

(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2011-24889

(P2011-24889A)

(43) 公開日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-175541 (P2009-175541)
(22) 出願日 平成21年7月28日 (2009.7.28)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

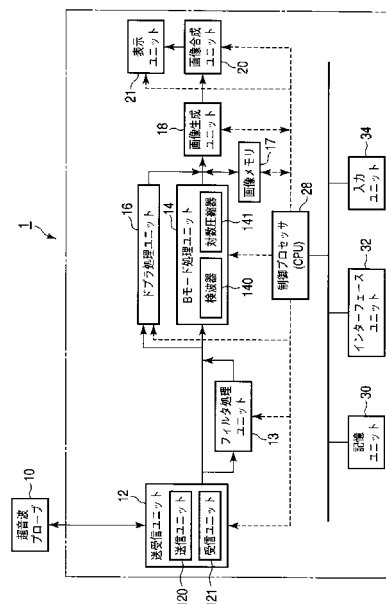
(57) 【要約】

【課題】 固定アーチファクトを効率的に低減・除去できると共に、画像診断に必要な情報を常に提供することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 本超音波診断装置においては、固定アーチファクトを低減・除去した超音波画像（アーチファクト低減画像）を生成し表示する場合には、同一フレームのエコー信号を用いて、固定アーチファクトを低減・除去していない超音波画像（通常画像）も生成し同時に表示する。従って、両画像を比較観察することで、アーチファクト低減画像の表示後に映像化されていない心壁部分があるか否かの判定を、迅速且つ簡単に行うことができる。また、実際に映像化されていない部分が存在する場合には、医師等の観察者は、除去され映像化されていない心壁部分を、通常画像において迅速且つ簡単に視認することができる。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成すると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成する画像生成手段と、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを並列的に表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成し、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成する画像生成手段と、

前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像と前記重畳画像とを並列的に表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成し、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成する画像生成手段と、

前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記信号処理手段は、検波処理前の前記各フレームのエコー信号の振幅及び位相を用いて、前記信号処理を実行することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記信号処理手段は、検波処理後対数圧縮前の前記各フレームのエコー信号の振幅及び位相を用いて、前記信号処理を実行することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記信号処理手段は、対数圧縮後の前記各フレームのエコー信号の振幅を用いて、前記信号処理を実行することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成手段は、前記重畳画像の各画素に対して、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを用いて得られる画素間の差分値に応じて、異なる色彩を割り当てることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

50

【請求項 8】

前記表示手段は、フレームを対応させて前記並列的な表示を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成すると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成する画像生成手段と、

10

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを並列的に表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 10】

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成し、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成する画像生成手段と、

20

前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像と前記重畳画像とを並列的に表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 11】

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成し、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成する画像生成手段と、

30

前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 12】

コンピュータに、

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、

40

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第 1 の画像を生成させると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第 2 の画像を生成させる画像生成機能と、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とを並列的に表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 13】

コンピュータに、

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去す

50

るための信号処理を実行させる信号処理機能と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成させ、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成させ、前記第１の画像及び前記第２の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成させる画像生成機能と、

前記第１の画像又は前記第２の画像と前記重畳画像とを並列的に表示させる表示機能と

、
を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項１４】

コンピュータに、

被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、

前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、

前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成させ、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成させ、前記第１の画像と前記第２の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成させる画像生成機能と、

前記第１の画像又は前記第２の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、固定アーチファクト除去機能を有する超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、Ｘ線やＣＴ診断装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに適用されている。

【０００３】

また、特定の超音波画像診断では、胸壁や肋骨等の比較的動きの遅い部位を抑制し、心臓壁等の比較的動きの速い部位だけを強調することが望まれている。このため、従来の超音波診断装置には、固定アーチファクトを低減・除去するための機能が搭載されている。この機能は、図１８に示すように、高域通過型フィルタ（ＨＰＦ）を検波器及び対数圧縮器の後段に配置し、断面内の複数のサンプル点の各々に関するデジタル信号の時間変化から比較的low周波の固定エコー成分（固定アーチファクト）を減衰させ、比較的高周波の信号エコー成分を強調することで、超音波画像中の「固定アーチファクトを低減・除去することができる。

【０００４】

また、非線形処理を受ける前の受信信号に対してフィルタ手段でフィルタ処理を施すことにより、特定周波数成分を十分減衰することができ、固定のアーチファクトを除去し、診断上有益な部分だけを鮮明に表示することを目的とした技術がある（例えば、特許文献１参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

10

20

30

40

50

【特許文献１】特許第３８８７０４０号

【特許文献２】特願平７－１７３３９８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、検波器および対数圧縮器を透過した画像データは、既に非線形処理を受けている。このため、固定アーチファクトを除去して、信号エコー成分だけを高精度で取り出すことができず、心臓壁（心筋）等の診断対象の一部が明瞭に抽出されない場合がある。従って、超音波画像を用いた画像診断をする場合、医師等の観察者は、必要な情報を超音波画像から観察できないことがあった。

10

【０００７】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、固定アーチファクトを効率的に低減・除去できると共に、画像診断に必要な情報を常に提供することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【０００９】

請求項１に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成すると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像と前記第２の画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【００１０】

請求項２に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成し、前記第１の画像及び前記第２の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記重畳画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

30

【００１１】

請求項３に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して、複数のフレームに対応するエコー信号を取得する超音波送受信手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成し、前記第１の画像と前記第２の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【００１２】

請求項９に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための

50

信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成すると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像と前記第２の画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

【００１３】

請求項１０に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成し、前記第１の画像及び前記第２の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記重畳画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

10

【００１４】

請求項１１に記載の発明は、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号を記憶する記憶手段と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行する信号処理手段と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成し、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成し、前記第１の画像と前記第２の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成する画像生成手段と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

20

【００１５】

請求項１２に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成させると共に、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成させる画像生成機能と、前記第１の画像と前記第２の画像とを並列的に表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

30

【００１６】

請求項１３に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成させ、前記信号処理が実行されていない各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成させ、前記第１の画像及び前記第２の画像を用いて、一方の画像に他方の画像が重畳された重畳画像を生成させる画像生成機能と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記重畳画像とを並列的に表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

40

【００１７】

請求項１４に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信して取得された、複数のフレームに対応するエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、前記各フレームのエコー信号から、固定アーチファクトを発生させる成分を低減又は除去するための信号処理を実行させる信号処理機能と、前記信号処理が実行された各フレームのエコー信号を用いて、第１の画像を生成させ、前記信号処理が実行されていない

50

各フレームのエコー信号を用いて、第２の画像を生成させ、前記第１の画像と前記第２の画像とが所定の割合で合成されたコンパウンド画像を生成させる画像生成機能と、前記第１の画像又は前記第２の画像と前記コンパウンド画像とを並列的に表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【００１８】

以上本発明によれば、固定アーチファクトを効率的に低減・除去できると共に、画像診断に必要な情報を常に提供することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【００１９】

【図１】図１は、第１の実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示した図である。

【図２】図２は、画像診断支援機能に従う処理（画像診断支処理）を含む本超音波診断装置１の動作の流れを示したフローチャートである。

【図３】図３は、通常画像及びアーチファクト低減画像の並列表示の一例を示した図である。

【図４】図４は、図３に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。

【図５】図５は、第１の実施形態の変形例１に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

20

【図６】図６は、第１の実施形態の変形例２に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

【図７】図７は、第２の実施形態に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

【図８】図８は、第２の実施形態に係る画像診断支処理を含む本超音波診断装置１の動作の流れを示したフローチャートである。

【図９】図９は、通常画像及び重畳画像の並列表示の一例を示した図である。

【図１０】図１０は、図９に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。

【図１１】図１１は、第３の実施形態に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

30

【図１２】図１２は、信号合成ユニット１５の構成の一例を示した図である。

【図１３】図１３は、第３の実施形態に係る画像診断支処理を含む本超音波診断装置１の動作の流れを示したフローチャートである。

【図１４】図１４は、通常画像及びコンパウンド画像の並列表示の一例を示した図である。

【図１５】図１５は、図１４に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。

【図１６】図１６は、第３の実施形態の変形例１に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

40

【図１７】図１７は、第３の実施形態の変形例２に係る超音波診断装置１のブロック構成を示した図である。

【図１８】図１８は、従来の超音波診断装置のブロック構成を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

以下、本発明の第１実施形態乃至第３実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【００２１】

（第１実施形態）

50

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置本体 11 は、超音波プローブ 10、送受信ユニット 12、フィルタ処理ユニット 13、B モード処理ユニット 14、ドブラ処理ユニット 16、画像メモリ 17、画像生成ユニット 18、画像合成ユニット 20、表示ユニット 21、制御プロセッサ (CPU) 28、記憶ユニット 30、インターフェースユニット 32、入力ユニット 34 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0022】

超音波プローブ 10 は、超音波受信ユニット 12 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ 10 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 10 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0023】

超音波送信ユニット 12 は、送信ユニット 120 及び受信ユニット 121 を有している。

【0024】

送信ユニット 120 は、パルス発生器、遅延回路およびパルサを有している。パルサでは、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。パルス発生器は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 10 に駆動パルスを印加する。

【0025】

受信ユニット 121 は、プリアンプ、A/D 変換器、受信遅延部、加算器 2 等を有している。プリアンプでは、プローブ 10 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0026】

フィルタ処理ユニット 13 は、受信ユニット 121 からエコー信号を受け取り、フィルタリング処理により当該エコー信号から固定アーチファクトに対応する成分 (例えば、低周波成分) を低減・除去する。

【0027】

B モード処理ユニット 14 は、検波器 140、対数圧縮器 141 を有している。検波器 140 は、受信ユニット 121 或いはフィルタ処理ユニット 13 からエコー信号を受け取り、包絡線検波処理を実行する。対数圧縮器 141 は、検波後のエコー信号に対して対数増幅を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【0028】

ドブラ処理ユニット 23 は、受信ユニット 121 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット 18 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像として表示ユニット 21 にカラー表示される。

【0029】

画像メモリ 17 は、フレーム毎の画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像

10

20

30

40

50

データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。

【 0 0 3 0 】

画像生成ユニット 1 8 は、超音波スキンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット 1 8 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット 2 5 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【 0 0 3 1 】

画像合成ユニット 2 0 は、画像生成ユニット 2 5 において生成された超音波画像を、所定のレイアウトに従って文字情報等と合成し、表示ユニット 2 1 に出力する。

【 0 0 3 2 】

制御プロセッサ 2 8 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 2 8 は、記憶ユニット 3 0 から後述する画像診断支援機能を実行するための制御プログラムを読み出して各種演算・制御等を実行する

表示ユニット 2 1 は、画像合成ユニット 2 0 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【 0 0 3 3 】

記憶ユニット 3 0 は、各種スキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、後述する画像診断支援機能を実現するための専用プログラム、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また必要に応じて、画像メモリ 1 7 中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 3 0 のデータは、インタフェースユニット 3 2 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【 0 0 3 4 】

インタフェースユニット 3 2 は、入力デバイス、記憶媒体、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット 3 2 を介して、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 3 5 】

入力ユニット 3 4 は、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。

【 0 0 3 6 】

（画像診断支援機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する画像診断支援機能について説明する。

【 0 0 3 7 】

超音波画像診断においては、超音波画像上の例えば被検体表面から比較的浅い位置に、被検体からのエコー信号に起因しないアーチファクト（固定アーチファクト）が発生する場合がある。この固定アーチファクトは、心筋・心臓壁と同じ位置に表示されることが多く、そのため、固定アーチファクトの発生位置に存在する心筋・心臓壁を観察するのが困難になる場合がある。その一方で、固定アーチファクトをフィルタ処理等で低減・除去した場合、固定アーチファクトの発生位置に存在する心臓壁に関する画像データまでに低減・除去されてしまうことがある。

【 0 0 3 8 】

このような状況において、本画像診断支援機能は、固定アーチファクトが低減・除去された画像（以下、単に「アーチファクト低減画像」と呼ぶ。）を生成し表示する場合には、固定アーチファクトが低減・除去されていない画像（通常画像）をも同時に生成し表示するものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

図 2 は、本画像診断支援機能に従う処理（画像診断支処理）を含む本超音波診断装置 1 の動作の流れを示したフローチャートである。同図の流れに従って、各ステップの処理の内容について説明する。

【 0 0 4 0 】

〔患者情報、送受信条件等の入力：ステップ S 1 a 〕

まず、入力装置 1 3 を介して患者情報（患者 I D、検査部位等）、送受信条件（焦点深さ、送信電圧等）等の入力を受けると、制御プロセッサ 2 8 は、各種情報、条件に基づいて、各種ユニットの設定を制御する（ステップ S 1 a）。また、入力され、設定された患者情報等は、当該検査（スタディ）に関する情報として記憶ユニット 3 0 に記憶される。

10

【 0 0 4 1 】

〔超音波走査の実行：ステップ S 2 a 〕

次に、制御プロセッサ 2 8 は、設定された送受信条件に従って、被検体に対し超音波を送信し、当該被検体からの反射波を受信する超音波走査を実行する（ステップ S 2 a）。この超音波走査により、例えば心尖アプローチによる 4 C H や 2 C H の長軸断面を走査面とする複数フレームのエコー信号が、リアルタイムで取得される。

【 0 0 4 2 】

〔通常画像の生成：ステップ S 3 a 〕

ステップ S 2 において取得された、走査面に関する複数フレームのエコー信号は、受信ユニット 1 2 1 において、増幅、遅延加算、A / D 変換等の各処理を受け、B モード処理ユニット 1 4 において、包絡線検波処理、対数処理を受ける。画像生成ユニット 1 8 は、B モード処理ユニット 1 4 からエコー信号を受け取り、超音波スキャンの走査線信号列である当該エコー信号を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、超音波診断画像を生成する（ステップ S 3 a）。

20

【 0 0 4 3 】

なお、本ステップにおいて生成される超音波画像のように、固定アーチファクトの低減・除去処理を受けていない画像を、以後「通常画像」と呼ぶ。

【 0 0 4 4 】

〔固定アーチファクト等の低減・除去：ステップ S 4 a 〕

ステップ S 3 の通常画像生成処理と並行して、ステップ S 2 において取得された、走査面に関する複数フレームのエコー信号は、フィルタ処理ユニット 1 3 において、固定アーチファクトを低減・除去するためのフィルタ処理を受ける（ステップ S 4 a）。なお、当該フィルタ処理ユニット 1 3 が実行する固定アーチファクト低減・除去のための処理には、特に限定はない。具体例としては、例えば特許台 3 8 8 7 0 4 0 号に記載の手法を採用することができる。

30

【 0 0 4 5 】

〔アーチファクト低減画像の生成：ステップ S 5 a 〕

フィルタ処理ユニット 1 3 においてフィルタ処理を受けた複数フレームのエコー信号は、B モード処理ユニット 1 4 において、包絡線検波処理、対数処理を受ける。画像生成ユニット 1 8 は、B モード処理ユニット 1 4 からエコー信号を受け取り、超音波スキャンの走査線信号列である当該エコー信号を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、超音波診断画像を生成する（ステップ S 5 a）。

40

【 0 0 4 6 】

なお、本ステップにおいて生成される超音波画は、フィルタ処理ユニット 1 3 において固定アーチファクトの低減・除去処理を受けている。このような画像を、以下「アーチファクト低減画像」と呼ぶ。

【 0 0 4 7 】

〔通常画像とアーチファクト低減画像とを並列表示：ステップ S 6 a 〕

画像合成ユニット 2 0 は、生成された通常画像及びアーチファクト低減画像を、所定の文字情報等と合成する。表示ユニット 2 1 は、所定のレイアウトに従って、通常画像とア

50

ーチファクト低減画像とを並列的に（同時に）表示する（ステップ S 6 a）。

【 0 0 4 8 】

図 3 は、通常画像及びアーチファクト低減画像の並列表示の一例を示した図である。また、図 4 は、図 3 に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。各図において、「フィルタ処理あり」の画像はアーチファクト低減画像を、「フィルタ処理なし」の画像は通常画像を示している。医師等の観察者は、例えばアーチファクト低減画像においてはフィルタ処理によってノイズ（アーチファクト）共に除去され映像化されていない心壁部分 H（図 4 参照）を、通常画像において迅速且つ簡単に視認することができる。

【 0 0 4 9 】

なお、実際のリアルタイム表示する場合においては、以上説明したステップ S 1 ～ S 6 の各処理が繰り返し実行されることになる。

【 0 0 5 0 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例について説明する。

【 0 0 5 1 】

[変形例 1]

図 5 は、第 1 の実施形態の変形例 1 に係る超音波診断装置 1 のブロック構成を示した図である。図 1 と比較した場合、フィルタ処理ユニット 1 3 が、検波器 1 4 0 と対数圧縮器 1 4 1 の間に設けられている点異なる。

【 0 0 5 2 】

この様な構成によれば、対数圧縮前の信号を用いて固定アーチファクト低減・除去処理、信号合成処理が実行されるため、エコー信号の位相情報と振幅情報とを効率的に合成することが可能である。

【 0 0 5 3 】

[変形例 2]

図 6 は、第 1 の実施形態の変形例 2 に係る超音波診断装置 1 のブロック構成を示した図である。図 1 と比較した場合、フィルタ処理ユニット 1 3 が、B モード処理ユニット 1 4 と画像生成ユニット 1 8 の間に設けられている点異なる。

【 0 0 5 4 】

この様な構成によれば、B モード処理後の信号を用いて、エコー信号の振幅情報とを効率的に合成することが可能である。

【 0 0 5 5 】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 5 6 】

アーチファクト低減画像のみを表示する従来の場合では、フィルタ処理によりノイズ（アーチファクト）共に除去され映像化されていない心壁部分が存在するか否かを判定することが困難であった。これに対し、本超音波診断装置においては、固定アーチファクトを低減・除去した超音波画像（アーチファクト低減画像）を生成し表示する場合には、同一フレームのエコー信号を用いて、固定アーチファクトを低減・除去していない超音波画像（通常画像）も生成し同時に表示する。従って、両画像を比較観察することで、アーチファクト低減画像の表示後に映像化されていない心壁部分があるか否かの判定を、迅速且つ簡単に行うことができる。また、実際に映像化されていない部分が存在する場合には、医師等の観察者は、除去され映像化されていない心壁部分を、通常画像において迅速且つ簡単に視認することができる。その結果、動きの遅い心筋・心臓壁や固定エコーが消えることなく、心筋・心臓壁の動きが遅い部分も同時に判定でき、見落としのない画像診断を実現することができると共に、効率の良い診断が可能となる。

【 0 0 5 7 】

さらに、アーチファクト低減画像のみを表示する従来において、アーチファクト低減画像を観察することによってフィルタ処理により除去され映像化されていない心壁部分が存在することを発見した場合には、その後（別途）映像化されていない心壁部分についての

10

20

30

40

50

画像を表示等する必要がある。これに対し、本超音波診断装置においては、常に対応するフレーム同士のアーチファクト低減画像と通常画像とが並列表示されるため、事後的に通常画像を表示する等の手間がなく、検査のスループットを向上させることができる。

【0058】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、画像診断支援機能として、アーチファクト低減画像を生成し、これが通常画像に(或いは通常画像がアーチファクト低減画像に)重畳された重畳画像を生成し、生成された重畳画像と通常画像(或いはアーチファクト低減画像)とを同時に生成し表示するものである。

10

【0059】

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成を示した図である。図1と比較した場合、並列回路としてのBモード処理ユニット14a、14bを具備し、フィルタ処理ユニット13が一方のBモード処理ユニット(図の例では、Bモード処理ユニット14b)の前段にのみ接続されている点が異なる。

【0060】

Bモード処理ユニット14aは、送受信ユニット12から受け取ったエコー信号(すなわち、固定アーチファクト低減・除去を受けていないエコー信号)を用いて、包絡線検波処理、対数増幅処理等を実行する。

【0061】

Bモード処理ユニット14bは、フィルタ処理ユニット13から受け取ったエコー信号(すなわち、固定アーチファクト低減・除去を受けたエコー信号)を用いて、包絡線検波処理、対数増幅処理等を実行する。

20

【0062】

画像生成ユニット18は、Bモード処理ユニット14a、Bモード処理ユニット14bのそれぞれから受け取ったフレーム毎のエコー信号を用いて、通常画像、アーチファクト低減画像、アーチファクト低減画像が通常画像に(或いは通常画像がアーチファクト低減画像に)重畳された重畳画像を生成する。

【0063】

図8は、本実施形態に係る画像診断処理を含む本超音波診断装置1の動作の流れを示したフローチャートである。図2のフローチャートと比較した場合、Sステップ6b、ステップS7bの内容が異なる。これら異なるステップについてのみ、以下説明する。

30

【0064】

[通常画像とアーチファクト低減画像とを用いた重畳画像の生成：ステップS6b]

画像生成ユニット18は、フレーム及び空間的位置を対応させて、ステップS3bにおいて生成された通常画像がステップS5bにおいて生成されたアーチファクト低減画像に重畳された(或いはアーチファクト低減画像が通常画像に重畳された)重畳画像を生成する(ステップS6b)。このとき、特に、重畳画像においては、通常画像からアーチファクト低減画像を対応する位置の画素同士で差分し、得られた差分値に応じて異なる色彩を割り当てることが好ましい。これにより、通常画像のみに起因する部分(例えば差分値が大きい画素位置に対応)と通常画像及びアーチファクト低減画像の共通部分(例えば差分値が小さい画素位置に対応)とを、画像上においてより明確にすることができる。

40

【0065】

[通常画像と重畳画像とを並列表示：ステップS7b]

画像合成ユニット20は、生成された通常画像及び重畳画像を、所定の文字情報等と合成する。表示ユニット21は、所定のレイアウトに従って、通常画像と重畳画像とを並列的に(同時に)表示する(ステップS7b)。

【0066】

図9は、通常画像及び重畳画像の並列表示の一例を示した図である。また、図10は、図9に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。各図において、「フ

50

フィルタ処理なし」の画像は通常画像を示している。医師等の観察者は、表示された重畳画像等を観察することで、動きの遅い心筋・心臓壁や固定エコーが消えることなく、心筋・心臓壁の動きが遅い部分も同時に判定でき、効率良い診断が可能となる。

【0067】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0068】

なお、図7に示した本実施形態に係る超音波診断装置1のフィルタ処理ユニット13の配置位置は、第1の実施形態の変形例1、2で例示したように変更することも可能である。

【0069】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、画像診断支援機能として、アーチファクト低減画像を生成し、これが通常画像に(あるいは通常画像がアーチファクト低減画像に)重畳された重畳画像を生成し、通常画像と同時に生成し表示するものである。

【0070】

図11は、第3の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成を示した図である。図1の構成と比較した場合、フィルタ処理ユニット13の後段に信号合成ユニット15を更に具備する点異なる。

【0071】

信号合成ユニット15は、固定アーチファクト低減・除去を受けていないエコー信号と、固定アーチファクト低減・除去を受けたエコー信号(すなわち、フィルタ処理ユニット13から受け取るエコー信号)とを所定の割合で混ぜ合わせる信号合成処理を実行する。当該信号合成ユニット15において合成されたエコー信号は、Bモード処理ユニット14において所定の処理を受け、画像生成ユニット18において、通常画像とアーチファクト低減画像とを所定の割合で混ぜ合わせた画像(コンパウンド画像)を生成するのに用いられる。

【0072】

なお、エコー信号を合成する際の割合や合成手法には、特に限定はない。例えば、信号合成ユニット15を図12に示すような構成とし、固定アーチファクト低減・除去を受けていないエコー信号に係数 K (または $(1 - k)$)を、固定アーチファクト低減・除去を受けたエコー信号には $(1 - k)$ (または k)を、それぞれ欠けて加算する手法を採用することができる(ただし、 K は $0 < k < 1$ を満たす実数)。係る手法は、例えば、固定アーチファクトの輝度が比較的高くなる場合に、効率良く2つの信号を合成するのに好適である。

【0073】

図13は、本実施形態に係る画像診断処理を含む本超音波診断装置1の動作の流れを示したフローチャートである。図2と比較した場合、Sステップ6c、ステップS7cの内容が異なる。これら異なるステップについてのみ、以下説明する。

【0074】

[通常画像とアーチファクト低減画像とを用いたコンパウンド画像の生成：ステップS6c]

画像生成ユニット18は、フレーム及び空間的位置を対応させて、ステップS3cにおいて生成された通常画像とステップS5cにおいて生成されたアーチファクト低減画像とを所定の割合で混ぜ合わせて、コンパウンド画像を生成する(ステップS6c)。エコー信号を合成する際の割合や合成手法に限定がないのは、記述の通りである。

【0075】

[通常画像と重畳画像とを並列表示：ステップS7c]

画像合成ユニット20は、生成された通常画像及びコンパウンド画像を、所定の文字情報等と合成する。表示ユニット21は、所定のレイアウトに従って、通常画像とコンパウ

10

20

30

40

50

ンド画像とを並列的に（同時に）表示する（ステップ S 7 c）。

【 0 0 7 6 】

図 1 4 は、通常画像及びコンパウンド画像の並列表示の一例を示した図である。また、図 1 5 は、図 1 4 に示した表示形態を、超音波画像の模式図で示したものである。各図において、「フィルタ処理なし」の画像は通常画像を示している。医師等の観察者は、表示されたコンパウンド画像及び通常画像を観察することで、等を観察することで、動きの遅い心筋・心臓壁や固定エコーが消えることなく、心筋・心臓壁の動きが遅い部分も同時に判定でき、効率良い診断が可能となる。

【 0 0 7 7 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例について説明する。

10

【 0 0 7 8 】

[変形例 1]

図 1 6 は、第 3 の実施形態の変形例 1 に係る超音波診断装置 1 のブロック構成を示した図である。図 1 1 と比較した場合、フィルタ処理ユニット 1 3 と信号合成ユニット 1 5 とが、検波器 1 4 0 と対数圧縮器 1 4 1 の間に設けられている点異なる。

【 0 0 7 9 】

この様な構成によれば、対数圧縮前の信号を用いて固定アーチファクト低減・除去処理、信号合成処理が実行されるため、エコー信号の位相情報と振幅情報とを効率的に合成することが可能である。

【 0 0 8 0 】

20

[変形例 2]

図 1 7 は、第 3 の実施形態の変形例 2 に係る超音波診断装置 1 のブロック構成を示した図である。図 1 1 と比較した場合、フィルタ処理ユニット 1 3 と信号合成ユニット 1 5 とが、B モード処理ユニット 1 4 と画像生成ユニット 1 8 の間に設けられている点異なる。

【 0 0 8 1 】

この様な構成によれば、B モード処理後の信号を用いて、エコー信号の振幅情報とを効率的に合成することが可能である。

【 0 0 8 2 】

以上述べた構成によっても、第 1 及び第 2 の実施形態と同様の効果を実現することができる。

30

【 0 0 8 3 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば、次のようなものがある。

【 0 0 8 4 】

（ 1 ）上記各実施形態において説明した画像診断支援機能は、超音波診断装置に限らず、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することで、超音波画像処理装置としても実現することができる。このとき、超音波走査によって取得される各フレーム毎の超音波画像は、記憶ユニットに予め記憶されることになる。また、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

40

【 0 0 8 5 】

（ 2 ）上記各実施形態においては、通常画像とアーチファクト低減画像とを、フレームを対応させて並列表示を行う場合を例示した。しかしながら、アーチファクト低減画像において除去された心壁の一部を通常画像において視認するという目的が達成されるのであれば、当該並列表示においては、必ずしもフレームを対応させて表示する必要はない。

【 0 0 8 6 】

50

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0087】

以上本発明によれば、固定アーチファクトを効率的に低減・除去できると共に、画像診断に必要な情報を常に提供することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【符号の説明】

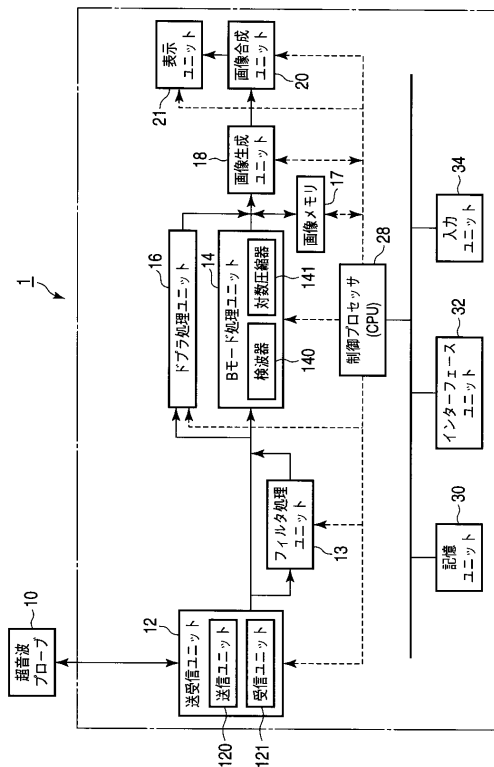
【0088】

1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波プローブ、12 ... 送受信ユニット、13 ... フィルタ処理ユニット、14 ... Bモード処理ユニット、16 ... ドブラ処理ユニット、17 ... 画像メモリ、18 ... 画像生成ユニット、20 ... 画像合成ユニット、21 ... 表示ユニット、28 ... 制御プロセッサ、30 ... 記憶ユニット、32 ... インターフェイスユニット、34 ... 入力ユニット、120 ... 送信ユニット、121 ... 受信ユニット

10

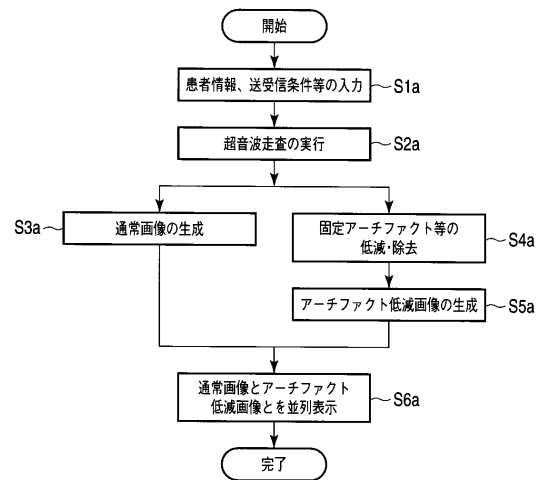
【図1】

図1

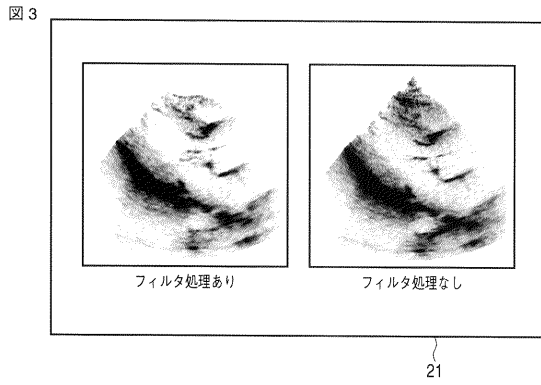


【図2】

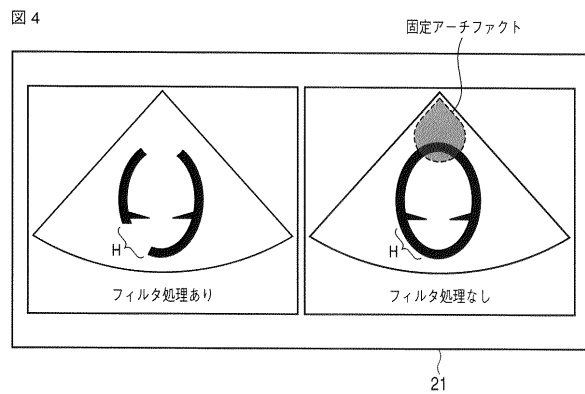
図2



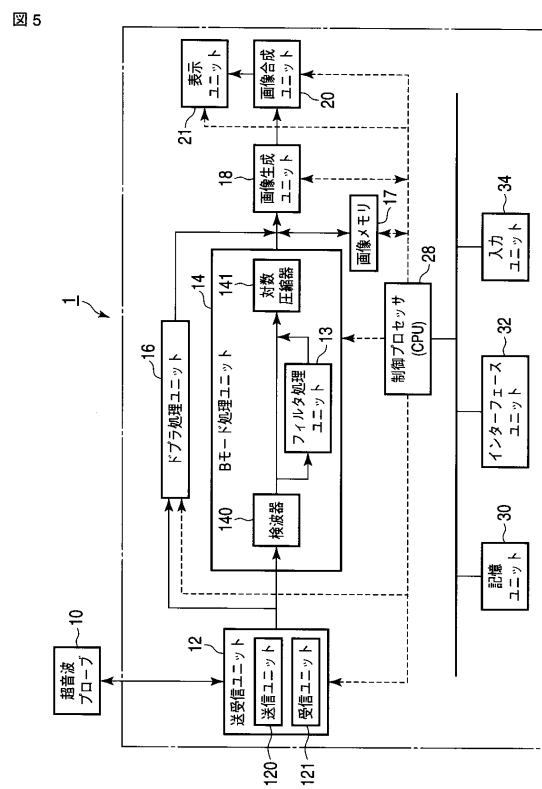
【図 3】



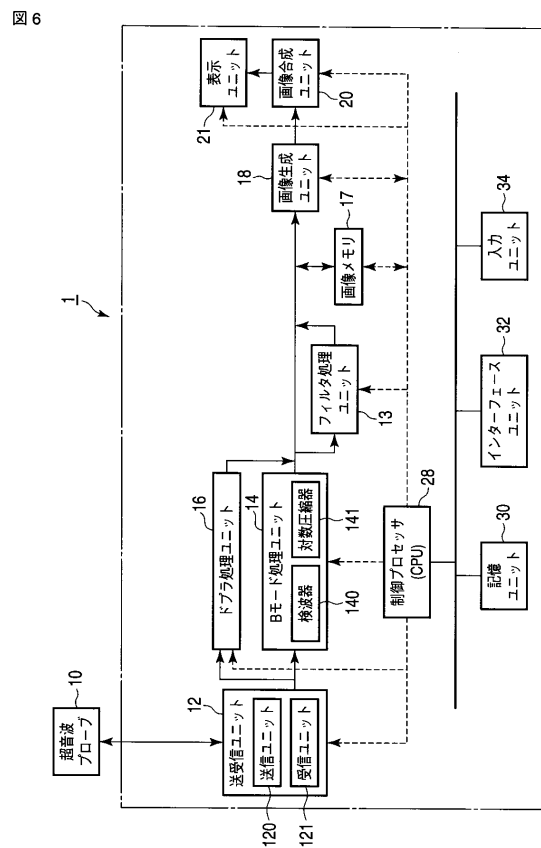
【図 4】



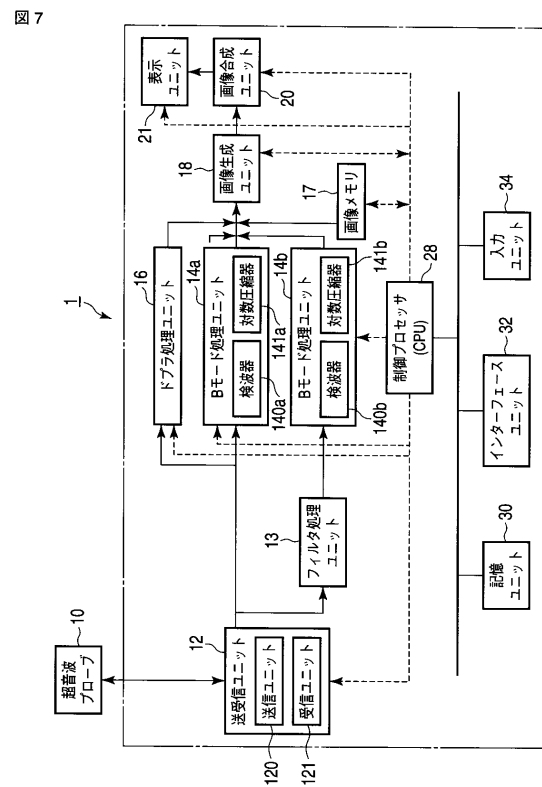
【図 5】



【図 6】

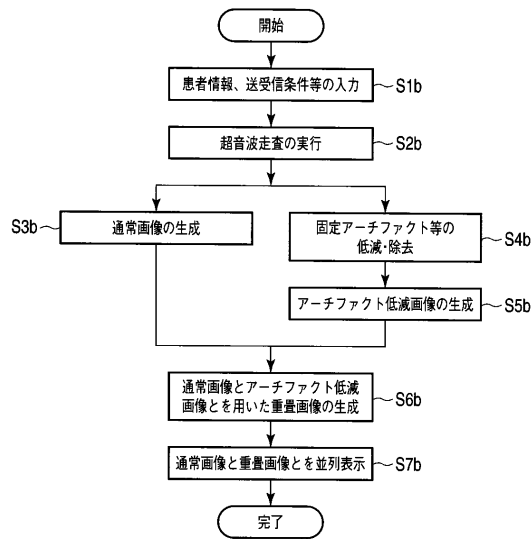


【図 7】



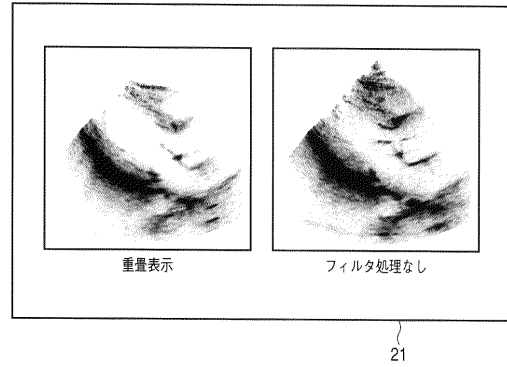
【図 8】

図 8



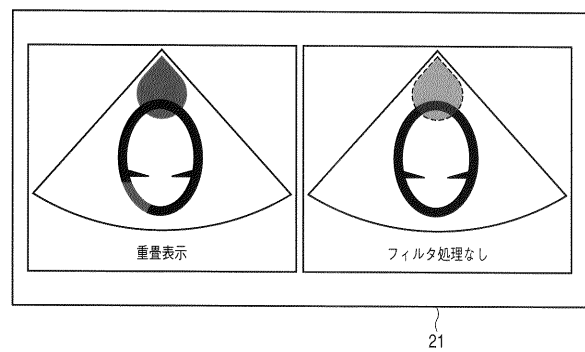
【図 9】

図 9



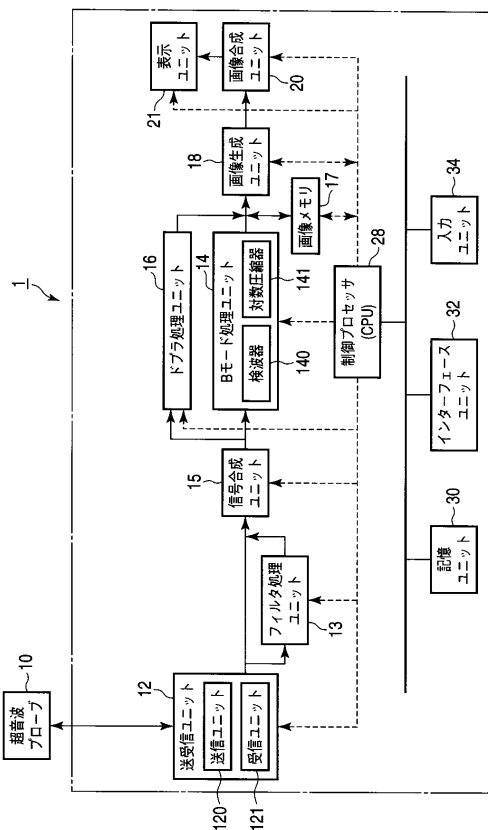
【図 10】

図 10



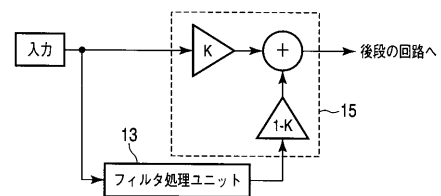
【図 11】

図 11



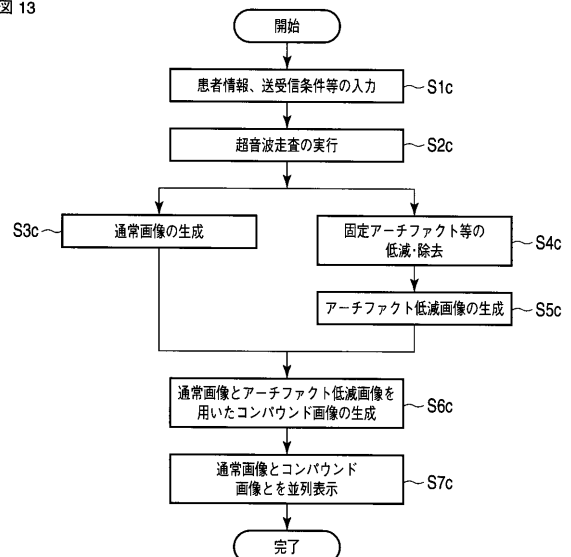
【図 12】

図 12



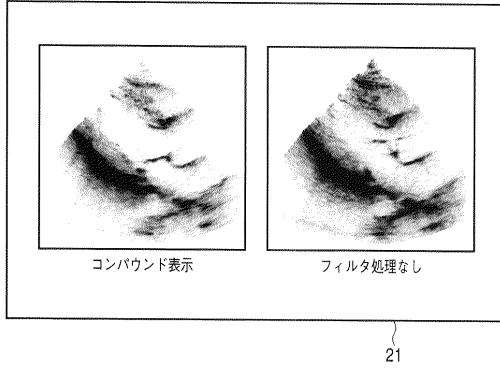
【図 13】

図 13



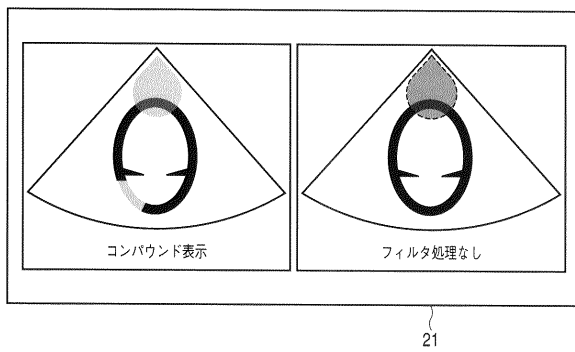
【図 14】

図 14



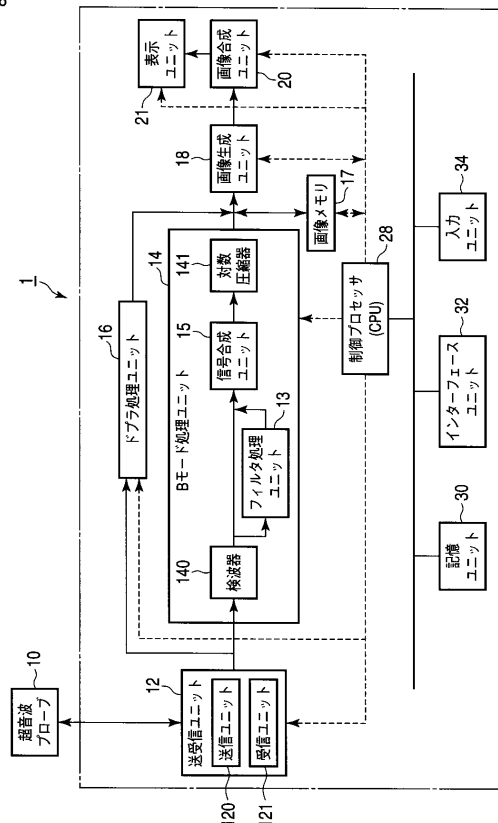
【図 15】

図 15



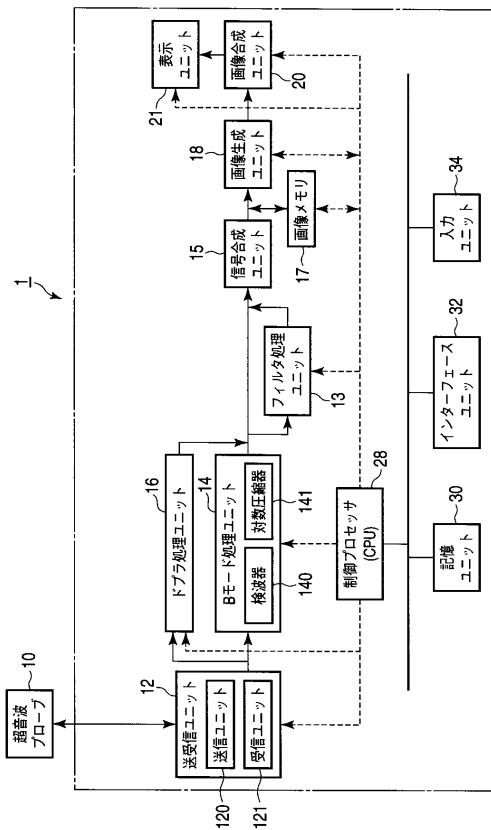
【図 16】

図 16



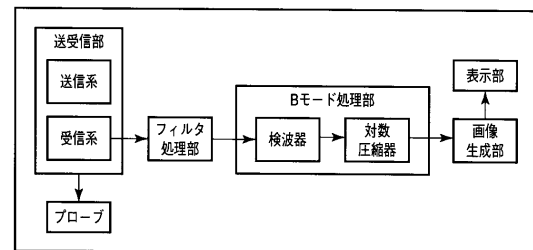
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 西原 財光
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 EE04 EE09 JB31 JC19 JC21 KK12 KK19 KK24
KK25 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011024889A	公开(公告)日	2011-02-10
申请号	JP2009175541	申请日	2009-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 掛江明弘 西原財光		
发明人	滝本 雅夫 掛江 明弘 西原 財光		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB31 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备等，其可以有效地减少和去除固定的伪影，并且可以始终提供图像诊断所需的信息。在本超声波诊断装置中，当生成并显示减少/去除了固定伪影的超声波图像（伪影缩小图像）时，使用同一帧中的回波伪影来减少固定伪影。还生成并显示未删除的超声波图像（普通图像）。因此，通过比较并观察两个图像，可以在显示减少了伪影的图像之后快速且容易地确定是否存在不可视的心壁部分。此外，当存在实际上不可视的部分时，诸如医生的观察者可以快速且容易地在视觉上识别去除的和不可视的心脏壁部分。[选型图]图1

