよい。また、穿刺術支援画像Eの作成前に、穿刺針抽出画像D及び生体高精細画像Aのうちの少なくとも一方について、ゲイン及びダイナミックレンジの少なくとも一方を調整するようにしてもよい。例えば、穿刺針抽出画像Dは、高輝度な針だけが表示されてものであることが望ましい。しかしながら、実際にステップS5において生成される穿刺針抽出画像Dには、生体組織像が少なからず残ってしまうことが想定される。係る場合、例えば穿刺針抽出画像Dのダイナミックレンジを狭くすることで組織領域からの信号を抑制又は消去し、ゲインを上げることで穿刺針に対応する領域を高輝度に光らせることができる。なお、係るゲイン、ダイナミックレンジの調整は、  
30

穿刺針抽出画像Dの輝度に関するヒストグラムを生成し、生成されたヒストグラムを用いた閾値処理等によって自動的に、或いは入力装置13からのマニュアル操作によって手動的に実行することができる。

40

【0047】

[穿刺術中における穿刺術支援画像生成・表示の繰り返し：ステップS8]

上述したステップS2～S7の処理は、穿刺術中において逐次繰り返し実行される。

【0048】

図3は、図2のステップS2～S7の処理を概念的に示した図である。同図に示す様に、ステップS2～S7のそれぞれに対応する各処理が実行され、穿刺術支援画像Eは逐次最新のものに更新され表示される。術者は、リアルタイムに表示される穿刺術支援画像Eを観察することで、生体組織と穿刺針との相対位置関係を容易に視認することができる。  
50

## 【 0 0 4 9 】

## ( 変形例 1 )

上記実施形態においては、超音波プローブ12が一次元アレイプローブである場合を例とした。これに対し、超音波プローブ12として1次元アレイプローブ或いは二次元アレイプローブを採用するようにしてもよい。これにより、一次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向(スライス方向)のビーム幅(図4参照)に比して、二次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅(図5参照)を厚くして、穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>、生体組織画像Cを撮像することができる。その結果、穿刺針の位置が超音波プローブ12の真下から少しずれた場合であっても、穿刺針を常に好適に映像化することが可能となる。

10

## 【 0 0 5 0 】

なお、穿刺針を映像化するという目的からすれば、生体組織画像Cの撮像においては、レンズ方向のビームを厚くする必要はないように思える。しなしながら、穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>と生体組織画像Cとの生体組織領域の空間分解能は可能な限り同じでなければ、穿刺針抽出画像Dを作成する際に生体組織が大きく残ってしまうことになる。係る観点から、穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>の撮像においてレンズ方向のビーム幅を厚くした場合には、生体組織画像Cの撮像においても同じようにレンズ方向のビーム幅を厚くすること(穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>の撮像におけるビーム幅と同じにすること)が望ましい。

## 【 0 0 5 1 】

## ( 変形例 2 )

超音波プローブ12として、二次元アレイプローブを用いる場合、ステップS3、S4、S5の処理を次のようにしてもよい。すなわち、ステップS3の処理において、図6に示す様に、スライス方向に平行なn枚のオブリースキャンによって穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>を取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Baを生成する。また、ステップS4の処理において、図7に示す様に、スライス方向に平行なn枚の通常スキャンによって得られる通常スキャンによって生体組織画像群C<sub>n</sub>を取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Caを生成する。こうして得られた画像Ba、画像Caを用いて、ステップS5において既述の輝度値比較処理等を行うことにより、穿刺針抽出画像Dを生成するようにしてもよい。

20

30

## 【 0 0 5 2 】

また、画像Baの生成の際、各画像の超音波プローブ12の直下からの距離に応じて、平均計算、或いは加算処理等の際の重み付けを調整することで、穿刺針が超音波プローブ12の直下からどの程度外れているかを視認することが可能となる。例えば、超音波プローブ12の直下から離れるに従って重み付けを軽くすることで、穿刺針が超音波プローブ12の直下から離れている場合には、穿刺術支援画像Eの穿刺針は低い(暗い)輝度にて表示されることになり、一方、穿刺針が超音波プローブ12の直下に存在する場合には、穿刺術支援画像Eの穿刺針は高い(明るい)輝度にて表示されることになり、術者は、穿刺術支援画像Eに表示される穿刺針の輝度を基準として、超音波プローブ12(及び走査領域)と穿刺針との位置関係を容易に把握することができる。

40

## 【 0 0 5 3 】

## ( 変形例 3 )

超音波プローブ12としてメカ4次元プローブ(一次元振動子アレイを揺動させることにより、三次元領域を経時的に走査可能なプローブ)を用いる場合、上記変形例2と同様に、ステップS3、S4、S5の処理を次のようにしてもよい。すなわち、ステップS3の処理において、図8に示す様に、走査断面をスライス方向に沿って煽る様に移動(揺動)させながらオブリースキャンを実行することで、n枚の走査断面に対応する穿刺針強調画像群B<sub>n</sub>を取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Baを生成する。また、ステップS4の処理において、図9に示す様に、走査断面をスライス方向に沿って煽る様に移動(揺動)させながら通常のスキャンを実

50

行することで、 $n$ 枚の走査断面に対応する生体組織画像群 $C_n$ を取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像 $C_a$ を生成する。こうして得られた画像 $B_a$ 、画像 $C_a$ を用いて、ステップ $S_5$ において既述の輝度値比較処理等を行うことにより、穿刺針抽出画像 $D$ を生成するようにしてもよい。当然ながら、変形例2と同様の重み付け処理をすることも可能である。

#### 【0054】

以上述べた超音波診断装置によれば、生体組織及び穿刺針をモニタリングしながら穿刺術を行う場合において、図10に示す様に、穿刺針から外れないように設定された被走査領域を用いて穿刺針強調画像がオブリークスキャンによって取得されると共に、穿刺針強調画像と送受信方向のみが異なる通常スキャンによって生体組織画像が取得され、穿刺針強調画像及び生体組織画像を用いて、穿刺針抽出画像が生成される。穿刺針強調画像と生体組織画像とは、送受信方向以外は実質的に同一の送受信条件によって取得されたものであるから、両者を用いて生体組織が好適に除去され穿刺針が抽出された穿刺針抽出画像を生成することができる。こうして得られた穿刺針抽出画像と組織ハーモニクイメージング等によって得られた生体高精細画像とを用いて、高精細に映像化された生体組織と好適に抽出された穿刺針とを含む穿刺術支援画像が生成され表示される。術者は、穿刺針と生体組織とが常に良好に映像化された穿刺術支援画像を観察することで、感覚に頼ることなく穿刺術を安全且つ確実に実行することができる。

10

#### 【0055】

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、複数のオブリーク角のそれぞれに対応する穿刺針強調画像 $B$ (或いは、穿刺針強調画像群 $B_n$ 。以下、穿刺針強調画像 $B$ を例とする)を取得し、被検体に刺入された穿刺針の角度に基づいて穿刺針の映像化に最適なオブリーク角に対応する穿刺針強調画像 $B$ を選択し、これを用いて穿刺針抽出画像 $D$ を生成するものである。

20

#### 【0056】

なお、本実施形態に係る穿刺術支援処理と第1の実施形態に係る穿刺術支援処理とを比較した場合、図2のステップ $S_3$ 、ステップ $S_5$ の処理が異なる。以下、本実施形態に係るステップ $S_3$ 、ステップ $S_5$ を中心に説明する。

#### 【0057】

図11は、第2の実施形態に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である(同図におけるステップ番号は、図2に示したステップ番号と対応するものである)。同図に示す様に、ステップ $S_3$ において、複数のオブリーク角のそれぞれの対応する穿刺針強調画像 $B$ が取得される。複数のオブリーク角は、任意に設定することができる。本実施形態においては、例えば  $1 = 15^\circ$ 、 $2 = 30^\circ$ 、 $3 = 45^\circ$ と3つのオブリーク角を採用するものとする。なお、各オブリーク角における送受信設定は、第1の実施形態と同様である。

30

#### 【0058】

同じくステップ $S_3$ において、制御プロセッサ31は、被検体に対する穿刺針の刺入角度を検出する。この穿刺針の刺入角度の検出は、例えば、複数の穿刺針強調画像 $B$ の少なくとも一つを用いて線分検出処理等を行うことで、実現することができる。また、例えば穿刺針アダプタに設けられた検出器によって刺入角度を検出するようにしてもよい。さらに、制御プロセッサ31は、検出された穿刺針の刺入角度に基づいて、複数のオブリーク角に対応する複数の穿刺針強調画像 $B$ から、穿刺針強調画像 $D$ の生成に用いる穿刺針強調画像 $B$ を選択する。

40

#### 【0059】

ステップ $S_5$ において、穿刺術支援画像生成ユニット32は、選択された穿刺針強調画像 $B$ と生体組織画像 $C$ とを用いた画像処理により、穿刺針抽出画像 $D$ を生成する。画像処理の具体的な内容は、第1の実施形態と同様である。

#### 【0060】

50

なお、ステップS2～S7の処理（或いは、ステップS3～S7の処理）は、穿刺術の進行に伴って逐次繰り返し実行される。従って、制御プロセッサ31は、ステップS3において検出される穿刺針の角度及びその時間変化に応じて、複数のオブリーク角及びオブリーク角の数（オブリーク方向数）のうち少なくとも一方を制御することが望ましい。係る場合、送受信条件は、決定された複数のオブリーク角及びオブリーク角の数に応じて決定され制御されることになる。

【0061】

（変形例1）

上記実施形態においては、オブリーク角を例えば  $\theta_1 = 15^\circ$ 、 $\theta_2 = 30^\circ$ 、 $\theta_3 = 45^\circ$  とした。これに対し、例えば図12に示す様に、ステップS3においてオブリーク角  $\theta_0 = 0$  とするスキャンを実行する。このオブリーク角  $\theta_0 = 0$  として得られた穿刺針強調画像Bは、第1の実施形態において取得された生体組織画像Cと等価である。従って、ステップS3においてオブリーク角  $\theta_0 = 0$  をも含めた複数の穿刺針強調画像Bの取得処理を実行することで、ステップS4における生体組織画像Cの取得処理を省略することができる。

10

【0062】

（変形例2）

上記本実施形態の変形例1の様に、ステップS3においてオブリーク角  $\theta_0 = 0$  とするスキャンを実行した場合には、例えば図13に示す様に、当該オブリーク角  $\theta_0 = 0$  に対応する穿刺針強調画像Bと他のオブリーク角に対応する穿刺針強調画像Bとの画像処理を行った後、穿刺針の刺入角度を検出し、穿刺針強調画像Dの生成に用いる穿刺針強調画像Bを選択するようにしてもよい。

20

【0063】

一般に、被検体に刺入される穿刺針の角度は、手術毎に異なる。本実施形態に係る超音波診断装置によれば、複数のオブリーク角のそれぞれに対応する穿刺針強調画像Bを取得し、被検体に刺入された穿刺針の角度に基づいて穿刺針の映像化に最適なオブリーク角に対応する穿刺針強調画像Bを選択し、これを用いて穿刺針抽出画像D、穿刺術支援画像Eを生成することができる。従って、穿刺術において、穿刺針を常に好適に映像化することができ、穿刺術の安全性及び質の向上に寄与することができる。

【0064】

なお、第2の実施例およびその変形例において、複数のオブリーク画像から最適なオブリーク角度に対応する穿刺針強調画像Bを選択しているが、例えば複数のオブリーク画像の最大値投影画像を穿刺針強調画像Bとして用いてもよい。穿刺角度検出は、その精度が低い場合、最適な穿刺針強調画像を選択できない場合が想定されるため、検出を行わずに最大値投影を行なうことにより、必ず穿刺針が強調されている画像を作成することが可能となる。処理は最大値と投影に限定されず、平均、加算等でもよい。

30

【0065】

本発明のいくつか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は意図していない。これら新規な実施形態は、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。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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ものである。例えば、以下の変形例についても、本願発明の範疇に含まれる。

40

【0066】

（1）本各実施形態に係る穿刺術支援機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

50

【0067】

(2) 上記各実施形態においては、画像再構成後の輝度値を用いて穿刺術支援処理を実行した。これに対し、画像再構成前のRAWデータを用いて穿刺術支援処理を実行するようによい。

【0068】

(3) 上記各実施形態においては、穿刺術において穿刺針を顕著に映像化する場合を示した。しかしながら、各実施形態に係る穿刺術支援機能を用いて、穿刺針以外の手術或いは治療器具(例えば、カテーテル、体内にはめ込まれたボルト、異物等)を積極的に映像化することも可能である。すなわち、オプリーク角を積極的に制御し送受信方向を斜めにしたスキャンを実行することで、超音波反射を増幅することができる対象物体であれば、本実施形態の手法を適用して映像化することは可能である。

10

【産業上の利用可能性】

【0069】

以上本発明によれば、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を実現することができる。

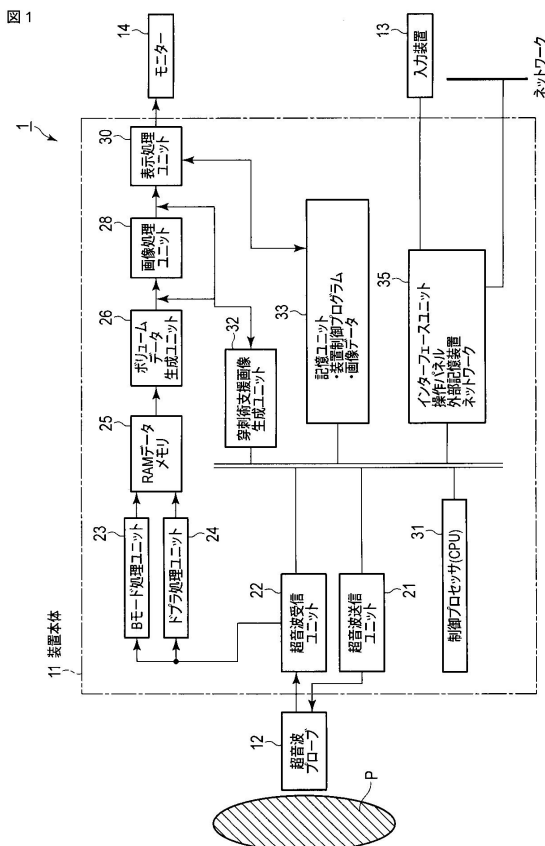
【符号の説明】

【0070】

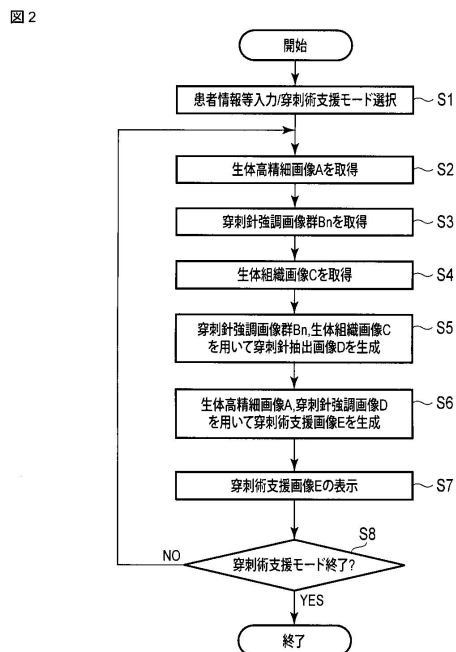
1...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、26...断面自動検出ユニット、28...画像生成ユニット、29...画像合成ユニット、29...制御プロセッサ(CPU)、33...記憶ユニット、35...インタフェースユニット

20

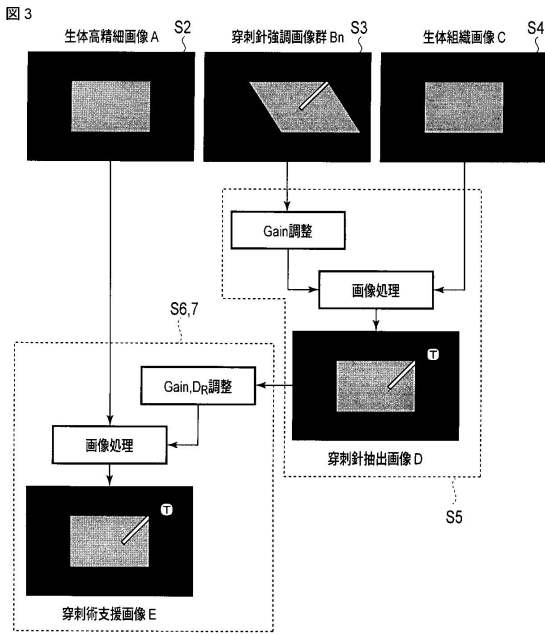
【図1】



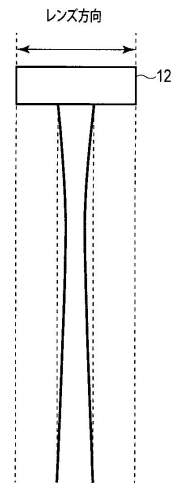
【図2】



【 図 3 】

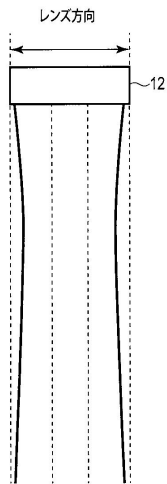


【 図 4 】



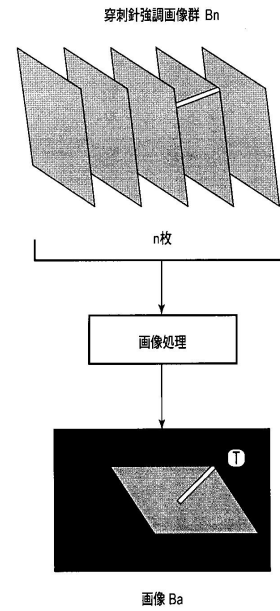
【 図 5 】

図 5



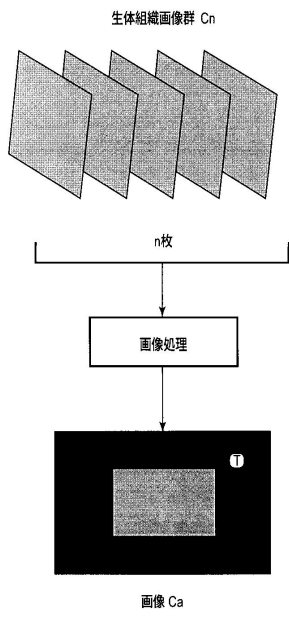
【 図 6 】

図 6



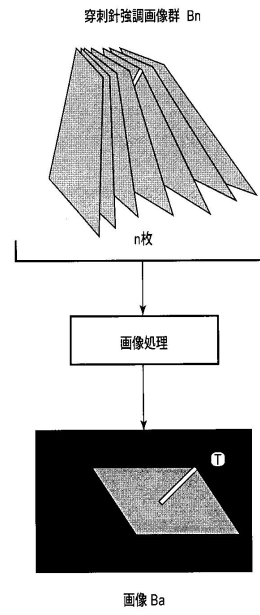
【 図 7 】

図 7



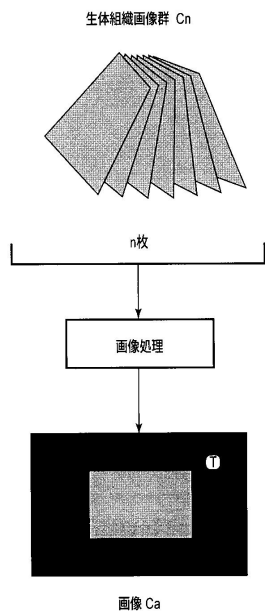
【 図 8 】

図 8



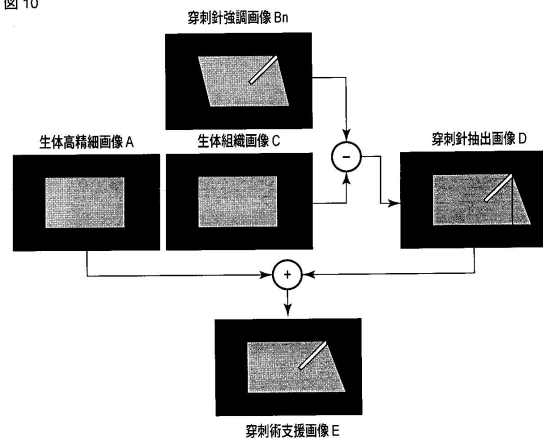
【 図 9 】

図 9

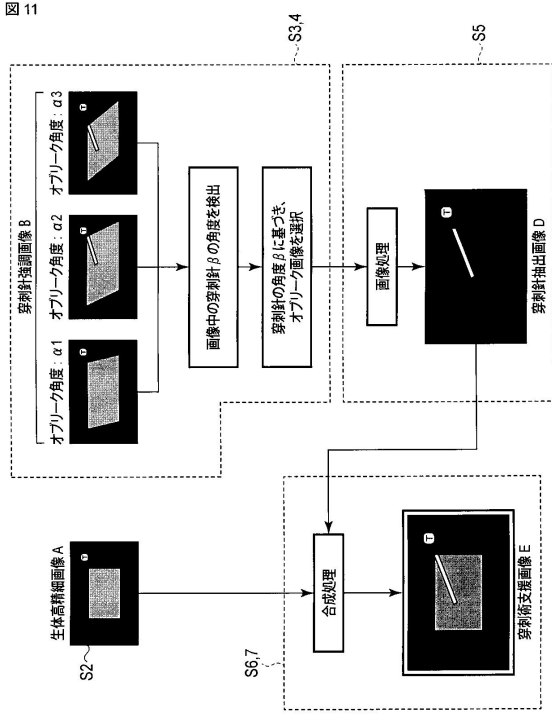


【 図 10 】

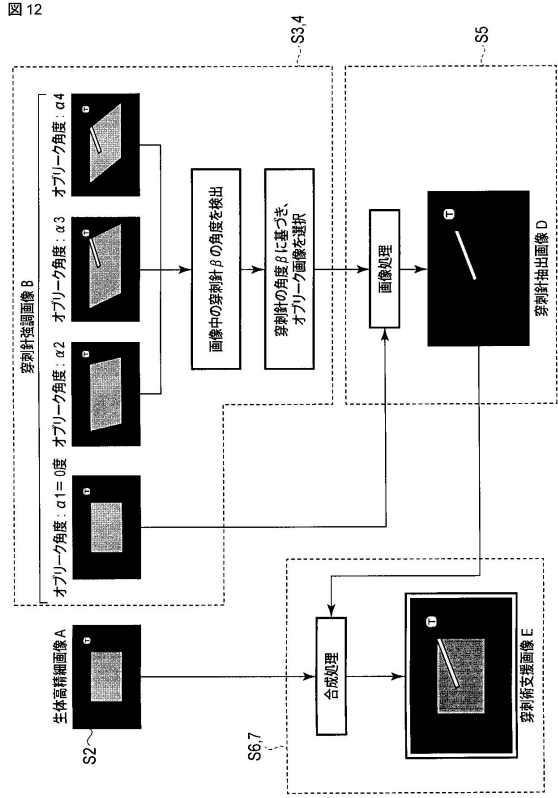
図 10



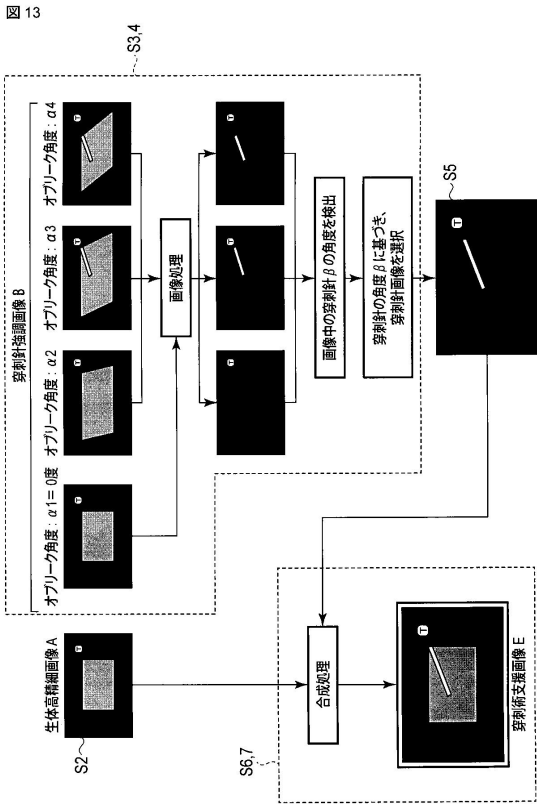
【 図 1 1 】



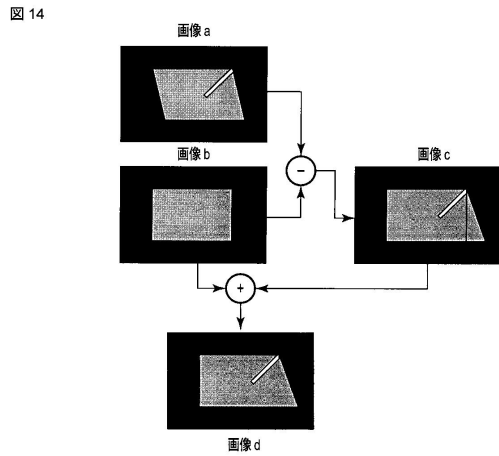
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (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
- (72)発明者 大内 啓之  
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 吉田 哲也  
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 川岸 哲也  
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 岡村 陽子  
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

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2008-012150(JP, A)  
特開2006-150069(JP, A)  
米国特許出願公開第2002/0173719(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6257997B2</a>	公开(公告)日	2018-01-10
申请号	JP2013220667	申请日	2013-10-23
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大内啓之 吉田哲也 川岸哲也 岡村陽子		
发明人	大内 啓之 吉田 哲也 川岸 哲也 岡村 陽子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B2017/3413		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/HH31 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/JC21		
代理人(译)	河野直树 井上 正 岡田隆		
优先权	2012234086 2012-10-23 JP		
其他公开文献	JP2014100556A JP2014100556A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

[问题]提供生物组织和穿刺针的有利和高质量的图像。[解决方案]一种超声波诊断装置，用于观察穿刺中受检者的穿刺针的位置和插入方向，该装置包括：数据获取单元，通过执行第一超声波扫描获取多个第一超声波数据在对象中的第一发送/接收设置中，通过在对象中的第二发送/接收设置处执行第二超声波扫描来获取多个第二超声波数据，并且通过在a处执行第三超声波扫描来获取多个第三超声波数据。第三发送/接收设置;生成使用第一超声波数据显示生物组织的组织图像的图像生成单元，基于使用第二超声波数据和第三超声波数据的图像处理，生成显示穿刺针的穿刺图像，并生成合成图像其中，使用组织图像和穿刺图像使生物组织和穿刺针可视化。

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-220667 (P2013-220667)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年10月23日 (2013.10.23)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-100556 (P2014-100556A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年6月5日 (2014.6.5)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年10月19日 (2016.10.19)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2012-234086 (P2012-234086)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成24年10月23日 (2012.10.23)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 緑 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法