

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5142675号
(P5142675)

(45) 発行日 平成25年2月13日(2013.2.13)

(24) 登録日 平成24年11月30日(2012.11.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 22 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-294584 (P2007-294584)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年11月13日(2007.11.13)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-118961 (P2009-118961A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年6月4日(2009.6.4)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年10月21日(2010.10.21)		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	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

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プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

駆動信号にしたがって被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する駆動ユニットと、

前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像を表示する表示ユニットと、

前記被検体の三次元領域を第1のポリウムレートでスキャンする第1のスキャンと、前記第1のポリウムレートより高いポリウムレートで前記三次元領域より狭い、前記三次元領域の一部をスキャンする第2のスキャンとを切り替えるように、前記駆動ユニットを制御する制御ユニットと

を具備し、

前記制御ユニットは、前記被検体に挿入される穿刺針が静止状態か否かを判定し、静止状態と判定した場合に前記第2のスキャンから前記第1のスキャンへ切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記超音波プローブは、機械式一次元アレイプローブであり、

前記制御ユニットは、前記超音波プローブの走査面の煽り幅を変化させることで前記第1及び第2のスキャンに切り替えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記超音波プローブは、二次元アレイプローブであり、

前記制御ユニットは、前記駆動信号の遅延時間を変化させることで前記第 1 及び第 2 のスキャンに切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御ユニットは、前記穿刺針が所定の時間以上静止していると判定した場合には、所定の回数だけ前記第 1 のスキャンを実行することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御ユニットは、前記所定の時間及び前記所定の回数の少なくともいずれか一方の指定を受け付けることをさらに特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御ユニットは、前記穿刺針の静止状態を前記超音波画像から画像認識により検出することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御ユニットは、前記穿刺針の静止状態を基準とする撮像時刻の異なる超音波画像間の相関から検出することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

穿刺対象の位置が予め決められている場合に、前記穿刺針と前記穿刺対象との間の距離を測定する測定ユニットをさらに具備し、

前記制御ユニットは、前記距離が所定の閾値以内になったときに前記第 1 のスキャンに切り替えることをさらに特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示ユニットは、前記第 2 のスキャン中において、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像をリアルタイム表示すると共に、直前の第 1 のスキャンにより得られた少なくとも一つの超音波画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示ユニットは、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像に比して、前記第 1 のスキャンで得られた少なくとも一つの超音波画像の輝度を下げて表示することを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示ユニットは、前記第 1 のスキャンで得られた少なくとも一つの超音波画像を次の第 1 のスキャンまでフリーズ表示することを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示ユニットは、前記第 1 のスキャンで得られた少なくとも一つの超音波画像を、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像に直交する少なくとも一つの断面として表示することを特徴とする請求項 9 乃至 11 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示ユニットは、前記第 1 のスキャンで得られた少なくとも一つの超音波画像を、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像中の穿刺ラインと直交する第 1 の断面と、前記第 2 のスキャン領域に対応する超音波画像中の穿刺ラインを含み前記第 1 の断面と直交する第 2 の断面として表示することを特徴とする請求項 9 乃至 11 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示ユニットは、前記第 1 のスキャンで得られた少なくとも一つの超音波画像を、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像中の穿刺針と直交する第 1 の断面と、前記第 2 のスキャンで得られた超音波画像中の穿刺針を含み前記第 1 の断面と直交する第 2 の断面として表示することを特徴とする請求項 9 乃至 11 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記制御ユニットは、前記第 1 のスキャンにおいては、ハーモニック像を取得するためのスキャンとファンダメンタル像を取得するためのスキャンとが交互に実行されるように、前記駆動ユニットを制御し、

前記表示ユニットは、前記ハーモニック像と前記ファンダメンタル像とを並列に表示すること

を特徴とする請求項 1 乃至 14 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記制御ユニットは、前記第 1 のスキャンにおいては、ハーモニック像を取得するためのスキャンが実行されるように、前記駆動ユニットを制御し、

前記画像生成ユニットは、前記スキャンによって得られたエコー信号をもとに、前記ハーモニック像及びファンダメンタル像を生成し、

前記表示ユニットは、前記ハーモニック像と前記ファンダメンタル像とを並列に表示すること

を特徴とする請求項 1 乃至 14 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記制御ユニットは、前記第 1 のスキャンを実行する間に、前記第 2 のスキャンを少なくとも一回実行するように、前記駆動ユニットを制御することを特徴とする請求項 1 乃至 16 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記第 2 のスキャンは、前記三次元領域の一断面をスキャンすることを特徴とする請求項 1 乃至 17 のうちいずれか記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

駆動信号にしたがって被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する駆動ユニットと、

前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像を表示する表示ユニットと、

前記被検体に挿入される穿刺針の移動量に応じて、被検体の三次元領域を第 1 のボリュームレートでスキャンする第 1 のスキャンと、前記第 1 のボリュームレートより高いボリュームレートで前記三次元領域より狭い領域をスキャンする第 2 のスキャンとを切り替えるように、前記駆動ユニットを制御する制御ユニットと
を具備し、

前記制御ユニットは、前記穿刺針が所定の時間以上静止していると判定した場合には、所定の回数だけ前記第 1 のスキャンを実行し、前記所定の時間及び前記所定の回数の少なくともいずれか一方の指定を受け付けることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 20】

駆動信号にしたがって被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する駆動ユニットと、

前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像を表示する表示ユニットと、

前記被検体に挿入される穿刺針の移動量に応じて、被検体の三次元領域を第 1 のボリュームレートでスキャンする第 1 のスキャンと、前記第 1 のボリュームレートより高いボリュームレートで前記三次元領域より狭い領域をスキャンする第 2 のスキャンとを切り替え

るように、前記駆動ユニットを制御する制御ユニットと、

穿刺対象の位置が予め決められている場合に、前記穿刺針と前記穿刺対象との間の距離を測定する測定ユニットと
を具備し、

前記制御ユニットは、前記距離が所定の閾値以内になったときに前記第 1 のスキャンに切り替えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 1】

駆動信号にしたがって被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する駆動ユニットと、

前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波画像を表示する表示ユニットと、

前記被検体に挿入される穿刺針の移動量に応じて、被検体の三次元領域を第 1 のボリュームレートでスキャンする第 1 のスキャンと、前記第 1 のボリュームレートより高いボリュームレートで前記三次元領域より狭い領域をスキャンする第 2 のスキャンとを切り替えるように、前記駆動ユニットを制御する制御ユニットと
を具備し、

前記画像生成ユニットは、前記第 1 のスキャンに基づきハーモニック像とファンダメンタル像とを生成し、

前記表示ユニットは、前記ハーモニック像と前記ファンダメンタル像とを並列に表示すること

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2 2】

被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、

コンピュータに、

前記被検体の三次元領域を第 1 のボリュームレートでスキャンする第 1 のスキャンと、前記第 1 のボリュームレートより高いボリュームレートで前記三次元領域より狭い、前記三次元領域の一部をスキャンする第 2 のスキャンとを切り替える機能を実行させ、

前記被検体に挿入される穿刺針が静止状態か否かを判定し、静止状態と判定した場合に前記第 2 のスキャンから前記第 1 のスキャンへ切り替えることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、穿刺治療において、煩雑な操作を少なくし検査効率を上げることができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、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、近年の超音波撮像装置においては、三次元スキャンをリアルタイムに行い（以下四次元スキャン）、対象部位を経時的にボリュームとして観察することが可能な装置が開発、製品化されている。四次元スキャンを行うことによる有用性は、いろいろと挙げられ

10

20

30

40

50

るが、とくに穿刺治療分野での期待が大きい。従来Bモードでは断層像の映像法のために、プローブ位置を固定した場合に腫瘍と針の関係を二次元面内でしか見ることができなかった。そのためにプローブのスライス方向の針と腫瘍位置のズレを把握することができないことが問題になっていた。ポリウムデータを取得すれば立体的に針と腫瘍の位置を確認できるので、上記の問題を解決できると期待される。

【0004】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2000-185041公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

ところが、四次元スキャンする場合には画質とポリウムレート（超音波走査の繰り返し周期）はトレードオフの関係にあり、四次元スキャンしながら穿刺を行う場合、二次元スキャンに比べ低画質、低ポリウムレートの状況下で行わなくてはならず、特に腫瘍が小さい場合や周辺臓器とのコントラストが小さい場合には腫瘍が見えにくく正確な治療が行えないおそれがある。また、表示の更新が遅くなり医師にストレスを与えてしまう。

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、その目的とするところは、煩雑な操作を少なくし検査効率を上げることができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

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。

本発明の第1の視点は、駆動信号にしたがって被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブと、前記超音波プローブに前記駆動信号を供給する駆動ユニットと、前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記超音波画像を表示する表示ユニットと、前記被検体に挿入される穿刺針の移動量を検出する検出ユニットと、前記移動量に応じて、前記被検体の三次元領域を第1のポリウムレートでスキャンする第1のスキャンと、前記第1のポリウムレートより高いポリウムレートで前記三次元領域の一部をスキャンする第2のスキャンとを切り替えるように、前記駆動ユニットを制御する制御ユニットとを具備することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0008】

本発明の第2の視点は、被検体を超音波走査し、前記被検体からの反射波を受信し、エコー信号を発生する超音波プローブを備える超音波診断装置を制御するためのプログラムであって、コンピュータに、前記被検体に挿入される穿刺針の移動量を検出する機能と、前記移動量に応じて、前記被検体の三次元領域を第1のポリウムレートでスキャンする第1のスキャンと、前記第1のポリウムレートより高いポリウムレートで前記三次元領域の一部をスキャンする第2のスキャンとを切り替える機能とを実行させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

40

【発明の効果】

【0009】

以上本発明によれば、煩雑な操作を少なくし検査効率を上げることができる超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム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】

【0010】

以下、本発明の一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。

【0011】

50

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 12、入力装置 13、モニター 14、送受信ユニット 21、B モード処理ユニット 22、ドブラ処理ユニット 23、画像生成回路 24、制御プロセッサ 25、内部記憶装置 26、インタフェース部 29、画像メモリ 30a 及びソフトウェア格納部 30b を有する記憶部 30 を具備している。装置本体 10 に内蔵される送受信ユニット 21 等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0012】

超音波プローブ 12 は、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リング材等を有している。また、三次元スキャンを行う為に、振動子を二次元の格子状に配置した構造の二次元アレイプローブや、一次元の振動子アレイを機械的に煽動させる機械式四次元プローブがある。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体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0013】

入力装置 13 は、装置本体 10 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 10 にとりこむためのトラックボール 13a、各種スイッチ 13b をはじめ、ボタン、マウス、キーボード等を有している。

【0014】

モニター 14 は、画像生成回路 24 から出力され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。

【0015】

送受信ユニット 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。この遅延情報を変化させることで、プローブ振動子面からの送信方向を任意に調整することが可能となる。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。

【0016】

なお、送受信ユニット 21 は、制御プロセッサ 25 の指示に従って後述する本実施形態のスキャンを実行するために、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0017】

また、送受信ユニット 21 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。

【0018】

Bモード処理ユニット22は、送受信ユニット21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、画像生成回路24に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

【0019】

ドプラ処理ユニット23は、送受信ユニット21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。得られた血流情報は画像生成回路24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モニター14にカラー表示される。

10

【0020】

画像生成回路24は、超音波スキンの走査線信号列を、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し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成回路24は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。さらに、三次元データを構築する場合は、三次元的にスキャンして得られた走査線信号列を、レンダリングと呼ばれる処理によりボリュームデータが生成される。

【0021】

針やプローブ位置の動きは位置センサユニット31や、画像メモリ30a内の超音波画像からソフトウェア格納部30b内の画像認識プログラムによって検出される。これらの動きに応じて送受信ユニット21において三次元スキャンと二次元スキャンとが切り替えられる。

20

【0022】

制御プロセッサ(CPU)25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手段である。制御プロセッサ25は、内部記憶装置26から後述するスキャンシーケンス、さらにMPRの表示、針の自動検出等を実行するための制御プログラムを読み出してソフトウェア格納部30b上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0023】

内部記憶装置26は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、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、その他のデータ群を格納している。特に、内部記憶装置26は、超音波送受信を行うため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保管している。また、必要に応じて、画像メモリ30a中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置26のデータは、インタフェース回路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。

30

【0024】

インタフェース部29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、インタフェース部29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。

40

【0025】

画像メモリ30aは、画像生成回路24から受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。また、画像メモリ30aは、送受信ユニット21直後の出力信号(radio frequency(RF)信号と呼ばれる)、送受信ユニット21通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【0026】

(基本的なスキャンシーケンス)

次に、本超音波診断装置が実行する基本的なスキャンシーケンスについて、図2乃至図

50

5を参照しながら説明する。図2は、基本的なスキャンシーケンスを示したフローチャートである。本スキャンシーケンスは、穿刺治療の際に、図3に示すように三次元領域をスキャンするポリウムスキャンと、図4に示すようにポリウムスキャンの領域の一部をポリウムスキャンより高ポリウムレートでスキャンする厚み付き二次元スキャンとを切り替えて実行するものである。なお、ポリウムスキャン及び厚み付き二次元スキャンの方法には、限定はない。例えば、一次元アレイプローブの通常スキャン断面（Aプレーンと呼ぶ）をそれぞれ所定の厚み（厚み付き二次元スキャンの場合には、1～2cm程度等）で煽動させるスキャンすることで、ポリウムスキャン及び厚み付き二次元スキャンを実現することができる。また、図5に、操作パネルの構成を示す。スイッチ52がオンに設定された場合に、図2に示したスキャンシーケンスが実行されるものとする。

10

【0027】

図2において、制御プロセッサ25はスイッチ52がオフからオンに設定されたときに、ポリウムスキャンを1回行うように送受信ユニット21を制御する（ステップS2a）。そして、送受信ユニット21は厚み付き二次元スキャンに変更して繰り返し実行する（ステップS2b）。

【0028】

厚み付き二次元スキャンが行われている間、制御プロセッサ25は、穿刺針の位置を位置センサ31や厚み付き二次元スキャンにより得られた超音波画像から画像認識により検出し（ステップS2c）、穿刺針の位置から針の移動量を算出する（ステップS2d）。針の移動量は、単位時間に針が移動した距離であり、例えば、基準とする撮像時刻の異なる超音波画像間の相関から求めることができる。

20

【0029】

制御プロセッサ25は、上記算出された移動量と予め決められた閾値とを比較する（ステップS2e）。移動量が上記閾値以上の場合には、針は動いている（医師は穿刺針を挿入中である）と判定し、ステップS2cに移行し、送受信ユニット21は引き続き高ポリウムレートの厚み付き二次元スキャンを行う。

【0030】

一方、移動量が上記閾値より小さい場合、つまり針が停止していると認識される場合には、さらに、何秒間停止状態であるかを判定する（ステップS2f）。そして、制御プロセッサ25は、例えば、T秒間停止状態であった場合に、医師が針位置を確認中であると判定するための目安となる t_1 秒と、針が穿刺対象に達したと判定するための目安となる t_2 秒（ $t_2 > t_1$ ）とを基準にして状況を判定する。

30

【0031】

$T < t_1$ の場合には、一瞬の停止であったと判断し、制御プロセッサ25は厚み付き二次元スキャンを継続させる（ステップS2b）。 $t_1 < T < t_2$ の場合にはステップS2gに移行し、制御プロセッサ25は、送受信ユニット21にポリウムスキャンを予め決められたN回行わせた後、厚み付き二次元スキャンに切り替える（ステップS2b）。 $T > t_2$ の場合には、制御プロセッサ25は送受信ユニット21をポリウムスキャンに固定する（ステップS2h）。

【0032】

なお、上記 t_1 、 t_2 の値は、例えば、図5に示したスイッチ50を操作することによって指定できる。また、医師が針位置を確認中の場合にポリウムスキャンを行う回数Nは、スイッチ51を操作することによって指定できる。

40

【0033】

（超音波画像の表示について）

図6は、モニタ14に表示される超音波画像の一例を示す図である。図7は、図6に示した超音波画像の断面を示す図である。図6及び図7において破線は穿刺ガイドラインを示している。画像61は一次元アレイプローブの通常スキャン断面71に、画像62は断面71に垂直で穿刺ガイドラインに水平な断面72に、画像63は穿刺ガイドラインに垂直な断面73に対応する。

50

【 0 0 3 4 】

厚み付き二次元スキャン中は、図 6 中の画像 6 1 が高ポリウムレートで更新され、ポリウムスキャンに切り替わった際には、0.5 秒に一回程度で画像 6 1, 6 2, 6 3 が更新される。再び厚み付き二次元スキャンに切り替わると画像 6 2, 6 3 がフリーズ表示される。このとき、画像 6 2, 6 3 の輝度のトーンを画像 6 1 に比して落として表示することもできる。このようにするとリアルタイム表示されている画像とフリーズ表示されている画像とを区別しやすくなる。

【 0 0 3 5 】

なお、針とプローブの相対的な動きがなくなったときに厚み付き二次元スキャンからポリウムスキャンに切り替わることと、ポリウムスキャンに要する時間がおおよそ 0.5 秒程度なことから、画像 6 1 は、ほぼリアルタイムに表示される。さらに、ポリウムスキャンを実行する間に厚み付き二次元スキャンを複数回実行するようにすることで、画像 6 1 のリアルタイム表示を保持することができる。

10

【 0 0 3 6 】

ちなみに、図 7 中の断面 7 2 及び 7 3 は、穿刺ガイドラインを軸とした断層像を例として示したが、これに限定されるものではない。断面 7 1 と単純な直交断面としてもよいし、ポリウムスキャンで得られた超音波画像中で認識された穿刺針を含む断面および認識された穿刺針と直交する断面としてもよい。

【 0 0 3 7 】

以上述べたように上記実施形態によれば、穿刺針を挿入するときは二次元スキャンもしくは微小な厚み付きの二次元スキャンを高ポリウムレートで行い、穿刺針の動きが止まったときに自動的にポリウムスキャンが行われる。動きの検出手段には、例えば磁気位置センサや、画像認識技術を用いて行う。また超音波プローブも機械式一次元アレイプローブ、二次元アレイプローブの両者に対して適用可能である。

20

【 0 0 3 8 】

例えば、穿刺対象が肝臓の場合、体表から腫瘍までの距離が長いため、一発で針を穿刺対象に刺すことは難しく、穿刺の途中で針の軌道修正を行うことがある。そんなときに針を止めて位置を確認し、さらに軌道修正する方向を決定する。

【 0 0 3 9 】

なお、針のズレを認識する方法としては、上記特許文献 1 に記載したような方法を用いるのが望ましい。つまり、厚み付き二次元スキャンで針を挿入中にズレを認識し、起動修正を行うような際に最も効果が奏せられる。

30

【 0 0 4 0 】

したがって、上記実施形態によれば、針を挿入中は高分解能、高ポリウムレートな画像で針位置を確認でき、針を停止させれば針と腫瘍の立体的な位置関係を把握できるようになる。これにより、穿刺治療において煩雑な操作をさせることなく正確な治療を行うことができる超音波診断装置及び超音波診断制御プログラムを提供することが可能となる。

【 0 0 4 1 】

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。

40

【 0 0 4 2 】

(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。

【 0 0 4 3 】

(2) 上記実施形態において、さらに穿刺対象の位置が予め決められている場合に、制

50

御プロセッサ 25 は、位置センサ 31 または画像認識等により穿刺針と穿刺対象との間の距離を測定し、この距離が所定の閾値以内になったときにボリュームスキャンに切り替えるようにすることもできる。このようにすると、穿刺針が腫瘍に近づくとき移動量にかかわらずボリュームスキャンになるため、さらに利便性が向上する。

【0044】

(3) 上記実施形態において、超音波造影剤投与下で造影剤を映像化するためのハーモニック像と、周囲組織を映像化するファンダメンタル像とを取得するためのスキャンが交互に実行される場合には、制御プロセッサ 25 は、ボリュームスキャンにおいては、ハーモニック像とファンダメンタル像とを交互にスキャンするように送受信ユニット 21 を制御し、ハーモニック像とファンダメンタル像とを並列にモニタ 14 に表示するようにする。また、制御プロセッサ 25 は、ハーモニック像を取得するためのスキャンのみが実行されるように送受信ユニット 21 を制御し、Bモード処理ユニット 22 においてこのスキャンによって得られたエコー信号からファンダメンタル成分を抽出してファンダメンタル像を生成することもできる。

10

【0045】

(4) 上記実施形態において、厚み付き二次元スキャンに代えて、厚みの無い一断面(Aプレーン)をスキャンする二次元スキャンにしても良い。このようにすると、針の挿入中には、Aプレーンの超音波画像をさらに高フレームレートで表示することが可能となる。

【0046】

20

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】

【0047】

以上本発明によれば、穿刺治療において、穿刺針の位置を超音波画像により確認しながら挿入するときに、煩雑な操作をさせることなく正確な治療を行うことができる超音波診断装置及び超音波診断プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

30

【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、基本的なスキャンシーケンスの一例を示すフローチャートである。

【図3】図3は、ボリュームスキャンを示す図である。

【図4】図4は、厚み付き二次元スキャンを示す図である。

【図5】図5は、操作パネルの構成の一例を示す図である。

【図6】図6は、モニタに表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図7】図7は、図6に示した超音波画像の断面を示す図である。

【符号の説明】

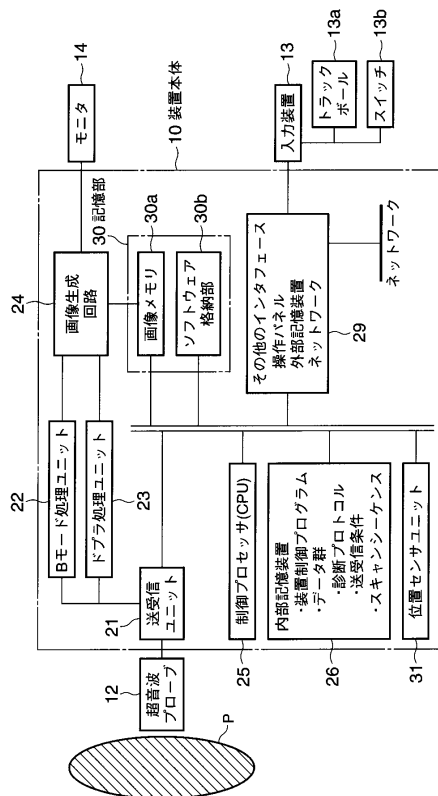
【0049】

40

10...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、13a...トラックボール、13b...スイッチ、14...モニタ、21...送受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドブラ処理ユニット、24...画像生成回路、25...制御プロセッサ、26...内部記憶装置、29...インタフェース部、30...記憶部、30a...画像メモリ、30b...ソフトウェア格納部、31...位置センサユニット。

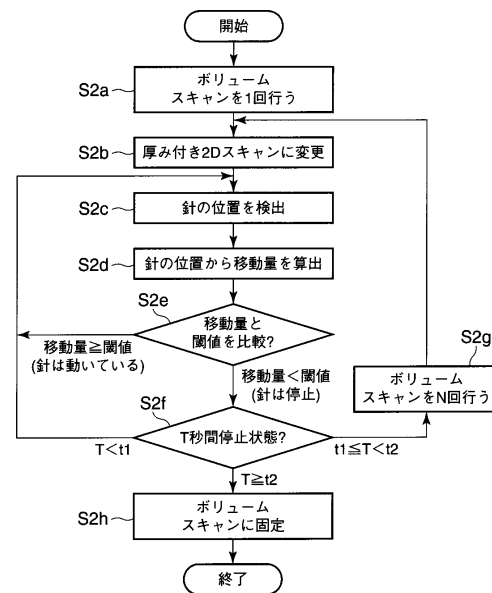
【図 1】

図 1



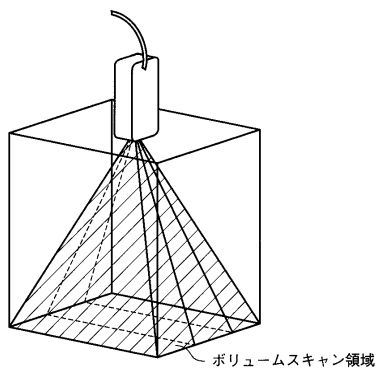
【図 2】

図 2



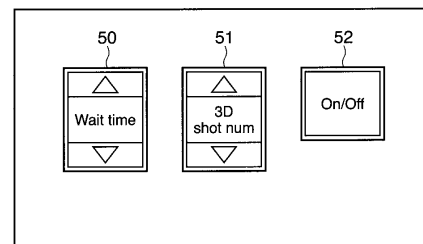
【図 3】

図 3



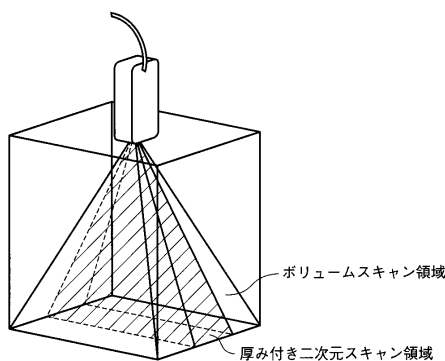
【図 5】

図 5



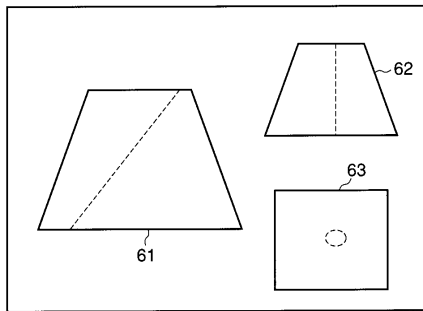
【図 4】

図 4



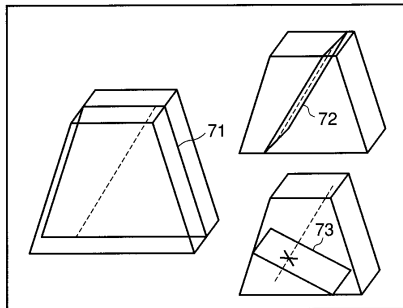
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロントページの続き

(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 100092196
弁理士 橋本 良郎
(74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
(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 吉田 哲也
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

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 2 3 1 1 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 6 3 3 8 6 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 1 4 6 8 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 1 6 6 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 6 9 0 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	JP5142675B2	公开(公告)日	2013-02-13
申请号	JP2007294584	申请日	2007-11-13
[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)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉田 哲也		
发明人	吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DE08 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/JC37		
代理人(译)	中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP2009118961A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置和超声波诊断装置控制程序，在不进行穿刺处理的复杂操作的情况下进行精确的处理。ŽSOLUTION：控制处理器25通过位置传感器单元31检测到的穿刺针的位置来计算移动量。当判断出穿刺针正在移动移动量时，发送/接收单元21执行二维以高体积率扫描或二维扫描，具有精细厚度。另一方面，当判断出穿刺针的移动被移动量停止时，控制处理器25控制发送/接收单元21以切换到体积扫描。Ž

【 図 2 】

図 2

