

(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2006-150069  
(P2006-150069A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-306030 (P2005-306030)	(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
(22) 出願日	平成17年10月20日(2005.10.20)	(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
(31) 優先権主張番号	特願2004-306125 (P2004-306125)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(32) 優先日	平成16年10月20日(2004.10.20)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(31) 優先権主張番号	特願2004-314345 (P2004-314345)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成16年10月28日(2004.10.28)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

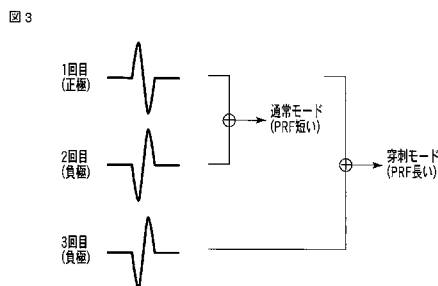
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】 例えば超音波ガイド下における穿刺術において穿刺針の視認性を向上できる機能を有する超音波診断装置及びその制御方法を提供すること。

【解決手段】 複数の超音波走査線の各々に対して、所定のレート周期を基準として、正、負、負の各極性にて3回の超音波送信を実行し、同レートにより、上記送信超音波のそれぞれに起因して発生したエコー信号を受信する。各走査線において、1回目の正極性の超音波に基づくエコー信号と2回目の負極性の超音波に基づくエコー信号とを加算することで、通常モード画像を生成する。また、各走査線において、1回目の正極性の超音波に基づくエコー信号と3回目の負極性の超音波に基づくエコー信号とを加算することで、穿刺モード画像データを生成する。生成された通常モード画像及び穿刺モード画像は、所定の形態にて表示される。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内部を映像化するために、前記被検体に対し第 1 の時間間隔で超音波送信を実行し第 1 の画像を得る超音波診断装置であって、

前記第 1 の時間間隔よりも長い第 2 の時間間隔で前記被検体に複数の超音波送信を行い、当該被検体から各送信超音波に対応するエコー信号を受信する送受信ユニットと、

各送信超音波に対応する前記エコー信号を互いに加算又は減算することにより、第 2 の画像データを生成する画像生成ユニットと、

前記第 2 の画像データに基づいて、第 2 の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。

10

**【請求項 2】**

前記第 1 の画像は、被検体の形態を映像化するための画像であり、

前記第 2 の画像は、前記被検体に刺入された穿刺針を映像化するための画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記表示ユニットは、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを同時に表示する請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記第 2 の時間間隔は、前記第 1 の時間間隔の定数倍である請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記第 2 の時間間隔を入力するための入力ユニットをさらに具備し、

前記送受信ユニットは、前記入力ユニットにより入力された前記第 2 の時間間隔で前記被検体に複数の超音波送信を行う請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記画像生成ユニットは、

前記第 2 の画像の輝度情報、前記第 2 の時間間隔以上離れた送信超音波に基づくドプラ情報及び位置情報のうち、少なくとも一つから前記被検体に挿入される穿刺針の先端部の位置を特定し、

特定された前記先端部の軌跡を含む前記第 2 の画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記画像生成ユニットは、特定された前記先端部の位置において当該先端部に対応する信号のピークホールド処理を行うことにより、特定された前記先端部の軌跡を含む前記第 2 の画像を生成する請求項 6 記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記画像生成ユニットは、前記第 2 の時間間隔以上離れた送信超音波に基づくドプラ情報を用いて、前記穿刺針が前記被検体表面に近づく移動変位を含む前記第 2 の画像を生成する場合には、前記ピークホールド処理に基づく前記先端部の軌跡を消去する請求項 7 記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記画像生成ユニットは、前記穿刺針の前記先端部の軌跡に基づいて、当該穿刺針の進行予測路である穿刺ガイドラインを含む前記第 1 の画像を生成する請求項 6 記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記穿刺ガイドラインと前記穿刺針の前記先端部の軌跡とのずれが所定量を超えた場合において、当該ずれの発生を操作者に報告するための報告ユニットをさらに具備する請求項 9 記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

印加される駆動信号に応答して、被検体における複数の超音波走査方向の各々に対して

50

超音波の送受信を行なう超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記複数の超音波走査方向の各々に対して、所定のレート周期を基準とし且つ少なくとも1回の極性反転を含む複数回の超音波送信を行うように、前記超音波振動子に前記駆動信号を供給する送信制御ユニットと、

前記所定レート周期を基準として、送信された前記複数回の超音波送信に基づく複数の反射波を受信する受信ユニットと、

前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波を用いて加算又は減算処理を行うことで、第1の画像データを生成する画像生成ユニットと、

前記第1の画像データに基づいて、第1の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。

10

【請求項12】

前記第1の画像は、穿刺針を映像化するための画像である請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記画像生成ユニットは、前記複数の反射波のうちの所定の反射波、又は前記複数の反射波のうちの隣り合うレートに対応する少なくとも二つの反射波を用いて加算又は減算処理を行うことで、第2の画像データを生成し、

前記表示ユニットは、前記第2の画像データに基づいて、前記第1の画像及び前記第2の画像を並列的に又は重畳させて表示する請求項11記載の超音波診断装置。

20

【請求項14】

前記送信制御ユニットは、超音波を送信しないダミーレートを少なくとも1回含む前記複数回の超音波送信を実行し、

前記画像生成ユニットは、

前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れ且つ異なる極性を有する二つの反射波を用いて加算処理を行うことで、前記第1の画像データを生成し、

前記複数の反射波のうちの所定の反射波に基づいて、第2の画像データを生成し、

前記表示ユニットは、前記第2の画像データに基づいて、前記第1の画像及び前記第2の画像を並列的に又は重畳させて表示する請求項11記載の超音波診断装置。

30

【請求項15】

前記画像生成ユニットは、ダイナミックレンジ、ゲイン、ポストプロセス、パーシスタンスその他の画像処理条件につき、前記第2の画像と異なる設定を用いて前記第1の画像を生成する請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記表示ユニットは、前記第1の画像の少なくとも一部を、前記第2の画像と異なる色彩にて表示する請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記送信制御ユニットは、少なくとも2回の極性反転を含む前記複数回の超音波送信を実行し、

40

前記画像生成ユニットは、前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れ且つ同一極性を有する二つの反射波を用いて減算処理を行うことで、前記第1の画像データを生成する請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項18】

前記送信制御ユニットは、超音波を送信しないダミーレートを少なくとも1回含む前記複数回の超音波送信を実行し、

前記画像生成ユニットは、前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れ且つ同一極性を有する二つの反射波を用いて減算処理を行うことで、前記第1の画像データを生成する請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項19】

50

前記送信制御ユニットは、超音波を送信しないダミーレートを少なくとも1回含む前記複数回の超音波送信を実行し、

前記画像生成ユニットは、前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れ且つ異なる極性を有する二つの反射波を用いて加算処理を行うことで、前記第1の画像データを生成する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項20】

前記画像生成ユニットは、

前記第1の画像の輝度情報、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波に基づくドプラ情報及び位置情報のうち、少なくとも一つから前記被検体に挿入される穿刺針の先端部の位置を特定し、

特定された前記先端部の軌跡を含む前記第1の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21】

前記画像生成ユニットは、特定された前記先端部の位置において当該先端部に対応する信号のピークホールド処理を行うことにより、特定された前記先端部の軌跡を含む前記第1の画像を生成する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項22】

前記画像生成ユニットは、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波に基づくドプラ情報を用いて、前記穿刺針が前記被検体表面に近づく移動変位を含む前記第1の画像を生成する場合には、前記ピークホールド処理に基づく前記先端部の軌跡を消去する請求項21記載の超音波診断装置。

20

【請求項23】

前記画像生成ユニットは、前記穿刺針の前記先端部の軌跡に基づいて、当該穿刺針の進行予測路である穿刺ガイドラインを含む前記第1の画像を生成する請求項20記載の超音波診断装置。

【請求項24】

前記穿刺ガイドラインと前記穿刺針の前記先端部の軌跡とのずれが所定量を超えた場合において、当該ずれの発生を操作者に報告するための報告ユニットをさらに具備する請求項23記載の超音波診断装置。

【請求項25】

被検体内部を映像化するために、前記被検体に対し第1の時間間隔で超音波送信を実行し第1の画像を得る超音波診断装置の制御方法であって、

前記第1の時間間隔よりも長い第2の時間間隔で前記被検体に複数の超音波送信させると共に、当該被検体から各送信超音波に対応するエコー信号を受信させ、

各送信超音波に対応する前記エコー信号を互いに加算又は減算することにより、第2の画像データを生成させ、

前記第2の画像データに基づいて、第2の画像を表示させること、

を具備する超音波診断装置制御方法。

30

【請求項26】

被検体における複数の超音波走査方向の各々に対して、所定のレート周期を基準とし且つ少なくとも1回の極性反転を含む複数回の超音波送信を行うように、超音波振動子に前記駆動信号を供給させ、

前記所定レート周期を基準として、送信された前記複数回の超音波送信に基づく複数の反射波を受信させ、

前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波を用いて加算又は減算処理を行うことで、第1の画像データを生成させ、

前記第1の画像データに基づいて、第1の画像を表示させること、

を具備する超音波診断装置制御方法。

40

【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、例えば超音波ガイド下での穿刺術の信頼性と正確性の向上に関するもので、特に穿刺針の視認性の改善に使用される超音波診断装置及びその制御方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

10

## 【0003】

この超音波診断装置を利用した画像診断において、組織の非線形波形伝搬や造影剤の非線形振動で生じるハーモニック成分（基本周波数の整数倍に出現する高調波成分）を抽出して映像化することにより、高分解能にしてアーチファクト（偽像ノイズ）の少ない非常に質の高い画像を生成できる事は周知の通りである。この非線形振動で生じるハーモニック成分の様な非線形成分を取り出す方法としては、フィルタ法が代表的である。

## 【0004】

また、上記フィルタ法よりも効果的に基本波成分を除去してハーモニック成分を抽出する方法が知られている（例えば、特許文献1参照）。これは、同じ超音波走査線に対して互いに位相を反転させた2種類の超音波パルスを交互に送信し、それに対応した2種類の受信信号を加算するものである。この方法は、フェーズインバージョン法と呼ばれ、基本波成分に対しては相殺作用を発生し、それによりフィルタ法では決して除去できないハーモニック帯域に入り込んだ基本波成分の除去を可能とするもので、しかもハーモニック成分に対しては逆に加算増強作用を發揮するという非常に有益な手法である。

20

## 【0005】

一方、上記のフェーズインバージョン法はあくまで伝搬媒質である組織が静止している場合や組織内の伝搬経路が同じ場合にのみ正確に作用するものである。従って、心臓に代表される臓器の動きが存在する実際の生体で適用すれば、動きの影響により2レートの受信信号間の各部分に変位が生じ、その結果として基本波が消え残り、画像上にモーションアーチファクトを生じさせる結果となる。

30

## 【0006】

また、超音波パルスを送信する間隔、すなわちPRF（Pulse Repetition Frequency：パルス繰り返し周波数）が長くなると、より各部位の変位が大きくなり、モーションアーチファクトの影響も大きくなる。このモーションアーチファクトは、見たい部位を隠してしまうと同時に、画像を著しく劣化させる。従って、フェーズインバージョン法では、PRFを必要以上に長くしないように設定する等のモーションアーチファクトを発生させない工夫を行うのが一般的である。

## 【0007】

ところで、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において、超音波ガイド下における穿刺術は広く行われており、腫瘍などの関心部位に正確に穿刺を行うことは重要である。そのために、穿刺時に針が生体内のどの場所まで侵入しているかを超音波画像において明確に把握できることが必要とされている。

40

【特許文献1】阿比留巖、鎌倉友男著「超音波パルスの非線形伝搬」（信学技法、US89-23、p53）。

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

しかしながら、超音波ガイド下の穿刺術において、多くの場合、針の超音波画像が生体の画像に埋もれてしまう。そのため、どこまで針が侵入しているかの把握が難しいという問題点がある。

50

## 【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、例えば超音波ガイド下における穿刺術において穿刺針の視認性を向上できる機能を有する超音波診断装置及びその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】

## 【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】

本発明の第1の視点は、被検体内部を映像化するために、前記被検体に対し第1の時間間隔で超音波送信を実行し第1の画像を得る超音波診断装置であって、前記第1の時間間隔よりも長い第2の時間間隔で前記被検体に複数の超音波送信を行い、当該被検体から各送信超音波に対応するエコー信号を受信する送受信ユニットと、各送信超音波に対応する前記エコー信号を互いに加算又は減算することにより、第2の画像データを生成する画像生成ユニットと、前記第2の画像データに基づいて、第2の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である。

10

## 【0012】

本発明の第2の視点は、印加される駆動信号に応答して、被検体における複数の超音波走査方向の各々に対して超音波の送受信を行なう超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記複数の超音波走査方向の各々に対して、所定のレート周期を基準とし且つ少なくとも1回の極性反転を含む複数回の超音波送信を行うように、前記超音波振動子に前記駆動信号を供給する送信制御ユニットと、前記所定レート周期を基準として、送信された前記複数回の超音波送信に基づく複数の反射波を受信する受信ユニットと、前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波を用いて加算又は減算処理を行うことで、第1の画像データを生成する画像生成ユニットと、前記第1の画像データに基づいて、第1の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である。

20

## 【0013】

本発明の第3の視点は、被検体内部を映像化するために、前記被検体に対し第1の時間間隔で超音波送信を実行し第1の画像を得る超音波診断装置の制御方法であって、前記第1の時間間隔よりも長い第2の時間間隔で前記被検体に複数の超音波送信させると共に、当該被検体から各送信超音波に対応するエコー信号を受信させ、各送信超音波に対応する前記エコー信号を互いに加算又は減算することにより、第2の画像データを生成させ、前記第2の画像データに基づいて、第2の画像を表示させること、を具備する超音波診断装置制御方法である。

30

## 【0014】

本発明の第4の視点は、被検体における複数の超音波走査方向の各々に対して、所定のレート周期を基準とし且つ少なくとも1回の極性反転を含む複数回の超音波送信を行うように、超音波振動子に前記駆動信号を供給させ、前記所定レート周期を基準として、送信された前記複数回の超音波送信に基づく複数の反射波を受信させ、前記複数の反射波のうち、前記所定のレート周期において時間的に少なくとも2レート以上離れた二つの反射波を用いて加算又は減算処理を行うことで、第1の画像データを生成させ、前記第1の画像データに基づいて、第1の画像を表示させること、を具備する超音波診断装置制御方法である。

40

## 【発明の効果】

## 【0015】

以上本発明によれば、例えば超音波ガイド下における穿刺術において穿刺針の視認性を向上できる機能を有する超音波診断装置及びその制御方法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】

## 【0016】

以下、本発明の第1実施形態乃至第4実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の

50

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。

【0017】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置は、超音波プローブ1、記憶部30、入力部7、モニタ25、装置本体50とから構成されている。

【0018】

超音波プローブ1は、超音波を発生して被検体に送信し、及び当該被検体内で反射した反射波を受信してエコー信号を発生するものであり、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、当該超音波プローブ1の先端に装備される。

10

【0019】

記憶部30は、過去に映像化した画像、ネットワークや脱着式記憶媒体によって本装置に取り込まれた画像、所定の映像化シーケンスを実行するための専用プログラム等を記憶している。

【0020】

入力部7は、操作パネル上に液晶表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、後述する「穿刺モード」を実行するための専用のI/F等の入力デバイスを備える。操作者は、この入力部7より患者情報やレート周期 $T_r$ などの送受信条件の入力、あるいは画像表示モードの選択などを行なう。

20

【0021】

モニタ25は、装置本体50からの受け取る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。このモニタ25上に表示された画像等は、入力部7等からの所定の操作に应答して、装置本体50内の記憶部に記憶される。

【0022】

装置本体50は、超音波プローブ1から送信される超音波の送信制御を行う超音波送信部2、超音波プローブ1によって受信されたエコー信号に対して前処理を行う超音波受信部3、前処理が施されたエコー信号からハーモニック成分を検出するハーモニック検出部4、検出されたハーモニック成分に対して所定の信号処理を施し画像データを生成する信号処理部5、画像データに基づいて超音波画像を生成し表示する画像生成部8、制御回路(CPU)6を具備している。

30

【0023】

超音波送信部2は、レートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13を備えている。レートパルス発生器11は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路12に供給する。次いで、送信遅延回路12は、送信に使用される超音波振動子と同数のMチャンネルの独立な遅延回路から構成され、超音波パルスを所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、超音波パルスを所定の方向に送信するための偏向用遅延時間を受信したレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ13に供給する。又、パルサ13は、送信遅延回路12と同数のMチャンネルの独立な駆動回路を有している。各駆動回路が発生する駆動信号を超音波プローブ1に装備された超音波振動子に印加することで各超音波振動子が駆動され、被検体内に超音波パルスを放射する。

40

【0024】

超音波受信部3は、プリアンプ14と、A/D変換器15と、ビームフォーマ16と、加算器28を備えている。プリアンプ14は、超音波振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅し、十分なS/Nを確保するように設計されており、このプリアンプ14において所定の大きさに増幅された受信信号の基本波成分及び高調波成分は、A/D変換器15にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ16に送られる。ビームフォーマ16は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、

50

超音波反射波の受信指向性を順次変更して被検体を走査するための偏向用遅延時間をデジタル信号に変換された受信信号に与え、加算器 28 は、これらビームフォーマ 16 からの出力を整相加算（所定の方向から得られた受信信号を、位相を合わせて加算）する。

#### 【0025】

ハーモニック抽出部 4 は、波形メモリ 17 と、加減算器 18 と、フィルタ回路 19 を備えており、波形メモリ 17 は、所定の方向における 1 回目の送受信によって得られる受信信号を一旦記憶する。加減算器 18 は、前記所定の方向における 2 ~ n 回目（n は二以上の自然数。ここでは、 $n = 4$  とする。）の送受信によって得られる受信信号と、前記波形メモリ 17 に保存されている受信信号を加算または減算する。一方、フィルタ回路 19 は、臓器の動きや体動などが原因で、フェーズインバージョン法では消去させることができなかった基本波成分を低減するフィルタである。

10

#### 【0026】

信号処理部 5 は、包絡線検波器 20 と対数変換器 21 とパーシスタンス変換器 22 を備えており、包絡線検波器 20 は、入力されたデジタル信号に対して包絡線検波の演算を行ない、その包絡線を検出する。又、対数変換器 21 は、入力値を対数変換して出力するlookupアップテーブルを備え、この対数変換器 21 において受信信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。パーシスタンス変換器は、数フレーム分の走査線を一旦メモリに記憶しておき、輝度変化を平均化する処理を行う。

#### 【0027】

画像生成部 8 は、表示用画像メモリ 23 と、画像生成回路 24 とを備えている。表示用画像メモリ 23 には、信号処理部 5 から供給される画像データと、この画像データに関連する文字や数字などの付帯データが合成されて一旦保存される。また、表示用画像メモリ 23 には、後述する通常モード画像と穿刺モード画像とを所定の形態にて合成された画像データが一旦保存される。保存された画像データと付帯データは、画像生成回路 24 において D/A 変換とテレビフォーマット変換が行なわれて CRT モニタ 25 に表示される。

20

#### 【0028】

制御回路 6 は、ユーザの入力部 7 から入力されたモード選択、送信開始・終了等の指示に基づき、記憶部 30 に記憶された送受信条件や専用プログラムを読み出し、これらに従って、各ユニットやシステム全体を静的又は動的に制御する。

#### 【0029】

特に本実施の形態では、制御回路 6 は、後述する穿刺モード機能を実現するための専用プログラムを記憶部 30 から読み出して所定のメモリ上に展開し、これに従って各ユニットの制御を実行する。例えば、制御回路 6 は、パルサ 13 における駆動パルスの極性の切り換え制御信号を超音波送信部 2 に、又、フィルタ回路 19 における中心周波数や周波数帯域などのフィルタ特性を決定するための制御信号や、波形メモリ 17 及び加減算器 18 における加減算制御信号をハーモニック抽出部 4 に供給する。

30

#### 【0030】

（穿刺モード機能）

次に、本超音波診断装置が有する、穿刺モード機能について説明する。この機能は、フェーズインバージョン法を利用して穿刺針の動きをモーションアーチファクトとして映像化するものである。なお、本実施形態では、PRF を伸ばしてモーションアーチファクトを積極的に発生させることにより、生体像の診断には不向きであるが穿刺針の視認性を向上させることができる画像条件を「穿刺モード」と呼ぶ。また、これまで通常の診断等で用いられていた画像条件を「通常モード」と呼ぶ。

40

#### 【0031】

図 2 は、本穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。同図に示すように、本穿刺モードによる映像化では、各走査線に対して正（時刻  $t_1$ ）、負（時刻  $t_2$ ）、負（時刻  $t_3$ ）と極性を変換させた 3 回の超音波送信を所定の PRF で実行する。なお、図 2 の  $SP_1$ 、 $SP_2$ 、 $SP_3$  は、直前の超音波送信によって得られるエコー信号のスペクトラム波形を模擬的に示したものである。

50

## 【0032】

図3は、本穿刺モード機能によって取得される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。同図に示すように、各走査線に関して、1回目の超音波（すなわち、図2の時刻 $t_1$ における正極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号と、2回目の超音波（すなわち、図2の時刻 $t_2$ における負極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号とを加算することにより、診断に使用される超音波画像（通常モード画像）を生成するための通常モード画像データを、例えば加減算部18において生成する。

## 【0033】

これに対し、1回目の超音波送信に対応するエコー信号と、3回目の超音波（すなわち、図2の時刻 $t_3$ における負極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号とを加算することにより、穿刺針の動きを把握するための超音波画像（穿刺モード画像）を生成するための穿刺モード画像データを、例えば加減算部18において生成する。

10

## 【0034】

ここで、通常モード画像データの生成と穿刺モード画像データの生成との間においては、次のような違いがある。すなわち、通常モード画像データは、通常の比較的短期間であるPRFを用いて生成される。このため、1回目の超音波送信と2回目の超音波送信との間の体動等に起因するモーションアーチファクトが発生する可能性は低く、臓器等を好適に映像化可能な超音波画像データを生成することができる。一方、穿刺モード画像データは、通常モード画像データに比して倍の長さのPRFを用いて生成される。このため、1回目の超音波送信と3回目の超音波送信との間に発生する体動や穿刺針の動きに起因するモーションアーチファクトを好適に映像化可能な超音波画像データを生成することができる。

20

## 【0035】

通常モード画像データは、後段のフィルタ回路19、信号処理部5において所定の信号処理が施され、通常モード画像としてモニタ5に表示される。また、穿刺モード画像データについても同様な処理が施され、穿刺モード画像としてモニタ5に表示される。

## 【0036】

図4は、本穿刺モード機能によって実行される超音波画像表示の一例を示した図である。同図に示すように、モニタ5においては、例えば通常モード画像と穿刺モード画像とが同時に並列表示される。術者は、穿刺モード画像によって穿刺針の位置を確認しつつ、通常モード画像によって臓器の状態を観察し、治療を行うことができる。特に、術中においては、穿刺針を少し動かすことで超音波画像上の輝度変化を発生させ、これによって穿刺針の視認性を向上させる場合がある。穿刺モード画像は、通常よりも時間的に離間した二つの信号を用いて作成されているため、従来に比してモーションアーチファクトが顕著に表現される。従って、術者は、従来に比して、超音波画像上においてより明確に穿刺針の位置を視認することができる。

30

## 【0037】

図5は、本穿刺モード機能によって実行される超音波画像表示の他の例を示した図である。同図に示すように、モニタ5においては、例えば通常モード画像と穿刺モード画像とを重畳表示することによっても、同様の目的を果たすことができる。

40

## 【0038】

なお、穿刺モードにおいては、穿刺針の視認性を向上させるために、ダイナミックレンジ、ゲイン、ポストプロセス、パーシスタンス等の画像処理を通常モードとは異なるようにすることが好ましい。

## 【0039】

また、針の動きが止まった場合でも視認性を維持するために、数フレーム分の画像を用いたピークホールド処理（最大輝度値保持処理）を別途行う構成であっても良い。

## 【0040】

さらに、穿刺針の位置の認識し易くするために、穿刺モード画像の少なくとも一部（例えば穿刺針を含む領域）をその周囲又は通常モード画像と異なる色彩によって表示する構

50

成としてもよい。

【0041】

(動作)

次に、本超音波診断装置の穿刺モードにおける動作について説明する。図6は、穿刺モードにおいて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、患者情報、診断部位等が入力され(ステップS1)、映像化モードの選択(ここでは、「穿刺モード」の選択)が実行される(ステップS2)。

【0042】

次に、複数の超音波走査線(走査方向)の各々に対して、所定のレート周期を基準として、正、負、負の各極性にて3回の超音波送信を実行し(ステップS3)、同レートにより、上記送信超音波のそれぞれに起因して発生した反射波を受信する(ステップS4)。

10

【0043】

次に、各走査線において、1回目の正極性の送信超音波に基づくエコー信号と2回面の負極性の送信超音波に基づくエコー信号とを加算することで、通常モード画像データを生成する。さらに、各走査線において、1回目の正極性の送信超音波に基づくエコー信号と3回目の負極性の送信超音波に基づくエコー信号とを加算することで、穿刺モード画像データを生成する(ステップS5)。

【0044】

次に、生成された各画像データに基づいて、通常モード画像及び穿刺モード画像を所定の形態にて表示する(ステップS6)。

20

【0045】

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。

【0046】

本超音波診断装置によれば、フェーズインバージョン法を利用した映像化において、診断画像(第1の画像)に用いられる少なくとも二つの反射波に比して、時間的に離間した少なくとも二つの反射波を用いて、モーションアーチファクトを積極的に映像化するための第2の画像を生成する。この画像を利用することにより、例えば穿刺針を用いる治療においては、並列して又は重畳して表示される第1の画像及び第2の画像を観察することにより、従来に比して穿刺針の位置をより明確に把握することができる。その結果、質の高い医療の提供に寄与することができる。

30

【0047】

また、本超音波診断装置によれば、穿刺針を映像化するために、最初に穿刺モードを選択する以外の動作を必要としていない。従って、術者は、特別な動作を行うことなく、より穿刺針が明確に映像化された超音波画像を観察することができ、術中における作業負担を軽減させることができる。

【0048】

また、本超音波診断装置によって実現される穿刺モード機能は、当該機能を実現する専用プログラムを既存の超音波システムにインストールすることでも実現することができる。従って、簡単且つ低コストにて、安全な穿刺針等を実現することが可能である。

【0049】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態は、さらにレートサブトラクション法を利用して、穿刺針等の視認性を向上させる映像化を行うものである。なお、レートサブトラクション法とは、同位相(又は同極性)の画像の差分を利用して映像化を行う技術であり、例えば特開8-336527に記載されている。

40

【0050】

図7は、第2の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。また、図8は、第2の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

【0051】

50

図7に示すように、例えば複数の超音波走査線の各々に対して、極性を反転させた正極、負極、正極という3回の超音波パルスを送信する。なお、同図において、各超音波送信によって得られるエコー信号をそれぞれ $SP_1$ 、 $SP_2$ 、 $SP_3$ としてスペクトラム波形で示した。

#### 【0052】

本実施形態においては、通常モード画像は、第1の実施形態と同様に $SP_1$ （正極）と $SP_2$ （負極）との加算によって得られる画像データに基づいて生成される。一方、穿刺モード画像については、 $SP_1$ （正極）と $SP_3$ （正極）との減算によって得られる画像データに基づいて生成される。このとき穿刺モード画像では、1回目の超音波送信と3回目の超音波送信との間で動きがない部位等は、サブトラクション処理により映像化されない。しかしながら、この間に穿刺針が動いている場合には、当該差分によって残留するモーションアーチファクト成分として好適に映像化される。

10

#### 【0053】

このような構成であっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができ、目的を達成することができる。

#### 【0054】

（第3の実施形態）

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。本実施形態は、ダミーレートを利用して、穿刺針等の視認性を向上させる映像化を行うものである。なお、ダミーレートとは、超音波送信は行うが当該超音波送信によって得られる反射波を利用した映像化をしない、または超音波送信自体行わないレートである。

20

#### 【0055】

図9は、第3の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。また、図10は、第3の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

#### 【0056】

本実施形態では、例えば図9に示すように、複数の超音波走査線の各々に対して、正極、負極、ダミーレート、負極という3回の超音波送信を行う。また、本実施形態では、図10に示す様に、通常モード画像は、第1、第2の実施形態と同様に反射波 $SP_1$ （正極）と反射波 $SP_2$ （負極）との加算によって得られる画像データに基づいて生成される。一方、穿刺モード画像については、1回目の反射波 $SP_1$ （正極）とダミーレートを挟んだ3回目の反射波 $SP_3$ （負極）との加算によって得られる画像データに基づいて生成される。

30

#### 【0057】

この様にダミーレートを介在させることにより、第1又は第2の実施形態の場合に比してPRFを超音波パルス1回分だけ長くすることができる。従って、その間に発生するより多くのモーションアーチファクトを映像化することができ、穿刺針の視認性を向上させることができる。

#### 【0058】

なお、本実施形態において、1回目と3回目の送信超音波の極性を同一のものとし、レートサブトラクション法を行うことによって穿刺モード画像を生成する構成としてもよい。

40

#### 【0059】

（第4の実施形態）

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。本実施形態は、ダミーレートを利用する他の例である。

#### 【0060】

図11は、第4の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。また、図12は、第4の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

50

## 【0061】

本実施形態では、例えば図11に示すように、複数の超音波走査線の各々に対して、正極、ダミーレート、負極という2回の超音波送信を行う。通常モード画像は、1回目の正極のみでフェーズインバージョンを行わないBモードで映像化を行い、穿刺モード画像は、1回目の正極超音波、ダミーレートを挟んだ3回目の負極超音波を用いて映像化を行う。

## 【0062】

第3の実施形態と同様ダミーレートを介在させることにより、PRFを超音波パルス1回分だけ長くすることができる。従って、その間に発生するより多くのモーションアーチファクトを映像化することができ、穿刺針の視認性を向上させることができる。

10

## 【0063】

なお、本実施形態において、1回目と2回目の送信超音波の極性を同一のものとし、レートサブトラクション法を行うことによって穿刺モード画像を生成する構成としてもよい。

## 【0064】

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。

## 【0065】

(第5の実施形態)

次に、本発明の第5の実施形態について説明する。第1乃至第4の各本実施形態においては、生体像の診断には不向きであるが穿刺針の視認性を向上させるために、PRFを伸ばしてモーションアーチファクトを積極的に発生させる手法を採用した。これに対し、本実施形態は、フェーズインバージョン法において、各走査線につき、基準となる超音波送信から所望の遅延時間T経過後に穿刺針映像化用の超音波送信を行い、これを用いて、モーションアーチファクトを積極的に発生させる映像化手法について説明する。

20

## 【0066】

以下、本実施形態では、遅延時間Tを設定してモーションアーチファクトを積極的に発生させることにより、生体像の診断には不向きであるが穿刺針の視認性を向上させることができる映像化様式を「穿刺マニュアルモード」と呼ぶ。

30

## 【0067】

本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成は、図2に示したものと実質的に同じである。以下、既述の実施形態と異なる機能を有する構成要素についてのみ説明する。

## 【0068】

記憶部30は、後述するマニュアル穿刺針映像化モードを実現するための専用プログラム、及び当該マニュアル穿刺針映像化モードにおいて用いられるパラメータ群を格納する。

## 【0069】

制御回路6は、記憶部30に格納された専用プログラムを読み出し、図示していないメモリ上に展開して、穿刺マニュアルモード機能を実現する。この内容については、後で詳しく説明する。

40

## 【0070】

超音波送受信部2は、穿刺マニュアルモードにおいて、設定された送信条件に従って超音波送受信を実行する。

## 【0071】

入力部7は、後述する遅延時間Tを所望の値に設定するためのインタフェースである。

## 【0072】

(穿刺マニュアルモード機能)

次に、穿刺マニュアルモード機能について説明する。本モードにおいては、基準とする超音波送信が設定される。これは、遅延時間Tの開始時刻として選択されるものである。

50

例えば、各走査線において、少なくとも一回の位相反転を含む $n$ 回（ $n$ は3以上の整数）の超音波送信を行う場合には、第1回目の超音波送信や穿刺針映像化用の超音波送信直前の超音波送信を採用することができる。

【0073】

なお、本実施形態では、説明を具体的な物とするため、第1の実施形態に従うスキャンシーケンスに本穿刺マニュアルモードを適用する例、すなわち、各走査線につき一回の位相反転を含む3回の超音波送信（正極、負極、負極の超音波送信）を実行する場合において、第1回目の超音波送信を基準に設定される遅延時間 $T$ に従って第3回目に穿刺針映像化用の超音波送信を実行するものとする。しかしながら、これに拘泥されず、例えば第2乃至第4の実施形態のいずれかに従うスキャンシーケンスに本穿刺マニュアルモードを適用してもよい。

10

【0074】

図13は、本穿刺マニュアルモード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。同図に示すように、本穿刺マニュアルモードによる映像化では、各走査線に対して正（時刻 $t_1$ ）、負（時刻 $t_2$ ）、負（時刻 $t_3$ ）と極性を変換させた3回の超音波送信を実行する。ここで、時刻 $t_1$ と時刻 $t_2$ との時間間隔は1レート間隔であり、時刻 $t_1$ と時刻 $t_3$ との時間間隔は遅延時間 $T$ である。従って、操作者は、所定の操作により遅延時間 $T$ を所望の値に設定することで、PRF間隔に拘泥されない時間間隔で穿刺針映像化用の超音波送信を実行でき、これを用いて、モーションアーチファクトを積極的に発生させ穿刺針を映像化することができる。

20

【0075】

図14は、本穿刺マニュアルモード機能によって取得される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。同図に示すように、各走査線に関して、1回目の超音波（すなわち、図13の時刻 $t_1$ における正極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号と、2回目の超音波（すなわち、図13の時刻 $t_2$ における負極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号とを加算することにより、診断に使用される超音波画像（通常モード画像）を生成するための通常モード画像データを、例えば加減算部18において生成する。

【0076】

これに対し、時刻 $t_1$ に送信される1回目の送信超音波に対応するエコー信号と、時刻 $t_1$ から遅延時間 $T$ だけ経過した後に送信3回目の送信超音波（すなわち、図13の時刻 $t_3$ における負極性を持った超音波）送信に対応するエコー信号とを加算することにより、穿刺針の動きを把握するための超音波画像（穿刺マニュアルモード画像）を生成するための画像データを、例えば加減算部18において生成する。後段のフィルタ回路19、信号処理部5は、生成された穿刺マニュアルモード画像データに所定の信号処理を施し、穿刺マニュアルモード画像を生成する。生成された穿刺マニュアルモード画像は、例えば図4に示す形態にてモニタ5に表示される。

30

【0077】

ここで、例えば第1の実施形態において取得される穿刺モード画像データの生成と、本実施形態において取得される穿刺マニュアルモード画像データの生成との間においては、次のような違いがある。すなわち、穿刺モード画像データは、PRFの定数倍（第1の実施形態では、2倍）の時間間隔をもつ二つの送信超音波に対応するエコー信号を用いて生成される。一方、穿刺マニュアルモード画像データは、時刻 $t_1$ に送信される1回目の超音波に対応するエコー信号と、時刻 $t_1$ から遅延時間 $T$ 経過後の時刻 $t_3$ に送信される3回目の超音波に対応するエコー信号とを用いて生成される。穿刺マニュアルモード画像データによれば、PRFの定数倍にとらわれない、所望の遅延時間 $T$ の間に発生する動きに起因するモーションアーチファクトを好適に映像化することができる。

40

【0078】

なお、穿刺マニュアルモードにおいても、穿刺モードの場合と同様に、穿刺針の視認性を向上させるために、ダイナミックレンジ、ゲイン、ポストプロセス、パーシスタンス等

50

の画像処理、ピークホールド処理、画像中の少なくとも一部の色彩表示等を行うことが好ましい。

【0079】

(動作)

次に、本超音波診断装置の穿刺マニュアルモードにおける動作について説明する。図15は、穿刺マニュアルモードにおいて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、患者情報、診断部位等が入力され(ステップS11)、映像化モードの選択(ここでは、「穿刺マニュアルモード」の選択)が実行される(ステップS12)。

【0080】

次に、穿刺マニュアルモードにおける超音波送受信に関するパラメータ群を入力する(ステップS13)。ここで、穿刺マニュアルモードにおける超音波送受信に関するパラメータ群とは、少なくとも走査線毎の送信回数 $n$ 、PRF、遅延時間 $T$ のうちのいずれかを含むパラメータ群を意味する。このパラメータ群の選択は、例えば予め設定された複数の設定値の組み合わせテーブルを記憶部30に格納しておき、当該テーブルから所望の組み合わせを選択するようにしてもよい。

10

【0081】

次に、複数の超音波走査線(走査方向)の各々に対して、所定のPRF、遅延時間 $T$ に従って、正、負、負の各極性にて3回の超音波送信を実行し(ステップS14)、上記送信超音波のそれぞれに起因して発生した反射波を受信する(ステップS15)。

20

【0082】

次に、各走査線において、1回目の正極性の送信超音波に基づくエコー信号と2回目の負極性の送信超音波に基づくエコー信号とを加算することで、通常モード画像データを生成する。さらに、各走査線において、1回目の正極性の送信超音波に基づくエコー信号と3回目の負極性の送信超音波に基づくエコー信号とを加算することで、穿刺マニュアルモード画像データを生成する(ステップS16)。生成された各画像データに基づいて、通常モード画像及び穿刺マニュアルモード画像を所定の形態にて表示する(ステップS17)。

【0083】

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。

30

【0084】

本超音波診断装置によれば、各走査線について少なくとも一回の位相反転を含む $n$ 回( $n$ は3以上の整数)の超音波送信を行う場合に、基準となる超音波送信から遅延時間 $T$ 経過後に穿刺針映像化用の超音波送信を実行するものである。従って、穿刺針映像のための超音波送信をPRFの定数倍にとらわれないタイミング(すなわち、基準とする超音波送信から遅延時間 $T$ 経過後)で実行することができ、遅延時間 $T$ の間に発生する穿刺針の動きに起因するモーションアーチファクトを好適に映像化することができる。

【0085】

また、遅延時間 $T$ は、所定の操作により操作者の所望の値に設定することができる。従って、操作者は、所定の操作により所望の遅延時間 $T$ に従う穿刺針映像化用の超音波送信を実行でき、これを用いて、モーションアーチファクトを積極的に発生させ穿刺針を映像化することができる。

40

【0086】

また、本超音波診断装置によって実現される穿刺マニュアルモード機能は、当該機能を実現する専用プログラムを既存の超音波システムにインストールすることでも実現することができる。従って、簡単且つ低コストにて、安全な穿刺針等を実現することが可能である。

【0087】

(第6の実施形態)

次に、本発明の第6の実施形態について説明する。本実施形態は、画像上における穿刺

50

針の視認性を向上させるものである。

【0088】

図16は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。同図に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に示す構成と比較して、画像処理部40、ドブラ処理ユニット50をさらに具備する点が異なる。以下、この画像処理部40、及びその他既述の内容とは異なる機能を具備する構成要素について説明する。

【0089】

画像処理部40は、可変ゲイン増幅器41、イメージプロセッサ42を具備する。可変ゲイン増幅器41は、前記ドブラ画像信号のゲインを増減させるためのもので、例えば乗算型D/A変換器からなる。イメージプロセッサ42は、信号処理部5から送信されたBモード画像信号及びドブラ処理ユニット50から送信されたドブラ画像信号を用いて、穿刺針と認識された信号についてピークホールド処理を行い、軌跡を表示する機能と、得られた軌跡から、穿刺針が通る道筋を予測し、穿刺ガイドラインのラインからずれたときにはガイドを自動的に補正する機能を有する画像生成補助ユニットである。ここで、イメージプロセッサ42は、可変ゲイン増幅器41のゲインを変化させてカラーフロー像のカラー感度を低減させる。

【0090】

送信回路13は、後述する診断シーケンスにおいては、プログラムされた種々の送信条件に従った電圧パルス、送信周波数等によって超音波を送信する。

【0091】

画像生成回路24は、走査線毎の情報からなる変換後の断層面を画素に分割して、それぞれの画素(ピクセル)をメモリアドレスに割り当てて、断層面の反射強度情報を記憶する。また、穿刺針が挿入される位置を示す穿刺ガイドラインを描くために、当該穿刺ガイドラインのドット位置をデータとして記憶している。

【0092】

ドブラ処理ユニット50は、位相検波回路51、アナログディジタルコンバータ52、MTIフィルタ53、自己相関器54、演算部55から構成され、ドブラ効果による血流成分及び穿刺針の先端部の移動成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等のドブラ画像情報を多点について求める。このドブラ画像情報は画像生成部8を介してモニタ25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてカラー表示される。

【0093】

モニタ25は、断層像に付加合成された前記穿刺針の先端部や前記穿刺ガイドライン等を後述する形態にて表示する。

【0094】

(動作)

次に、本発明に係る超音波診断装置の動作について図面を参照して以下に説明する。

【0095】

図17は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態における動作を示すフローチャートである。また、図18Aは、本実施形態において、穿刺術が行われている時のモニタ25に表示される超音波画像を示す図である。また、参考までに、穿刺術が行われている時のモニタ25に表示される従来の超音波画像を図18Bに示す。

【0096】

図17に示すように、まず、穿刺針を移動させたとき(S1)、信号処理部5及びドブラ処理ユニット50から画像生成部8にドブラ信号が送信される。ドブラ処理ユニット50は、当該信号が穿刺針の移動によって生じる信号であるか否かを判定する(S2)。

【0097】

これは、図18Bに示すように、従来では、穿刺針の画像は生体の画像に埋もれてしまい、穿刺針がどこにあるかの把握が難しいので、図18Aに示すように、信号処理部5及びドブラ処理ユニット50から画像生成部8に送信される信号のうち、Bモードの輝度及

10

20

30

40

50

び位置の情報と、ドプラモードの速度、パワー及び進行方向の情報などを用いて、イメージプロセッサ 42 で閾値判定を行って穿刺針を認識する。

【0098】

穿刺針を認識するために、イメージプロセッサ 42 が判定する閾値としては、例えば、

- (1) Bモードの輝度が高い
- (2) 穿刺ガイドライン付近の信号である
- (3) ドプラモードで速度成分をもっている
- (4) ドプラの方向と穿刺ガイドラインが示す方向とがほぼ一致する
- (5) パワー値が大きい

が挙げられ、少なくともいずれか1つの条件を満たす信号をイメージプロセッサ 42 が穿刺針と認識する。また、この閾値は、記憶部 30 に記憶され、前記閾値判定の際にイメージプロセッサ 42 が記憶部 30 から読み出す。

【0099】

一般に、穿刺針は、その針先(先端部)のみが比較的強い輝度を持つが、それ以外の部分は輝度が弱いので生体の画像に埋もれてしまう。従って、上記の条件を満たす前記ドプラ信号が認識された(S2 - Yes)場合、それは、穿刺針の移動によって生じたものであると認識され、穿刺針の先端部のBモード画像信号をイメージプロセッサ 42 がピークホールド処理する。これにより、当該穿刺針の先端部の軌跡を穿刺針全体の画像とみなすので、穿刺針の画像がより明確になり、穿刺針の動きが止まってドプラ成分が無くなった場合でも穿刺針の先端部がどこにあり、また、穿刺針全体がどのような状態にあるのかわかる。なお、イメージプロセッサ 42 によるピークホールド処理は、穿刺針が穿刺されている状態(穿刺針の挿入時、停止時、抜去時の全ての状態)において行われている。そして、穿刺針が移動しているときには、従来のドプラ測定は行われていない。

【0100】

ここで、本実施形態では、認識された穿刺針をイメージプロセッサ 42 が色付け処理することにより、視認性を高めてもよい。

【0101】

また、Bモード画像信号で認識された穿刺針の先端部分のみをイメージプロセッサ 42 が別の色に表示する処理を行えば、穿刺針先のみを強調することができ、穿刺針がどこまで進んでいるかがより明確になる。

【0102】

図19は、穿刺針が被検体内を進むときと戻るときにおいて前述の処理でピークホールドされた穿刺針の画像を示す図である。

【0103】

穿刺術では、穿刺対象部位(図中、「穿刺のターゲットとなる腫瘍」)に穿刺針を刺してから抜くという一連の動作が行われるが、上記(3)に示したように、穿刺針を刺すときにはドプラ画像信号が被検体の体表から遠ざかる成分を持ち、穿刺針を抜くときにはドプラ画像信号が近づく成分を持つ。

【0104】

そこで穿刺針を刺すとき、すなわちドプラ画像信号が遠ざかる成分を持つとき(図17中、S3 - Yes)には上記のように穿刺針(先端部)の軌跡を残し(図17中、S4)、穿刺針を抜くとき(図17中、S3 - No)、すなわち、ドプラ画像信号が被検体の体表に近づく成分を持つことを検出したときには、前述の処理でピークホールド表示された穿刺針の先端部の軌跡に対して、その移動変位分を消す(図17中、S5)という処理をイメージプロセッサ 42 が行う。

【0105】

これにより、穿刺針を抜いた後でも穿刺針の軌跡が残ってしまうことがなくなる。

【0106】

図20は、穿刺針が穿刺ガイドラインの表示角度とずれた場合に穿刺ガイドラインの角度を自動補正して再表示するときの図を示している。

10

20

30

40

50

## 【0107】

通常、穿刺時には、穿刺ガイドラインと呼ばれるライン（例えば点線）を画像処理部40が画像生成処理し、それを制御回路6がモニタ25（超音波画像上）に重畳表示させ、穿刺針の挙動（被検体への挿抜）表示と対比できるようにしている。

## 【0108】

しかしながら、生体内の組織の影響により、穿刺針に歪みが生じ、穿刺ガイドラインが示す方向と同じ方向に穿刺針が進まない場合がある。

## 【0109】

そのため、前記処理で表示された穿刺針の先端部の軌跡から、直線回帰演算等の処理をイメージプロセッサ42で行い、それによって得られた結果を制御回路6が、穿刺針が進む方向を予測して穿刺ガイドラインとのずれを補正しモニタ25に再表示させる。

10

## 【0110】

具体的に、穿刺ガイドラインは、Bモード画像信号によって特定された超音波画像上での穿刺針の経時的な位置に基づいて制御回路6が直線回帰演算を行い、穿刺ガイドラインが表示されるべき位置を求めた上で、表示用イメージメモリ23に穿刺ガイドラインを書き込むことによって行われる。すなわち、Bモード画像信号によって特定された経時的な穿刺針の先端の位置（ドット）を、統計学的なデータと考え、統計処理の一つである直線回帰演算を行うことで、ドットの関係を示す直線を近似して穿刺針が進行していくと予測できる直線が穿刺ガイドラインとして表示される。

## 【0111】

このようにすることにより、被検者に穿刺を実施する前に行う穿刺針の超音波画像と穿刺針が挿入される位置を示す穿刺ガイドラインの位置と角度の補正処理を手動で行っていた工数の削減を行うことができる。また直線回帰演算回路を設けるだけで、穿刺ガイドラインの補正を行うことができるため、安価なユニットで補正を行うことができる。

20

## 【0112】

また、本実施形態の穿刺ガイドラインは、一本の直線ではなく、ある任意の角度を持った二本の直線として表示されても良い。ここで補正された穿刺ガイドラインの位置と角度が、補正する値として予想しうる最大のガイドラインの位置と角度を超えていた場合には、検者にエラーメッセージを表示し、再度補正をし直すように促しても良い。

## 【0113】

例えば、最初に、イメージプロセッサ42によって生成された穿刺ガイドラインを67degで制御回路6がモニタ25に表示し、後に、穿刺針が67degから63degにずれた場合でも、その穿刺針の角度を検知してイメージプロセッサ42が穿刺ガイドラインを63degに補正処理し、その結果を制御回路6がモニタ25に再表示するので、穿刺針が進む方向を穿刺ガイドラインとして表示できる。

30

## 【0114】

また、穿刺針が穿刺ガイドラインに対して67degから50degのように大きくずれた場合には、イメージプロセッサ42が「正確に穿刺できません」等のメッセージを超音波画像上に表示するようにモニタに指示する。従って、このメッセージを認知した検者は、穿刺をやり直す機会を得る。

40

## 【0115】

このような表示をすることにより、検者は、穿刺針が穿刺ガイドラインから著しくずれたことを確認できるため、被検者に危害を加えることを未然に防ぐことができる。

## 【0116】

図21は、本実施形態において、穿刺針が曲線状に曲がったときにモニタに表示する穿刺ガイドラインを示す図である。

## 【0117】

図21に示すように、穿刺針が曲線状に曲がった場合には、穿刺ガイドラインのずれの補正法として、制御回路6が2次回帰演算等を行なって得られた画像データ（超音波画像上の座標情報）により、曲線化された穿刺ガイドラインを表す。

50

## 【0118】

このときも、制御回路6は、前記Bモード画像信号によって特定された超音波画像上での穿刺針の経時的な位置(座標)に基づいて2次回帰演算を実行する。また、制御回路6は、この演算によって得られた超音波画像上における座標を曲線状の穿刺ガイドラインとして表示用イメージメモリ23に書き込み、その情報を制御回路6がモニタ25に表示させるのである。このようにすることにより、穿刺針が曲線状に曲がっても、制御回路6が予測される穿刺針の経路を算出し、これをモニタ25が表示するので、安価なユニットで補正を行うことができる。

## 【0119】

(第7の実施形態)

次に、第7の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、第1乃至第5のいずれかの実施形態に係る穿刺モード又は穿刺マニュアルモードに従う映像化において、第6の実施形態に係る穿刺ガイドライン強調表示を行うものである。

## 【0120】

すなわち、制御回路6は、第1乃至第5のいずれかの実施形態に係る映像化モード(オート穿刺モード又は穿刺マニュアルモード)に従って取得された画像データを用いて、第6の実施形態に係る穿刺ガイドライン強調表示を実行するように、可変ゲイン増幅器41、イメージプロセッサ42、表示用イメージメモリ23、画像生成回路24等を制御する。

## 【0121】

例えば、第1の実施形態に係る穿刺モードを用いた映像化において穿刺ガイドライン強調表示を行う場合には、図6のステップS6において、図17に示した処理が実行される。すなわち、制御回路6、イメージプロセッサ42等は、穿刺モード画像データ、穿刺マニュアルモード画像データを用いて、ピークホールド処理、穿刺ガイドラインの角度補正処理等を行う。また、ドプラ処理ユニット50は、各走査線につき少なくとも2レート以上離れた二つの反射波(第1及び第3の送信超音波のそれぞれに対応する反射波)を少なくとも用いて、ドプラモードでの速度成分検出を行う。制御回路6、イメージプロセッサ42等は、得られた速度成分を用いて、穿刺針の認識等を実行する。

## 【0122】

このような構成によれば、第1乃至第5のいずれかの実施形態に係る映像化モードにより、穿刺針の動きに起因するモーションアーチファクトを好適に映像化させつつ、穿刺ガイドラインを強調表示により、正確且つ視認性の高い穿刺ガイドラインを超音波画像上に表示することができる。その結果、医療行為のさらなる質の向上に寄与することができる。

## 【0123】

(1)本実施形態に係る各機能は、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。

## 【0124】

(2)上記各実施形態においては、穿刺針視認性向上を例に説明した。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、生体の動き等のその他の臨床に有益な情報を観察する場合にも活用することができる。

## 【0125】

(3)上記各実施形態においては、複数の超音波走査線の各々に対して、3回の超音波送信(又はダミーレートを含む3回の超音波送信)を行う場合を例に説明を行った。しかしながら、各走査線に対して行う超音波送信を3回に限定する趣旨ではなく、より多くの超音波送信を実行する構成であってもよい。係る構成の場合であっても、少なくとも2レート以上時間的に離れた二つの送信超音波に基づくエコー信号を利用することにより、従

10

20

30

40

50

来に比して穿刺針等をより好適に映像化することが可能である。

【0126】

(4) 上記全ての実施形態において、超音波の特性から、送信超音波の極性の入れ替え(全ての正極性を負極性とし、全ての負極性を正極性とする入れ替え)については対称性が成立することは、言うまでもない。

【0127】

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。

【産業上の利用可能性】

【0128】

以上本発明によれば、例えば超音波ガイド下における穿刺術において穿刺針の視認性を向上できる機能を有する超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0129】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成の一例を示した図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る穿刺モード機能によって取得される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。 20

【図4】図4は、本穿刺モード機能によって実行される超音波画像表示の一例を示した図である。

【図5】図5は、本穿刺モード機能によって実行される超音波画像表示の他の例を示した図である。

【図6】図6は、穿刺モードにおいて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る穿刺モード機能によって取得される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。 30

【図9】図9は、第3の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。

【図10】図10は、第3の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

【図11】図11は、第4の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。

【図12】図12は、第4の実施形態に係る穿刺モード機能によって実行される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

【図13】図13は、第5の実施形態に係る穿刺マニュアルモード機能によって実行されるスキャンシーケンスを説明するための概念図である。 40

【図14】図14は、第5の実施形態に係る穿刺マニュアルモード機能によって取得される超音波エコー信号の信号処理を説明するための概念図である。

【図15】図15は、第5の実施形態に係る穿刺マニュアルモードにおいて実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図16】図16は、第6の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

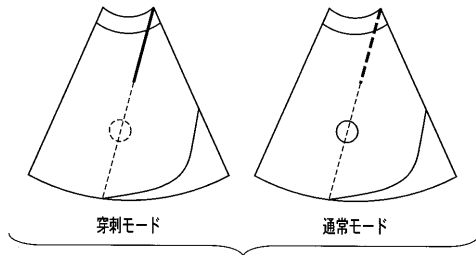
【図17】図17は、第6の実施形態に係る超音波診断装置の実施形態における動作を示すフローチャートである。

【図18A】図18Aは、第6の実施形態において、穿刺術が行われている時のモニタ 50



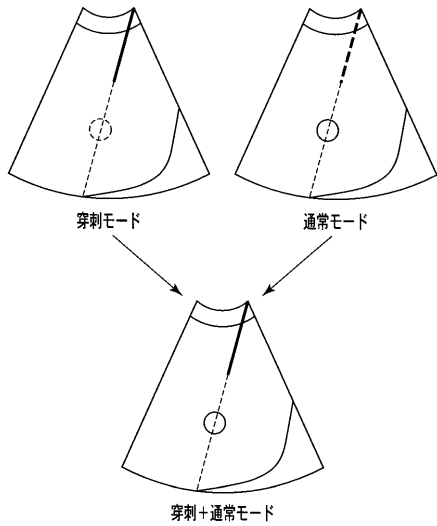
【 図 4 】

図 4



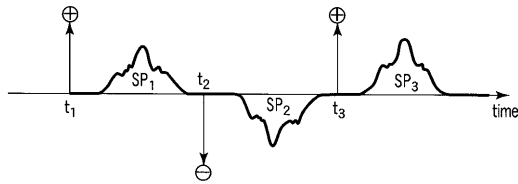
【 図 5 】

図 5



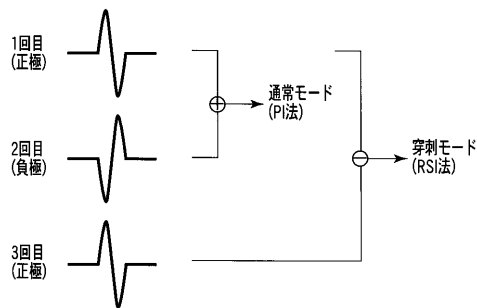
【 図 7 】

図 7



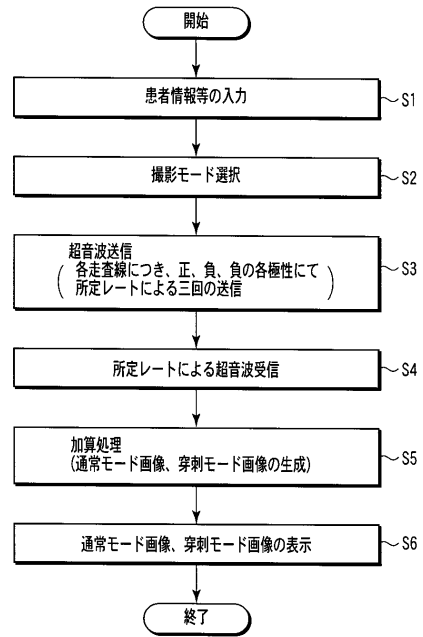
【 図 8 】

図 8



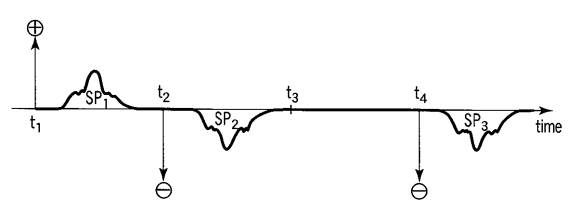
【 図 6 】

図 6



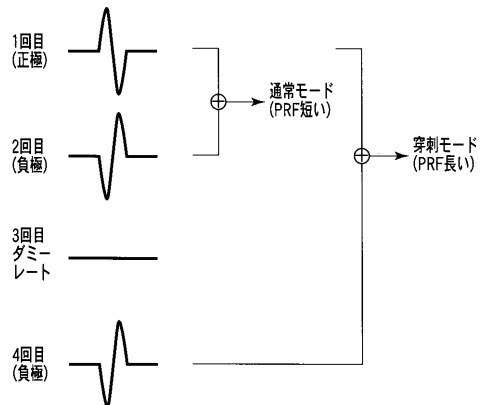
【 図 9 】

図 9



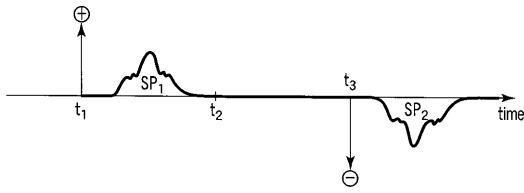
【 図 10 】

図 10



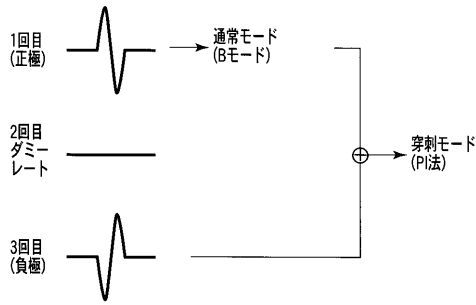
【図 1 1】

図 11



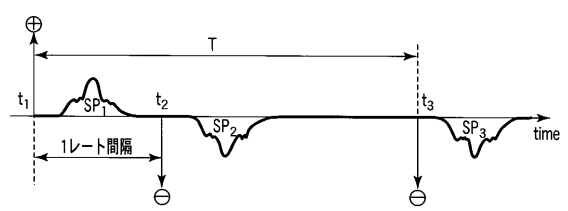
【図 1 2】

図 12



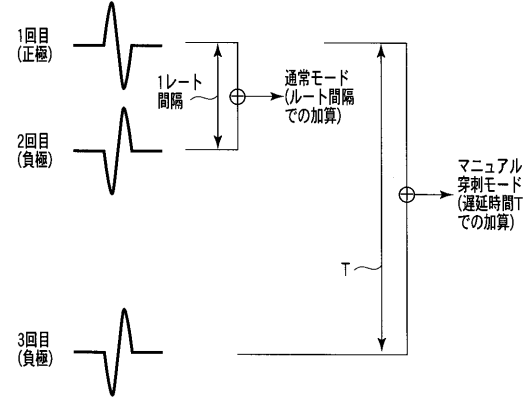
【図 1 3】

図 13



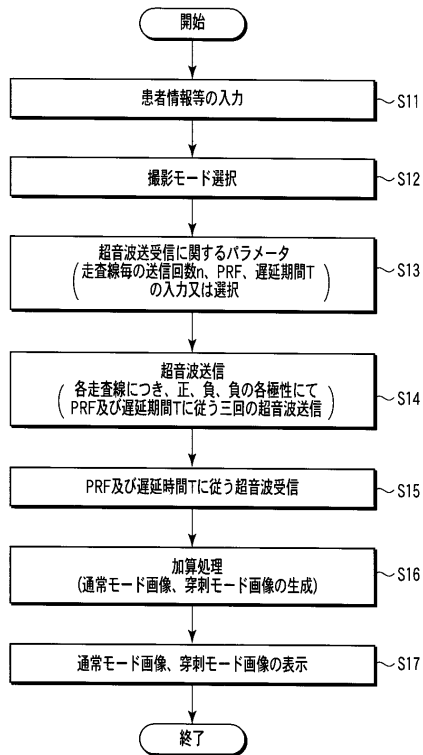
【図 1 4】

図 14



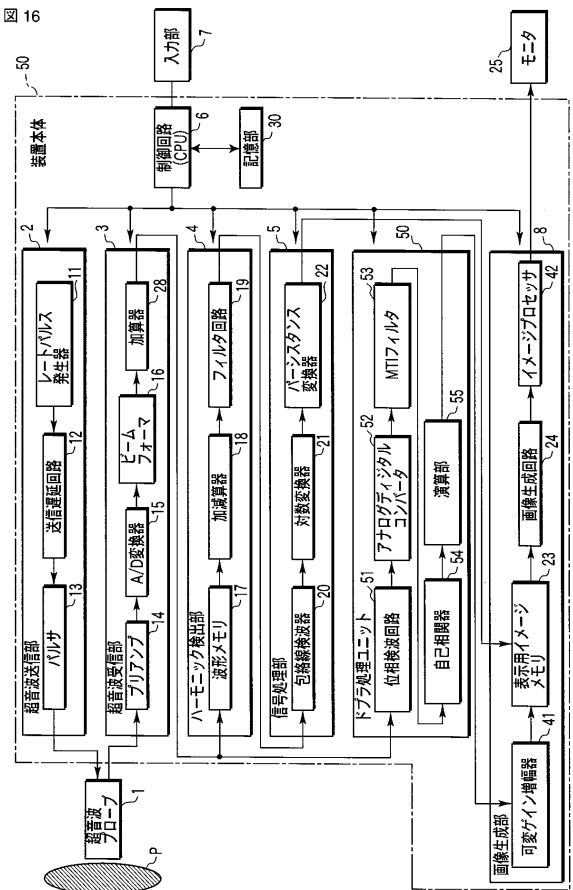
【図 1 5】

図 15



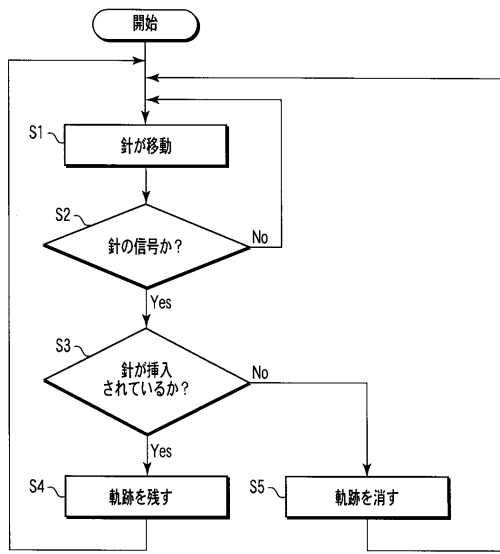
【図 1 6】

図 16



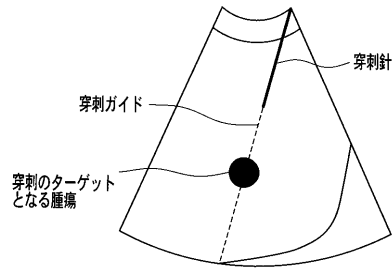
【 図 17 】

図 17



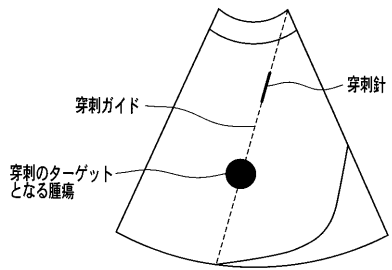
【 図 18 A 】

図 18A



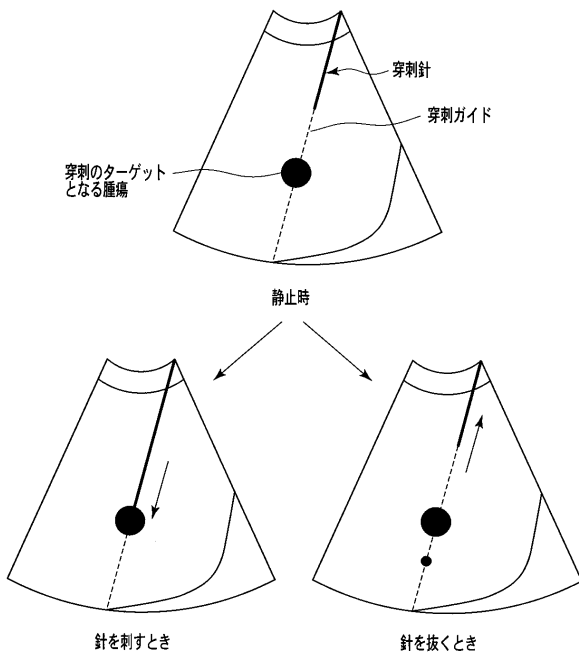
【 図 18 B 】

図 18B



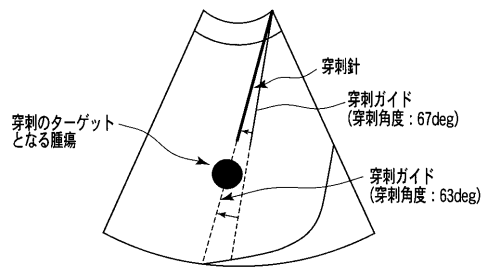
【 図 19 】

図 19



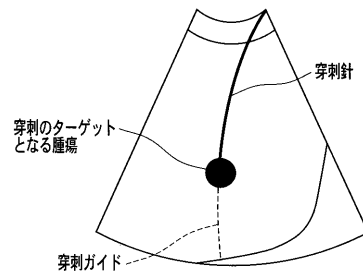
【 図 20 】

図 20



【 図 21 】

図 21



## フロントページの続き

- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 中屋 重光  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 瀧口 宗基  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 市岡 健一  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 掛江 明弘  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 滝本 雅夫  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 鷲見 篤司  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- Fターム(参考) 4C601 DE09 DE14 EE30 FF03 HH13 JB45 JC21 KK24 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006150069A</a>	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2005306030	申请日	2005-10-20
[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	中屋重光 瀧口宗基 市岡健一 掛江明弘 滝本雅夫 鷺見篤司		
发明人	中屋 重光 瀧口 宗基 市岡 健一 掛江 明弘 滝本 雅夫 鷺見 篤司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE30 4C601/FF03 4C601/HH13 4C601/JB45 4C601/JC21 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	2004306125 2004-10-20 JP 2004314345 2004-10-28 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置及其控制方法，该超声波诊断装置具有能够在超声波引导下穿刺时提高穿刺针的可视性的功能。解决方案：对于多个超声扫描线中的每一个，基于预定的速率周期以正，负和负极性执行三次超声波传输，并且以相同的速率执行传输。接收由于每个超声波产生的回波信号。在每条扫描线中，通过添加基于第一正超声波的回波信号和基于第二负超声波的回波信号来生成正常模式图像。此外，在每条扫描线中，通过添加基于第一正超声波的回波信号和基于第三负超声波的回波信号来生成穿刺模式图像数据。生成的正常模式图像和穿刺模式图像以预定形式显示。 [选中图]图3

