

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2016/098429

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016. 6. 23)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

| | |
|---|---|
| <p>出願番号 特願2016-506925 (P2016-506925)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/078840</p> <p>(22) 国際出願日 平成27年10月9日 (2015. 10. 9)</p> <p>(11) 特許番号 特許第5932189号 (P5932189)</p> <p>(45) 特許公報発行日 平成28年6月8日 (2016. 6. 8)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2014-257976 (P2014-257976)</p> <p>(32) 優先日 平成26年12月19日 (2014. 12. 19)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p> | <p>(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地</p> <p>(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 御園 和裕 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 JB41 JB45 JB47 JB51 JB57 JC21</p> |
|---|---|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【要約】

本発明にかか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生成される複数の超音波画像を合成して合成画像を生成する超音波観測装置であって、複数の超音波画像を時系列に沿って記憶するフレームメモリと、フレームメモリが記憶する複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関である移動量および移動方向を検出するフレームメモリ相関部と、三次元的な移動量および移動方向に基づいて、過去のフレームの超音波画像の相対位置を移動するフレームメモリ位置補正部と、三次元的な移動量に基づいて、過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す重み付け加算部と、を備えた。

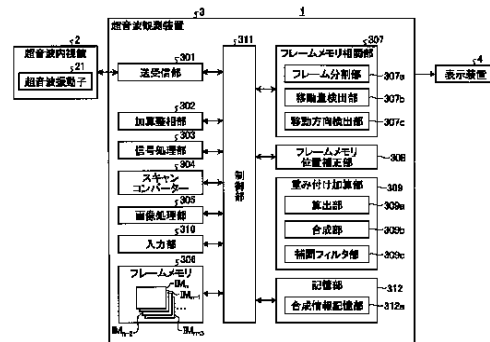


FIG. 1:
 2 Ultrasonic vibrator
 3 Ultrasonic observation device
 4 Display device
 21 Ultrasonic vibrator
 301 Transmission/reception unit
 302 Addition unit
 304 Signal processing unit
 304 Scan converter
 306 Image processing unit
 306 Frame memory
 307 Frame memory correlation unit
 307a Movement direction detection unit
 307b Movement amount detection unit
 308b Frame memory position correction unit
 309a Weighted addition unit
 309a Calculation unit
 309b Synthesis unit
 309c Interpolation filter unit
 310 Input unit
 311 Control unit
 312 Storage unit
 312a Synthesis information storage unit

【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生成される複数の超音波画像を合成して合成画像を生成する超音波観測装置であって、

前記複数の超音波画像を時系列に沿って記憶するフレームメモリと、

前記フレームメモリが記憶する複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関である移動量および移動方向を検出するフレームメモリ相関部と、

前記フレームメモリ相関部が検出した前記三次元的な移動量および移動方向に基づいて、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の相対位置を移動するフレームメモリ位置補正部と、

前記フレームメモリ相関部が検出した前記三次元的な移動量に基づいて、前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す重み付け加算部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記重み付け加算部は、前記フレームメモリ相関部が検出した前記移動量と関連付けた重み付け量をもとに前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す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】

前記フレームメモリ相関部は、前記過去のフレームの超音波画像を分割し、該分割により生成された分割領域ごとに前記三次元的な移動量および移動方向を検出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。

20

【請求項 4】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動量を算出す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】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の代表移動量を算出し、該代表移動量と規定値とを比較し、該比較の結果に応じて当該フレームの超音波画像を合成対象から除外することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 6】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動の状態を判別す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 7】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の移動の状態を判別し、該移動の状態が前記最新フレームの超音波画像の移動の状態と異なる場合に当該フレームの超音波画像を合成対象から除外、または前記重み付け量を低減することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

40

【請求項 8】

前記移動の状態は、前記超音波画像中の被写体の三次元的な移動状態であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記フレームメモリ相関部は、前記移動量の分散値と、所定の値とを比較することにより移動の状態を判別することを特徴とする請求項 6～8 のいずれか一つに記載の超音波観

50

測装置。

【請求項 10】

前記フレームメモリ関連部は、前記最新フレームの超音波画像から特徴点を検出し、該特徴点を用いて前記過去のフレームの超音波画像との相関を検出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【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対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

【0003】

超音波を用いて観測対象の組織を観測する際、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。この超音波画像のノイズやボケを低減する技術として、入力された画像を信号成分画像とノイズ成分画像とに分離し、ノイズ成分画像に対してフレーム合成処理を行った後、信号成分画像とフレーム合成処理されたノイズ成分画像とを合成する超音波観測装置が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2010 / 125789 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、ノイズの低減は、合成するフレーム数が多いほど効果がある。一方で、ボケの低減は、合成するフレーム数が少ない方がよい。このように、ノイズおよびボケの低減は、トレードオフの関係を有している。特許文献 1 が開示する合成処理では、同一の撮像面で撮像されていることを前提とし、二次元的に位置ずれを補正している。このため、異なる撮像平面で撮像されて、フレーム間で被写体の位置や角度にずれが生じた場合、位置ずれ補正の精度が低下して適切な位置補正が行われず、その結果、ノイズおよびボケの低減を両立した超音波画像を得ることができなかった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波画像におけるノイズおよびボケの低減を両立す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】

【0007】

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生成される複数の超音波画像を合成して合成画像を生成する超音波観測装置であって、前記複数の超音波画像を時系列に沿って記憶するフレームメモリと、前記フレームメモリが記憶する複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関である移動量および移動方向を検出するフレームメモリ関連部と、前記フレームメモリ関連部が検出した前記三次元的な移動量および移動方向に基づいて、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の相対位置を移動するフレームメモリ位置補正部と、前記フレー

10

20

30

40

50

ムメモリ関連部が検出した前記三次元的な移動量に基づいて、前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す重み付け加算部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記重み付け加算部は、前記フレームメモリ関連部が検出した前記移動量と関連付けた重み付け量をもとに前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施すことを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記過去のフレームの超音波画像を分割し、該分割により生成された分割領域ごとに前記三次元的な移動量および移動方向を検出することを特徴とする。

10

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動量を算出することを特徴とする。

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の代表移動量を算出し、該代表移動量と規定値とを比較し、該比較の結果に応じて当該フレームの超音波画像を合成対象から除外することを特徴とする。

20

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動の状態を判別することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の移動の状態を判別し、該移動の状態が前記最新フレームの超音波画像の移動の状態と異なる場合に当該フレームの超音波画像を合成対象から除外、または前記重み付け量を低減することを特徴とする。

30

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記移動の状態は、前記超音波画像中の被写体の三次元的な移動状態であることを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記移動量の分散値と、所定の値とを比較することにより移動の状態を判別することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記フレームメモリ関連部は、前記最新フレームの超音波画像から特徴点を検出し、該特徴点を用いて前記過去のフレームの超音波画像との相関を検出することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、超音波画像におけるノイズおよびボケの低減を両立するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態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。

50

【図 2】図 2 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の加算整相部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図 3】図 3 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う撮像タイミングが異なる画像間の動きを模式的に説明する図である。

【図 4】図 4 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。

【図 6】図 6 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。

10

【図 7】図 7 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。

【図 8】図 8 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。

【図 9】図 9 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ位置補正部が行う位置補正処理を説明する模式図である。

【図 10】図 10 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の重み付け加算部が行う画像合成処理を説明する模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

20

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。

【0020】

（実施の形態）

図 1 は、本発明の一実施の形態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。同図に示す超音波診断システム 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。

【0021】

30

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電気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気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。

【0022】

40

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、呼吸器やその周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、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。

【0023】

超音波観測装置 3 は、送受信部 301、加算整相部 302、信号処理部 303、スキャンコンバーター 304、画像処理部 305、フレームメモリ 306、フレームメモリ関連部 307、フレームメモリ位置補正部 308、重み付け加算部 309、入力部 310、制御部 311 および記憶部 312 を有する。

50

【 0 0 2 4 】

送受信部 3 0 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。

【 0 0 2 5 】

送受信部 3 0 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。

【 0 0 2 6 】

送受信部 3 0 1 は、制御部 3 1 1 が出力する各種制御信号を超音波内視鏡 2 に対して送信するとともに、超音波内視鏡 2 から識別用の ID を含む各種情報を受信して制御部 3 1 1 へ送信する機能も有する。

10

【 0 0 2 7 】

加算整相部 3 0 2 は、送受信部 3 0 1 から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。加算整相部 3 0 2 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、信号処理部 3 0 3 へ出力する。なお、超音波内視鏡 2 が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子 2 1 を電子的に走査させる構成を有する場合、加算整相部 3 0 2 は、複数の素子

20

【 0 0 2 8 】

図 2 は、加算整相部 3 0 2 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って 0 から z_{th} （ > 0 ）へ増加する。また、増幅率（dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 z_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 1 2

30

【 0 0 2 9 】

信号処理部 3 0 3 は、送受信部 3 0 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。信号処理部 3 0 3 は、RF 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、RF データを基準電圧 V_0 で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 0 3 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 3 0 5 へ出力する。信号処理部 3 0 3 は、CPU（Central Processing Unit）や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 3 0 】

スキャンコンバーター 3 0 4 は、信号処理部 3 0 3 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する。具体的には、スキャンコンバーター 3 0 4 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。

40

【 0 0 3 1 】

画像処理部 3 0 5 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（以下、単に画像データともいう）を生成する。画像処理部 3 0 5 は、スキャンコンバーター 3 0 4 から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信号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

50

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RGB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。

【0032】

画像処理部305は、信号処理部303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。

【0033】

フレームメモリ306は、例えばリングバッファを用いて実現され、画像処理部305により生成された一定量（所定フレーム数 N ： $N = n, n - 1, n - 2, n - 3, \dots$ ）のBモード画像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。フレームメモリ306は、図1に示すように、最新のBモード画像である n 番目のフレーム（ n は2以上の自然数）のBモード画像 IM_n から所定のフレーム数遡った複数のBモード画像（ $IM_{n-1}, IM_{n-2}, IM_{n-3}, \dots$ ）を記憶する。

【0034】

フレームメモリ関連部307は、フレームメモリ306に記憶されている複数のBモード画像データ間の相関性を求める。具体的には、フレームメモリ関連部307は、最新フレームのBモード画像（例えばBモード画像 IM_n ）を基準として、過去のフレームのBモード画像（例えばBモード画像 $IM_{n-1}, IM_{n-2}, IM_{n-3}$ ）の動きベクトルを求めて、最新のフレーム（以下、最新フレームという）のBモード画像と、過去のフレーム（以下、過去フレームという）のBモード画像との三次元的な相関性を求め、過去フレームの超音波画像における被写体が、最新フレームの超音波画像における被写体に対し、画像上で略平行に移動しているか否かを判断する。

【0035】

図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う撮像タイミングが異なる画像間の動きを模式的に説明する図である。フレームメモリ関連部307は、最新フレームのBモード画像（Bモード画像 IM_n ）に基づく第1動き検出用画像 F_1 と、過去フレーム（例えば最新フレームより一つ前のフレーム）のBモード画像（Bモード画像 IM_{n-1} ）に基づく第2動き検出用画像 F_2 と、に対し、R、GおよびBを各々加算平均することで疑似的な輝度信号を生成する。動き検出の方法は、例えば、一般的なブロックマッチング処理により検出する。具体的には、第2動き検出用画像 F_2 の画素 M_1 が第1動き検出用画像 F_1 のどの位置に移動したかを検出する。フレームメモリ関連部307は、画素 M_1 を中心としたブロック B_1 （分割領域）をテンプレートとして、第1動き検出用画像 F_1 において第2動き検出用画像 F_2 の画素 M_1 の位置と同じ位置の画素 f_1 を中心に、第1動き検出用画像 F_1 をブロック B_1 のテンプレートで走査し、テンプレート間の差分絶対値和が最も小さい位置の中心画素を画素 M_1' とする。フレームメモリ関連部307は、第1動き検出用画像 F_1 において画素 M_1 （画素 f_1 ）から画素 M_1' への動き量 Y_1 を動きベクトルとして検出し、この処理を画像処理対象の全ての分割領域の中心画素に対して行う。以下、画素 M_1 の座標を (x, y) とし、座標 (x, y) における動きベクトルの x 成分を $V_x(x, y)$ 、 y 成分を $V_y(x, y)$ と記載する。なお、 x 方向は、Bモード画像の左右（水平）方向に相当し、 y 方向は上下（垂直）方向に相当するものとして説明する。また、第1動き検出用画像 F_1 における画素 M_1' の座標を (x', y') とすると、 x' および y' は、下式（1）、（2）でそれぞれ定義される。

10

20

30

40

【数 1】

$$x' = x + Vx(x, y) \quad \dots(1)$$

$$y' = y + Vy(x, y) \quad \dots(2)$$

【0036】

また、フレームメモリ関連部 307 は、フレーム分割部 307 a、移動量検出部 307 b および移動方向検出部 307 c を有する。

【0037】

フレーム分割部 307 a は、動きベクトルを算出するために B モード画像を分割する。具体的には、相関算出対象の過去フレームの B モード画像を $p \times q$ (p, q は 2 以上の自然数) に分割し、 $p \times q$ 個の分割領域を生成する。

10

【0038】

移動量検出部 307 b は、フレームメモリ関連部 307 が求めた動きベクトルに基づいて、フレーム分割部 307 a の分割により生成された分割領域ごとに移動量を算出する。移動量検出部 307 b は、算出した移動量をもとにフレームごとに平均移動量を算出する。また、移動量検出部 307 b は、B モード画像間の移動の状態を判定するための判定値として、算出した移動量に基づいて該移動量(大きさ)の分散値(分散値 L)を求める。移動量検出部 307 b は、例えば $n - 1$ 番目のフレーム以前の B モード画像データに対してそれぞれの分散値 $L_{n-1}, L_{n-2}, L_{n-3}, \dots$ を求める。

20

【0039】

移動方向検出部 307 c は、フレームメモリ関連部 307 が求めた動きベクトルに基づいて、フレーム分割部 307 a の分割により生成された分割領域ごとに移動方向を算出する。

【0040】

フレームメモリ位置補正部 308 は、移動量検出部 307 b が算出した移動量、および移動方向検出部 307 c が算出した移動方向に基づいて基準となる B モード画像 IM_n に対して過去フレームの B モード画像を移動させることにより、フレーム間の画像を一致させる。

【0041】

重み付け加算部 309 は、基準となる B モード画像に対して合成する過去フレームの B モード画像の重み付け量を決定し、該決定した重み付け量に応じて、B モード画像の合成処理を行った後、合成画像に対して補間処理を施す。重み付け加算部 309 は、算出部 309 a、合成部 309 b および補間フィルタ部 309 c を有する。

30

【0042】

算出部 309 a は、移動量検出部 307 b が算出した平均移動量に応じて、基準となる B モード画像に対して合成する過去フレームの B モード画像の重み付け量を決定する。算出部 309 a は、例えば、平均移動量が小さいフレームの B モード画像ほど、重み付け量が大きくなるような設定を行う。重み付け量は、例えば変換された各輝度に対して乗ずる係数である。

40

【0043】

合成部 309 b は、算出部 309 a により決定された重み付け量に基づいて、基準フレームの B モード画像と、過去フレームの B モード画像とを合成する。合成部 309 b は、合成後の画像(以下、合成画像という)を補間フィルタ部 309 c に出力する。

【0044】

補間フィルタ部 309 c は、公知の空間フィルタを用いることにより合成画像におけるフレーム間の画像の位置ずれによる不連続部分を補正する。具体的には、空間フィルタとして、点像分布関数(Point Spread Function: PSF)を用いて画像合成時のボケを推定してボケの補正を行うデコンボリューションフィルタを用いて、合成画像におけるフレーム間の画像の不連続部分を補正することによって、合成画像のボケを抑制する。

50

【 0 0 4 5 】

なお、補間フィルタ部 3 0 9 c は、その他の空間フィルタとして、注目画素の周辺の画素の画素値を重み付けして平均化することにより画素間の画素値を算出する加重平均フィルタを用いて、合成画像におけるフレーム間の画像の不連続部分を補正することによって、合成画像のボケを抑制するものであってもよい。

【 0 0 4 6 】

入力部 3 1 0 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用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける。

【 0 0 4 7 】

制御部 3 1 1 は、超音波診断システム 1 全体を制御する。制御部 3 1 1 は、演算および制御機能を有する CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部 3 1 1 は、記憶部 3 1 2 が記憶、格納する情報を記憶部 3 1 2 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 1 1 を信号処理部 3 0 3 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 8 】

記憶部 3 1 2 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 1 2 は、フレームメモリ関連部 3 0 7 が算出する動きベクトルの大きさ (移動方向) の分散値 (分散値 L) にかかる規定値、および平均移動量 (平均移動量 D) にかかる規定値と、重み付け処理に用いる重み付け量であって、平均移動量に応じて設定される重み付け量と、を記憶する合成情報記憶部 3 1 2 a を有する。

20

【 0 0 4 9 】

記憶部 3 1 2 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報 (図 2 に示す増幅率と受信深度との関係) 等を記憶する。

【 0 0 5 0 】

また、記憶部 3 1 2 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。

30

【 0 0 5 1 】

以上の構成を有する記憶部 3 1 2 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 5 2 】

図 4 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が行う B モード画像の合成処理の概要を示すフローチャートである。まず、フレームメモリ関連部 3 0 7 は、最新フレームの B モード画像 IM_n を含む N フレーム分の画像データ (B モード画像データ) をフレームメモリ 3 0 6 から取得する (ステップ S 1 0 1)。

40

【 0 0 5 3 】

図 5 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。図 5 に示すように、フレームメモリ関連部 3 0 7 は、フレームメモリ 3 0 6 に記憶されている最新フレームの B モード画像 IM_n を含む N フレーム分の画像データ (B モード画像データ) を取得する。

【 0 0 5 4 】

N フレーム分の画像データを取得後、フレーム分割部 3 0 7 a が最新フレームの B モード画像を除く各フレーム (過去フレーム) の B モード画像を分割する (ステップ S 1 0 2

50

）。図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図であって、フレーム分割部307aによる分割処理を説明する図である。フレーム分割部307aは、図6に示すように、例えばn-1番目のBモード画像 $I_{M_{n-1}}$ を4×4に分割し、16個の分割領域Rdを生成する。

【0055】

分割領域Rdを生成後、フレームメモリ関連部307は、各分割領域Rdについて、最新フレーム（基準フレーム）のBモード画像 I_{M_n} に対する動きベクトルを検出する（ステップS103）。図7は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。フレームメモリ関連部307は、分割領域Rdと、検出した動きベクトルYとを対応付けた検出情報をフレームごとに生成する。例えば、図7に示す検出情報 $I_{S_{n-1}}$ は、n-1番目のフレームに関する検出情報を示している。

10

【0056】

動きベクトル検出後、移動量検出部307bは、検出情報に基づいて、フレーム分割部307aの分割により生成された分割領域Rdごとに移動量を算出し、算出した移動量に基づいて当該フレームの分散値L（例えば、n-1番目のフレームであれば分散値 L_{n-1} ）を求める。

【0057】

その後、フレームメモリ関連部307は、得られた分散値Lが、規定値以下であるか否かを判断する（ステップS104）。フレームメモリ関連部307は、例えばn-1番目のフレームの分散値 L_{n-1} が、規定値以下であるか否かを判断する。ここで、フレームメモリ関連部307は、分散値 L_{n-1} が、規定値より大きい場合（ステップS104：No）、分割領域Rd間の移動方向のばらつきが大きい、換言すればBモード画像における被写体の移動の状態として、過去フレームとの相関性が低い移動であると判断し、ステップS105に移行して当該フレーム番号のBモード画像を合成対象から除外（破棄）する。その後、フレームメモリ関連部307は、次の動きベクトル検出対象のフレームのBモード画像に対して、ステップS103およびS104の処理を繰り返す。

20

【0058】

一方、フレームメモリ関連部307は、分散値 L_{n-1} が、規定値以下である場合（ステップS104：Yes）、分割領域Rd間の三次元的な移動方向のばらつきが小さい、換言すればBモード画像における被写体の移動の状態として、過去フレームとの相関性が高い移動であると判断し、ステップS106に移行する。

30

【0059】

ステップS106では、移動量検出部307bが、フレームメモリ関連部307が求めた動きベクトルに基づいて、分割領域Rdごとに移動量を算出し、該算出した移動量をもとにフレームごとに平均移動量D（ D_{n-1} 、 D_{n-2} 、 D_{n-3} 、・・・）を算出する。

【0060】

その後、フレームメモリ関連部307は、得られた平均移動量Dが、規定値以下であるか否かを判断する（ステップS106）。フレームメモリ関連部307は、例えばn-1番目のフレームの平均移動量 D_{n-1} が、規定値以下であるか否かを判断する。ここで、フレームメモリ関連部307は、平均移動量 D_{n-1} が、規定値より大きい場合（ステップS106：No）、分割領域Rd間の移動量が大きく、基準となるBモード画像に対して合成対象領域が小さくなるため、ステップS107に移行して当該フレーム番号のBモード画像を合成対象から除外（破棄）する。その後、フレームメモリ関連部307は、次の動きベクトル検出対象のフレームのBモード画像に対して、ステップS103およびS104の処理を繰り返す。

40

【0061】

なお、図7では、各分割領域Rdにおける動きベクトルの向き、大きさが同じものを例示しているが、図8に示すように、分割領域Rdごとに動きベクトルの向き、大きさが異なる場合がある。図8は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ

50

関連部が行う動きベクトル検出処理を説明する模式図である。図 8 に示す検出情報 $I S_{n-1}$ では、分割領域 R_d ごとに動きベクトルの向き、大きさが異なっている。この場合、当該フレーム番号の B モード画像は、上述したステップ S 1 0 5 または S 1 0 7 において合成対象から除外（破棄）される。

【 0 0 6 2 】

一方、フレームメモリ関連部 3 0 7 は、平均移動量 D_{n-1} が、規定値 以下である場合（ステップ S 1 0 6 : Y e s）、分割領域 R_d 間の移動量が小さく、合成対象領域が大きいと判断し、ステップ S 1 0 8 に移行する。ステップ S 1 0 8 では、フレームメモリ関連部 3 0 7 が、次の動きベクトル検出対象のフレームの B モード画像が存在するか否かを判断する。ここで、フレームメモリ関連部 3 0 7 は、次の動きベクトル検出対象の B モード画像が存在する場合（ステップ S 1 0 8 : Y e s）、ステップ S 1 0 3 および S 1 0 4 の処理を繰り返す。これに対し、フレームメモリ関連部 3 0 7 は、次の動きベクトル検出対象の B モード画像が存在しない場合（ステップ S 1 0 8 : N o）、ステップ S 1 0 9 に移行する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 0 9 では、フレームメモリ位置補正部 3 0 8 が、移動量検出部 3 0 7 b が算出した移動量、および移動方向検出部 3 0 7 c が算出した移動方向に基づいて基準となる B モード画像 $I M_n$ に対して過去フレームの B モード画像の相対位置を移動させる。図 9 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置のフレームメモリ位置補正部が行う位置補正処理を説明する模式図である。フレームメモリ位置補正部 3 0 8 は、図 9 に示すように、基準となるフレームの B モード画像 $I M_n$ に対し、過去フレームの B モード画像（図 9 では B モード画像 $I M_{n-1}$ ）を移動する。フレームメモリ位置補正部 3 0 8 は、B モード画像 $I M_{n-1}$ において B モード画像 $I M_n$ と重なる領域（合成対象領域）を切り出して、合成用切り出し画像 $I C_{n-1}$ を生成する。

【 0 0 6 4 】

その後、算出部 3 0 9 a により平均移動量に応じて、基準となる B モード画像に対して合成する過去フレームの B モード画像の重み付け量をフレームごとに決定する（ステップ S 1 1 0）。なお、ステップ S 1 0 9 および S 1 1 0 の処理は、順序が逆であってもよいし、同時に行うものであってもよい。

【 0 0 6 5 】

重み付け量の決定後、合成部 3 0 9 b が、決定された重み付け量に基づいて過去フレームの B モード画像（合成用切り出し画像）の重み付け処理を行って重み付け後の画像データを生成し（ステップ S 1 1 1）、基準フレームの B モード画像と、過去フレームの重み付け後の画像データとを合成する（ステップ S 1 1 2）。図 1 0 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の重み付け加算部が行う画像合成処理を説明する模式図である。図 1 0 に示すように、合成部 3 0 9 b は、B モード画像 $I M_n$ と合成用切り出し画像 $I C_{n-1}$ とを合成することにより、合成画像 $I M_{add}$ を取得する。同様にして、他の過去フレームの画像データ（合成用切り出し画像）についても合成する。合成部 3 0 9 b は、合成処理後の合成画像を補間フィルタ部 3 0 9 c に出力する。

【 0 0 6 6 】

補間フィルタ部 3 0 9 c は、合成部 3 0 9 b により合成画像が生成されると、公知の空間フィルタを用いて補間フィルタ処理を施すことにより、合成画像におけるフレーム間の画像の位置ずれによる不連続部分を補正する（ステップ S 1 1 3）。

【 0 0 6 7 】

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 1 1 の制御のもと、記憶部 3 1 2 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、フレームメモリ 3 0 6 の最新フレームの B モード画像が更新され、該更新された最新の B モード画像を基準とし、上述した画像合成処理を行う。

【 0 0 6 8 】

以上説明した本発明の一実施の形態によれば、フレームメモリ関連部307が、最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関である移動量および移動方向を検出し、フレームメモリ位置補正部308が、検出した三次元的な移動量および移動方向に基づいて、最新フレーム超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の相対位置を移動させ、重み付け加算部309が、フレームメモリ関連部307が検出した三次元的な移動量および移動方向に基づいて、過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施すようにしたので、超音波画像におけるノイズおよびボケの低減を両立することができる。

【0069】

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、観測対象が生体組織であることを例に説明したが、材料の特性を観測する工業用の内視鏡であっても適用できる。本発明にかかる超音波観測装置は、体内、体外を問わず適用可能である。また、超音波のほか、赤外線などを照射して観測対象の信号を送受信するものであってもよい。

10

【0070】

また、上述した実施の形態では、超音波画像を分割して、該分割により生成された複数の分割領域についてそれぞれ最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関を求めるものとして説明したが、超音波画像の分割は行わずに、超音波画像全体について最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関を求めるものであってもよい。この場合、超音波画像における特徴点を検出し、該検出した特徴点についての三次元的な相関を求めればよい。

20

【0071】

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。

【産業上の利用可能性】

【0072】

以上のように、本発明にかかる超音波観測装置は、超音波画像におけるノイズおよびボケの低減を両立するのに有用である。

【符号の説明】

【0073】

30

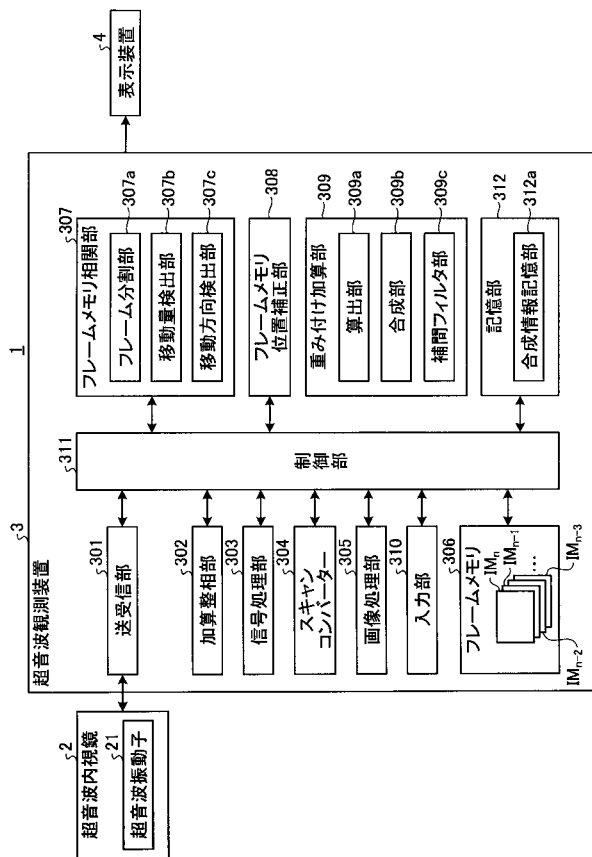
- 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 301 送受信部
- 302 加算整相部
- 303 信号処理部
- 304 スキャンコンバーター
- 305 画像処理部
- 306 フレームメモリ
- 307 フレームメモリ関連部
- 307a フレーム分割部
- 307b 移動量検出部
- 307c 移動方向検出部
- 308 フレームメモリ位置補正部
- 309 重み付け加算部
- 309a 算出部
- 309b 合成部
- 309c 補間フィルタ部

40

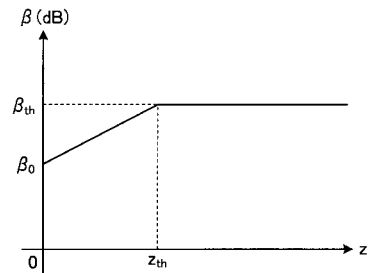
50

- 3 1 0 入力部
- 3 1 1 制御部
- 3 1 2 記憶部
- 3 1 2 a 合成情報記憶部

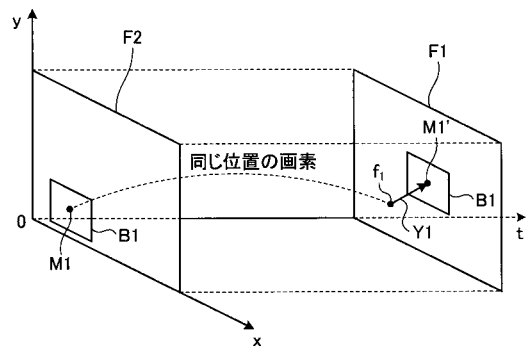
【 図 1 】



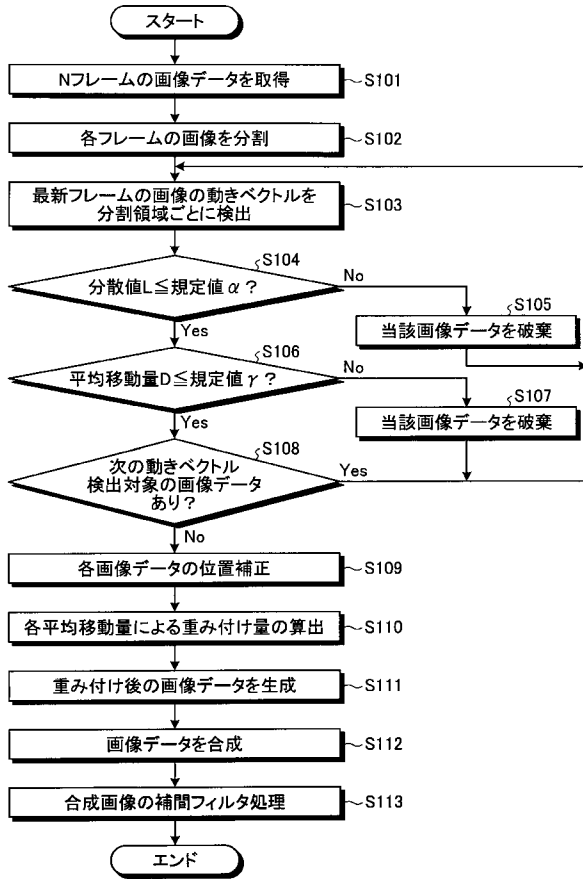
【 図 2 】



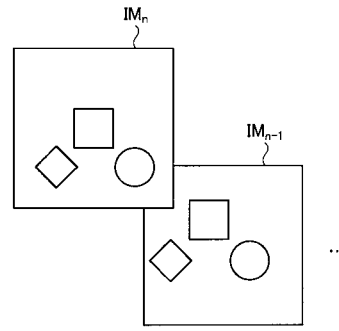
【 図 3 】



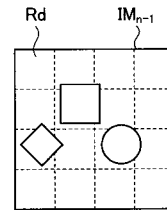
【 図 4 】



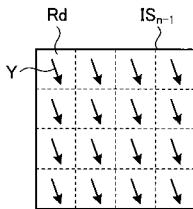
【 図 5 】



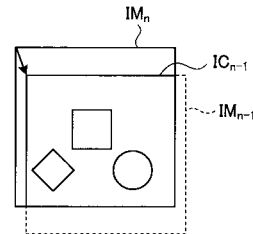
【 図 6 】



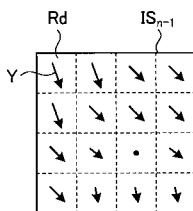
【 図 7 】



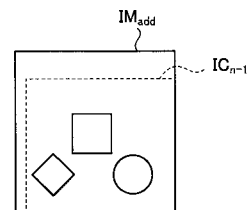
【 図 9 】



【 図 8 】



【 図 10 】



【手続補正書】

【提出日】平成28年2月9日(2016.2.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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生成される複数の超音波画像を合成して合成画像を生成する超音波観測装置であって、

前記複数の超音波画像を時系列に沿って記憶するフレームメモリと、

前記フレームメモリが記憶する複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に対する過去のフレームの超音波画像の三次元的な相関である移動量および移動方向を検出するフレームメモリ相関部と、

前記フレームメモリ相関部が検出した前記三次元的な移動量および移動方向に基づいて、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の相対位置を移動するフレームメモリ位置補正部と、

前記フレームメモリ相関部が検出した前記三次元的な移動量に基づいて、前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す重み付け加算部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

前記重み付け加算部は、前記フレームメモリ相関部が検出した前記移動量と関連付けた重み付け量をもとに前記過去のフレームの超音波画像に対して重み付け処理を施す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】

前記フレームメモリ相関部は、前記過去のフレームの超音波画像を分割し、該分割により生成された分割領域ごとに前記三次元的な移動量および移動方向を検出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】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動量を算出す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】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の代表移動量を算出し、該代表移動量と規定値とを比較し、該比較の結果に応じて当該フレームの超音波画像を合成対象から除外す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6】

前記フレームメモリ相関部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量および移動方向をもとに、前記最新フレームの超音波画像に対する前記過去のフレームの超音波画像の全体の移動の状態を判別す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7】

前記移動の状態は、前記超音波画像中の被写体の三次元的な移動状態であることを特徴とする請求項6に記載の超音波観測装置。

【請求項8】

前記フレームメモリ相関部は、前記移動量の分散値と、所定の値とを比較することによ

り移動の状態を判別することを特徴とする請求項6に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記フレームメモリ関連部は、前記分割領域ごとに検出された複数の前記三次元的な移動量をもとに、当該フレームの超音波画像の移動の状態を判別し、該移動の状態が前記最新フレームの超音波画像の移動の状態と異なる場合に当該フレームの超音波画像を合成対象から除外、または前記重み付け量を低減す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 10】

前記移動の状態は、前記超音波画像中の被写体の三次元的な移動状態であることを特徴とする請求項9に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記フレームメモリ関連部は、前記移動量の分散値と、所定の値とを比較することにより移動の状態を判別することを特徴とする請求項9に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記フレームメモリ関連部は、前記最新フレームの超音波画像から特徴点を検出し、該特徴点を用いて前記過去のフレームの超音波画像との相関を検出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2015/078840 |
|--|--|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 2014-144370 A (Hitachi Medical Corp.), 14 August 2014 (14.08.2014), paragraphs [0012], [0018], [0021]; fig. 1 to 3 (Family: none) | 1-10 |
| A | JP 2012-19873 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 02 February 2012 (02.02.2012), paragraph [0101] & US 2012/0016237 A1 paragraph [0122] | 1-10 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 24 December 2015 (24.12.15) | | Date of mailing of the international search report 12 January 2016 (12.01.16) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan | | Authorized officer Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/078840

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|---|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | JP 2014-87507 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 15 May 2014 (15.05.2014), paragraph [0011] & US 2014/0119610 A1 paragraph [0011] | 1-10 |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2015/078840 | | | | | | | | | |
|---|---|--|---------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i | | | | | | | | | | | |
| B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00 - 8/15 | | | | | | | | | | | |
| 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2015年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2015年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2015年 |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2015年 | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2015年 | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2015年 | | | | | | | | | | |
| 国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用了用語) | | | | | | | | | | | |
| C. 関連すると認められる文献 | | | | | | | | | | | |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 | | | | | | | | | |
| A | JP 2014-144370 A (株式会社日立メディコ) 2014.08.14, 段落 12, 18, 21、図 1-3 (ファミリーなし) | 1-10 | | | | | | | | | |
| A | JP 2012-19873 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・ テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2012.02.02, 段落 101 & US 2012/0016237 A1, [0122] | 1-10 | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。 | | | | | | | | | | | |
| * 引用文献のカテゴリー | | の日の後に公表された文献 | | | | | | | | | |
| 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの | | 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの | | | | | | | | | |
| 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの | | 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) | | 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの | | | | | | | | | |
| 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | | 「&」同一パテントファミリー文献 | | | | | | | | | |
| 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 24.12.2015 | | 国際調査報告の発送日 12.01.2016 | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号 | | 特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦 | 2Q 4461 | | | | | | | | |
| | | 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | | | | | | | | | |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 8 8 4 0 |
|-----------------------|--|--------------------------------------|
| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
| A | JP 2014-87507 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2014.05.15, 段落 11 & US 2014/0119610 A1, [0011] | 1-10 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波观察装置 | | |
| 公开(公告)号 | JPWO2016098429A1 | 公开(公告)日 | 2017-04-27 |
| 申请号 | JP2016506925 | 申请日 | 2015-10-09 |
| [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 | | |
| [标]发明人 | 御園和裕 | | |
| 发明人 | 御園 和裕 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB51 4C601/JB57 4C601/JC21 | | |
| 优先权 | 2014257976 2014-12-19 JP | | |
| 其他公开文献 | JP5932189B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

根据本发明的超声观察装置合成多个超声图像，该超声图像基于通过将观察对象发射的超声波回波转换成来自被观察对象反射的超声回波的电信号而获得的回波信号。一种超声观察装置，其通过使用按时间顺序存储多个超声图像的帧存储器以及帧存储器存储的多个超声图像中最新帧的超声波来生成合成图像。帧存储器相关单元检测移动量和移动方向，该移动量和移动方向是过去帧的超声图像相对于图像的三维相关性，并且基于三维移动量和移动方向来检测过去帧的超声波。帧存储位置校正单元，其移动图像的相对位置；以及加权，其基于三维移动量对过去的帧的超声图像进行加权处理。而部分用。

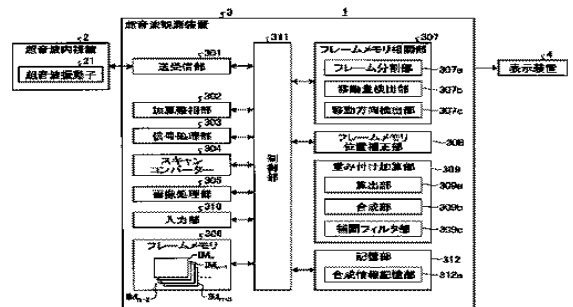


FIG. 1:
 2 Ultrasonic vibrator
 3 Ultrasonic observation device
 4 Display device
 24 Ultrasonic vibrator
 301 Transmission/reception unit
 302 Addition/phase unit
 303 Signal processing unit
 304 Scan converter
 306 Frame memory
 307 Frame memory correlation unit
 308a Frame memory correction unit
 308b Movement amount detection unit
 308c Movement direction detection unit
 308d Frame memory position correction unit
 308e Weighted addition unit
 308f Calculation unit
 308g Synthesis unit
 308h Interpolation filter unit
 310 Input unit
 311 Control unit
 312 Storage unit
 312a Synthesis information storage unit