

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6157796号
(P6157796)

(45) 発行日 平成29年7月5日(2017.7.5)

(24) 登録日 平成29年6月16日(2017.6.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2017-519584 (P2017-519584)
(86) (22) 出願日 平成28年9月12日 (2016.9.12)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/076830
審査請求日 平成29年4月11日 (2017.4.11)
(31) 優先権主張番号 特願2015-188362 (P2015-188362)
(32) 優先日 平成27年9月25日 (2015.9.25)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 110002147
特許業務法人酒井国際特許事務所
(72) 発明者 御園 和裕
東京都八王子市石川町2951番地 オリ
ンパス株式会社内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記観測対象への超音波の送受信処理を制御するとともに、該送受信処理によって得られたエコー信号に基づいて第1の画像データを生成する第1超音波処理部と、

前記第1超音波処理部による送受信処理とは異なるタイミング、かつ第1超音波処理部のフレームレートよりも短いフレームレートによって前記観測対象への超音波の送受信処理を制御するとともに、該送受信処理によって得られたエコー信号に基づいて第2の画像データを生成する第2超音波処理部と、

前記第1超音波処理部が生成した前記第1の画像データ、および前記第2超音波処理部が生成した前記第2の画像データを合成して、表示用の画像データを生成する画像合成処理部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記第2超音波処理部は、前記第1超音波処理部が前記第1の画像データのうち1フレーム分に相当するエコー信号を取得する間に、複数の前記第2の画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記第1超音波処理部は、前記超音波を送受信して前記エコー信号を出力する超音波ブ

10

20

プローブに対し、所定の方向に延びるラインごとに走査する第 1 の送信エコーを生成させる送信信号を出力し、

前記第 2 超音波処理部は、前記超音波プローブに対し、前記第 1 の送信エコーよりも広範囲な第 2 の送信エコーを生成させる送信信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記第 2 の送信エコーは、二次元的に位相が揃った平面波であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記第 2 超音波処理部が行う前記第 2 の画像データの生成処理は、画像強調処理を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 の画像データをもとに、当該第 1 の画像データに応じた画像内における前記第 2 の画像データの描出対象の存在を検出する検出部と、

前記検出部の検出結果に応じて前記第 2 超音波処理部を動作させるか否かを制御する制御部と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記第 1 および第 2 の画像データは、各々が、同一の前記超音波プローブにより得られた前記エコー信号に基づき生成されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに基づいて超音波画像を生成し、該生成した超音波画像を表示することで、観測対象の観測を行う。

30

【0003】

超音波を用いて生体組織の観察および処置を行う技術として、超音波内視鏡を用いた穿刺吸引細胞診断が知られている。穿刺吸引細胞診断では、超音波内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、被検体内の超音波画像を観察しながら、挿入部内の管路に挿入された穿刺針（生検針）を対象の組織に穿刺し、穿刺針を介して組織を吸引して採取する。穿刺針の超音波像を含む超音波画像を表示する技術として、穿刺針の超音波像を強調表示する技術が開示されている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 208859 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、挿入部内の穿刺針は、挿入部の管路内で湾曲して部分的に管路と接触しているため、術者が穿刺針を押しても該管路との静止摩擦力によって針先に力を伝えることが難しい。そこで、術者は、穿刺針を連続的に素早く押し引きすることによって挿入部の先端に対して穿刺針を進退させることで、対象の組織に穿刺針を穿刺して、組織の採取を行っている。この際、超音波画像のフレームレートよりも速い速度で穿刺針を進退させると

50

、超音波画像において穿刺針の動きを捉えることができず、超音波画像からでは穿刺針を確認できない場合があった。この問題を解決するために、超音波画像のフレームレートを上げることが考えられるが、フレームレートを上げると、超音波画像の解像度が低下するため、観察上好ましくない。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、穿刺針を連続的に素早く押し引きした場合であっても、超音波画像の解像度を維持しつつ、穿刺針の動きを捉えることができる超音波観測装置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 7 】

10

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象に対して送信した超音波が前記観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記観測対象への超音波の送受信処理を制御するとともに、該送受信処理によって得られたエコー信号に基づいて第1の画像データを生成する第1超音波処理部と、前記第1超音波処理部による送受信処理とは異なるタイミング、かつ第1超音波処理部のフレームレートよりも短いフレームレートの走査方式によって前記観測対象への超音波の送受信処理を制御するとともに、該送受信処理によって得られたエコー信号に基づいて第2の画像データを生成する第2超音波処理部と、前記第1超音波処理部が生成した前記第1の画像データ、および前記第2超音波処理部が生成した前記第2の画像データを合成して、表示用の画像データを生成する画像合成処理部と、を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第2超音波処理部は、前記第1超音波処理部が前記第1の画像データのうち1フレーム分に相当するエコー信号を取得する間に、複数の前記第2の画像データを生成することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1超音波処理部は、前記超音波を送受信して前記エコー信号を出力する超音波プローブに対し、所定の方向に延びるラインごとに走査する第1の送信エコーを生成させる送信信号を出力し、前記第2超音波処理部は、前記超音波プローブに対し、前記第1の送信エコーよりも広範囲な第2の送信エコーを生成させる送信信号を出力することを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第2の送信エコーは、二次元的に位相が揃った平面波であることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第2超音波処理部が行う前記第2の画像データの生成処理は、画像強調処理を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1の画像データをもとに、当該第1の画像データに応じた画像内における前記第2の画像データの描出対象の存在を検出する検出部と、前記検出部の検出結果に応じて前記第2超音波処理部を動作させるか否かを制御する制御部と、をさらに備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1および第2の画像データは、各々が、同一の前記超音波プローブにより得られた前記エコー信号に基づき生成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、穿刺針を連続的に素早く押し引きした場合であっても、超音波画像の解像度を維持しつつ、穿刺針の動きを捉えることができるという効果を奏する。

50

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成の一例を模式的に示す斜視図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の制御による超音波送信タイミングを説明する図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行うBモード画像取得時の超音波エコーに基づく信号の受信パターンの一例を説明する図である。

10

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う穿刺針画像取得時の超音波エコーに基づく信号の受信パターンの一例を説明する図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成の他の例を模式的に示す斜視図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う穿刺針画像取得時に超音波振動子から送信される超音波を説明する図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の制御により得られる超音波画像を説明する図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

20

【図10】図10は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置の制御による超音波送信タイミングを説明する図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態4に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

30

【0017】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム1は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。図1に示すブロック図では、実線の矢印が画像データに係る信号の伝送を示し、破線の矢印が制御に係る信号の伝送を示している。

40

【0018】

超音波内視鏡2は、可撓性を有する挿入部を有し、この挿入部の先端部に、超音波観測装置3から受信した電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子21を有する。超音波振動子21は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡2は、超音波振動子21をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子21として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0019】

50

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）の撮像を行うことが可能である。また、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を、超音波を用いて撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、光学撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

【0020】

図 2 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成の一例を模式的に示す斜視図である。図 2 に示すように、超音波内視鏡 2 の先端部は、照明光を集光して外部に出射する照明レンズ 2 a と、撮像光学系の一部をなし、外部からの光を取り込む対物レンズ 2 b と、超音波内視鏡 2 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部の先端から処置具を突出させる処置具突出部 2 c と、を有する。本実施の形態 1 では、一例として、超音波振動子 2 1 が、図 2 に示すようなリニア型の超音波振動子であって、複数の圧電素子が一列に配列された一次元アレイ（1D アレイ）であるものとして説明する。以下、図 2 に示すように、圧電素子の長手方向をエレベーション方向 De とよび、圧電素子の配列方向を走査方向 Ds とよぶ。

【0021】

超音波観測装置 3 は、B モード画像を生成するための超音波送受信処理を行なう第 1 超音波処理部 3 1 と、穿刺針の超音波画像（以下、穿刺針画像という）を生成するための超音波送受信処理を行なう第 2 超音波処理部 3 2 と、第 1 超音波処理部 3 1 が生成した B モード画像、および第 2 超音波処理部 3 2 が生成した穿刺針画像を合成する画像合成処理部 3 3 と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部 3 4 と、超音波観測システム 1 全体を制御する制御部 3 5 と、超音波診断装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 3 6 と、を備える。

【0022】

第 1 超音波処理部 3 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する第 1 送受信部 3 1 1 と、第 1 送受信部 3 1 1 から受信した RF データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する第 1 信号処理部 3 1 2 と、第 1 信号処理部 3 1 2 が生成した B モード用受信データをもとに、B モード画像データを生成する第 1 画像生成部 3 1 3 と、第 1 画像生成部 3 1 3 により生成された B モード画像データを記憶する第 1 フレームメモリ 3 1 4 と、を有する。

【0023】

第 1 送受信部 3 1 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信する。

【0024】

第 1 送受信部 3 1 1 は、エコー信号を増幅する第 1 信号増幅部 3 1 1 a と、第 1 信号増幅部 3 1 1 a による増幅後のエコー信号を格納する音線メモリ 3 1 1 b とを有する。第 1 信号増幅部 3 1 1 a は、第 1 送受信部 3 1 1 からエコー信号を受信して RF データを生成、出力する。第 1 信号増幅部 3 1 1 a は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C（Sensitivity Time Control）補正を行い、増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによって時間ドメインの RF データを生成し、音線メモリ 3 1 1 b へ出力する。音線メモリ 3 1 1 b は、第 1 信号増

10

20

30

40

50

幅部 3 1 1 a による増幅後のエコー信号であって、各圧電素子が受信した信号に応じた音線データを格納する。

【 0 0 2 5 】

第 1 信号処理部 3 1 2 は、第 1 送受信部 3 1 1 から受信した R F データ、具体的には音線メモリ 3 1 1 b から読み出した 1 音線分の音線データごとにデジタルの B モード用受信データを生成する。第 1 信号処理部 3 1 2 は、R F データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、R F データを基準電圧 V_c で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。この B モード用受信データでは、超音波パルスの反射の強さを示す受信信号の振幅または強度が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んでいる。第 1 信号処理部 3 1 2 は、生成した B モード用受信データを、第 1 画像生成部 3 1 3 へ出力する。第 1 信号処理部 3 1 2 は、C P U (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

10

【 0 0 2 6 】

第 1 画像生成部 3 1 3 は、第 1 信号処理部 3 1 2 から受信した B モード用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて B モード画像データを生成する。

【 0 0 2 7 】

具体的には、第 1 画像生成部 3 1 3 は、B モード用受信データのスキャン方向を、超音波のスキャン方向から表示装置 4 の表示方向に変換する。その後、第 1 画像生成部 3 1 3 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である B モード画像を含む B モード画像データを生成する。第 1 画像生成部 3 1 3 は、フレームデータに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた画像処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R（赤）、G（緑）、B（青）の値を一致させたグレースケール画像である。

20

【 0 0 2 8 】

第 1 画像生成部 3 1 3 は、第 1 信号処理部 3 1 2 からの B モード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、B モード用受信データ間の補間処理を施すことによって B モード用受信データ間の空隙を埋め、B モード画像データを生成する。

30

【 0 0 2 9 】

第 1 フレームメモリ 3 1 4 は、例えばリングバッファを用いて実現され、第 1 画像生成部 3 1 3 により生成された一定量（所定フレーム数）の B モード画像データを時系列に沿って記憶する。容量が不足すると（所定のフレーム数の B モード画像データを記憶すると）、最も古い B モード画像データを最新の B モード画像データで上書きすることで、最新の B モード画像を時系列順に所定フレーム数記憶する。

【 0 0 3 0 】

第 2 超音波処理部 3 2 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信して R F データを生成、出力する第 2 送受信部 3 2 1 と、第 2 送受信部 3 2 1 から受信した R F データをもとにデジタルの穿刺針用受信データを生成する第 2 信号処理部 3 2 2 と、第 2 信号処理部 3 2 2 が生成した穿刺針用受信データをもとに、穿刺針画像データを生成する第 2 画像生成部 3 2 3 と、第 2 画像生成部 3 2 3 により生成された穿刺針画像データを記憶する第 2 フレームメモリ 3 2 4 と、を有する。

40

【 0 0 3 1 】

第 2 送受信部 3 2 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ

50

送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信する。

【 0 0 3 2 】

第 2 送受信部 3 2 1 は、エコー信号を増幅する第 2 信号増幅部 3 2 1 a と、第 2 信号増幅部 3 2 1 a による増幅後のエコー信号を格納するローカスメモリ 3 2 1 b とを有する。第 2 信号増幅部 3 2 1 a は、第 2 送受信部 3 2 1 からエコー信号を受信して R F データを生成し、出力する。第 2 信号増幅部 3 2 1 a は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (Sensitivity Time Control) 補正を行い、増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A / D 変換することによって時間ドメインの R F データを生成し、ローカスメモリ 3 2 1 b へ出力する。ローカスメモリ 3 2 1 b は、第 2 信号増幅部 3 2 1 a による増幅後のエコー信号であって、各圧電素子が受信した信号に応じた音線データを格納する。

10

【 0 0 3 3 】

第 2 信号処理部 3 2 2 は、第 2 送受信部 3 2 1 から受信した R F データ、具体的にはローカスメモリ 3 2 1 b から読み出した 1 フレーム分の音線データをもとにデジタルの穿刺針用受信データを生成する。第 2 信号処理部 3 2 2 は、R F データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの穿刺針用受信データを生成する。対数変換では、R F データを基準電圧 V_c で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。第 2 信号処理部 3 2 2 は、生成した穿刺針用受信データを、第 2 画像生成部 3 2 3 へ出力する。第 2 信号処理部 3 2 2 は、C P U (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

20

【 0 0 3 4 】

第 2 画像生成部 3 2 3 は、第 2 信号処理部 3 2 2 から受信した穿刺針用受信データに対してスキャン方向を変換してフレームデータを生成し、該フレームデータに基づいて穿刺針画像データを生成する。

【 0 0 3 5 】

具体的には、第 2 画像生成部 3 2 3 は、穿刺針用受信データのスキャン方向を、超音波のスキャン方向から表示装置 4 の表示方向に変換する。その後、第 2 画像生成部 3 2 3 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である穿刺針画像を含む穿刺針画像データを生成する。第 2 画像生成部 3 2 3 は、フレームデータに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた画像処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって穿刺針画像データを生成する。穿刺針画像は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。

30

【 0 0 3 6 】

第 2 画像生成部 3 2 3 は、第 2 信号処理部 3 2 2 からの穿刺針用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、穿刺針用受信データ間の補間処理を施すことによって穿刺針用受信データ間の空隙を埋め、穿刺針画像データを生成する。

40

【 0 0 3 7 】

第 2 フレームメモリ 3 2 4 は、例えばリングバッファを用いて実現され、第 2 画像生成部 3 2 3 により生成された一定量 (所定フレーム数) の穿刺針画像データを時系列に沿って記憶する。容量が不足すると (所定のフレーム数の穿刺針画像データを記憶すると)、最も古い穿刺針画像データを最新の穿刺針画像データで上書きすることで、最新の穿刺針画像を時系列順に所定フレーム数記憶する。

【 0 0 3 8 】

画像合成処理部 3 3 は、第 1 フレームメモリ 3 1 4 および第 2 フレームメモリ 3 2 4 を参照し、第 1 画像生成部 3 1 3 が生成した B モード画像データと、第 2 画像生成部 3 2 3 が生成した穿刺針画像データとを合成して合成画像データを生成する。

50

【 0 0 3 9 】

入力部 3 4 は、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを介して入力された各種情報の入力を受け付ける。

【 0 0 4 0 】

制御部 3 5 は、超音波観測システム 1 全体を制御する。制御部 3 5 は、演算および制御機能を有する CPU や各種演算回路等を用いて実現される。制御部 3 5 は、記憶部 3 6 が記憶、格納する情報を記憶部 3 6 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 5 を第 1 信号処理部 3 1 2 および / または第 2 信号処理部 3 2 2 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

10

【 0 0 4 1 】

記憶部 3 6 は、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する。記憶部 3 6 は、B モード画像の取得にかかる超音波の送信タイミングに関する情報や、穿刺針画像の取得にかかる超音波の送信パターン（送信波の形成パターン）に関する情報を記憶する。記憶部 3 6 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報等を記憶する。

【 0 0 4 2 】

また、記憶部 3 6 は、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

20

【 0 0 4 3 】

以上の構成を有する記憶部 3 6 は、各種プログラム等が予めインストールされた ROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する RAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【 0 0 4 4 】

続いて、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置 3 が行う B モード画像データおよび穿刺針画像データの生成処理について、図 3 ~ 図 8 を参照して説明する。図 3 は、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置の制御による超音波送信タイミングを説明する図である。図 4 は、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う B モード画像取得時の超音波エコーに基づく信号の受信パターンの一例を説明する図である。なお、本実施の形態 1 では、同一の超音波内視鏡 2 の超音波振動子 2 1 によって得られたエコー信号に基づいて画像データが生成されるものとして説明するが、異なる超音波内視鏡 2 を用いて得られたエコー信号に基づいて画像データを作成するものであってもよい。

30

【 0 0 4 5 】

本実施の形態 1 では、穿刺針 1 0 0 を含む超音波画像（合成画像）を生成する際は、B モード画像データ、穿刺針画像データをそれぞれ生成後、生成した B モード画像データと穿刺針画像データとを合成して合成画像データを生成する。この際、B モード画像データを生成するための超音波の送信タイミングと、穿刺針画像データを生成するための超音波の送信タイミングとは異なる。

40

【 0 0 4 6 】

第 1 超音波処理部 3 1 は、図 3 に示すような B モード走査の送信タイミングで各ライン（深度方向の各位置における振幅または強度）に応じた受信信号を取得し、該取得した受信信号に基づいて B モード画像データを生成する。具体的には、まず、第 1 送受信部 3 1 1 が、B モード走査の送信タイミングに応じた送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）をラインごとに超音波振動子 2 1 へ送信する。例えば、図 3 に示すように、超音波振動子 2 1 は、時間 t_0 において一番目の音線を生成するための

50

圧電素子 2 1 1 から超音波を送信し、走査方向 D_s に沿って各圧電素子 2 1 1 から順次超音波を送信することによって、時間 t_4 において 1 フレーム分の超音波送信処理を完了する。このようにして、各圧電素子 2 1 1 が超音波を送信することによって、図 4 に示すようなある深度における位置 P_1 などの反射体が存在する各深度でピークを有する受信信号をラインごとに得ることができる。ここでいう深度とは、超音波振動子 2 1 の表面から該表面の法線方向の距離（深さ）のことをいう。このような超音波送信処理によって超音波振動子 2 1 が受信した信号は第 1 送受信部 3 1 1 の音線メモリ 3 1 1 b に格納される。第 1 信号処理部 3 1 2 は、音線メモリ 3 1 1 b に格納されたエコー信号ごとに、フィルタ処理や検波処理を行なって B モード用受信データを生成する。B モード走査の送信タイミングは、音線情報として記憶部 3 6 に記憶されている。なお、第 1 超音波処理部 3 1 は、図 3 に示す送信タイミングにおいて、パルスの立ち下り、立ち上がりでそれぞれ 1 ラインの走査を行う。図 3 では、20 ラインの操作を行うようなパルス信号となっているが、実際には 100 ~ 1000 回のライン走査が行われる。また、B モード走査において一つのライン走査では数百マイクロ秒程度要し、1 フレーム分のライン走査を行うには数十 ~ 数百ミリ秒程度かかる。

10

【0047】

第 1 画像生成部 3 1 3 は、第 1 信号処理部 3 1 2 から B モード用受信データが入力されると、B モード画像データを生成する。生成された B モード画像データは、第 1 フレームメモリ 3 1 4 に格納される。

【0048】

20

これに対し、第 2 超音波処理部 3 2 は、図 3 に示すように、B モード走査の送信タイミングに同期した穿刺走査の送信タイミング、かつ B モード走査のフレームレートよりも短いフレームレートで、所定の平面波に応じた受信信号を取得し、該取得した受信信号に基づいて穿刺針画像データを生成する。具体的には、まず、第 2 送受信部 3 2 1 が、穿刺走査の送信タイミングに応じた送信タイミングに基づいて送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信する。例えば、図 3 に示すように、超音波振動子 2 1 では、時間 t_1 において複数の圧電素子を用いて超音波を平面波として送信することによって、穿刺針画像データの 1 フレーム分の超音波送信処理を完了する。同様の超音波送信処理を時間 t_2 , t_3 において間欠的に行うことで、B モード画像データを 1 フレーム生成するための超音波送信処理の間に、複数フレーム分の穿刺針画像データを生成するための受信信号を取得する。このような超音波送信処理によって反射したエコー信号を超音波振動子 2 1 が受信後、第 2 信号処理部 3 2 2 および第 2 画像生成部 3 2 3 を経て、穿刺針画像データが生成される。

30

【0049】

図 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う穿刺針画像取得時の超音波エコーに基づく信号の受信パターンの一例を説明する図である。図 5 では、平面波による 1 フレーム走査時に受信信号として得られる所定の深度における位置 P_2 の圧電素子 2 1 1 ごとの受信エコー（ローカスメモリ）パターンを示している。超音波振動子 2 1 は、各圧電素子を同時に駆動して、超音波振動子 2 1 の表面の法線方向と直交する平面波であって、二次元的に位相が揃った状態で進行する平面波となるように超音波を送信することで、この法線と直交する平面波を被検体に送信し、被検体の反射体で反射した超音波を受信する。このように、第 2 送受信部 3 2 1 は、第 1 送受信部 3 1 1 によって送信される送信エコーよりも二次元的に広範囲な送信エコーを超音波振動子 2 1 に送信させる。

40

【0050】

ローカスメモリ 3 2 1 b には、所定の深度における位置ごとに、当該位置から各圧電素子までの距離に応じた遅延量（遅延時間）をもとに抽出されたエコー信号の情報が位置データとして格納される。具体的には、受信したエコー信号に基づく位置 P_2 の受信強度値を生成する場合、図 5 に示すように、各圧電素子が受信するエコー信号には、受信タイミングに差（遅延）が発生している（位置 P_2 からの距離が短い圧電素子が、最も早くエコー信号を受信する）。このため、第 2 信号処理部 3 2 2 は、ローカスメモリ 3 2 1 b から

50

、位置 P_2 の位置データを読み出して、該位置データに基づいて遅延量を加味して各圧電素子が受信した受信信号を合成すれば、位置 P_2 で反射した超音波に基づく受信強度値を生成することができる。このようにして各位置における受信強度値を生成することが可能である。したがって、第2信号処理部322が、穿刺針100が進退動作する位置に応じた複数の位置の受信強度値をもとに、穿刺針用受信データを生成し、第2画像生成部323が、この穿刺針用受信データをもとに穿刺針画像データを生成すれば、穿刺針100の進退方向と平行な面（線）の像が合成され、平面波による穿刺針画像を取得することができる。

【0051】

図6は、本実施の形態1に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成の他の例を模式的に示す斜視図である。上述した図2では、リニア型の超音波振動子21を説明したが、超音波振動子21が、図6に示すようなコンベックス型の超音波振動子であってもよい。コンベックス型の超音波振動子21では、超音波振動子21の表面の法線方向と直交する平面波であって、該法線方向上に位置する圧電素子の送信タイミングを最も遅くして超音波を送信することで、この法線と直交する平面波として超音波を送信することができる。

【0052】

図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う穿刺針画像取得時に超音波振動子から送信される超音波を説明する図である。超音波振動子21は、上述したように各圧電素子の送信タイミングを異ならせて超音波を送信することによって、図7に示すような平面波PWを送信する。この平面波PWは、穿刺針100の進退方向Y1に対して平行であって、超音波振動子21から、当該平面波PWと直交する方向（矢印Y2）に、二次元的に位相が揃った状態で進行する。なお、平面波PWは、穿刺針100の進退方向Y1に対して平行であることが好ましいが、平行でなくてもよい。

【0053】

本実施の形態1に係る穿刺走査では、パルスの立ち下りまたは立ち上がり時に、超音波振動子21が、上述したような平面波PWを送信するとともに、穿刺針100で反射した超音波エコーを受信する。すなわち、穿刺走査では、Bモード走査によって1ライン分のエコー信号を取得する送信処理間で、穿刺針画像データの1フレーム分のエコー信号を取得することができる。この際、穿刺針画像データは、少なくとも穿刺針100の進退領域を含んでいればよく、例えば、図7に示すような、表示装置4の表示レンジ、穿刺針100の進入角度で決まる走査領域Rの超音波エコーを受信するような平面波PWが送信される。なお、穿刺針100の像を描出可能であれば、平面波に限らず球面波であってもよい。

【0054】

本実施の形態1に係る穿刺走査を行うことで、Bモード走査において、ライン走査にかかる時間が、穿刺走査回数分増大することになるが、その増大分は時間にして数十～数百マイクロ秒程度であり、Bモード画像データのみを得る場合と比しても、ほぼ同等のフレームレートとみなすことができる。

【0055】

第2信号処理部322は、平面波PWによる超音波エコーに基づくRFデータが入力されると、穿刺針用受信データを生成し、二値化した後に第2画像生成部323に出力する。第2画像生成部323は、二値化された穿刺針用受信データから穿刺針100の検出を行い、該穿刺針100を強調した穿刺針画像データ、または穿刺針100の像のみを描出した穿刺針画像データを生成する。生成された穿刺針画像データは、第2フレームメモリ324に格納される。

【0056】

なお、一般的に、平面波PWによる走査や開口合成処理では超音波の強度が小さく、フレーム間で相関処理を行なう必要があるが、本実施の形態1のように、穿刺針100を検出して描出する場合、穿刺針100の像が高輝度で描出されるため、フレーム間で相関処理を行なう必要がなく、1フレーム分の走査（一回の平面波PWの送信処理）で穿刺針画

10

20

30

40

50

像データを生成することができる。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置の制御により得られる超音波画像を説明する図であって、図 8 の (a) は第 1 超音波処理部 3 1 および第 2 超音波処理部 3 2 によってそれぞれ生成される画像データを示し、図 8 の (b) は画像合成処理部 3 3 によって生成される合成画像データを示している。

【 0 0 5 8 】

図 8 の (a) に示すように、第 1 超音波処理部 3 1 および第 2 超音波処理部 3 2 によってそれぞれ生成される画像データを、超音波送信処理の開始順に並べると、あるフレーム（例えば図 3 の時間 t_{p0} ）における B モード画像データ IM_{B1} 、次いで B モード画像データ IM_{B1} のラインデータを取得する際に送信された平面波 PW に応じて生成された穿刺針画像データ IM_{N1} （例えば図 3 の時間 t_{p1} ）、穿刺針画像データ IM_{N2} （例えば図 3 の時間 t_{p2} ）および穿刺針画像データ IM_{N3} （例えば図 3 の時間 t_{p3} ）、次いで、B モード画像データ IM_{B1} の次のフレームに係る B モード画像データ IM_{B2} となる。B モード画像データ IM_{B1} および B モード画像データ IM_{B2} には、穿刺対象の組織 $Q1$ 、 $Q2$ が描出され（組織 $Q1$ 、 $Q2$ は同一の組織）、穿刺針画像データ IM_{N1} ~ 穿刺針画像データ IM_{N3} には、穿刺針 100 の超音波像である穿刺針像 101A ~ 101C が描出されている。

【 0 0 5 9 】

画像合成処理部 3 3 は、B モード画像データ IM_{B1} と、穿刺針画像データ IM_{N1} とを合成して、合成画像データ IM_{S2} を生成する（図 8 の (b) 参照）。画像合成処理部 3 3 は、同様に、B モード画像データ IM_{B1} と、穿刺針画像データ IM_{N2} とを合成して、合成画像データ IM_{S3} を生成する。画像合成処理部 3 3 は、同様に、B モード画像データ IM_{B1} と、穿刺針画像データ IM_{N3} とを合成して、合成画像データ IM_{S4} を生成する。このようにして、時間 t_{p1} ~ t_{p3} における穿刺針 100 の超音波像を含む超音波画像データを取得することができる。なお、時間 t_{p0} における穿刺画像データは存在しないため、B モード画像データのみからなる画像データを合成後の画像データ（合成画像データ IM_{S1} ）として出力する。また、時間 t_{p4} についても、この時間に応じた穿刺画像データが存在しないため、B モード画像データ IM_{B2} と、時間 t_{p4} における最新の穿刺針画像データである穿刺針画像データ IM_{N3} とを合成した合成画像データを時間 t_{p4} における合成後の画像データ（合成画像データ IM_{S5} ）として出力する。

【 0 0 6 0 】

このようにして、画像合成処理部 3 3 は、B モード画像データのフレームレートよりも短いフレームレートの穿刺針 100 の超音波像を含む合成画像データを生成する。これにより、連続した B モード画像データのフレームレートの間に、組織に対して進退する穿刺針 100 を捉えた複数の超音波画像データを生成することができる。

【 0 0 6 1 】

上述した画像合成処理により生成された合成画像は、制御部 3 5 の制御のもと、記憶部 3 6 に記憶され、表示装置 4 で表示される。また、超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 から新たなエコー信号を受信すると、第 1 フレームメモリ 3 1 4 および / または第 2 フレームメモリ 3 2 4 の最新フレームの画像データが更新され、該更新された最新の画像データを用いた画像合成処理を行う。

【 0 0 6 2 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、第 1 超音波処理部 3 1 による 1 フレームの B モード画像データを生成するためのライン走査の最中に、第 2 超音波処理部 3 2 が、平面波 PW を送信して穿刺針 100 が描出された複数の穿刺針画像データを生成し、画像合成処理部 3 3 が、B モード画像データと穿刺針画像データとを合成することによって、B モード画像データのフレームレートよりも短いフレームレートの穿刺針 100 の超音波像を含む合成画像データを生成する。これにより、連続した B モード画像データのフレームレートの間に、組織に対して進退する穿刺針 100 を捉えた複数の超音波画像データが生成され、穿刺針 100 を連続的に素早く押し引きした場合であっても、超音波画像の解像度を

10

20

30

40

50

維持しつつ、穿刺針 100 の動きを捉えることができる。

【0063】

また、本実施の形態 1 によれば、第 2 超音波処理部 32 が、平面波 PW を送信して穿刺針 100 が描出された穿刺針画像データ用の受信信号を取得するようにしたので、B モード走査のようなライン毎に信号を取得する場合と比して、位相合わせを容易に行うことができる。

【0064】

(実施の形態 2)

図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。上述した実施の形態 1 では、第 1 超音波処理部 31 が B モード画像データを生成するための処理を行うものとして説明したが、本実施の形態 2 では、第 1 超音波処理部 31 が、フロー観察モードの画像データを生成する。フロー観察モードでは、血流の有無や、血流量、血流の方向などに関する識別情報が B モード画像上に重畳されたフロー画像データを表示装置 4 に表示する。

【0065】

本実施の形態 2 にかかる超音波観測システム 1a は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3a と、超音波観測装置 3a が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。超音波観測装置 3a は、上述した超音波観測装置 3 の構成に加え、モード切替部 37 を備える。

【0066】

モード切替部 37 は、入力部 34 が、観察モードを切り替える旨のモード切替指示情報を受け付けると、該モード切替指示情報に基づき、観察モードを B モード画像観察モードまたはフロー観察モードに切り替える。

【0067】

モード切替部 37 により、観察モードが B モード画像観察モードに設定された場合は、上述した実施の形態 1 に係る超音波処理を行う。一方、モード切替部 37 により、観察モードがフロー観察モードに設定されると、第 1 超音波処理部 31 は、フロー観察モードに応じた超音波送信処理（後述する B モード走査およびフローモード走査）を行う。

【0068】

図 10 は、本実施の形態 2 に係る超音波観測装置の制御による超音波送信タイミングを説明する図である。なお、本実施の形態 2 では、B モード走査において、パルスの立ち下り、または立ち上がり時にライン走査を行うものとして説明する。フロー観察モードでは、B モード走査におけるライン走査を行う際、該ライン上の血流情報を取得するため、フローモード用のライン走査を、B モードのフレーム間で行う。図 10 に示すフローモード走査では、一つのラインにおいて 8 回のフローモード用のライン走査を行う。なお、この連続したライン走査により得られ、組をなす複数の信号をパケットといい、ラインごとにパケットが構成される。本実施の形態 2 に係る超音波送信処理では、例えば、時間 t_{10} から時間 t_{11} の間で 1 フレーム分の B モード走査が終了し、時間 t_{11} からフローモード走査を開始する。時間 t_{11} から時間 t_{12} の間で 1 フレーム目のフローモード走査における 1 番目のライン走査（1 パケット分の走査）が行われると、次のライン走査の期間に相当する時間 t_{13} から時間 t_{14} の間に穿刺走査を開始する。穿刺走査後、次の 2 番目のラインのフローモード走査を開始する。フローモード走査の走査対象ラインは、生成する血流情報に応じて適宜設定される。最後のライン走査が行われると、1 フレーム分のフローモード用の受信信号を取得することができる。フローモード走査が終了後、上述した処理を繰り返し、時間 t_{15} から時間 t_{16} の間で 2 フレーム目の B モード走査が開始され、B モード走査終了後、時間 t_{16} から時間 t_{17} の間で 2 フレーム目のフローモード走査における 1 番目のライン走査（1 パケット分の走査）が行われる。1 番目のライン走査後、次のライン走査の期間に相当する時間 t_{18} から時間 t_{19} の間に穿刺走査が行われる。なお、穿刺走査は、1 フレームのフローモード走査の間に、複数回行われることが好ましい。また、B モード

走査中の穿刺走査は、上述した実施の形態 1 と同様である。

【0069】

第 1 信号処理部 3 1 2 は、フローモード用のライン走査により得られた八つの受信信号（1 パケット分の受信信号）を用いて、血管における血液の変化量を求める。この際、深度ごとの振幅または強度の変化量に基づいて、血流情報を生成する。なお、フローモード用のライン走査では、各ラインの全深度において振幅や強度を受信して、画像全体の血流情報を取得するものであってもよいし、設定された関心領域（ROI）の範囲における血流情報を取得するものであってもよい。

【0070】

第 1 画像生成部 3 1 3 は、第 1 信号処理部 3 1 2 によって生成された B モード用受信データ、および各深度における血流情報を用いて、B モード画像データ上に、血流情報が重畳された B モード画像データ（以下、フローモード画像データという）を生成する。第 1 画像生成部 3 1 3 は、生成したフローモード画像データを第 1 フレームメモリ 3 1 4 に格納する。

【0071】

また、第 2 超音波処理部 3 2 は、図 10 に示すように、フローモード走査におけるパケットの間のタイミングで該取得した穿刺走査の受信信号に基づいて穿刺針画像データを生成する。具体的には、まず、第 2 送受信部 3 2 1 が、穿刺走査の送信タイミング（例えば、時間 t_{13} 、時間 t_{18} ）に応じた送信タイミングに基づいて送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信する。例えば、時間 t_{13} において、各圧電素子から超音波を送信させて平面波を形成し、該平面波を送信することによって、穿刺針画像データの 1 フレーム分の超音波送信処理を完了する。同様の超音波送信処理を時間 t_{18} などにおいて間欠的に行うことで、フローモード走査中に、穿刺画像データを生成するための受信信号を取得するとともに、上述した実施の形態 1 のように B モード画像データを 1 フレーム生成するための超音波送信処理の間（例えば時間 t_{10} から時間 t_{11} までの間）に、複数フレーム分の穿刺針画像データを生成するための受信信号を取得する。このような超音波送信処理によって反射したエコー信号を超音波振動子 2 1 が受信後、第 2 信号処理部 3 2 2 および第 2 画像生成部 3 2 3 を経て、穿刺針画像データが生成される。

【0072】

画像合成処理部 3 3 は、第 1 フレームメモリ 3 1 4 に記憶されているフローモード画像データと、第 2 フレームメモリ 3 2 4 に記憶されている穿刺針画像データとを合成して、合成画像データを生成する。例えば、図 8 の（b）に示す合成画像データ $IM_{S1} \sim IM_{S4}$ において、それぞれ血流情報が重畳された画像となる。

【0073】

上述した画像合成処理により生成された合成画像は、制御部 3 5 の制御のもと、記憶部 3 6 に記憶され、表示装置 4 で表示される。また、超音波観測装置 3 a は、超音波内視鏡 2 から新たなエコー信号を受信すると、第 1 フレームメモリ 3 1 4 および/または第 2 フレームメモリ 3 2 4 の最新フレームの画像データが更新され、該更新された最新フレームの画像データを用いた画像合成処理を行う。

【0074】

以上説明した本実施の形態 2 によれば、第 1 超音波処理部 3 1 による 1 フレームの B モード画像データ、またはフローモード画像データを生成するための超音波送受信処理の間に、第 2 超音波処理部 3 2 が、平面波を送信して穿刺針 1 0 0 が描出された複数の穿刺針画像データを生成するとともに、画像合成処理部 3 3 が、B モード画像データまたはフローモード画像データと穿刺針画像データとを合成することによって、B モード画像データのフレームレートよりも短いフレームレートの穿刺針 1 0 0 の超音波像を含む合成画像データを生成する。これにより、連続した B モード画像データのフレームレートの間、またはフローモードのパケット間に、組織に対して進退する穿刺針 1 0 0 を捉えた複数の超音波画像データが生成され、穿刺針 1 0 0 を連続的に素早く押し引きした場合であっても、超音波画像の解像度を維持しつつ、穿刺針 1 0 0 の動きを捉えることができる。

【 0 0 7 5 】

なお、上述した実施の形態 2 では、パケットの間のタイミングで穿刺走査を行うものとして説明したが、複数のラインごとにブロックを形成し、各ブロック間でフローモード走査を行う（異なるラインにまたがって一つのパケットを構成する）ターボ走査では、ブロックの間のタイミングで穿刺走査を行う。

【 0 0 7 6 】

（実施の形態 3）

図 1 1 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態 3 では、超音波画像内の穿刺針 1 0 0 の像の存在の有無により、穿刺針画像データの生成を制御する。

10

【 0 0 7 7 】

本実施の形態 3 にかかる超音波観測システム 1 b は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3 b と、超音波観測装置 3 b が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。超音波観測装置 3 b は、上述した超音波観測装置 3 の構成に加え、穿刺針検出部 3 8 を備える。

【 0 0 7 8 】

穿刺針検出部 3 8 は、第 1 フレームメモリ 3 1 4 に記憶されている最新の B モード画像データを参照し、当該 B モード画像データに応じた B モード画像中に穿刺針 1 0 0 の像が存在するか否かを判断することによって、穿刺針 1 0 0 の検出を行う。

20

【 0 0 7 9 】

具体的には、穿刺針検出部 3 8 は、B モード画像内において設定されている穿刺針延出位置の値が、周囲の値に対して異なる場合や、所定のコントラスト値よりも大きいコントラスト値を有する場合に、穿刺針 1 0 0 の像が存在すると判断する。穿刺針検出部 3 8 は、穿刺針 1 0 0 の像の存在の有無を検出情報として制御部 3 5 に出力する。制御部 3 5 は、穿刺針検出部 3 8 の検出結果に応じて第 2 超音波処理部 3 2 を動作させるか否かを判断して第 2 超音波処理部 3 2 を制御する。穿刺針検出部 3 8 により穿刺針 1 0 0 の像が検出された場合、制御部 3 5 は、第 2 超音波処理部 3 2 に上述した穿刺針画像データの生成処理を行わせる。

【 0 0 8 0 】

30

以上説明した本実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 に係る効果を得ることができるとともに、超音波画像内に穿刺針 1 0 0 の像が存在することを検出して、存在する場合に第 2 超音波処理部 3 2 に穿刺針画像データの生成を行わせるようにしたので、超音波画像内に穿刺針 1 0 0 の像が存在しない場合の穿刺針画像データの生成に係る演算量を削減することができる。

【 0 0 8 1 】

（実施の形態 4）

図 1 2 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態 4 では、外部の入力装置 5 を介して入力部 3 4 が受け付けた穿刺針 1 0 0 の使用に係る情報に基づいて、穿刺針画像データの生成および画像の合成処理を行なう。

40

【 0 0 8 2 】

本実施の形態 4 にかかる超音波観測システム 1 c は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3 と、超音波観測装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、超音波観測装置 3 に各種情報を入力する入力装置 5 と、を備える。

【 0 0 8 3 】

入力装置 5 は、入力部 3 4 と電氣的に接続されるキーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報を入力部 3 4 に入力する。本実施の

50

形態４では、入力装置５は、例えばキーボードの所定のキーを押下することによって、第２超音波処理部３２の機能のイネーブル／ディスイネーブルの選択情報を入力部３４に入力可能である。

【００８４】

例えば、入力部３４が、入力装置５を介して第２超音波処理部３２の機能をイネーブルとする旨の情報を受け付けると、制御部３５は、第２超音波処理部３２に上述した穿刺針画像データの生成処理を行わせる。これに対し、入力部３４が、入力装置５を介して第２超音波処理部３２の機能をディスイネーブルとする旨の情報を受け付けると、制御部３５は、第２超音波処理部３２に上述した穿刺針画像データの生成処理を行わせないように制御する。

10

【００８５】

以上説明した本実施の形態４によれば、上述した実施の形態１に係る効果を得ることができるとともに、入力装置５を介して第２超音波処理部３２が行う穿刺針画像データの生成処理の可否を設定するようにしたので、穿刺針画像データの生成が不要である場合の穿刺針画像データの生成に係る演算量を削減することができる。

【００８６】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波観測装置において、各機能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。

20

【００８７】

また、本実施の形態では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡を用いて説明したが、超音波内視鏡２に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。さらに、超音波プローブとして、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

【００８８】

また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に体表に直接接触させて用いられる。

30

【００８９】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【００９０】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。

40

【産業上の利用可能性】

【００９１】

以上のように、本発明にかかる超音波観測装置は、穿刺針を連続的に素早く押し引きした場合であっても、超音波画像の解像度を維持しつつ、穿刺針の動きを捉えるのに有用である。

【符号の説明】

【００９２】

１ 超音波観測システム

50

- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 5 入力装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 第 1 超音波処理部
- 3 2 第 2 超音波処理部
- 3 3 画像合成処理部
- 3 4 入力部
- 3 5 制御部
- 3 6 記憶部
- 3 7 モード切替部
- 3 8 穿刺針検出部
- 3 1 1 第 1 送受信部
- 3 1 1 a 第 1 信号増幅部
- 3 1 1 b 音線メモリ
- 3 1 2 第 1 信号処理部
- 3 1 3 第 1 画像生成部
- 3 1 4 第 1 フレームメモリ
- 3 2 1 第 2 送受信部
- 3 2 1 a 第 2 信号増幅部
- 3 2 1 b ローカスメモリ
- 3 2 2 第 2 信号処理部
- 3 2 3 第 2 画像生成部
- 3 2 4 第 2 フレームメモリ

10

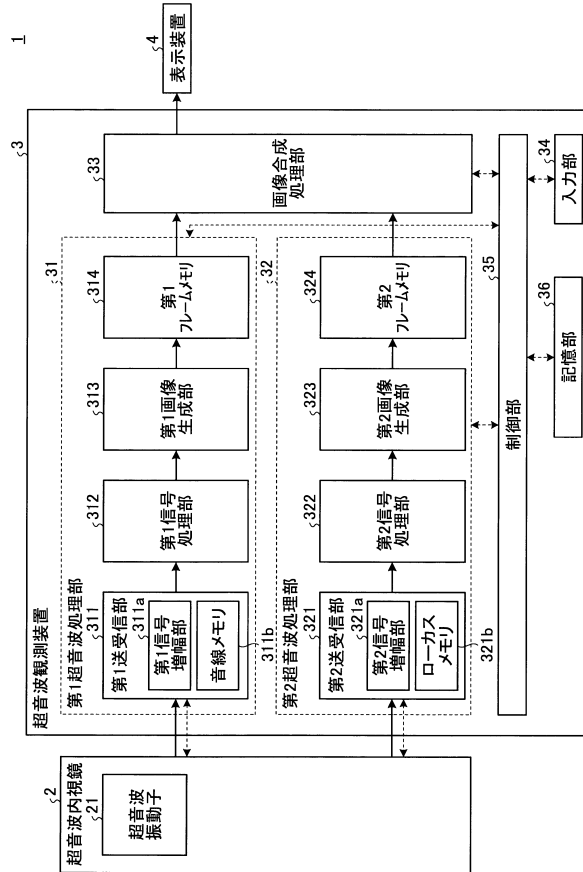
20

【要約】

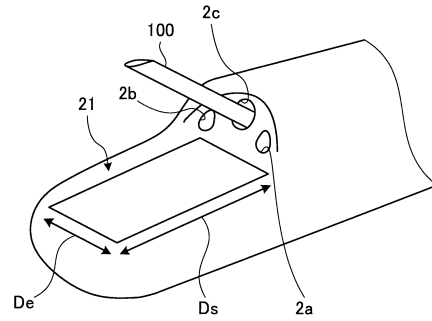
本発明に係る超音波観測装置は、観測対象に対して送信した超音波が観測対象によって反射された超音波エコーを電気信号に変換したエコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、観測対象への超音波の送受信処理を制御するとともに、該送受信処理によって得られたエコー信号に基づいて第 1 の画像データを生成する第 1 超音波処理部と、第 1 超音波処理部による送受信処理とは異なるタイミング、かつ第 1 超音波処理部のフレームレートよりも短いフレームレートの走査方式によって超音波の送受信処理を制御するとともに、得られたエコー信号に基づいて第 2 の画像データを生成する第 2 超音波処理部と、第 1 の画像データおよび第 2 の画像データを合成する画像合成処理部と、を備えた。

30

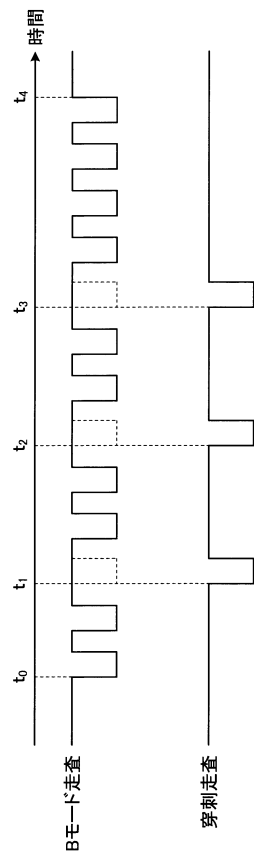
【図 1】



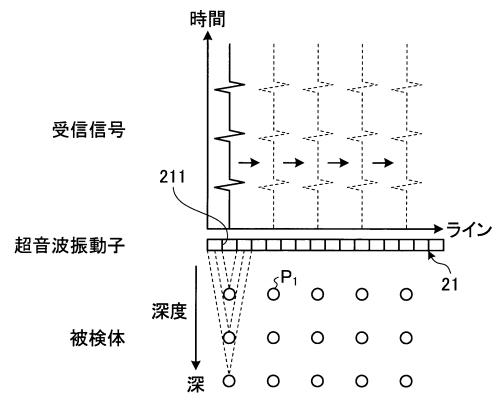
【図 2】



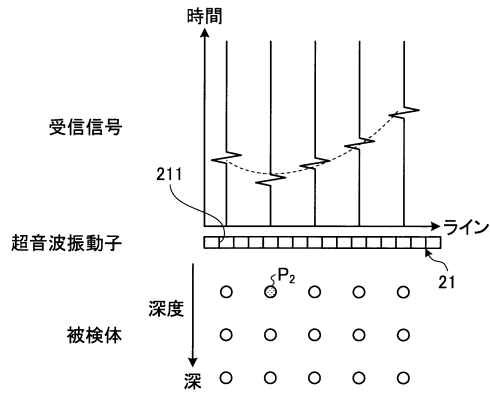
【図 3】



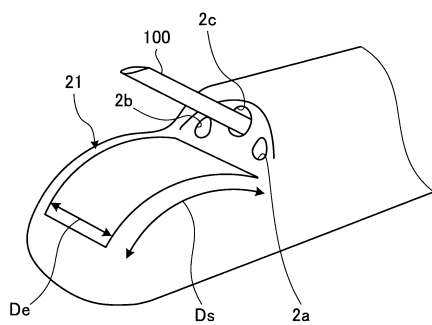
【図 4】



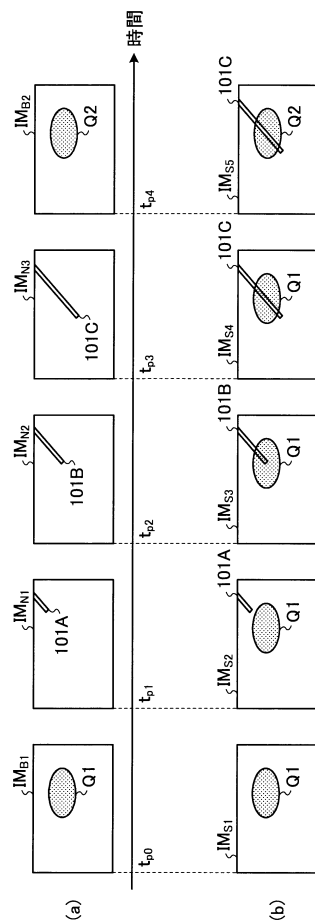
【図5】



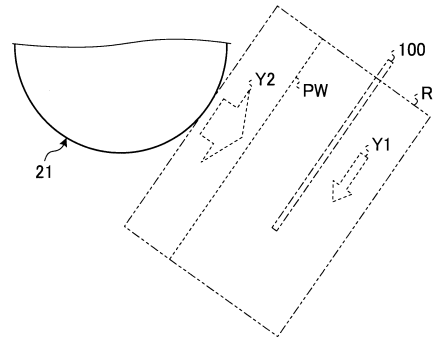
【図6】



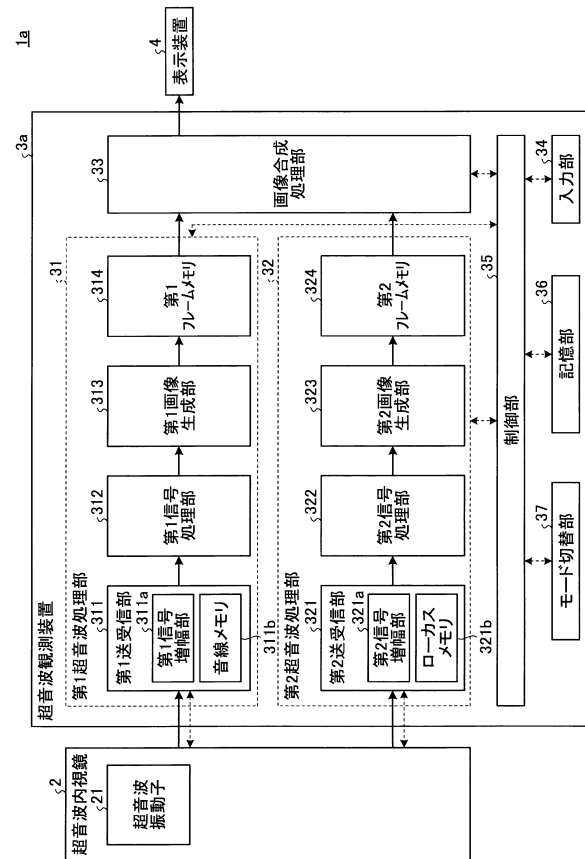
【図8】



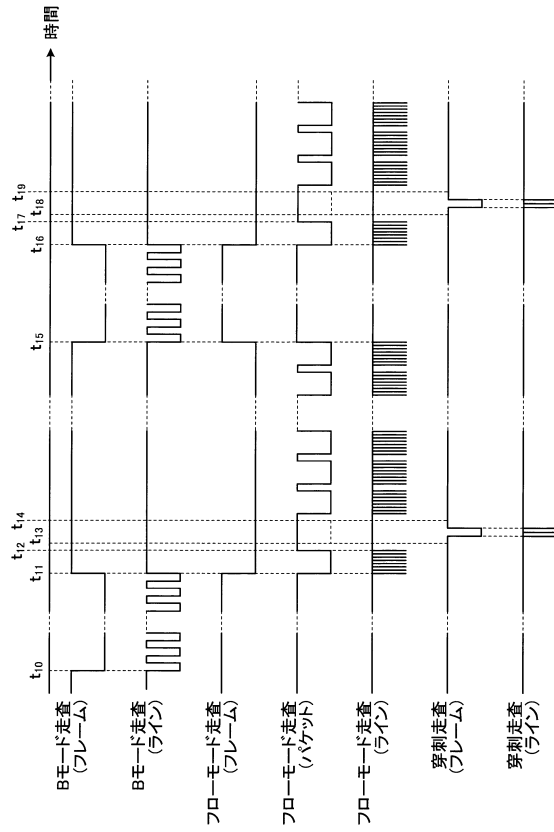
【図7】



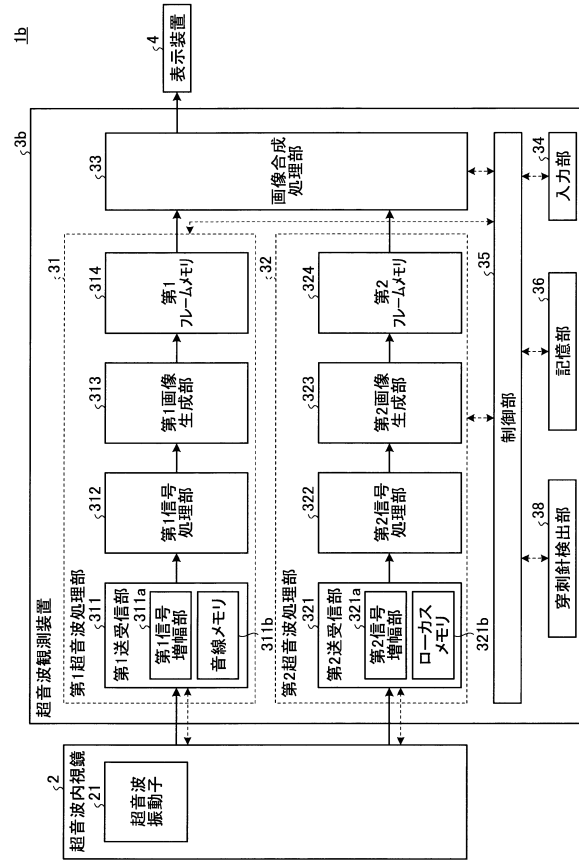
【図9】



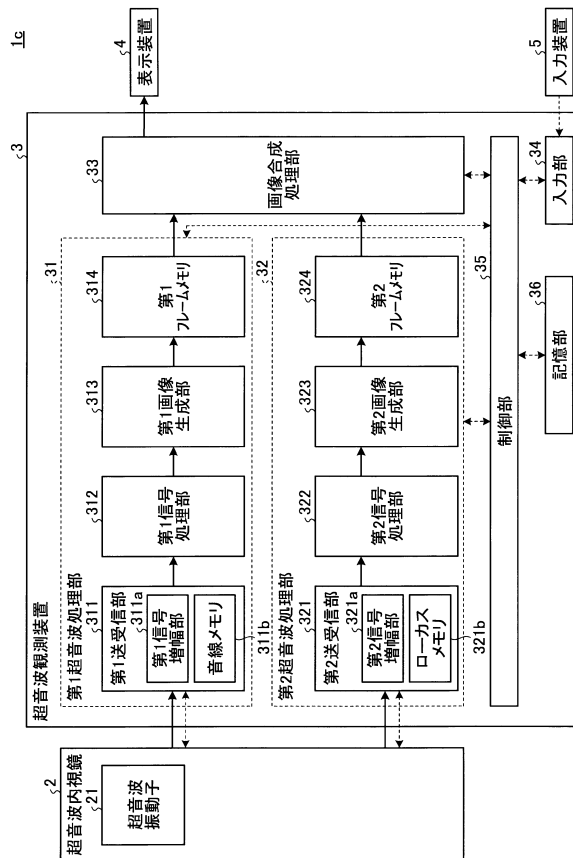
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 3 1 4 6 8 9 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 2 8 1 2 8 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 2 7 3 4 6 (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)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP6157796B1	公开(公告)日	2017-07-05
申请号	JP2017519584	申请日	2016-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	御園和裕		
发明人	御園 和裕		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	G01S15/8915 A61B1/00087 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4272 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/5253 G01S7/52046 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	2015188362 2015-09-25 JP		
其他公开文献	JPWO2017051742A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声观察装置是一种超声观察装置，其基于通过将从观察目标发射的超声回波转换为被观察目标反射的超声回波而获得的回波信号来生成超声图像。即，第一超声波处理单元在控制对观察对象的超声波的发送接收处理的同时，基于通过发送接收处理得到的回波信号以及第一超声波来生成第一图像数据。定时与处理单元的发送/接收处理不同，并且通过以比第一超声处理单元的帧速率短的帧速率的扫描方法来控制超声波的发送/接收处理，而第二基于获取的回波信号 提供了产生图像数据的第二超声处理单元以及将第一图像数据和第二图像数据组合的图像组合处理单元。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B1)	(11) 特許番号 特許第6157796号 (P6157796)
(45) 発行日 平成29年7月5日 (2017. 7. 5)		(24) 登録日 平成29年6月16日 (2017. 6. 16)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 12	
請求項の数 7 (全 20 頁)			
(21) 出願番号 特願2017-519584 (P2017-519584)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(86) (22) 出願日 平成28年9月12日 (2016. 9. 12)		(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所	
(86) 国際出願番号 PCT / JP2016 / 076830		(72) 発明者 御園 和裕 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内	
審査請求日 平成29年4月11日 (2017. 4. 11)			
(31) 優先権主張番号 特願2015-188362 (P2015-188362)			
(32) 優先日 平成27年9月25日 (2015. 9. 25)			
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)			
早期審査対象出願		審査官 宮川 啓伸	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置			