

(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2009-297346

(P2009-297346A)

(43) 公開日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-156684 (P2008-156684)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年6月16日(2008.6.16)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100110777
			弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(72) 発明者	佐藤 良彰
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 FE01 FF03 JB13 JB42 KK06

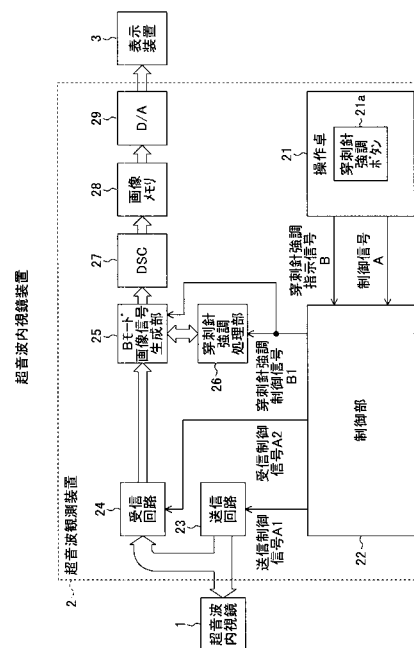
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波内視鏡装置、画像処理方法及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】患者の体内に挿入される穿刺針が強調して表示される超音波断層像を容易に精度良く得ることができる超音波観測装置を提供する。

【解決手段】この超音波観測装置は、超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づく受信信号を処理する受信回路と、受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより音線信号を生成し、音線信号に基づいて画像信号を生成する画像信号生成手段と、穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させて、ガイドライン領域に沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする穿刺針強調処理手段とを具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理する受信回路と、

前記受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成し、音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、

穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させて、前記ガイドライン領域に沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする穿刺針強調処理手段と、

を具備する超音波観測装置。

【請求項 2】

前記穿刺針強調処理手段が、

各音線信号について可変利得で増幅を行う可変利得増幅手段と、

穿刺針を予め撮像して得られた複数の参照信号を格納するための参照信号メモリと、

各音線信号によって表される波形と、対応する参照信号によって表される波形との間の相関値を算出する相関値算出手段と、

前記ガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、前記相関値算出手段によって算出された相関値に基づいてレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、前記相関値算出手段によって算出された相関値に基づいてレベルを低下させるように前記可変利得増幅手段を制御する利得制御手段と、

を含む、請求項 1 記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記参照信号が、前記ガイドラインに沿って配置された穿刺針の複数の位置に向けて超音波ビームを送信することによって生じる超音波エコーを予め計測して得られたものである、請求項 2 記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記画像信号生成手段が、前記穿刺針強調処理手段によってレベルが調整された音線信号に基づいて、超音波画像を表示するために用いられる 3 つの色信号の内の少なくとも 1 つの色信号の振幅を大きくすることにより、穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置と、

前記超音波観測装置に接続され、超音波を送受信するための前記複数の超音波トランスデューサを有し、穿刺針を突出させるための孔が形成された超音波内視鏡と、
を具備する超音波内視鏡装置。

【請求項 6】

超音波画像において穿刺針を強調して表示するために操作される前記穿刺針強調操作手段が、前記超音波内視鏡に設けられている、請求項 5 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 7】

複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理して超音波画像を表す画像信号を生成する画像処理方法であって、

受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成するステップ (a) と、

穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号

10

20

30

40

50

のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させるステップ (b) と、

ステップ (b) においてレベルが調整された音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成することにより、前記ガイドラインに沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにするステップ (c) と、
を具備する画像処理方法。

【請求項 8】

ステップ (b) が、

各音線信号によって表される波形と、対応する参照信号によって表される波形との間の相関値を算出するステップ (b 1) と、

前記ガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、ステップ (b 1) において算出された相関値に基づいてレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、ステップ (b 1) において算出された相関値に基づいてレベルを低下させるステップ (b 2) と、
を含む、請求項 7 記載の画像処理方法。

【請求項 9】

ステップ (c) が、ステップ (b) においてレベルが調整された音線信号に基づいて、超音波画像を表示するために用いられる 3 つの色信号の内の少なくとも 1 つの色信号の振幅を大きくすることにより、穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにすることを含む、請求項 7 又は 8 記載の画像処理方法。

【請求項 10】

複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理して超音波画像を表す画像信号を生成する画像処理プログラムであって、

受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成する手順 (a) と、

穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させる手順 (b) と、

手順 (b) においてレベルが調整された音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成することにより、前記ガイドラインに沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする手順 (c) と、
を CPU に実行させる画像処理プログラム。

【請求項 11】

手順 (b) が、

各音線信号によって表される波形と、対応する参照信号によって表される波形との間の相関値を算出する手順 (b 1) と、

前記ガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、手順 (b 1) において算出された相関値に基づいてレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、手順 (b 1) において算出された相関値に基づいてレベルを低下させる手順 (b 2) と、
を含む、請求項 10 記載の画像処理プログラム。

【請求項 12】

手順 (d) が、手順 (c) においてレベルが調整された音線信号に基づいて、超音波画像を表示するために用いられる 3 つの色信号の内の少なくとも 1 つの色信号の振幅を大きくすることにより、穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにすることを含む、請求項 10 又は 11 記載の画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、医療診断のために患者の体内に挿入される超音波内視鏡に接続して超音波断層像を得るための超音波観測装置、及び、そのような超音波観測装置と超音波内視鏡とによって構成される超音波内視鏡装置に関する。さらに、本発明は、そのような超音波観測装置において用いられる画像処理方法及び画像処理プログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

従来より、超音波内視鏡を用いた穿刺処理は、患者の体内に挿入された超音波内視鏡の挿入部の先端から突出される穿刺針の突出状態を、超音波内視鏡の挿入部の先端に設けられた複数の超音波トランスデューサ（超音波振動子）を用いて撮影した超音波断層像においてリアルタイムで確認しながら行われている。しかしながら、超音波内視鏡を用いた穿刺処理は、非常に難易度が高く、高度な手法を必要とする。

【 0 0 0 3 】

関連する技術として、特許文献 1 は、超音波（放射線）イメージ装置により、患者の体内に挿入されるカテーテルの画像を明瞭に得るエコー生成装置を開示している。このエコー生成装置によれば、マトリックス材料製のチューブ部分の上に配置される境界層の音響インピーダンスをマトリックス材料のそれと異なるようにしている。しかしながら、このようなエコー生成装置は、カテーテルの構成が従来のものとは異なるため、従来のカテーテルや穿刺針には適用できないという問題がある。

【 0 0 0 4 】

さらに、特許文献 2 は、生体内における穿刺針を強調して表示する超音波診断装置を開示している。この超音波診断装置によれば、穿刺アダプタに設けられた角度検出器を用いて取得した穿刺針の刺入角度に関する情報と、超音波ビームの反射波の受信信号に基づいて取得した輝度信号とから生体内における穿刺針の位置を判断すると共に、穿刺針からの反射信号がモニタ上において強調して表示されるような処理を施している。しかしながら、このような超音波診断装置は、特殊なビーム走査が必要であるために制御が難しく、また、穿刺針の刺入角度を取得するための角度検出器が必要であるため、超音波内視鏡に採用するには必ずしも適していないという問題がある。

【 特許文献 1 】 特開平 5 - 3 4 5 0 1 5 号公報（段落 0 0 0 4、図 1）

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 4 - 2 0 8 8 5 9 号公報（段落 0 0 0 6、0 0 1 7、0 0 1 8、図 1）

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、患者の体内に挿入される穿刺針が強調して表示される超音波断層像を容易に精度良く得ることができる超音波観測装置、超音波内視鏡装置、画像処理方法及び画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波観測装置は、複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理する受信回路と、受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成し、音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させて、ガイドライン領域に沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする穿刺針強調処理手段とを具備する。

【 0 0 0 7 】

また、本発明の１つの観点に係る超音波内視鏡装置は、本発明に係る超音波観測装置と、超音波観測装置に接続され、超音波を送受信するための複数の超音波トランスデューサを有し、穿刺針を突出させるための孔が形成された超音波内視鏡とを具備する。

【０００８】

さらに、本発明の１つの観点に係る画像処理方法は、複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理して超音波画像を表す画像信号を生成する画像処理方法であって、受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成するステップ（ａ）と、穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させるステップ（ｂ）と、ステップ（ｂ）においてレベルが調整された音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成することにより、ガイドラインに沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにするステップ（ｃ）とを具備する。

10

【０００９】

加えて、本発明の１つの観点に係る画像処理プログラムは、複数の超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体及び穿刺針によって反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる複数の受信信号を処理して超音波画像を表す画像信号を生成する画像処理プログラムであって、受信回路によって処理された受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成する手順（ａ）と、穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させる手順（ｂ）と、手順（ｂ）においてレベルが調整された音線信号に基づいて超音波画像を表す画像信号を生成することにより、ガイドラインに沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする手順（ｃ）とをＣＰＵに実行させる。

20

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、オペレータによる穿刺針強調操作手段の操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させるので、ガイドライン領域に沿って患者の体内に挿入される穿刺針が強調して表示される超音波断層像を容易に精度良く得ることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【００１１】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には、同一の参照番号を付して説明を省略する。

図１は、本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡装置の構成を示す図である。図１に示すように、この超音波内視鏡装置は、超音波内視鏡１と、超音波観測装置２と、表示装置３とを含んでいる。

40

【００１２】

図２は、図１に示す超音波内視鏡の構成を示す図である。図２に示すように、超音波内視鏡１は、挿入部１１と、操作部１２と、接続コード１３と、ユニバーサルコード１４とを含んでいる。超音波内視鏡１の挿入部１１は、患者の体内に挿入することができるように細長い可撓性の管状となっている。操作部１２は、挿入部１１の基端に設けられており、接続コード１３を介して超音波観測装置２に接続されていると共に、ユニバーサルコード１４を介して光源装置に接続されている。

【００１３】

超音波内視鏡１の挿入部１１には、照明窓及び観察窓が設けられている。照明窓には、

50

光源装置からライトガイドを介して供給される照明光を出射させるための照明用レンズが装着されている。これらは、照明光学系を構成する。また、観察窓には、対物レンズが装着されており、この対物レンズの結像位置に、イメージガイドの入力端又はＣＣＤカメラ等の固体撮像素子が配置されている。これらは、観察光学系を構成する。

【００１４】

超音波内視鏡１の挿入部１１の先端には、複数の超音波トランスデューサが配置されたコンベックス型の超音波トランスデューサ部１１ａが設けられている。超音波トランスデューサ部１１ａは、図１に示す超音波観測装置２の送信回路２３から接続コード１３を介して供給される複数の駆動信号に従って超音波ビームを送信すると共に、目的部位等から反射された超音波エコーを受信して、複数の受信信号を超音波観測装置２の受信回路２４に接続コード１３を介して出力する。また、超音波内視鏡１の挿入部１１の先端には、操作部１２に設けられた処置具挿入口１２ａから挿入される穿刺針１１ｂが突出される孔が形成されている。

10

【００１５】

再び図１を参照すると、超音波観測装置２は、操作卓２１と、制御部２２と、送信回路２３と、受信回路２４と、Ｂモード画像信号生成部２５と、穿刺針強調処理部２６と、デジタル・スキャン・コンバータ（ＤＳＣ）２７と、画像メモリ２８と、デジタル／アナログ変換器（Ｄ／Ａ変換器）２９とを含んでいる。

【００１６】

超音波観測装置２の操作卓２１は、オペレータの操作に基づいて、超音波内視鏡１を用いた超音波撮像動作の開始／停止（フリーズ解除／フリーズ）を制御するための制御信号Ａを制御部２２に出力する。また、操作卓２１には穿刺針強調ボタン２１ａが設けられており、オペレータが必要に応じて超音波画像における穿刺針を強調できるようになっている。オペレータが穿刺針強調ボタン２１ａを操作すると、超音波画像における穿刺針強調動作の開始／停止を指示するための穿刺針強調指示信号Ｂが制御部２２に出力される。

20

【００１７】

制御部２２は、操作卓２１から入力される制御信号Ａに基づいて、送信動作を制御するための送信制御信号Ａ１を送信回路２３に出力すると共に、受信動作を制御するための受信制御信号Ａ２を受信回路２４に出力する。また、制御部２２は、操作卓２１から入力される穿刺針強調指示信号Ｂに基づいて、穿刺針強調動作を制御するための穿刺針強調制御信号Ｂ１をＢモード画像信号生成部２５及び穿刺針強調処理部２６に出力する。

30

【００１８】

送信回路２３は、送信制御信号Ａ１に基づいて複数の駆動信号を生成し、それらの駆動信号を超音波内視鏡１に出力する。それらの駆動信号に従って、超音波内視鏡１の超音波トランスデューサ部１１ａ（図２）に含まれている複数の超音波トランスデューサから超音波ビームが送信され、被検体が走査される。一方、受信回路２４は、超音波内視鏡１の超音波トランスデューサ部１１ａに含まれている複数の超音波トランスデューサから入力される複数の受信信号を所定の増幅度で増幅した後、アナログ／デジタル変換（Ａ／Ｄ変換）を行うことにより、増幅された受信信号をデジタルの受信信号に変換する。

【００１９】

Ｂモード画像信号生成部２５は、受信回路２４によって処理された複数の受信信号に受信フォーカス処理を施すことにより複数の音線信号を生成し、音線信号に基づいて超音波画像（Ｂモード超音波断層像）を表すＢモード画像信号を生成する。穿刺針強調処理部２６は、オペレータによる穿刺針強調ボタン２１ａの操作に従って、各音線信号について反射点の深さに応じた利得制御を行うことにより、設定されたガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号のレベルを低下させて、ガイドライン領域に沿って被検体に挿入される穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにする。

40

【００２０】

図３は、図１に示すＢモード画像信号生成部及び穿刺針強調処理部の具体的な構成例を

50

示す図である。図 3 に示すように、B モード画像信号生成部 25 は、位相整合部 51 と、音線メモリ 52 と、検波部 53 とを備えている。位相整合部 51 は、受信回路 24 から入力される受信信号に対して位相整合を行って受信フォーカス処理を施し、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（音線データ）を形成する。音線メモリ 52 は、位相整合部 51 によって形成された音線信号を格納する。検波部 53 は、音線メモリ 52 から読み出された音線信号、又は、穿刺針強調処理部 26 によってレベルが調整された音線信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

【0021】

穿刺針強調処理部 26 は、相関値算出部 61 と、参照信号メモリ 62 と、利得制御部 63 と、可変利得増幅部 64 とを備えている。参照信号メモリ 62 は、穿刺針 11b を予め撮像して得られた複数の参照信号（参照データ）を格納する。可変利得増幅部 64 は、各音線信号について可変利得で増幅を行う。

【0022】

図 4 は、参照信号の作成方法を説明するための図である。ここで、参照信号は、以下に説明するように、穿刺針 11b を予め撮像して得られる。例えば、超音波内視鏡 1 において用いられる穿刺角と同じ角度で穿刺針 11b を水中に突出させた後に、この穿刺針 11b に向けて超音波ビームを送信して、超音波ビームが穿刺針 11b によって反射されて生じるエコー信号が計測される。

【0023】

図 4 においては、穿刺針 11b の複数の位置 $P_1 \sim P_k$ に向けて、音線 $n+1 \sim$ 音線 $n+k$ に沿って複数の超音波ビームが送信される。超音波ビームが穿刺針 11b の複数の位置 $P_1 \sim P_k$ において反射されて生じるエコー信号に基づいて得られる複数の音線信号を、参照信号 $Ref_1 \sim Ref_k$ とする。それらの参照信号 $Ref_1 \sim Ref_k$ は、参照信号メモリ 62（図 3）に格納される。しかしながら、図 4 に示すように、位置 P_k において音線 $n+k$ の方向と異なる方向に反射される反射波が存在し、この反射波はアーティファクトの原因となる。

【0024】

図 5 は、複数の音線信号の波形を示す図である。図 5 においては、音線 $n+1 \sim$ 音線 $n+k$ に沿って得られる音線信号の波形が示されており、横軸は、時間（反射点の深さに相当する）を表している。穿刺針が被検体に挿入される位置及び方向は予め設定されており、穿刺針が挿入される領域は、ガイドライン領域として超音波画像に表示される。従って、オペレータは、設定されたガイドライン領域に沿って、穿刺針を被検体に挿入すれば良い。図 5 においては、このガイドライン領域に相当する時間（反射点の深さ）が破線で示されている。音線 $n+1 \sim$ 音線 $n+3$ に沿って得られる音線信号の波形において、ガイドライン領域内に存在する波形が、穿刺針を表す本来の波形であり、他の領域内に存在する波形は、アーティファクトの原因となる反射波の影響によるものである。

【0025】

再び図 3 を参照すると、相関値算出部 61 は、B モード画像信号生成部 25 の位相整合部 51 によって生成される各音線信号によって表される波形と、参照信号メモリ 62 から読み出された対応する参照信号によって表される波形との相関値 C を算出する。なお、音線信号と参照信号との間の対応関係は、受信フォーカスの方向に基づいて判定しても良いし、後で説明するように、相関値 C の最大値に基づいて判定しても良い。

【0026】

相関値 C は、周知の様々な手法によって求めることが可能であり、本実施形態においては、 $0 < C < 1$ とする。利得制御部 63 は、相関値算出部 61 によって算出された相関値 C に基づいて、可変利得増幅部 64 における各音線信号についての利得 A を算出する。例えば、利得制御部 63 は、ガイドライン領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、 $A = 1 + C$ とすることにより、音線信号のレベルを上昇させ、他の領域からの超音波エコーに基づく音線信号については、 $A = 1 - C$ とすることにより、音線信号のレベルを低下させる。可変利得増幅部 64 は、利得制御部 63 によって算出された利得 A で、そ

10

20

30

40

50

れぞれの音線信号を増幅する。

【 0 0 2 7 】

図 6 は、相関値算出部によって算出される相関値の変化を示す図である。また、図 7 は、利得制御部によって算出される利得の変化を示す図である。図 6 及び図 7 において、横軸は、時間（反射点の深さに相当する）を表している。図 6 に示す相関値 C は、アーティファクトの原因となる反射波の影響によって、ガイドライン領域以外においてもピークを有している。そこで、図 7 に示すように、図 3 に示す利得制御部 6 3 は、ガイドライン領域における利得 A を相関値 C に基づいて増加させ、他の領域における利得 A を相関値 C に基づいて減少させる。

【 0 0 2 8 】

再び図 3 を参照すると、検波部 5 3 は、オペレータが穿刺針強調ボタン 2 1 a を操作して穿刺針強調動作を指示すると、制御部 2 2（図 1）から出力される穿刺針強調制御信号 B 1 に従って、穿刺針強調処理部 2 6 によってレベルが調整された音線信号に対して包絡線検波処理を行うことにより、B モード画像信号を生成する。あるいは、検波部 5 3 は、穿刺針強調処理部 2 6 によってレベルが調整された音線信号に基づいて、B モード画像信号を構成する 3 つの色信号（例えば、R 信号、G 信号、及び、B 信号）の内の少なくとも 1 つの色信号の振幅を大きくすることにより、穿刺針が超音波画像において強調して表示されるようにしても良い。この場合には、穿刺針が、赤色、緑色、青色等によって表示される。

【 0 0 2 9 】

例えば、検波部 5 3 は、通常動作時においては、音線メモリ 5 2 から読み出された音線信号に基づいて得られる B モード画像信号の振幅を 0 ～ 2 5 5 階調（8 ビット）で表す。一方、検波部 5 3 は、穿刺針強調動作時においては、穿刺針 1 1 b（図 4）を赤色で示すために、図 8 に示すように、音線メモリ 5 2 から読み出された音線信号に基づいて得られる G 信号及び B 信号の各々の振幅を 0 ～ 2 0 0 階調で表すと共に、穿刺針強調処理部 2 6 から出力される音線信号に基づいて得られる R 信号の振幅を最大で 2 5 5 階調まで大きくする。

【 0 0 3 0 】

再び図 1 を参照すると、D S C 2 7 は、B モード画像信号生成部 2 5 において生成された B モード画像信号が通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式によって得られたものであるため、B モード画像信号生成部 2 5 から出力される B モード画像信号を通常の画像信号に変換（ラスタ変換）する。

【 0 0 3 1 】

画像メモリ 2 8 は、D S C 2 7 から出力される画像信号を格納する。D / A 変換器 2 9 は、画像メモリ 2 8 から読み出したデジタルの画像信号をアナログの画像信号に変換して表示装置 3 に出力する。これにより、表示装置 3 において、超音波内視鏡 1 によって撮影された超音波断層像が表示される。

【 0 0 3 2 】

以上において、制御部 2 2、及び、B モード画像信号生成部 2 5 ～ D S C 2 7（但し、メモリを除く）は、C P U（中央演算装置）と、C P U に各種の処理を行わせるためのソフトウェア（画像処理プログラム）とによって構成されるが、これらをデジタル回路で構成しても良い。ソフトウェアを記録する記録媒体としては、ハードディスク、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 3 3 】

次に、本実施形態に係る超音波内視鏡装置の動作について説明するが、通常動作は通常の超音波内視鏡装置と同様であるので、穿刺針強調動作についてのみ説明する。

図 2 に示す超音波内視鏡 1 を用いて超音波断層像を撮影する際に、オペレータは、ユニバーサルコード 1 4 の一端に接続された光源から光を発生させて、挿入部 1 1 の先端に設けられた照明窓から患者の体内に照明光を出射すると共に、観察窓から挿入状態を観察し

10

20

30

40

50

ながら、超音波内視鏡 1 の挿入部 1 1 を被検体である患者の体内に挿入して行く。超音波内視鏡 1 の挿入部 1 1 が目的位置に達すると、オペレータは、穿刺針 1 1 b を処置具挿入口 1 2 a から挿入して挿入部 1 1 の先端の孔から突出させる。

【0034】

その後、オペレータは、図 1 に示す操作卓 2 1 を操作することにより、超音波撮像動作を開始させる制御信号 A を操作卓 2 1 から制御部 2 2 に出力させる。また、オペレータは、操作卓 2 1 の穿刺針強調ボタン 2 1 a を押すことにより、穿刺針強調動作を開始させる穿刺針強調指示信号 B を操作卓 2 1 から制御部 2 2 に出力させる。

【0035】

制御部 2 2 は、制御信号 A に基づいて、送信回路 2 3 の動作の開始を指示する送信制御信号 A 1 を送信回路 2 3 に出力すると共に、受信回路 2 4 の動作の開始を指示する受信制御信号 A 2 を受信回路 2 4 に出力する。また、制御部 2 2 は、穿刺針強調指示信号 B に基づいて、穿刺針強調動作を開始させる穿刺針強調制御信号 B 1 を B モード画像信号生成部 2 5 及び穿刺針強調処理部 2 6 に出力する。

【0036】

送信回路 2 3 は、超音波内視鏡 1 の超音波トランスデューサ部 1 1 a (図 2) に含まれている複数の超音波トランスデューサから超音波ビームを送信するための複数の駆動信号を生成する。生成された駆動信号は、超音波トランスデューサ部 1 1 a に出力される。これにより、超音波ビームが、超音波トランスデューサ部 1 1 a から被検体及び穿刺針 1 1 b に向けて送信される。

【0037】

超音波ビームが被検体及び穿刺針 1 1 b によって反射されて生じた超音波エコーを超音波トランスデューサ部 1 1 a が受信することによって得られる複数の受信信号が、超音波内視鏡 1 から受信回路 2 4 に入力されて、デジタルの受信信号に変換される。このデジタルの受信信号は、B モード画像信号生成部 2 5 の位相整合部 5 1 (図 3) に入力され、位相整合部 5 1 において受信フォーカス処理が施されて、複数の音線信号が形成される。位相整合部 5 1 において形成された音線信号は、音線メモリ 5 2 に格納されると共に、穿刺針強調処理部 2 6 の相関値算出部 6 1 (図 3) に入力される。

【0038】

相関値算出部 6 1 において、位相整合部 5 1 から出力される各音線信号によって表される波形と、参照信号メモリ 6 2 から読み出された複数の参照信号 R e f 1 ~ R e f k によって表される波形との相関値 C が算出される。

【0039】

ここで、穿刺針 1 1 b の第 1 の位置 P 1 (図 4 参照) に向けて送信された超音波ビームのエコー信号に基づいて生成された音線信号については、第 1 の参照信号 R e f 1 によって表される波形との相関値 C R e f 1 が最大となり、第 2 の参照信号 R e f 2 によって表される波形との相関値 C R e f 2、第 3 の参照信号 R e f 3 によって表される波形との相関値 C R e f 3、第 4 の参照信号 R e f 4 によって表される波形との相関値 C R e f 4 の順番で小さくなる。

【0040】

これに対して、穿刺針 1 1 b の第 2 の位置 P 2 (図 4 参照) に向けて送信された超音波ビームのエコー信号に基づいて生成された音線信号については、第 2 の参照信号 R e f 2 によって表される波形との相関値 C R e f 2 が最大となり、穿刺針 1 1 b の第 3 の位置 P 3 に向けて送信された超音波ビームのエコー信号に基づいて生成された音線信号については、第 3 の参照信号 R e f 3 によって表される波形との相関値 C R e f 3 が最大となり、穿刺針 1 1 b の第 4 の位置 P 4 に向けて送信された超音波ビームのエコー信号に基づいて生成された音線信号については、第 4 の参照信号 R e f 4 によって表される波形との相関値 C R e f 4 が最大となる。

【0041】

従って、相関値算出部 6 1 は、それぞれの相関値の最大値に基づいて、音線信号と参照

10

20

30

40

50

信号との対応関係を判定することができる。これにより、相関値算出部 6 1 は、B モード画像信号生成部 2 5 の位相整合部 5 1 によって生成される各音線信号によって表される波形と、参照信号メモリ 6 2 から読み出された対応する参照信号によって表される波形との相関値 C を算出する。利得制御部 6 3 は、相関値算出部 6 1 によって算出された相関値 C に基づいて、可変利得増幅部 6 4 における各音線信号についての利得 A を算出し、可変利得増幅部 6 4 は、利得制御部 6 3 によって算出された利得 A で、それぞれの音線信号を増幅する。

【 0 0 4 2 】

B モード画像信号生成部 2 5 の検波部 5 3 は、音線メモリ 5 2 から読み出された音線信号の振幅に応じて、G 信号及び B 信号の各々の振幅を 0 ~ 2 0 0 階調で表すと共に、可変利得増幅部 6 4 から出力される音線信号の振幅に応じて、R 信号の振幅を 0 ~ 2 5 5 階調で表す。その結果、D S C 2 7 によってラスタ変換された画像信号に基づく超音波断層像において穿刺針 1 1 b が赤色で表示されるので、オペレータは、表示装置 3 に表示された超音波断層像において穿刺針 1 1 b の位置を容易に確認しながら、患者の患部の処理を行うことができる。

【 0 0 4 3 】

以上においては、図 1 に示すように穿刺針強調ボタン 2 1 a が超音波観測装置 2 の操作卓 2 1 に設けられている場合について説明したが、例えば、穿刺針強調ボタン 2 1 a を超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 (図 2) に設けて、操作部 1 2 から超音波観測装置 2 の制御部 2 2 に穿刺針強調指示信号 B を出力するようにしても良い。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 4 】

本発明は、医療診断のために患者の体内に挿入される超音波内視鏡に接続して超音波断層像を得るための超音波観測装置等において利用することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 5 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る超音波内視鏡装置の構成を示す図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波内視鏡の構成を示す図である。

【 図 3 】 図 1 に示す B モード画像信号生成部及び穿刺針強調処理部の具体的な構成例を示す図である。

【 図 4 】 参照信号の作成方法を説明するための図である。

【 図 5 】 複数の音線信号の波形を示す図である。

【 図 6 】 相関値算出部によって算出される相関値の変化を示す図である。

【 図 7 】 利得制御部によって算出される利得の変化を示す図である。

【 図 8 】 図 3 に示す検波部によって生成される R G B 信号を説明するための図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

- 1 超音波内視鏡
- 2 超音波観測装置
- 3 表示装置
- 1 1 挿入部
- 1 1 a 超音波トランスデューサ部
- 1 1 b 穿刺針
- 1 2 操作部
- 1 2 a 処置具挿入口
- 1 3 接続コード
- 1 4 ユニバーサルコード
- 2 1 操作卓
- 2 1 a 穿刺針強調ボタン
- 2 2 制御部

10

20

30

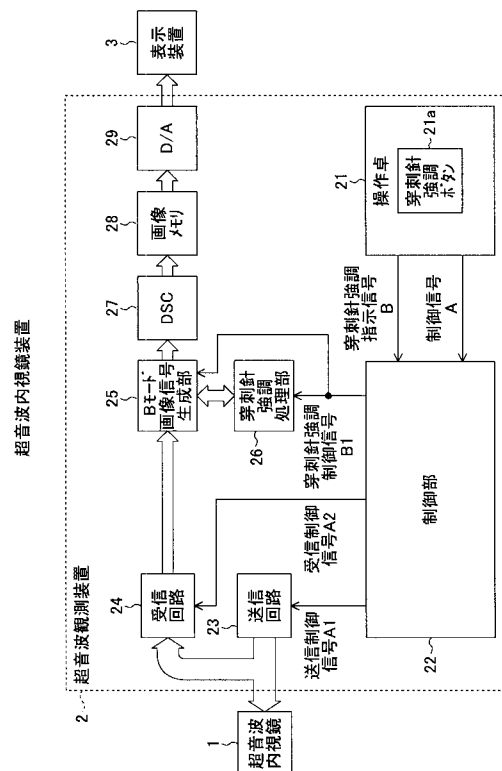
40

50

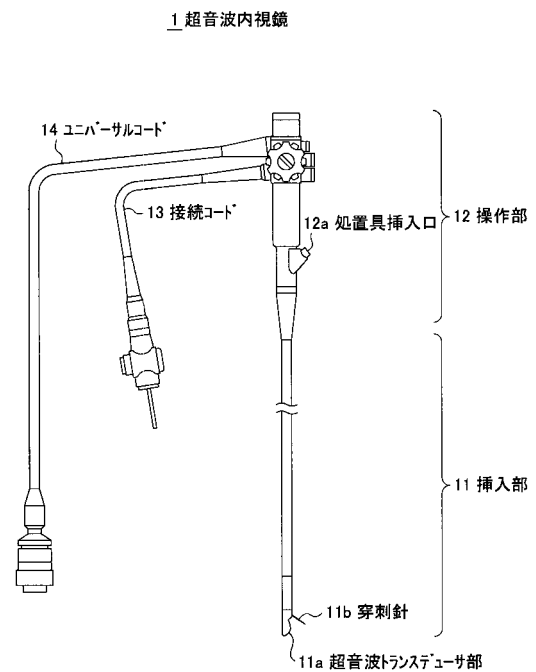
- 2 3 送信回路
- 2 4 受信回路
- 2 5 Bモード画像信号生成部
- 2 6 穿刺針強調処理部
- 2 7 D S C
- 2 8 画像メモリ
- 2 9 D / A 変換器
- 5 1 位相整合部
- 5 2 音線メモリ
- 5 3 検波部
- 6 1 相関値算出部
- 6 2 参照信号メモリ
- 6 3 利得制御部
- 6 4 可変利得増幅部

10

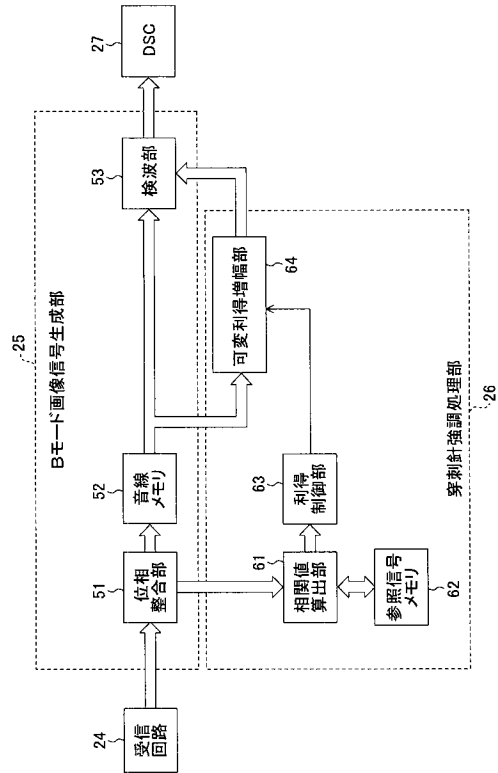
【 図 1 】



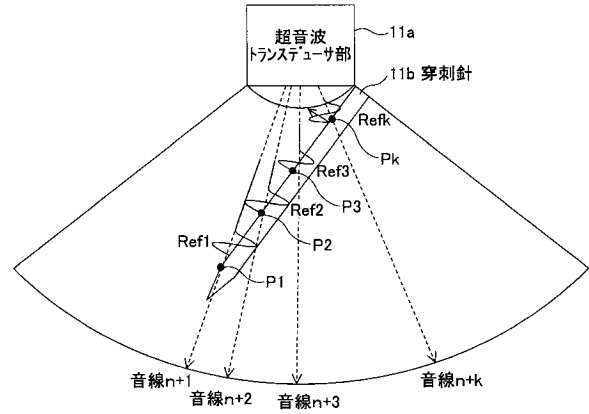
【 図 2 】



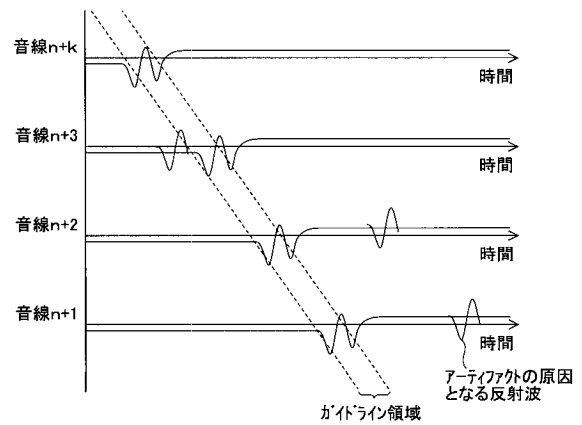
【図 3】



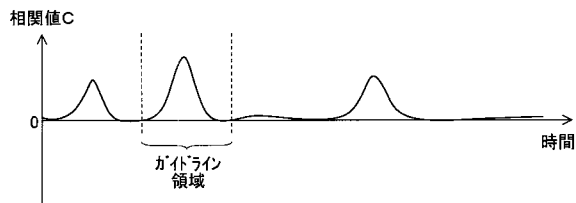
【図 4】



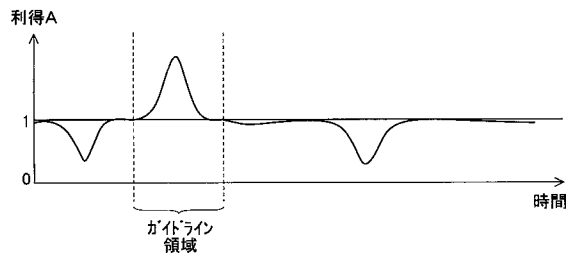
【図 5】



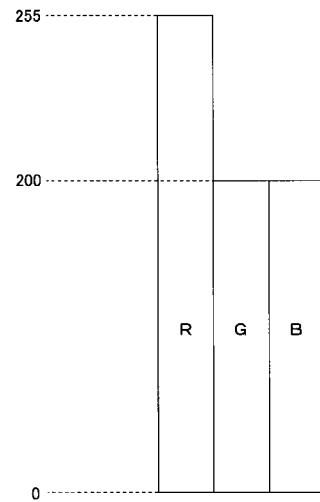
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声波观察装置，超声波内窥镜装置，图像处理方法以及图像处理程序		
公开(公告)号	JP2009297346A	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2008156684	申请日	2008-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/JB13 4C601/JB42 4C601/KK06		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波观察装置，用于容易地获取超声波断层图像，其中通过高精度地强调穿刺针来显示插入患者体内的穿刺针。解决方案：超声波观察装置配备有接收电路，该接收电路基于由对象和穿刺针反射的超声波束产生的超声波回波对接收信号进行处理，图像信号产生装置通过执行接收来产生声线信号。聚焦处理接收信号并基于声线信号产生图像信号，以及穿刺针强调处理装置，其基于来自设定的引导线区域的超声回波增加声线信号的水平并降低其水平。根据穿刺针强调操作装置的操作，通过基于每个声线信号的反射点的深度执行增益控制，基于来自其他区域的超声回波的声线信号，以显示插入到受试者体内的穿刺针通过强调斑点，沿着超声图像中的引导线区域针。Z

