

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/163827

発行日 令和1年12月26日 (2019.12.26)

(43) 国際公開日 平成30年9月13日 (2018.9.13)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

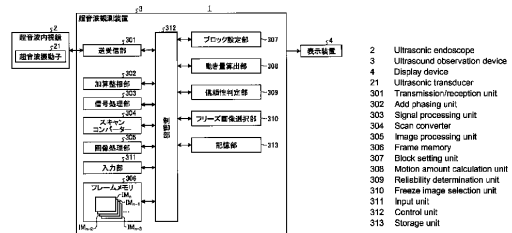
出願番号 特願2019-504452 (P2019-504452)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/006256	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成30年2月21日 (2018.2.21)	(72) 発明者 根本 和人 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2017-42554 (P2017-42554)	Fターム(参考) 4C601 EE10 EE11 FE01 JB34 JB41 JC16 JC23 KK01
(32) 優先日 平成29年3月7日 (2017.3.7)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

超音波観測装置(3)は、超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波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のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出部(308)と、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定部(309)と、フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択部(310)と、を備える。これにより、プリフリーズ機能により画像を選択する際に、動きが少ない画像を的確に選択することができる超音波観測装置を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波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のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出部と、

前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定部と、

フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択部と、

を備えることを特徴とする超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記超音波振動子は、被検体内に挿入される挿入部の先端に配置されており、

前記フリーズ画像選択部は、

前記動き量に基づいて前記超音波振動子の走査面に平行な方向への移動に関する情報を算出し、

前記信頼性に基づいて前記超音波振動子の前記走査面に平行な方向と異なる方向への移動又は回転に関する情報を算出し、

前記フリーズ画像を選択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 3】

前記フリーズ画像選択部は、前記超音波画像内における前記信頼性が高い領域が多い画像を前記フリーズ画像として選択することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記フリーズ画像選択部は、前記超音波画像内における前記信頼性の分布に基づいて、前記フリーズ画像を選択することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記フリーズ画像選択部は、前記超音波振動子に対する観測対象の深度が大きい領域において前記信頼性が高い前記超音波画像を前記フリーズ画像として選択することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

30

【請求項 6】

前記動き量算出部は、前記超音波画像に設定した測定領域を中心とした所定の領域内に含まれる複数の領域と前記測定領域との類似度を算出し、該類似度が高い領域を検出することにより前記動き量を算出し、

前記信頼性判定部は、前記動き量算出部が算出した前記類似度の分布に基づいて、前記信頼性を判定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、

動き量算出部が、前記複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出ステップと、

信頼性判定部が、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定ステップと、

フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、フリーズ画像選択部が、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

40

50

【請求項 8】

超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

動き量算出部が、前記複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出ステップと、

信頼性判定部が、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定ステップと、

フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、フリーズ画像選択部が、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択ステップと、

を超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、被検体内に挿入する挿入部の先端に配置された超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて被検体断面の走査像である超音波画像を生成する超音波観測装置が用いられている。この超音波観測装置では、表示装置が被検体画像をライブ表示している最中にユーザが所望のタイミングの画像を指定して表示させるフリーズ機能を有するものが知られている。さらに、常に一定期間の被検体画像を一時記憶しておき、ユーザがフリーズスイッチを押した時点で一時記憶されている画像から相対的に動きによるブレが少ない画像をフリーズ画像として選択するプリフリーズ機能を有するものも知られている（例えば、特許文献1を参照）。

【0003】

プリフリーズ機能により動きが少ない画像を選択する技術として、超音波画像内の動きの情報に基づいてフリーズ画像を選択する超音波観測装置が知られている（例えば、特許文献2を参照）。この技術では、超音波画像の撮像時において、超音波画像が示す走査面に平行な方向への超音波振動子の移動量を超音波画像から算出し、この移動量が最も小さい画像をフリーズ画像として選択する。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開2004-24559号公報

【特許文献2】特開2015-131100号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、特許文献2の技術では、超音波振動子が走査面に平行な方向と異なる方向に移動したときに撮像された画像や、超音波振動子が回転したときに撮像された画像をフリーズ画像として選択してしまう場合があった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、プリフリーズ機能により画像を選択する際に、動きが少ない画像を的確に選択することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動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】**【0007】**

10

20

30

40

50

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波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のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出部と、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定部と、フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択部と、を備えることを特徴とする。

【0008】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記超音波振動子は、被検体内に挿入される挿入部の先端に配置されており、前記フリーズ画像選択部は、前記動き量に基づいて前記超音波振動子の走査面に平行な方向への移動に関する情報を算出し、前記信頼性に基づいて前記超音波振動子の前記走査面に平行な方向と異なる方向への移動又は回転に関する情報を算出し、前記フリーズ画像を選択することを特徴とする。

10

【0009】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記フリーズ画像選択部は、前記超音波画像内における前記信頼性が高い領域が多い画像を前記フリーズ画像として選択することを特徴とする。

【0010】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記フリーズ画像選択部は、前記超音波画像内における前記信頼性の分布に基づいて、前記フリーズ画像を選択することを特徴とする。

20

【0011】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記フリーズ画像選択部は、前記超音波振動子に対する観測対象の深度が大きい領域において前記信頼性が高い前記超音波画像を前記フリーズ画像として選択することを特徴とする。

【0012】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記動き量算出部は、前記超音波画像に設定した測定領域を中心とした所定の領域内に含まれる複数の領域と前記測定領域との類似度を算出し、該類似度が高い領域を検出することにより前記動き量を算出し、前記信頼性判定部は、前記動き量算出部が算出した前記類似度の分布に基づいて、前記信頼性を判定することを特徴とする。

30

【0013】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置の作動方法は、超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、動き量算出部が、前記複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出ステップと、信頼性判定部が、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定ステップと、フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、フリーズ画像選択部が、前記動き量と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択ステップと、を含むことを特徴とする。

40

【0014】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置の作動プログラムは、超音波振動子が観測対象に対して送受信して得られた超音波信号に基づいて、時系列に沿って複数の超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、動き量算出部が、前記複数の超音波画像のうち、最新フレームの超音波画像に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る前記被写体に対して動いた量である動き量を算出する動き量算出ステップと、信頼性判定部が、前記動き量算出部が算出した前記動き量の信頼性を判定する信頼性判定ステップと、フリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、フリーズ画像選択部が、前記動き量

50

と前記信頼性とに基づいて、前記複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択するフリーズ画像選択ステップと、を超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、プリフリーズ機能により画像を選択する際に、動きが少ない画像を的確に選択することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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る超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、動き量を算出するために画像に設定される測定領域（ブロック）を示す図である。

【図3】図3は、動き量を算出する様子を表す図である。

【図4】図4は、超音波画像に領域を設定する様子を示す図である。

【図5】図5は、本発明の参考例に係る超音波観測装置を備える超音波診断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】

【0017】

以下に、図面を参照して本発明に係る超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムの実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。本発明は、プリフリーズ機能を有する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム一般に適用することができる。

【0018】

また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0019】

（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る超音波診断システムの構成を示すブロック図である。図1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。

【0020】

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、被検体内に挿入される挿入部の先端に配置されている。超音波振動子21は、ここでは、超音波振動子21の走査面が内視鏡の挿入部先端の軸方向と平行になるコンベックス型、又は、リニア型とする。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。

【0021】

超音波内視鏡2は、通常は撮像光学系及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）、又は呼吸器（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

10

20

30

40

50

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。

【0022】

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、ブロック設定部 307、動き量算出部 308、信頼性判定部 309、フリーズ画像選択部 310、入力部 311、制御部 312 及び記憶部 313 を有する。

【0023】

送受信部 301 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形及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 21 へ送信するとともに、超音波振動子 21 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信する。

10

【0024】

送受信部 301 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 21 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。

【0025】

送受信部 301 は、制御部 312 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 312 へ送信する機能も有する。

20

【0026】

加算整相部 302 は、送受信部 301 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 302 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 STC（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 303 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 21 を電子的に走査させる構成を有する場合、加算整相部 302 は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

30

【0027】

信号処理部 303 は、送受信部 301 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 303 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_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。信号処理部 303 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 305 へ出力する。信号処理部 303 は、CPU（Central Processing Unit）や各種演算回路等を用いて実現される。

【0028】

スキャンコンバーター 304 は、信号処理部 303 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 304 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

【0029】

画像処理部 305 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像である超音波画像を含む 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 305 は、スキャンコンバーター 304 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

50

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。

【0030】

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。

【0031】

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) の超音波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、最新の超音波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、最新の超音波画像である n 番目のフレーム (n は 2 以上の自然数) の超音波画像 IM_n から所定のフレーム数遡った複数の超音波画像 (IM_{n-1} , IM_{n-2} , IM_{n-3} , ...) を記憶する。さらに、フレームメモリ 306 は、後述する動き量算出部 308 が算出した動き量と、後述する信頼性判定部 309 が算出した信頼性とを超音波画像に関連づけて記憶する。

【0032】

図 2 は、動き量を算出するために画像に設定される測定領域 (ブロック) を示す図である。図 2 に示すように、ブロック設定部 307 は、最新の超音波画像である超音波画像 IM_n 上に $B_{11} \sim B_{pq}$ までの縦 $p \times$ 横 q (p, q は 2 以上の自然数) のブロックを格子状に設定する。ブロック設定部 307 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0033】

動き量算出部 308 は、フレームメモリ 306 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 IM_n に写る被写体が過去のフレームの超音波画像に写る被写体に対して動いた量である動き量を算出する。具体的には、動き量算出部 308 は、例えば、相関値の一種である画素値の差分絶対値和 (SAD : Sum of Absolute Difference) 値を用いた公知のブロックマッチング法によって、動き量を算出する。動き量算出部 308 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0034】

図 3 は、動き量を算出する様子を表す図である。図 3 は、図 2 のブロック B_{mn} の動き量を算出する様子を表す図である。図 3 に示すように、動き量算出部 308 は、超音波画像 IM_n に設定されたブロック B_{mn} と同位置であって、1 つ前の超音波画像 IM_{n-1} に設定されたブロック B_{mn} の外周に設定されたサーチ領域 SA に含まれるブロック B_{mn}' を図 3 に示す矢印に沿って順次設定し、設定したブロック B_{mn}' とブロック B_{mn} との類似度を示す相関値 SAD を順次算出する。動き量算出部 308 は、サーチ領域 SA に含まれる全てのブロックの相関値 SAD を算出すると、ブロック B_{mn} の中心から最も相関値 SAD が小さいブロック中心までのベクトルを動き量として算出する。そして、動き量算出部 308 は、各ブロックの動き量の算出を繰り返し、超音波画像 IM_n 内の全てのブロックの動き量を算出する。なお、ここではブロックマッチング法における相関値として SAD を利用したが、その他の相関値 (例えば SSD : Sum of Squared Difference) を用いてもよい。最後に、動き量算出部 308 は、複数のブロックの動き量の統計値 (平均値、最頻値等) から、画像全体の動きを示すフレーム動き量を算出する。また、ここで後述の動き量の信頼性が高いブロックの動き量のみを用いてフレーム動き量を算出してもよい。

【0035】

信頼性判定部 309 は、動き量算出部 308 が算出した動き量の信頼性を判定する。ブロックマッチングの結果の正しさを示す信頼性の判定方法は種々知られているが、ここでは、画像内画素値の連続性を基に相関値 SAD の分布が最小位置近傍で放物面に近似する

10

20

30

40

50

性質を利用する方法を説明する。まず、信頼性判定部 309 は、動き量算出部 308 が算出したサーチ領域 SA 内の相関値最小位置近傍の各ブロックの相関値 SAD を最小二乗法により近似した曲面として下記の式 (1) で表される楕円放物面関数を算出する。

$$SAD(x, y) = (x - x_c)^2 / a^2 + (y - y_c)^2 / b^2 + c \cdots (1)$$

【0036】

そして、信頼性判定部 309 は、相関値 SAD の分布が楕円放物面に類似している場合には動き量の信頼性が高いと判定する。換言すると、信頼性判定部 309 は、実際の相関値 SAD と算出した楕円放物面関数との残差が、所定の閾値より小さい場合には信頼性が高いと判定し、閾値より大きい場合には信頼性が低いと判定する。これは、IM_n 上のブロック B_{m n} と類似した領域が IM_{n-1} 上のサーチ領域 SA 内に存在しない場合、相関値 SAD が放物面状に分布しないことによる。また、他にも、楕円放物面関数の係数 a, b が所定の閾値より大きい場合には、領域が低コントラストでブロックマッチングに不適であるため、信頼性が低いと判定してもよい。また、座標 (x_c, y_c) がサーチ領域 SA 外の場合は移動先がサーチ領域 SA 外と推定され同じく不適であるため、信頼性が低いと判定してもよい。

10

【0037】

なお、動き量の信頼性は、上述した方法に限られず、画像間で類似した領域が存在しない場合に信頼性が低いと判定される他の公知の方法を用いてもよい。信頼性判定部 309 は、この信頼性の判定を超音波画像 IM_n 内の全てのブロックに対して行い、超音波画像 IM_n 内に含まれる全てのブロックの動き量の信頼性を判定する。信頼性判定部 309 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

20

【0038】

超音波内視鏡 2 を用いた観察時に、超音波内視鏡 2 の超音波振動子 21 の動きには、超音波振動子 21 の走査面に平行な方向に沿った移動 (以下、平行移動ともいう) による成分と、走査面に直交する方向への移動 (以下、直交移動ともいう) による成分と、走査面に交わる回転軸を中心とする回転による成分と、が含まれる。そして、動き量算出部 308 がブロックマッチング法によって算出することができるフレーム動き量は、超音波振動子 21 の平行移動による成分の量である。

【0039】

これに対して、信頼性判定部 309 が算出する信頼性は、超音波振動子 21 が平行移動以外 (直交移動及び回転) による成分を含むか否かを判定する指標である。なぜなら、超音波振動子 21 の動きに平行移動以外の成分が含まれると、時間的に前後するフレームが被検体の異なる断面を走査していることになり、信頼性が低いと判定されるブロックが多くなるからである。

30

【0040】

フリーズ画像選択部 310 は、入力部 311 がフリーズ指示信号の入力を受け付けた場合、フレーム動き量と信頼性とに基づいて、フレームメモリ 306 が記憶する複数の超音波画像の中からフリーズ画像を選択する。具体的には、フリーズ画像選択部 310 は、超音波画像のフレーム動き量と、動き量の信頼性が高いブロックの割合とを変数とする評価関数を用いて各超音波画像を評価し、最も評価の高い超音波画像をフリーズ画像として選択する。換言すると、フリーズ画像選択部 310 は、動き量により評価される超音波振動子 21 の平行移動及び信頼性により評価される超音波振動子 21 の平行移動以外の動きに関する情報に基づいて、フリーズ画像を選択する。フリーズ画像選択部 310 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

40

【0041】

入力部 311 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。入力部 311 は、プリフリーズ機能によりフリーズ画像を表示装置 4 に表示させる指示入力であるフリーズ指示信号の入力を受け付ける。

【0042】

50

制御部 312 は、超音波診断システム 1 全体を制御する。制御部 312 は、演算及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 312 は、記憶部 313 が記憶、格納する情報を記憶部 313 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 312 を信号処理部 303、ブロック設定部 307、動き量算出部 308、信頼性判定部 309、フリーズ画像選択部 310 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0043】

記憶部 313 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。

10

【0044】

以上の構成を有する記憶部 313 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)、及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。

20

【0045】

以上説明した実施の形態 1 によれば、フリーズ画像選択部 310 がフレーム動き量と信頼性とに基づいてフリーズ画像を選択する。その結果、フリーズ画像選択部 310 は、動き量が小さい画像である超音波振動子 21 の平行移動が小さい画像であり、かつ信頼性が高い動き量が多く含まれる画像である超音波振動子 21 の平行移動以外の動きが小さい画像をフリーズ画像として選択することができる。従って、超音波観測装置 3 は、プリフリーズ機能により画像を選択する際に、動きが少ない画像を選択する精度が向上した超音波観測装置である。

【0046】

なお、超音波画像の替わりに、時系列に並んだ超音波画像を合成したフレーム相関画像を生成して、フレームメモリ 306 に時系列に沿って記憶させてもよい。フレーム相関画像は、時系列に並んだ超音波画像に対して、時系列に関連づけられた重みを付けた加算平均処理を行うことにより生成される。この場合、動き量算出部 308 及び信頼性判定部 309 は、フレーム相関画像の動き量及び信頼性をそれぞれ算出し、フリーズ画像選択部 310 は、フレーム相関画像の中からフリーズ画像を選択する。

30

【0047】

また、実施の形態 1 では、コンベックス型・リニア型の超音波振動子 21 を例に説明したが、超音波振動子 21 は、超音波の走査面が超音波内視鏡 2 の挿入部先端と垂直になるラジアル型であってもよい。超音波振動子 21 がラジアル型の場合には、動き量算出部 308 が算出する動き量は、挿入部に直交する各方向への移動量であり、信頼性判定部 309 が算出する信頼性は、挿入部に沿った方向の移動と、走査面に交わる回転軸を中心とする回転と、が含まれるか否かを示す指標である。そして、フリーズ画像選択部 310 が動き量と信頼性とを変数とする評価関数を用いてフリーズ画像を選択することにより、コンベックス型・リニア型と同様に動きが少ない画像をフリーズ画像としての的確に選択することができる。

40

【0048】

(実施の形態 2)

実施の形態 2 に係る超音波観測装置は、超音波観測装置における処理が実施の形態 1 と異なり、構成は実施の形態 1 と同様であるので適宜説明を省略する。

【0049】

50

図4は、超音波画像に領域を設定する様子を示す図である。図4に示すように、フリーズ画像選択部310は、超音波画像 IM_n を超音波振動子21に近い領域A1と領域A1より超音波振動子21から離れた領域A2とに分ける。そして、フリーズ画像選択部310は、領域A1と領域A2とのそれぞれにおいて、動き量の信頼性が高いブロックの割合を算出する。さらに、フリーズ画像選択部310は、超音波画像のフレーム動き量と、領域A1、及び領域A2の動き量の信頼性が高いブロックの割合とを変数とする評価関数を用いて各超音波画像を評価し、最も評価の高い超音波画像をフリーズ画像として選択する。

【0050】

コンベックス型・リニア型の超音波振動子21が挿入部の先端部を軸とした回転をする
と、超音波画像 IM_n において超音波振動子21より遠い領域A2ほど、回転の影響を受けやすく、すなわち、被検体の異なる領域を走査することになるため、動き量の信頼性が低下しやすい。すなわち、領域A1より領域A2の方が、信頼性が低下しやすい。従って、実施の形態2によれば、フリーズ画像選択部310がフリーズ画像を選択する際に用いる評価関数に、領域毎に異なる動き量の信頼性が高いブロックの割合を代入するため、挿入部の先端部を軸とした回転による動きが少ない画像をフリーズ画像としての的確に選択することができる。

10

【0051】

このように、フリーズ画像選択部310は、超音波画像内における信頼性の分布に基づいて、フリーズ画像を選択してもよい。

20

【0052】

また、フリーズ画像選択部310は、領域A2の信頼性のみを用いてフリーズ画像を選択してもよい。すなわち、フリーズ画像選択部310は、超音波振動子21に対する観察対象の深度が大きい領域（超音波振動子21から離れた領域）において信頼性が高い超音波画像をフリーズ画像として選択してもよい。

【0053】

また、超音波振動子21がコンベックス型の場合には、超音波振動子21に近い領域A1と、領域A1より超音波振動子21から離れた領域A2とを、超音波画像における上側の領域と下側の領域とした。これに対し、超音波振動子21がラジアル型の場合には、超音波振動子21に近い領域A1と、領域A1より超音波振動子21から離れた領域A2とを、超音波振動子21に近い同心円状に広がる領域と、その領域の外周の同心円状に広がる領域とすればよい。

30

【0054】

（実施の形態3）

実施の形態3に係る超音波観測装置は、超音波観測装置における処理が実施の形態1と異なり、構成は実施の形態1と同様であるので適宜説明を省略する。

【0055】

フリーズ画像選択部310は、実施の形態2と同様に、超音波画像 IM_n を超音波振動子21に近い領域A1と領域A1より超音波振動子21から離れた領域A2とに分ける。そして、フリーズ画像選択部310は、領域A1と領域A2とのそれぞれにおいて、動き量の信頼性が高いブロックの割合を算出する。さらに、フリーズ画像選択部310は、超音波画像のフレーム動き量と、画像全体、領域A1、及び領域A2の動き量の信頼性が高いブロックの割合とを変数とする評価関数を用いて各超音波画像を評価し、最も評価の高い超音波画像をフリーズ画像として選択する。これにより、動きが少ない画像をフリーズ画像としてさらに的確に選択することができる。

40

【0056】

（参考例）

図5は、本発明の参考例に係る超音波観測装置を備える超音波診断システムの構成を示すブロック図である。図5に示す超音波診断システム1Aは、フレーム相関画像生成部321A及びエッジ強度算出部322Aを有する超音波観測装置3Aを備える。

50

【 0 0 5 7 】

フレーム相関画像生成部 3 2 1 A は、時系列に並んだ超音波画像を合成したフレーム相関画像を生成して、フレームメモリ 3 0 6 に時系列に沿って記憶させる。フレーム相関画像は、時系列に並んだ超音波画像に対して、時系列に関連づけられた重みを付けた加算平均処理を行うことにより生成される。フレーム相関画像生成部 3 2 1 A は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 5 8 】

エッジ強度算出部 3 2 2 A は、各フレーム相関画像のエッジ強度を算出する。エッジ強度算出部 3 2 2 A は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 5 9 】

フリーズ画像選択部 3 1 0 は、エッジ強度算出部 3 2 2 A が算出したエッジ強度に基づいて、フレーム相関画像の中からフリーズ画像を選択する。

【 0 0 6 0 】

フレーム相関画像を生成する際に、時系列に並べられた画像が超音波振動子 2 1 の移動によりずれている場合、エッジがぼやけるためエッジ強度が低下する。従って、参考例によれば、フリーズ画像選択部 3 1 0 がエッジ強度に基づいてフリーズ画像を選択するため、動きが少ない画像を的確に選択することができる。

【 0 0 6 1 】

なお、フリーズ画像選択部 3 1 0 は、エッジ強度の替わりに、フレーム相関画像にフーリエ変換を行うことにより算出される空間周波数のうち、特定周波数成分の量に基づいてフリーズ画像を選択してもよい。

【 0 0 6 2 】

また、実施の形態 2 及び実施の形態 3 と同様に、超音波画像を複数の領域に分割し、領域毎にエッジ強度や空間周波数を算出してもよい。

【 0 0 6 3 】

なお、上述した実施の形態において、超音波内視鏡として一例を記載したが、本発明の超音波観測装置は、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に適用してもよい。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用いられる。

【 0 0 6 4 】

さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表し、かつ記述した特定の詳細及び代表的な実施の形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

- 1、 1 A 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、 3 A 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 0 1 送受信部
- 3 0 2 加算整相部
- 3 0 3 信号処理部
- 3 0 4 スキャンコンバーター
- 3 0 5 画像処理部
- 3 0 6 フレームメモリ
- 3 0 7 ブロック設定部
- 3 0 8 動き量算出部

10

20

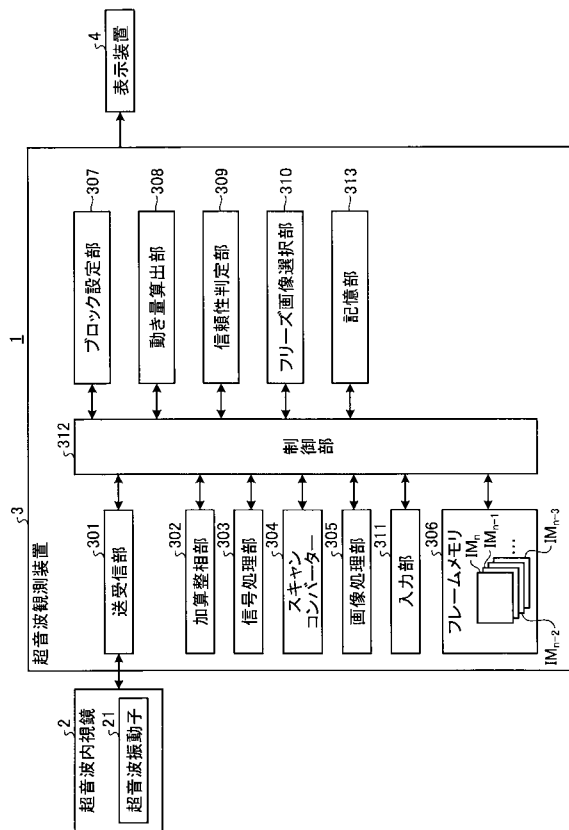
30

40

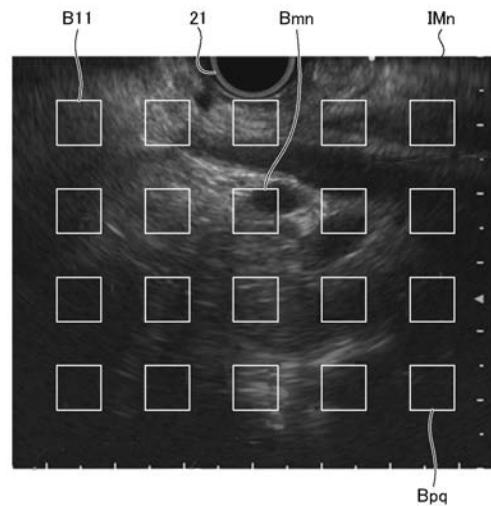
50

- 3 0 9 信頼性判定部
- 3 1 0 フリーズ画像選択部
- 3 1 1 入力部
- 3 1 2 制御部
- 3 1 3 記憶部
- 3 2 1 A フレーム関連画像生成部
- 3 2 2 A エッジ強度算出部

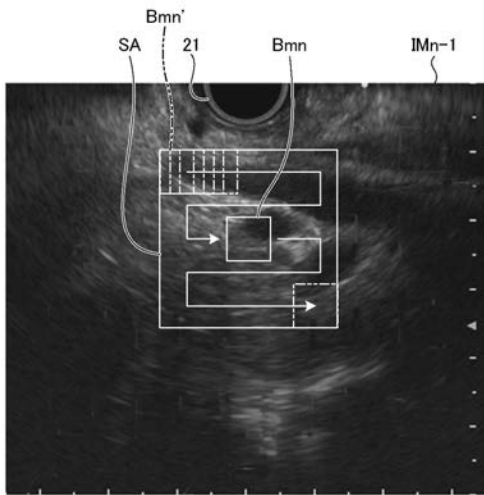
【 図 1 】



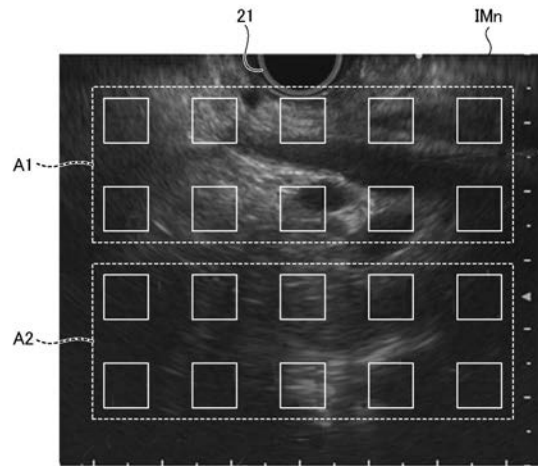
【 図 2 】



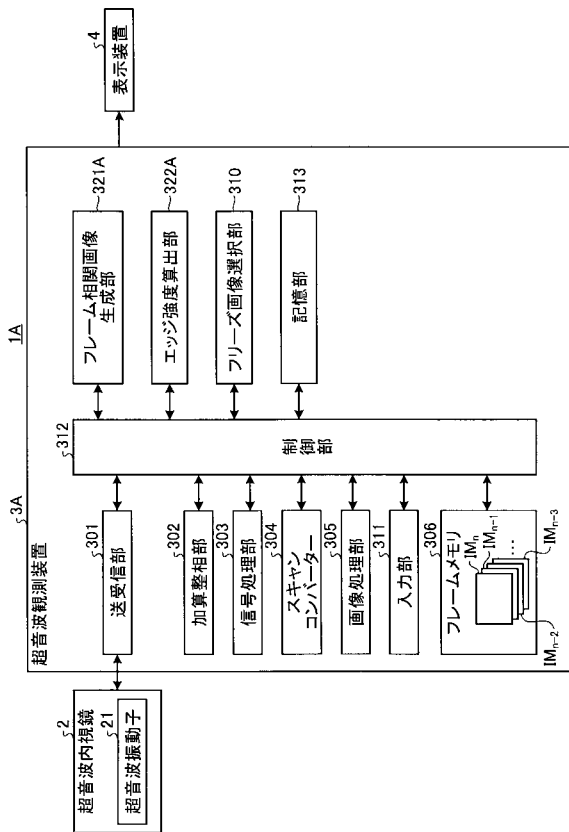
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/006256
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B8/12(2006.01) i, A61B8/14(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) Int.Cl. A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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 2004-24559 A (ALOKA CO., LTD.) 29 January 2004, paragraphs [0007]-[0011], [0038] (Family: none)	1-8
A	JP 2015-167777 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.) 28 September 2015, paragraphs [0003]-[0010] (Family: none)	1-8
A	JP 2015-131100 A (KONICA MINOLTA, INC.) 23 July 2015, abstract & US 2015/0164482 A1, abstract	1-8
A	JP 2012-105950 A (KONICA MINOLTA MEDICAL & GRAPHIC, INC.) 07 June 2012, claims 1, 8-10 & US 2012/0108974 A1, claims 1, 8-10	1-8
<input 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 08 May 2018 (08.05.2018)		Date of mailing of the international search report 22 May 2018 (22.05.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 6 2 5 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
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 2004-24559 A (アロカ株式会社) 2004.01.29, [0007]-[0011], [0038] (ファミリーなし)	1-8	
A	JP 2015-167777 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) 2015.09.28, [0003]-[0010] (ファミリーなし)	1-8	
A	JP 2015-131100 A (コニカミノルタ株式会社) 2015.07.23, 要約 & US 2015/0164482 A1, Abstract	1-8	
☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ 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 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 08.05.2018		国際調査報告の発送日 22.05.2018	
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) 門田 宏	2U 9224
		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 8 / 0 0 6 2 5 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2012-105950 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2012.06.07, 請求項 1, 8-10 & US 2012/0108974 A1, Claims. 1, 8-10	1-8

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(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，超声波观察装置的操作方法以及超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2018163827A1	公开(公告)日	2019-12-26
申请号	JP2019504452	申请日	2018-02-21
[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	根本和人		
发明人	根本 和人		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/5276 A61B8/14 A61B1/018 A61B8/0841 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK01		
优先权	2017042554 2017-03-07 JP		
其他公开文献	JP6707175B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置 (3) 是一种超声波观察装置，其基于通过向/从观察对象发送/接收超声波换能器而获得的超声波信号，按时间序列生成多个超声波图像。运动量计算单元被配置为计算运动量，该运动量是多个超声图像中的最新帧的超声图像中的对象相对于过去帧的超声图像中的对象的移动量；(308)，可靠性确定单元(309)，用于确定由运动量计算单元计算出的运动量的可靠性，并且当接收到冻结指令信号的输入时，运动量和可靠性冻结图像选择单元(310)，用于基于多个超声图像从多个超声图像中选择冻结图像。这提供了一种超声波观察装置，当通过预冻结功能选择图像时，该超声波观察装置可以以很少的运动来精确地选择图像。

