

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4820565号
(P4820565)

(45) 発行日 平成23年11月24日 (2011.11.24)

(24) 登録日 平成23年9月9日 (2011.9.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-90079 (P2005-90079)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年3月25日 (2005.3.25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-263386 (P2006-263386A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年10月5日 (2006.10.5)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年3月21日 (2008.3.21)		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	100091351
			弁理士 河野 哲
		(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	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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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パルスの送信を行い、当該超音波走査方向の各々からエコー信号を受信する複数の超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記各超音波振動子に前記駆動信号を供給する駆動手段と、

受信した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手段と、

生成された超音波画像を表示する表示手段と、

前記被検体に挿入される穿刺針に関する情報であって前記穿刺針の移動速度を少なくとも含む針情報を検出する針検出手段と、

表示される前記超音波画像において、穿刺針及び被検体組織の少なくとも一方の視認性に影響を与えるための条件であって、送信される前記超音波パルスの繰り返し周期を少なくとも含む画像条件を前記針情報毎に定義する画像条件テーブルを記憶する記憶手段と、

検出された針情報と記憶された前記画像条件テーブルとに基づいて画像条件を選択し、選択された当該画像条件に基づいて、前記穿刺針の移動速度に応じて前記超音波パルスの繰り返し周期が変化するように、前記駆動手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像条件は、送信される前記超音波パルスの繰り返し周期を少なくとも含み、

10

20

前記針情報は、前記穿刺針の太さを少なくとも含み、
前記制御手段は、前記穿刺針の太さに応じて前記超音波パルスの繰り返し周期が変化する
ように、前記駆動手段を制御すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

記憶された画像条件テーブルの画像条件を変更するための変更手段をさらに具備し、
前記変更手段によって画像条件が変更された場合には、前記制御手段は、変更後の画像
条件に従って前記駆動手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御すること、
を特徴とする請求項 1 又は 2 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像条件は、前記超音波パルスの繰り返し周期、前記超音波画像のフレーム相関、
前記穿刺針に対する超音波走査方向、送信超音波の焦点位置、前記超音波画像生成に用い
る前記エコー信号のダイナミックレンジ、前記超音波画像生成におけるポストプロセス、
前記エコー信号のゲインのうち、少なくとも一つを有することを特徴とする請求項 1 乃至
3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【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、及び当該超音波診断装置に用い
られる穿刺アダプタに関する。

【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。

【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を行わ
なければならない。そのため、穿刺針が生体内のどの場所まで侵入しているかを明確に把
握するために、リアルタイムで関心領域及び穿刺針をモニタリング可能な超音波診断装置
が利用される。

【0004】

ところが、この様な超音波ガイド下の穿刺術においては、針の超音波画像が生体の画像
に埋もれてしまう場合が多く、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。この問題点を解決するため、例えば穿刺針の存在する領域の走査線密
度を高くすることにより、穿刺針の視認性を向上させる手法(例えば、特許文献 1 参照)
等がある。

【0005】

しかしながら、従来の手法においては、穿刺針の視認性が強調された超音波画像による
観察が必要な状況と、通常の超音波画像による観察が必要な状況とを装置側が自動的に認
識することはできない。従って、従来の超音波装置では、穿刺針の視認性が強調された超
音波画像を取得する撮影モード(以下、「穿刺モード」と呼ぶ)に移行する場合、及び穿
刺モードから組織の視認性が強調された超音波画像を取得する撮影モード(以下、「通常
モード」)に戻る場合には、スイッチを押す等の人為的操作が要求される。そのため、穿
刺治療中の術者に対しては、穿刺治療作業以外の操作が要求されることになり、多大な負
担となる。

【特許文献 1】特開平 11 - 33021 号公報

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波診断装置を用いたガイド下における穿刺術において、穿刺針の視認性が強調された超音波画像による観察が必要な状況と、通常の超音波画像による観察が必要な状況とを自動的に認識することができる超音波診断装置、及び当該超音波診断装置に用いられる穿刺アダプタ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】

【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。

【0008】

請求項1に記載の発明は、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パルスの送信を行い、当該超音波走査方向の各々からエコー信号を受信する複数の超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記各超音波振動子に前記駆動信号を供給する駆動手段と、受信した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手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段と、前記被検体に挿入される穿刺針に関する情報であって前記穿刺針の移動速度を少なくとも含む針情報を検出する針検出手段と、表示される前記超音波画像において、穿刺針及び被検体組織の少なくとも一方の視認性に影響を与えるための条件であって、送信される前記超音波パルスの繰り返し周期を少なくとも含む画像条件を前記針情報毎に定義する画像条件テーブルを記憶する記憶手段と、検出された針情報と記憶された前記画像条件テーブルとに基づいて画像条件を選択し、選択された当該画像条件に基づいて、前記穿刺針の移動速度に応じて前記超音波パルスの繰り返し周期が変化するように、前記駆動手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、超音波診断装置を用いたガイド下における穿刺術において、穿刺針の視認性が強調された超音波画像による観察が必要な状況と、通常の超音波画像による観察が必要な状況とを自動的に認識することができる超音波診断装置、及び当該超音波診断装置に用いられる穿刺アダプタ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】

【0011】

以下、本発明の第1実施形態及び第2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。

【0012】

(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、入力部7、モニタ25、装置本体50とから構成されている。

【0013】

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に電極を設けた超音波振動子を複数有する。複数の超音波振動子は並列され、当該超音波プローブ1の先端に装備される。

【0014】

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

10

20

30

40

50

者は、この入力部 7 より患者情報やレート周期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。

【 0 0 1 5 】

モニタ 2 5 は、装置本体 5 0 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 2 5 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応答して、装置本体 5 0 内の記憶部 3 0 に記憶される。

【 0 0 1 6 】

装置本体 5 0 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抽出部 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表示部 8、制御回路 (CPU) 6、記憶部 3 0 を具備している。

【 0 0 1 7 】

超音波送信部 2 は、レートパルス発生器 1 1 と、送信遅延回路 1 2 と、パルサ 1 3 を備えている。レートパルス発生器 1 1 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 1 2 に供給する。次いで、送信遅延回路 1 2 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 1 3 に供給する。又、パルサ 1 3 は、送信遅延回路 1 2 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。

【 0 0 1 8 】

超音波受信部 3 は、プリアンプ 1 4 と、A / D 変換器 1 5 と、ビームフォーマ 1 6 と、加算器 2 8 を備えている。プリアンプ 1 4 は、超音波振動子によって電気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 1 4 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 1 5 にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ 1 6 に送られる。ビームフォーマ 1 6 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、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 2 8 は、これらビームフォーマ 1 6 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。

【 0 0 1 9 】

ハーモニック抽出部 4 は、波形メモリ 1 7 と、加減算器 1 8 と、フィルタ回路 1 9 を備えており、波形メモリ 1 7 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 1 8 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 1 7 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 1 9 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 (又はパルスインバージョン法) 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。

【 0 0 2 0 】

信号処理部 5 は、包絡線検波器 2 0 と対数変換器 2 1 とパーシスタンス変換器 2 2 を備えており、包絡線検波器 2 0 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 2 1 は、入力値を対数変換して出力するルックアップテーブルを備え、この対数変換器 2 1 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。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

画像表示部 8 は、表示用画像メモリ 23 と、変換回路 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又は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、変換回路 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。

【0022】

記憶部 30 は、過去に撮影した画像、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、所定の撮影モードにおけるスキャン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。

10

【0023】

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。

【0024】

特に本実施の形態では、制御回路 6 は、超音波プローブ 1 (又は穿刺針アダプタ) に設けられた針検出センサから受け取る針情報に基づいて、現在の状況が穿刺モードによる超音波画像取得が必要な状況であるのか、又は通常モードによる超音波画像取得が必要な状況であるのかを判定し、その判断結果に応じた画像条件を実現するための制御信号を、超音波送信部 2、ハーモニック抽出部 4 等に供給する。

20

【0025】

(穿刺モードによる撮影機能)

本実施形態に係る超音波診断装置は、例えば図 2 に示すような穿刺針の視認性が強調された超音波画像を取得する穿刺モードによる撮影が可能である。穿刺モードの具体例としては、信号処理の時点で穿刺針の画像信号をピークホールドしその軌跡を残すことで、穿刺針の視認性を向上させるもの、或いは、フェーズインバージョン法において、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もの等を採用することができる。しかしながら、これに拘泥されず、穿刺針の視認性向上をその目的として、通常の超音波画像を取得する場合に比して異なる画像条件を選択するものであれば、どのようなものであってもよい。

30

【0026】

ここで、画像条件とは、モニタ 25 に表示される画像 (すなわち、人間の視覚によって観察可能な画像) において、穿刺針及び被検体組織の少なくとも一方の視認性に影響を与え得る種々の条件を意味する。具体例としては、上記ピークホールド等の信号処理方法、フェーズインバージョン法における PRF の長さ (例えば、PRF が長いほどモーションアーチファクトが出現する傾向になり、移動する穿刺針の視認性が向上する。)、フレーム相関の度合い (例えば、パーシスタンスが強いほど穿刺針は残像化される。)、走査線方向と穿刺針の移動方向とのなす角度 (例えば、当該角度が直角に近いほど、穿刺針の視認性は向上する。)、フォーカス位置 (例えば、フォーカス位置が穿刺針の進行方向に近いほど、穿刺針の視認性は向上する。)、ゲインやダイナミックレンジ (例えば、ゲインが高く、ダイナミックレンジが低いほど穿刺針の信号が強調され視認性が向上する。)等を挙げることができる。

40

【0027】

なお、本実施形態においては、説明を簡単にするため、フェーズインバージョン法における PRF の長さを制御することでモーションアーチファクトを積極的に発生させ、移動中の穿刺針の視認性を向上させる手法に従った穿刺モードを採用するものとする。

【0028】

(状況別モード切替機能)

次に、本超音波診断装置が有する状況別モード切替機能について説明する。この機能は

50

、穿刺治療において、超音波プローブ１（又は穿刺針アダプタ）に設けられた針検出センサから受け取る針情報に基づいて、現在の状況が穿刺モードによる超音波画像取得が必要な状況であるのか、又は通常モードによる超音波画像取得が必要な状況であるのかを判定し、その判断結果に応じて撮影モードを穿刺モード又は通常モードに自動的に切り替える（すなわち、画像条件を自動的に切り替える）ものである。

【００２９】

図３は、本状況別モード切替機能を実現するための構成を説明するための図である。同図において、穿刺アダプタ３０は、穿刺針２９を装着することで当該針２６を所定の角度に固定するための補助具である。また、針検出センサ３１は、穿刺アダプタ３０に設けられ、穿刺治療に用いられる穿刺針の太さ（例えば、１３Ｇ～２２Ｇ等）、穿刺針２９の移動速度その他の穿刺針情報を検出する。

10

【００３０】

なお、図３に図示した針検出センサ３１は、穿刺針２９の挿入時と非挿入時とのそれぞれにおける２つのローラ中心間の距離の差を計算することで穿刺針２９の太さを計算し、また、穿刺針２９の移動に伴うローラの向き及び回転速度より穿刺針２９の移動速度を検出するものである。しかしながら、これに拘泥されず、針検出センサ３１は、穿刺針２９の太さ、穿刺針２９の移動速度等が検出できるものであれば、どのような構成であってもよい。その他の例としては、例えば光学的手法を用いた検出器を採用することができる。

【００３１】

また、図３においては、針検出センサ３１を穿刺アダプタ３０に設ける例を示した。しかしながら、これに限定されず、例えば図４に示すように、穿刺アダプタ３０とは別体として針検出センサ３１を設ける構成であってもよい。

20

【００３２】

針検出センサ３１によって検出された穿刺針情報は、逐一制御回路６に送り出される。制御回路６は、例えば針検出センサ３１によって検出された移動速度が０以外である場合には、穿刺針の操作中（移動中）であると判定し、画像条件を穿刺モードを実現するものに切り替え、当該条件に従った超音波画像取得を実行する。一方、例えば針検出センサ３１によって検出される移動速度が０である場合には、穿刺針の非操作中（停止中）であると判定し、画像条件を通常モードを実現するものに切り替え、当該条件に従った超音波画像取得を実行する。さらに、例えば針検出センサ３１によって検出される穿刺針の太さが０である場合には、穿刺針が抜かれた（すなわち、穿刺治療の終了）であると判定し、通常モードを実現する画像条件に従って超音波画像取得を実行する。

30

【００３３】

（動作）

次に、状況別モード切替機能を利用した本超音波診断装置の撮影動作について説明する。図５は、穿刺治療において、状況別モード切替機能を利用した超音波ガイド下で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。

【００３４】

図５に示すように、まず、患者情報、診断部位等が入力される（ステップＳ１）。術者は、腫瘍等を穿刺するための位置を特定（スクリーニング）するために、フェーズインバージョン法等を用いた通常モードにより超音波画像をリアルタイムで取得し、これを観察しながら超音波プローブ１を適当な位置に合わせ（ステップＳ２）、穿刺する腫瘍等及び治療対象を決定する（ステップＳ３）。

40

【００３５】

次に、術者により、穿刺アダプタ３０を介して穿刺針が被検体内に挿入される（ステップＳ４）。針検出センサ３１は、適宜穿刺針情報を検出しその結果を制御回路６に送り出す（ステップＳ５）。制御回路６は、受け取った穿刺針情報に基づいて穿刺針が移動しているか否かを判定し（ステップＳ６）、穿刺針が移動していないと判定した場合には、通常モードを実現する画像条件による撮影を実行する（ステップＳ７）。一方、穿刺針が移動していると判定した場合には、制御回路６は、穿刺モードを実現する画像条件による撮

50

影を実行する（ステップS 7'）。

【0036】

図6は、穿刺モードによる撮影において実行されるシーケンスを示したフローチャートである。同図に示すように、制御回路6は、例えば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、例えば正、負、負の各極性にて3回の超音波送信を実行し（ステップS 7 a）、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S 7 b）。

【0037】

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、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加算に比して、レート周期が二倍となる穿刺モード画像を生成する（ステップS 7 c）。生成された穿刺モード画像は、所定の形態にて表示される（ステップS 7 d）。

10

【0038】

なお、ステップS 7 cの処理で必要に応じて、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し、穿刺モード画像と共に表示する構成としてもよい。

【0039】

次に、制御回路6は、穿刺針情報に基づいて穿刺針の太さが0であるか否かを判定し（ステップS 8）、太さが0でないと判定した場合には、ステップS 5～S 7、S 7'までの処理を繰り返す。一方、穿刺針の太さが0であると判定した場合には、制御回路6は、穿刺治療が終了したと判定し、通常モードによる撮影を実行する（ステップS 9）。

20

【0040】

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。

【0041】

本超音波診断装置によれば、針検出センサを用いた状況別モード切替機能により、超音波診断装置を用いたガイド下における穿刺術において、穿刺針の視認性が強調された超音波画像による観察が必要な状況と、通常の超音波画像による観察が必要な状況とを自動判定し、その判定結果に応じて、撮影モードを穿刺モード又は通常モードのいずれかに自動的に切り替える。従って、術者は、穿刺モードから通常モードへの移行操作（或いは、その逆操作）をする必要がなく、術者の作業負担を軽減させることができる。その結果、効率的な穿刺治療を実現すると共に、余分な作業を取り除いたより安全な穿刺治療の実現に寄与することができる。

30

【0042】

また、本超音波診断装置によれば、穿刺針が移動していない場合には、自動的に撮影モードが通常モードに切り替わる。そのため、穿刺針移動が伴わない場合には組織強調画像を自動的に術者に提示することができる。従って、穿刺モードに移行した場合には穿刺モード画像のみ提示する従来技術に比して、より幅広い医療情報を提供することができ、その結果、穿刺治療における医療行為の質の向上に寄与することができる。

40

【0043】

（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、第1の実施形態に係る状況別モード切替機能によって穿刺モードに切り替えられた場合において、穿刺針の移動速度又は穿刺針の太さに応じて画像条件をより好適に制御するものである。

【0044】

本実施形態に係る超音波診断装置の記憶部30は、穿刺針の各移動速度又は各太さと画像条件とを対応付けた画像条件テーブルを記憶する。この画像条件テーブルは、例えば「穿刺針の移動速度が速いほど穿刺モードにおいてPRFを短くする。」、及び「穿刺針の太さが太いほど穿刺モードにおいてPRFを短くする。」、という基準に従って、穿刺針

50

の移動速度及び太さ毎に異なる画像条件を定義するものである。

【 0 0 4 5 】

なお、穿刺針の移動速度が速いほど（又は太さが太いほど）P R Fを短く設定するのは、動きが早い場合（又は太さが太い場合）には、P R Fを必要以上に長くせずとも穿刺針をモーションアーチファクトとして十分に映像化できると共に、組織像の視認性も向上させることができるからである。

【 0 0 4 6 】

また、上述した、穿刺針の各移動速度又は各太さに応じてP R Fを制御する例に限定されず、例えば「穿刺針の移動速度が遅いほど穿刺モードにおいてパースタンスを強くする。」、及び「穿刺針の太さが細いほど穿刺モードにおいてゲインを高くし、ダイナミックレンジをより狭くする。」、という基準に従って、穿刺針の移動速度及び太さ毎に異なる画像条件を定義するようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

制御回路6は、既述の第1の実施形態の判定に従ってモード切り替えを実行し、超音波画像の取得を実行する。このとき、制御回路6は、記憶部30が記憶する画像条件テーブルと針検出センタ31からの穿刺針情報とに基づいて、穿刺モード時におけるP R Fを制御する。

【 0 0 4 8 】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置では、原則的には、予め作成された画像条件テーブルに基づいてP R Fが制御される。しかしながら、これに拘泥されず、入力部7に例えば図7に示すようなP R F設定値変更用のインタフェースを設け、術者が任意のタイミングでP R Fをマニュアル的に設定・変更し、これに従って制御する構成であってもよい。また、同インタフェースを用いて、記憶部30に記憶された画像条件テーブルの内容を変更することも可能である。

【 0 0 4 9 】

以上述べた構成によれば、第1の実施形態で述べた効果に加えて、さらに穿刺針の移動速度又は太さに応じて、穿刺モードにおけるP R F等を積極的に制御することができる。従って、必要以上に組織画像の視認性を低下させることなく穿刺モードによる画像取得を行うことができる。また、術者がさらに穿刺針の視認性（又は組織像の視認性）向上を望む場合には、必要に応じてP R Fの設定値を変更することができる。その結果、穿刺治療における画像条件選択の自由度を広げることができ、医療行為の質の向上に寄与することができる。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

（1）本実施形態に係る各機能は、当該機能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。

【 0 0 5 2 】

（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。

【 0 0 5 3 】

（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

10

20

30

40

50

3 回に限定する趣旨ではなく、より多くの超音波送信やダミーレートによる送信動作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。

【0054】

(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。

【0055】

(5) 上記各実施形態で述べた手法に加えて、さらなる穿刺針の視認性・操作性向上の観点から、例えば穿刺針が治療対象に向かって近づく(挿入される)場合には超音波画像上にその軌跡を映像化し、一方穿刺針が治療対象から遠ざかる(抜かれる)場合には映像化された軌跡を消去するようにしてもよい。係る場合、制御回路6は、針検出センサ31からの針情報に基づいて治療対象に対する穿刺針の移動方向を検出し、その方向が治療対象に向かう(遠ざかる)方向である場合には、超音波画像上で穿刺針の輝度を抽出し、これを所定の形態にて軌跡として表示するように、画像表示部8を制御する。

【0056】

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】

【0057】

以上本発明によれば、超音波診断装置を用いたガイド下における穿刺術において、穿刺針の視認性が強調された超音波画像による観察が必要な状況と、通常の超音波画像による観察が必要な状況とを自動的に認識することができる超音波診断装置、及び当該超音波診断装置に用いられる穿刺アダプタを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【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、穿刺針の視認性を強調するための穿刺モードによって撮影された超音波画像を模擬的に示した図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が有する状況別モード切替機能を実現するための構成例を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が有する状況別モード切替機能を実現するための他の構成例を説明するための図である。

【図5】図5は、穿刺治療において、状況別モード切替機能を利用した超音波ガイド下で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6】図6は、穿刺モード撮影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、PRF設定値変更用のインタフェースの一例を示した図である。

【符号の説明】

【0059】

1...超音波プローブ、2...超音波送信部、3...超音波受信部、4...ハーモニック検出部、5...信号処理部、7...入力部、8...画像表示部、6...制御回路(CPU)、11...レートパルス発生器、12...送信遅延回路、13...パルサ、14...プリアンプ、15...A/D変換器、16...ビームフォーマ、17...波形メモリ、18...加減算器、19...フィルタ回路、20...包絡線検波器、21...対数変換器、22...パースタンス変換器、23...表示用画像メモリ、24...変換回路、25...モニタ、28...加算器、30...記憶部、50...装置本体、

10

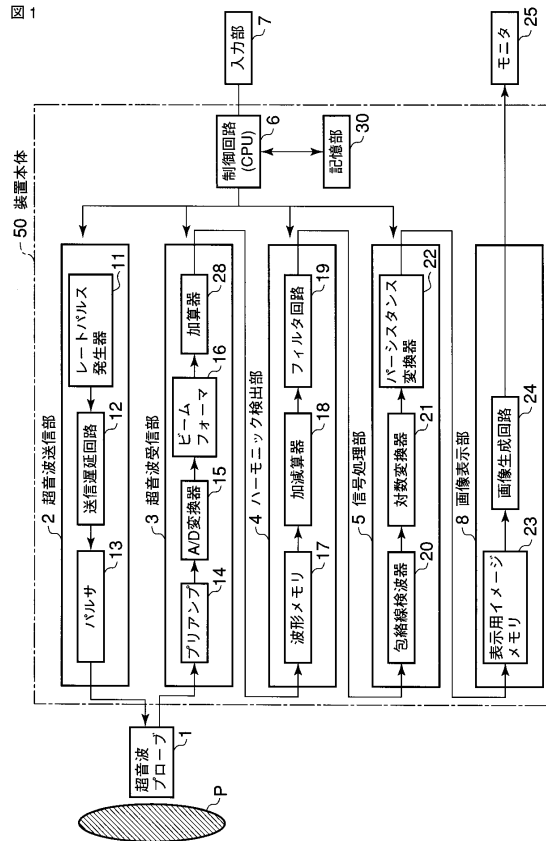
20

30

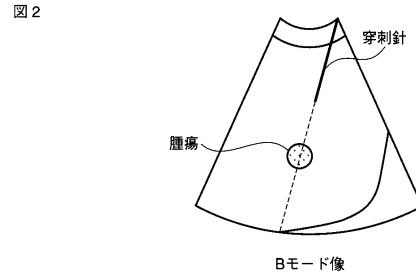
40

50

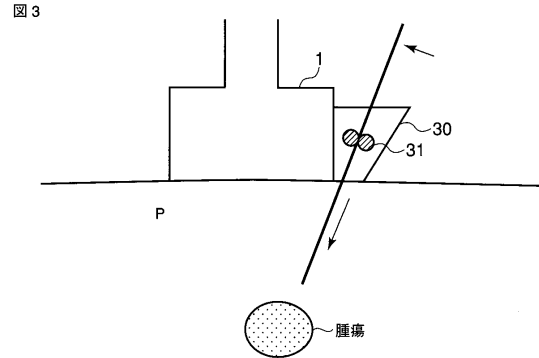
【図 1】



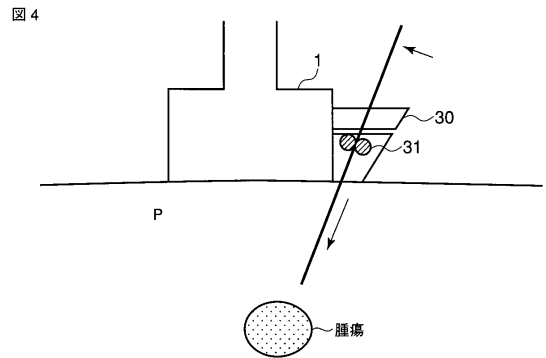
【図 2】



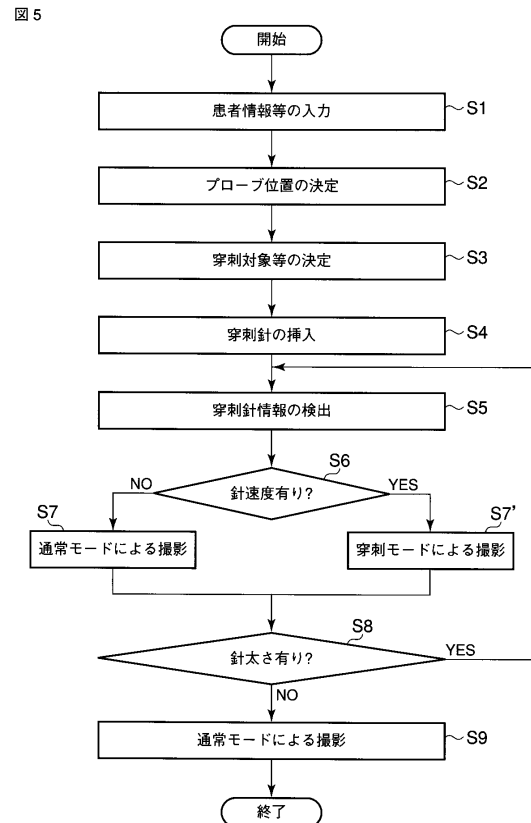
【図 3】



【図 4】

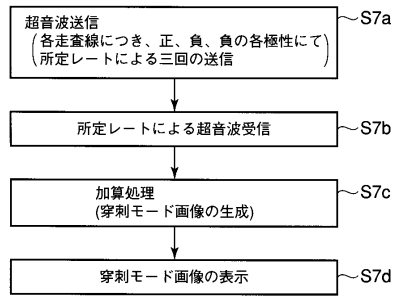


【図 5】



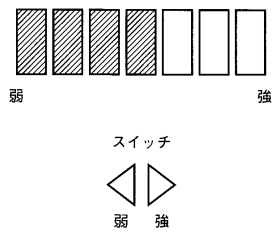
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (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本社内
- (72)発明者 潟口 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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 3 3 0 2 1 (J P , A)
特開平 0 8 - 2 2 9 0 4 2 (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		
公开(公告)号	JP4820565B2	公开(公告)日	2011-11-24
申请号	JP2005090079	申请日	2005-03-25
[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	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 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF04 4C601/FF06 4C601/HH06 4C601/HH13 4C601/HH16 4C601/HH29 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB53 4C601/KK12		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006263386A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够自动识别当前情况是否需要进行超声波观察的超声波诊断设备等，其重点在于穿刺针的可见性，或者是普通的超声波观察。ŽSOLUTION：在使用腹腔穿刺术的治疗中，该超声波诊断装置基于包括针穿刺针的大小及其移动速度的针信息，确定当前情况是否需要以穿刺模式或普通模式获取超声图像。从配备在超声探头（或离心适配器）上的针检测传感器接收，并根据确定的结果自动切换成像条件。Ž

