

(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2005-288021

(P2005-288021A)

(43) 公開日 平成17年10月20日(2005.10.20)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/08

F I

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-111306 (P2004-111306)

(22) 出願日 平成16年4月5日(2004.4.5)

(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

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

最終頁に続く

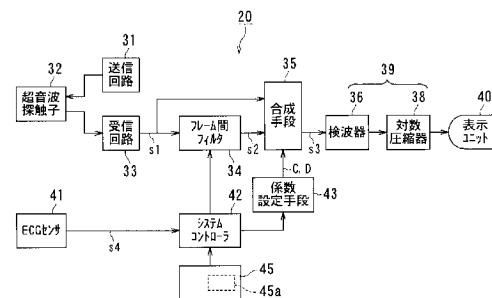
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその診断方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像診断にて取得される画像のちらつきを低減できると共に、画像のぼやけを低減すること。

【解決手段】 被検体の検査部位内に超音波を送信し反射して戻ってくるエコーを受信する超音波探触子32と、この超音波探触子32からの電気信号を受信して受信回路出力信号s1に変換する受信回路33と、この受信回路33からの信号の高周波成分を通過させてフィルタ出力信号s2に変換するフレーム間フィルタ34と、所要合成比率を設定する係数設定手段43と、受信回路出力信号s1とフィルタ出力信号s2とを所要合成比率にて合成して合成出力信号s3に変換する合成手段35と、この合成手段35からの合成出力信号の振幅を検波する検波器36、及び検波器36からの受信信号から画像データを作成する対数圧縮器38を有する画像生成手段39と、画像データから画像を表示する表示ユニット40とを備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送信信号を出力する送信回路と、

前記送信信号を入力して被検体の検査部位内に超音波を送信し反射して戻ってくるエコーを受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する受信回路と、

前記受信回路からの信号の高周波成分を通過させてフィルタ出力信号に変換するフレーム間フィルタと、

所要合成比率を設定する係数設定手段と、

前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とを前記所要合成比率にて合成して合成出力信号に変換する合成手段と、

前記合成手段からの合成出力信号から B モード像の画像データを生成する画像生成手段と、

前記画像データから B モード像の画像を表示する表示ユニットとを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記合成手段は、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とを前記所要合成比率にてそれぞれ重み付けする重み付け手段を備え、この重み付け手段からの出力信号を合成して合成出力信号に変換することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、前記合成手段からの合成出力信号の振幅を検波する検波手段、及び前記検波手段からの受信信号から B モード像の画像データを作成する対数圧縮手段を備え、前記検波手段と前記対数圧縮手段との間、又は前記対数圧縮手段と前記表示ユニットの間に低域通過型フィルタを設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

オペレータの入力情報を前記係数設定手段に入力するコンソールに、前記所要合成比率を入力する合成比率入力手段を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する一方、前記受信回路出力信号をフィルタ出力信号に変換し、前記受信回路出力信号又は前記フィルタ出力信号から B モード像の画像データを生成して、B モード像の画像を表示する超音波診断方法において、

診断事前に、診断時における前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号との合成比率が設定される診断事前合成比率設定工程と、

診断事前に、前記合成比率設定工程にて設定された複数の合成比率が保存される診断事前合成比率保存工程と、

診断時に、前記受信回路出力信号が受信される受信回路出力信号受信工程と、

前記フィルタ出力信号が受信されるフィルタ出力信号受信工程と、

前記複数の合成比率から、所要合成比率が選択され設定される所要合成比率設定工程と

前記所要合成比率選択工程にて選択された前記所要合成比率で、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とがそれぞれ重み付けされる重み付け工程と、

前記重み付け工程にて重み付けられたそれぞれの出力信号が合成され、合成出力信号に変換される合成工程と、

前記合成出力信号を基に画像データが取得され、画像が表示される画像表示工程とを有することを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 6】

前記合成比率は、二次元断層像の深さ方向の位置単位の係数、走査線方向の位置単位の係数、及び時間単位の係数のうち少なくとも 1 つの所要係数に応じて設定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断方法。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

前記所要合成比率設定工程による所要合成比率の選択は、ハートレート及び検査部位の大きさ等のパラメータによって自動的に行なわれることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断方法。

【請求項 8】

超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する一方、前記受信回路出力信号をフィルタ出力信号に変換し、前記受信回路出力信号又は前記フィルタ出力信号から B モード像の画像データを生成して、B モード像の画像を表示する超音波診断方法において、

診断時における前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号との所要合成比率が入力される所要係数入力工程と、

前記所要合成比率が設定される所要係数設定工程と、

診断時に、前記受信回路出力信号が受信される受信回路出力信号受信工程と、

前記フィルタ出力信号が受信されるフィルタ出力信号受信工程と、

前記所要係数設定工程にて設定された前記所要合成比率で、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とがそれぞれ重み付けされる重み付け工程と、

前記重み付け工程にて重み付けられたそれぞれの出力信号が合成され、合成出力信号に変換される合成工程と、

前記合成出力信号を基に画像データが取得され、画像が表示される画像表示工程とを有することを特徴とする超音波診断方法。

10

20

【請求項 9】

前記所要合成比率は、二次元断層像の深さ方向の位置単位の係数、走査線方向の位置単位の係数、及び時間単位の係数のうち少なくとも 1 つの所要係数に応じて設定されることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の断面を超音波で走査して得られる受信信号に含まれる位相情報と振幅情報に基づいて、超音波画像を生成・表示する超音波診断装置及びその診断方法に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

特定の超音波画像診断では、胸壁、肋骨及び心筋等の運動又は移動速度が比較的遅い部位を抑制し、心臓壁等の運動又は移動速度が比較的早い部位のみを強調することが望まれていた。

【0003】

図 8 は、従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0004】

図 8 は、従来の超音波診断装置 1 を示し、この超音波診断装置 1 には、送信回路 2 と、反射して戻ってくるエコーを受信する超音波探触子（プローブ）3 と、この超音波探触子 3 からの電気信号を受信する受信回路 4 と、この受信回路 4 からの電気信号を受信するフレーム間フィルタ回路 5 と、受信回路 4 又はフレーム間フィルタ回路 5 からの電気信号の振幅を検波器 6 と、B モード像の画像データを作成する対数圧縮器 7 と、画像を表示する表示ユニット 8 とが備えられる。

40

【0005】

検波器 6 は、システムコントローラ 11 の指令による SW（スイッチ）の切替えによって、電気信号を、受信回路 4 から受信したりフレーム間フィルタ回路 5 から受信したりできるようにしている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0006】

フレーム間フィルタ回路 5 では、二次元断層画像（フレーム）を断続的に生成・表示す

50

る際、振幅情報と位相情報の両方を含む受信信号を用いて、H P F (High Pass Filter : 高域通過フィルタ) によりフレーム間のフィルタリングを行なう。

【 0 0 0 7 】

フレーム間フィルタ回路 5 を用いることで、運動又は移動速度が比較的遅い検査部位を抑制して、運動又は移動速度が比較的速い検査部位を強調して表示することができる。また、超音波診断装置 1 では、フレーム間フィルタ回路 5 のフィルタ特性が、検査部位の運動又は移動速度に応じて選択可能となる。

【 0 0 0 8 】

また、対数圧縮器 7 における信号処理後、振幅信号に対してフレーム間の L P F (Low Pass Filter : 低域通過フィルタ) によってフィルタリングを行ない、生成画像のスムー 10 ジングも行なっている。

【 0 0 0 9 】

さらに、関心領域 (R O I : Region of Interest) の指定により、R O I 内では、運動又は移動速度が比較的速い検査部位が強調され、R O I 外では通常のデータを出力することで、運動又は移動速度が比較的遅い検査部位の観察が可能となっている。

【特許文献 1】特開平 8 - 1 0 7 8 9 6 号公報 (第 3 頁 - 第 6 頁、図 1 , 図 8)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、R O I 内では、運動又は移動速度が比較的速い検査部位を強調する代わり 20 に、本来有るべきである運動又は移動速度が比較的遅い検査部位も同時に消えてしまう。よって、拍動の時相に応じてフィルタ特性を経時的に変化させた場合でも、画像中の運動又は移動速度が比較的遅い検査部位付近にちらつきが発生してしまう。画像のちらつきは、オペレータにとって負担となる。

【 0 0 1 1 】

また、検波・対数圧縮後のフレーム間スムージングによって、画像中の運動又は移動速度が比較的遅い検査部位付近のちらつきはある程度低減できるが、逆に、運動又は移動速度が比較的速い検査部位の画像がぼやけてしまう。

【 0 0 1 2 】

さらに、運動又は移動速度が比較的速い検査部位、運動又は移動速度が比較的遅い検査 30 部位に応じて、オペレータが R O I の位置を設定という操作が必要である。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、画像のちらつきを低減できると共に、画像のぼやけを低減できる超音波診断装置及びその診断方法を提供することを目的とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の他の目的は、診断事前に関心領域を設定する必要がなく、操作性を向上することができる超音波診断装置及びその診断方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波の送信信号を出力する送信回路と、前記送信信号を入力して被検体の検査部位内に超音波を送信し反射して戻ってくるエコーを受信する超音波探触子と、前記超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する受信回路と、前記受信回路からの信号の高周波成分を通過させてフィルタ出力信号に変換するフレーム間フィルタと、所要合成比率を設定する係数設定手段と、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とを前記所要合成比率にて合成して合成出力信号に変換する合成手段と、前記合成手段からの合成出力信号から B モード像の画像データを生成する画像生成手段と、前記画像データから B モード像の画像を表示する表示ユニットとを備えた。

【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

本発明に係る超音波診断方法は、上述した課題を解決するために、超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する一方、前記受信回路出力信号をフィルタ出力信号に変換し、前記受信回路出力信号又は前記フィルタ出力信号からＢモード像の画像データを生成して、Ｂモード像の画像を表示する超音波診断方法において、診断事前に、診断時における前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号との合成比率が設定される診断事前合成比率設定工程と、診断事前に、前記合成比率設定工程にて設定された複数の合成比率が保存される診断事前合成比率保存工程と、診断時に、前記受信回路出力信号が受信される受信回路出力信号受信工程と、前記フィルタ出力信号が受信されるフィルタ出力信号受信工程と、前記複数の合成比率から、所要合成比率が選択され設定される所要合成比率設定工程と、前記所要合成比率選択工程にて選択された前記所要合成比率で、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とがそれぞれ重み付けされる重み付け工程と、前記重み付け工程にて重み付けられたそれぞれの出力信号が合成され、合成出力信号に変換される合成工程と、前記合成出力信号を基に画像データが取得され、画像が表示される画像表示工程とを有する。

10

【００１７】

また、本発明に係る超音波診断方法は、超音波探触子からの電気信号を受信して受信回路出力信号に変換する一方、前記受信回路出力信号をフィルタ出力信号に変換し、前記受信回路出力信号又は前記フィルタ出力信号からＢモード像の画像データを生成して、Ｂモード像の画像を表示する超音波診断方法において、診断時における前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号との所要合成比率が入力される所要係数入力工程と、前記所要合成比率が設定される所要係数設定工程と、診断時に、前記受信回路出力信号が受信される受信回路出力信号受信工程と、前記フィルタ出力信号が受信されるフィルタ出力信号受信工程と、前記所要係数設定工程にて設定された前記所要合成比率で、前記受信回路出力信号と前記フィルタ出力信号とがそれぞれ重み付けされる重み付け工程と、前記重み付け工程にて重み付けられたそれぞれの出力信号が合成され、合成出力信号に変換される合成工程と、前記合成出力信号を基に画像データが取得され、画像が表示される画像表示工程とを有する。

20

【発明の効果】

【００１８】

本発明に係る超音波診断装置及びその診断方法によると、画像のちらつきを低減できると共に、画像のぼやけを低減できる。

30

【００１９】

また、本発明に係る超音波診断装置及びその診断方法によると、診断事前に関心領域を設定する必要がなく、操作性を向上することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

本発明に係る超音波診断装置及びその診断方法の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

【００２１】

図１は、本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の構成を示すブロック図である。

40

【００２２】

図１は、超音波診断装置２０を示し、この超音波診断装置２０には、超音波の送信信号を出力する送信回路３１と、送信信号を入力して被検体の検査部位内に超音波を送信し反射して戻ってくるエコーを受信する超音波探触子（プローブ）３２と、超音波探触子３２からの電気信号を受信して受信回路出力信号ｓ１に変換する受信回路３３と、この受信回路３３からのデジタルの受信回路出力信号ｓ１を時間変化（時間信号）から低周波成分を減衰させ高周波成分を通過させてフィルタ出力信号ｓ２に変換するフレーム間フィルタ３４と、受信回路出力信号ｓ１とフィルタ出力信号ｓ２とを所要合成比率で合成して合成出力信号ｓ３に変換する合成手段３５と、合成出力信号ｓ３の振幅を検波する検波手段としての検波器３６、及びこの検波器３６からの受信信号からＢモード像の画像データを作成

50

する対数圧縮手段としての対数圧縮器 38 を有する画像生成手段 39 と、画像データから組織分布の断層像である B モード像の画像を表示する表示ユニット 40 とが備えられる。

【0023】

送信回路 31 には、図示しないが、クロックパルスを発生させるクロック発信器と、このクロック発信器にて発生されたクロックパルスを所定の周波数、例えば 6 kHz のレートパルスに分周する分周器と、レートパルスをチャンネル数分に分配する分配器と、チャンネル毎のレートパルスに異なる遅延時間を与える送信遅延回路と、レートパルスを受けたタイミングで各々対応するチャンネルの圧電素子にパルス電圧を印加するパルサとが設けられる。

【0024】

超音波探触子 32 の先端には、機械振動と電気信号とを可逆的に変換する複数の圧電素子（図示しない）が一元的に配置され、装備される。超音波探触子 32 は、送信時には送信回路 31 に接続される一方、受信時には受信回路 33 に接続される。

【0025】

受信回路 33 には、図示しないが、電気信号をチャンネル毎に増幅するプリアンプと、増幅された各チャンネルのアナログの電気信号を 1 本の走査線に対して所要間隔、例えば 0.5 mm 間隔に相当するサンプリング周波数でサンプリングしサンプル点毎にデジタル信号に変換する A/D 変換器と、チャンネル毎のデジタル信号に異なる遅延時間を与える受信遅延回路と、各チャンネルのデジタル信号を加算する加算器とが全て線形回路として設けられる。

【0026】

フレーム間フィルタ 34 は、高域通過型のデジタルフィルタである FIR (Finite Impulse Response) 型又は IIR (Infinite Impulse Response) 型の HPF (High Pass Filter) で構成され、フィルタコントローラを備えている。

【0027】

図 2 は、合成手段 35 の構成を示すブロック図である。

【0028】

図 2 に示された合成手段 35 には、受信回路 33 から直接受信する受信回路出力信号 s_1 と受信回路 33 からフレーム間フィルタ 34 を介して受信するフィルタ出力信号 s_2 とを所要合成比率で重み付けする重み付け手段としての重み付け部 35a と、この重み付け手段 35a にて重み付けされたそれぞれの出力信号を合成する合成部 35b とが設けられる。

【0029】

また、図 1 に示された検波器 36 としては、非線形の 2 乗検波方式のものが採用される。

【0030】

対数圧縮器 38 は、例えば 2^{20} の受信信号のダイナミックレンジを比較的狭い回路上のダイナミックレンジ、実質的には表示ユニット 40 が扱える比較的狭いダイナミックレンジに圧縮して、組織分布に反映した B モード像の画像データを作成する。

【0031】

さらに、超音波診断装置 20 には、ECG (Electro Cardio Gram) センサ 41 で計測された被検体に関する ECG 同期信号 s_4 を入力するシステムコントローラ 42 と、所要合成比率を設定する係数設定手段 43 と、オペレータの入力情報をシステムコントローラ 42 を介してフレーム間フィルタ 43 及び係数設定手段 43 に入力するコンソール 45 とが備えられる。

【0032】

コンソール 45 には、フレーム間フィルタ 34 のフィルタ特性をオペレータが選択するためのフィルタ選択特性スイッチや、所要合成比率を手動的に入力できるようなボタンの合成比率入力手段 45a を設ける。

【0033】

10

20

30

40

50

フレーム間フィルタ 34 に備えるフィルタコントローラ（図示しない）は、ECG 同期信号 s_4 を検出する。フィルタコントローラは、R 波の間隔から、検査部位の運動又は移動速度が比較的速い収縮期では高いカットオフ周波数を選択する一方、検査部位の運動又は移動速度が比較的遅い拡張期では低いカットオフ周波数を選択する。

【0034】

なお、対数圧縮器 38 と表示ユニット 40 との間又は検波器 36 と対数圧縮器 38 との間に低域通過型フィルタ（LPF：High Pass Filter）を設けてもよい。その場合、低域通過型フィルタにて、非線形処理後の画像データがフレーム間でフィルタ処理される。

【0035】

次いで、超音波診断装置 20 を用いた超音波診断方法について、図 3 に示されたフローチャートを用いて説明する。 10

【0036】

診断時には超音波診断装置 20 の合成手段 35 にて、受信回路出力信号 s_1 及びフィルタ出力信号 s_2 がそれぞれ受信されて合成されるが、まず、診断事前に、受信回路出力信号 s_1 及びフィルタ出力信号 s_2 の合成比率（重み付け係数 C ：重み付け係数 D ）が設定され（ステップ S1）、係数設定手段 43 に、複数の合成比率が保存される（ステップ S2）。

【0037】

例えば、合成比率のうち、受信回路出力信号 s_1 に重み付けられる重み付け係数 C は、二次元断層像の深さ（距離）方向の位置単位の係数 c_1 、走査線方向の位置単位の係数 c_2 、及び時間単位の係数 c_3 の少なくとも 1 つの所要係数 c によって演算されて設定される。一方、例えば、フィルタ出力信号 s_2 に重み付けられる重み付け係数 D は、二次元断層像の深さ方向の位置単位の係数 d_1 、走査線方向の位置単位の係数 d_2 、及び時間単位の係数 d_3 の少なくとも 1 つの所要係数 d によって演算されて設定される。以下、二次元断層像の深さ方向の位置、走査線方向の位置、及び時間全ての合算によって合成比率を演算する方法について説明する。 20

【0038】

図 4 は、二次元断層像の深さ方向の位置における係数 c_1 、 d_1 の一例を示すグラフである。

【0039】

図 4 の上段は、重み付け係数 C を演算するための、二次元断層像の深さ方向の位置に対する係数 c_1 （ $c_1 < 1$ ）をグラフとして示す一方、下段は、重み付け係数 D を演算するための、二次元断層像の深さ方向に対する係数 d_1 （ $d_1 = 1 - c_1$ ）をグラフとして示すものである。 30

【0040】

図 4 の上下段に示されたグラフでは、二次元断層像の深さが比較的浅い位置では、例えば「 $c_1 = 0.1$ 」及び「 $d_1 = 0.9$ 」と設定される一方、二次元断層像の深さが比較的深い位置では、例えば「 $c_1 = 0.9$ 」及び「 $d_1 = 0.1$ 」と設定される。さらに、二次元断層像の深さが比較的浅い位置から深い位置に挟まれた位置の係数 c_1 、 d_1 は、例えば、浅い位置の係数 c_1 、 d_1 と深い位置の係数 c_1 、 d_1 とをそれぞれ結ぶように設定される。 40

【0041】

図 5 は、走査線方向の位置における係数 c_2 、 d_2 の一例を示すグラフである。

【0042】

図 5 の上段は、重み付け係数 C を演算するための、走査線方向に対する係数 c_2 （ $c_2 < 1$ ）をグラフとして示す一方、下段は、重み付け係数 D を演算するための、走査線方向に対する係数 d_2 （ $d_2 = 1 - c_2$ ）をグラフとして示すものである。

【0043】

図 5 の上下段に示されたグラフでは、走査線中央の位置では、例えば「 $c_2 = 0.1$ 」及び「 $d_2 = 0.9$ 」と設定される一方、走査線両端の位置では、例えば「 $c_2 = 0.9$ 」及び「 $d_2 = 0.1$ 」と設定される。さらに、走査線中央の位置から両端の位置に挟まれた位置の 50

係数 c_2 , d_2 は、例えば、走査線中央の位置の係数 c_2 , d_2 と走査線両端の位置の係数 c_2 , d_2 とをそれぞれ結ぶように設定される。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、時間における係数 c_3 , d_3 の一例を示すグラフである。

【 0 0 4 5 】

図 6 の上段は、重み付け係数 C を演算するための、時間に対する係数 c_3 ($c_3 < 1$) をグラフとして示す一方、下段は、重み付け係数 D を演算するための、時系列に対する係数 d_3 ($d_3 = 1 - c_3$) をグラフとして示すものである。

【 0 0 4 6 】

図 6 の上下段に示されたグラフでは、収縮期の一部では、例えば「 $c_3 = 0.1$ 」及び「 $d_3 = 0.9$ 」と設定される一方、拡張期の一分では、例えば「 $c_3 = 0.9$ 」及び「 $d_3 = 0.1$ 」と設定される。さらに、収縮期の一部から拡張期の一分に挟まれた係数 c_3 , d_3 は、収縮期の係数 c_3 , d_3 と拡張期の係数 c_3 , d_3 とをそれぞれ結ぶように設定される。

【 0 0 4 7 】

なお、図 4、図 5 及び図 6 に示されたグラフでは、深さ方向の位置、走査線方向の位置及び時間に対する係数 $c_1 \sim c_3$, 係数 $d_1 \sim d_3$ が直線的に設定されているが、曲線的に設定することも可能である。

【 0 0 4 8 】

そして、受信回路出力信号 s_1 に重み付けされる重み付け係数 C が、

[数 1]

$$\text{重み付け係数 } C = (c_1 + c_2 + c_3) / (c_1 + c_2 + c_3 + d_1 + d_2 + d_3) \dots \dots (1)$$

によって演算される一方、フィルタ出力信号 s_2 に重み付けされる重み付け係数 D が、

[数 2]

$$\text{重み付け係数 } D = (d_1 + d_2 + d_3) / (c_1 + c_2 + c_3 + d_1 + d_2 + d_3) \dots \dots (2)$$

によって演算される。

【 0 0 4 9 】

図 4 の上下段に示されたグラフのように、比較的低周波の固定エコーが現れる比較的浅い位置が「 $c_1 = 0.1$ 」及び「 $d_1 = 0.9$ 」と設定されることで、式 (1) 及び (2) から、重み付け係数 D が大きくなり、低周波成分が除去されたフィルタ出力信号 s_2 が強調される。一方、運動又は移動速度が比較的遅い心筋等の検査部位が現れる比較的深い位置が「 $c_1 = 0.1$ 」及び「 $d_1 = 0.9$ 」と設定されることで、重み付け係数 C が大きくなり、低周波成分を含む受信回路出力信号 s_1 が強調される。

【 0 0 5 0 】

図 5 の上下段に示されたグラフのように、運動又は移動速度が比較的速い心臓壁等の検査部位が現れる走査線中央の位置が「 $c_2 = 0.1$ 」及び「 $d_2 = 0.9$ 」と設定されることで、式 (1) 及び (2) から、重み付け係数 D が大きくなり、低周波成分が除去されたフィルタ出力信号 s_2 が強調される。一方、運動又は移動速度が比較的遅い心筋等の検査部位が現れる走査線両端の位置が「 $c_2 = 0.1$ 」及び「 $d_2 = 0.9$ 」と設定されることで、重み付け係数 C が大きくなり、低周波成分を含む受信回路出力信号 s_1 が強調される。

【 0 0 5 1 】

図 6 の上下段に示されたグラフのように、運動又は移動速度が比較的速い収縮期が「 $c_3 = 0.1$ 」及び「 $d_3 = 0.9$ 」と設定されることで、式 (1) 及び (2) から、重み付け係数 D が大きくなり、低周波成分が除去されたフィルタ出力信号 s_2 が強調される。一方、運動又は移動速度が比較的遅い拡張期が「 $c_3 = 0.1$ 」及び「 $c_3 = 0.9$ 」と設定されることで、重み付け係数 C が大きくなり、低周波成分を含む受信回路出力信号 s_1 が強調される。

【 0 0 5 2 】

ここで、例えば、図 4 にて深さ方向が浅い「 $c_1 = 0.1$ 」の場合、かつ図 5 にて走査線方向が左端の「 $c_2 = 0.9$ 」の場合、かつ図 6 にて収縮期「 $c_3 = 0.1$ 」の場合、受信回路出力信号 s_1 に重み付けされる重み付け係数 C は、式 (1) から、

[数 3]

$$\text{重み付け係数 } C = (0.1 + 0.9 + 0.1) / (0.1 + 0.9 + 0.1 + 0.9 + 0.1 + 0.9) \\ = 0.55 \quad \dots \dots (1A)$$

と演算される。

【 0 0 5 3 】

また、例えば、図 4 にて深さ方向が浅い「 $c_1 = 0.9$ 」の場合、かつ図 5 にて走査線方向が左端の「 $c_2 = 0.1$ 」の場合、かつ図 6 にて収縮期「 $c_3 = 0.9$ 」の場合、フィルタ出力信号 s_2 に重み付けされる重み付け係数 D は、式 (2) から、

[数 4]

$$\text{重み付け係数 } D = (0.9 + 0.1 + 0.9) / (0.1 + 0.9 + 0.1 + 0.9 + 0.1 + 0.9) \\ = 0.45 \quad \dots \dots (2A)$$

と演算される。よって、合成比率 (重み付け係数 C : 重み付け係数 $D = 0.55 : 0.45$) が演算される。

【 0 0 5 4 】

なお、重み付け係数 C , D は、式 (1) 及び (2) にて、その総和が「1」になるように演算されているが、重み付け係数 C , D の総和は、「1」となる場合に限定されるものではない。

【 0 0 5 5 】

続いて、診断時、図 1 に示された超音波診断装置 20 の送信回路 31 は超音波探触子 32 を走査させ、超音波探触子 32 から被検体の検査部位内に超音波が送信される。超音波探触子 32 の圧電素子 (図示しない) にて、検査部位内から反射して戻ってくるエコー信号が受信され、電気信号 (電圧信号) に変換される。圧電素子の電気信号はチャンネル毎に受信回路 33 に受信される。

【 0 0 5 6 】

受信回路 33 では、電気信号がプリアンプ (図示しない) にてチャンネル毎に増幅され、増幅された各チャンネルのアナログの電気信号が A / D 変換器 (図示しない) にてデジタル変換され、チャンネル毎のデジタル信号が受信遅延回路 (図示しない) にてチャンネル毎に異なる遅延時間を与えられ、加算器 (図示しない) にて加算される。これにより特定方向からの反射成分が強調された受信信号が得られる。この受信信号には、組織間の音響インピーダンスの差を反映した振幅情報と、検査部位の動き (運動又は移動速度) を反映した位相情報とが含まれる。

【 0 0 5 7 】

振幅情報と位相情報とが含まれる受信信号は受信回路出力信号 s_1 として、受信回路 33 から合成手段 35 に受信される (ステップ S3) 。

【 0 0 5 8 】

一方、受信回路 33 から出力される、振幅情報と位相情報とが含まれる受信回路出力信号 s_1 は、FIR 型又は IIR 型の高域通過型のフィルタで構成されるフレーム間フィルタ 34 に受信される。フレーム間フィルタ 34 では、複数の二次元断層画像 (フレーム) 間の同一座標に関する時間変化から低周波部分を減衰させる。

【 0 0 5 9 】

ここで、フレーム間フィルタ 34 では、ECG センサ 41 からの ECG 同期信号 s_4 をシステムコントローラ 42 を介して検出する。フレーム間フィルタ 34 のフィルタコントローラでは、R 波の間隔から、検査部位の運動又は移動速度が比較的速い収縮期ではカットオフ周波数を高く、比較的遅い拡張期ではカットオフ周波数が低くなるように、フィルタ係数が選択される。なお、フレーム間フィルタ 34 のフィルタコントローラでは、検査部位の運動速度に応じてフレーム間フィルタ 34 のフィルタ係数が選択されてもよい。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

振幅情報と位相情報とが含まれる信号はフィルタ出力信号 s 2 として、フレーム間フィルタ 3 4 から合成手段 3 5 に受信される (ステップ S 4)。

【0061】

合成手段 3 5 では、ステップ S 2 にて診断事前に予め係数設定手段 4 3 に保存された複数の合成比率から、所要合成比率が各サンプル毎に選択され設定される (ステップ S 5)。ステップ S 5 による所要合成比率の選択は、ハートレート及び検査部位の大きさ等のパラメータによって自動的に行なわれる。

【0062】

ステップ S 5 にて選択された所要合成比率で、受信回路出力信号 s 1 とフィルタ出力信号 s 2 とがそれぞれ重み付けされる (ステップ S 6)。

10

【0063】

すなわち、図 2 に示された合成手段 3 5 の重み付け部 3 5 a にて、受信回路 3 3 から直接受信される受信回路出力信号 s 1 が重み付け係数 C、例えば式 (1 A) にて演算された「0.55」で重み付けられる。一方、受信回路 3 3 からフレーム間フィルタ 3 4 を介して受信されるフィルタ出力信号 s 2 が重み付け係数 D、例えば式 (2 A) にて演算された「0.45」で重み付けられる。なお、ステップ S 6 による重み付けは、各サンプル毎に独立して行なわれる。

【0064】

このように、合成手段 3 5 の重み付け部 3 5 a では、二次元断層像の深さ方向の位置、走査線方向の位置、及び時間全ての合算によって演算された所要合成比率で、受信回路出力信号 s 1 とフィルタ出力信号 s 2 とがそれぞれ重み付けられる。

20

【0065】

重み付け部 3 5 a にて重み付けられたそれぞれの出力信号は合成部 3 5 b にて受信され、この合成部 3 5 b にて合成される (ステップ S 7)。

【0066】

合成部 3 5 b にて合成された信号は合成出力信号 s 3 として、合成部 3 5 b から図 1 に示された検波器 3 6 に受信される。この検波器 3 6 では、受信信号の振幅が検波され、対数圧縮器 3 8 に送られる。

【0067】

対数圧縮器 3 8 では、受信信号のダイナミックレンジが比較的狭い回路上のダイナミックレンジに、実質的には表示ユニット 4 0 が扱える比較的狭いダイナミックレンジに圧縮される。そして、組織分布を反映した B モード像の画像データが生成される。この画像データは、表示ユニット 4 0 に送られる。

30

【0068】

表示ユニット 4 0 には、画像データから、B モード像としてビジュアルに濃淡表示される (ステップ S 8)。

【0069】

なお、対数圧縮器 3 8 と表示ユニット 4 0 との間に低域通過型フィルタを設けた場合、低域通過型フィルタにて、非線形処理後の画像データがフレーム間でフィルタ処理される。よって、フレーム間フィルタ 3 による比較的 low 周波の固定エコー成分の減衰と、低域通過型フィルタによる画像のスミージングとを同時に達成することができる。

40

【0070】

さらに、検波器 3 6 と対数圧縮器 3 8 との間に低域通過型フィルタを設けた場合、フレーム間フィルタ 3 4 の出力にて発生する振幅情報のノイズが抑えられ、画像のちらつきが抑えられる。

【0071】

本発明に係る超音波診断装置 2 0 及び超音波診断方法によると、予め設定された所要合成比率で受信回路出力信号 s 1 とフィルタ出力信号 s 2 とを合成することによって、目的である運動又は移動速度が比較的速い検査部位を強調できると共に、運動又は移動速度が比較的遅い固定的なノイズデータを抑制できるので、画像のちらつきを低減できると共に

50

、画像のぼやけを低減できる。

【0072】

また、本発明に係る超音波診断装置20及び超音波診断方法によると、所要合成比率の選択が自動的に行なわれることによって、診断事前に関心領域を設定する必要がなく、操作性を向上することができる。

【0073】

次いで、超音波診断装置20を用いた超音波診断方法の変形例について、図7に示されたフローチャートを用いて説明する。

【0074】

なお、本変形例の装置構成は、図1に示された超音波診断装置20と同様とし説明を省略する。

【0075】

まず、オペレータによって、コンソール45の合成比率入力手段45aに、各サンプル毎の所要合成比率が入力され(ステップS11)、係数設定手段43にて、所要合成比率が設定される(ステップS12)。

【0076】

例えば、所要合成比率のうち、受信回路出力信号s1に重み付けられる重み付け係数Cを演算するために、ステップS1にて説明した二次元断層像の深さ(距離)方向の位置単位の係数 c_1 、走査線方向の位置単位の係数 c_2 、及び時間単位の係数 c_3 の少なくとも1つの所要係数cが入力される。

【0077】

一方、例えば、フィルタ出力信号s2に重み付けられる重み付け係数Dを演算するために、二次元断層像の深さ方向の位置単位の係数 d_1 、走査線方向の位置単位の係数 d_2 、及び時間単位の係数 d_3 の少なくとも1つの所要係数cが入力される。以下、二次元断層像の深さ方向の位置、走査線方向の位置、及び時間全てを入力した場合について説明する。

【0078】

係数設定手段43では、ステップS11にて入力された係数 $c_1 \sim c_3$ 、 $d_1 \sim d_3$ を基にして、式(1)及び(2)から、ほぼリアルタイムに所要合成比率が演算され設定される。

【0079】

なお、ステップS11による所要係数cの入力、ステップS12による合成比率の設定は、診断事前に行なわれてもよく、また、診断時に行なわれてもよい。

【0080】

続いて、診断時、図1に示された超音波診断装置20の送信回路31は超音波探触子32を走査させ、超音波探触子32から被検体の検査部位内に超音波が送信される。超音波探触子32の圧電素子(図示しない)にて、検査部位内から反射して戻ってくるエコー信号が受信され、電気信号(電圧信号)に変換される。圧電素子の電気信号はチャンネル毎に受信回路33に受信される。

【0081】

受信回路33では、電気信号がプリアンプ(図示しない)にてチャンネル毎に増幅され、増幅された各チャンネルのアナログの電気信号がA/D変換器(図示しない)にてデジタル変換され、チャンネル毎のデジタル信号が受信遅延回路(図示しない)にてチャンネル毎に異なる遅延時間を与えられ、加算器(図示しない)にて加算される。これにより特定方向からの反射成分が強調された受信信号が得られる。この受信信号には、組織間の音響インピーダンスの差を反映した振幅情報と、検査部位の動き(運動又は移動速度)を反映した位相情報とが含まれる。

【0082】

振幅情報と位相情報とが含まれる受信信号は受信回路出力信号s1として、受信回路33から合成手段35に受信される(ステップS3)。

10

20

30

40

50

【0083】

一方、受信回路33から出力される、振幅情報と位相情報とが含まれる受信回路出力信号s1は、FIR型又はIIR型の高域通過型のフィルタで構成されるフレーム間フィルタ34に受信される。フレーム間フィルタ34では、複数の二次元断層画像（フレーム）間の同一座標に関する時間変化から低周波部分を減衰させる。

【0084】

ここで、フレーム間フィルタ34では、ECGセンサ41からのECG同期信号s4をシステムコントローラ42を介して検出する。フレーム間フィルタ34のフィルタコントローラでは、R波の間隔から、検査部位の運動又は移動速度が比較的速い収縮期ではカットオフ周波数を高く、比較的遅い拡張期ではカットオフ周波数が低くなるように、フィルタ係数が選択される。なお、フレーム間フィルタ34のフィルタコントローラでは、検査部位の運動速度に応じてフレーム間フィルタ34のフィルタ係数が選択されてもよい。

【0085】

振幅情報と位相情報とが含まれる信号はフィルタ出力信号s2として、フレーム間フィルタ34から合成手段35に受信される（ステップS4）。

【0086】

ステップS12にて設定された所要合成比率で、受信回路出力信号s1とフィルタ出力信号s2とがそれぞれ重み付けされる（ステップS6）。

【0087】

すなわち、図2に示された合成手段35の重み付け部35aにて、受信回路33から直接受信される受信回路出力信号s1が重み付け係数C、例えば式(1A)にて演算された「0.55」で重み付けられる。一方、受信回路33からフレーム間フィルタ34を介して受信されるフィルタ出力信号s2が重み付け係数D、例えば式(2A)にて演算された「0.45」で重み付けられる。なお、ステップS6による重み付けは、各サンプル毎に独立して行なわれる。

【0088】

このように、合成手段35の重み付け部35aでは、二次元断層像の深さ方向の位置、走査線方向の位置、及び時間の合算によって演算された所要合成比率で、受信回路出力信号s1とフィルタ出力信号s2とがそれぞれ重み付けられる。

【0089】

重み付け部35aにて重み付けられたそれぞれの出力信号は合成部35bにて受信され、この合成部35bにて合成される（ステップS7）。

【0090】

合成部35bにて合成された信号は合成出力信号s3として、合成部35bから図1に示された検波器36に受信される。この検波器36では、受信信号の振幅が検波され、対数圧縮器38に送られる。

【0091】

対数圧縮器38では、受信信号のダイナミックレンジが比較的狭い回路上のダイナミックレンジに、実質的には表示ユニット40が扱える比較的狭いダイナミックレンジに圧縮される。そして、組織分布を反映したBモード像の画像データが生成される。この画像データは、表示ユニット40に送られる。

【0092】

表示ユニット40には、画像データから、Bモード像としてビジュアルに濃淡表示される（ステップS8）。

【0093】

なお、対数圧縮器38と表示ユニット40との間に低域通過型フィルタを設けた場合、低域通過型フィルタにて、非線形処理後の画像データがフレーム間でフィルタ処理される。よって、フレーム間フィルタ34による比較的low周波の固定エコー成分の減衰と、低域通過型フィルタによる画像のスミージングとを同時に達成することができる。

【0094】

10

20

30

40

50

さらに、検波器 36 と対数圧縮器 38 との間に低域通過型フィルタを設けた場合、フレーム間フィルタ 34 の出力にて発生する振幅情報のノイズが抑えられ、画像のちらつきが抑えられる。

【0095】

本発明に係る超音波診断装置 20 及び超音波診断方法の変形例によると、入力された所要係数によってほぼリアルタイムに演算・設定された所要合成比率で受信回路出力信号 s1 とフィルタ出力信号 s2 とを合成することによって、目的である運動又は移動速度が比較的速い検査部位を強調できると共に、運動又は移動速度が比較的遅い固定的なノイズデータを抑制できるので、画像のちらつきを低減できると共に、画像のぼやけを低減できる。

10

【0096】

また、本発明に係る超音波診断装置 20 及び超音波診断方法の変形例によると、所要合成比率の入力・変更が比較的簡易な操作にて行なわれ、診断事前に関心領域を設定する必要がなく、操作性を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の構成を示すブロック図。

【図 2】合成手段の構成を示すブロック図。

【図 3】本発明に係る超音波診断方法を示すフローチャート。

【図 4】二次元断層像の深さ方向の位置における係数の一例を示すグラフ。

20

【図 5】走査線方向の位置における係数の一例を示すグラフ。

【図 6】時間における係数の一例を示すグラフ。

【図 7】本発明に係る超音波診断方法の変形例を示すフローチャート。

【図 8】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

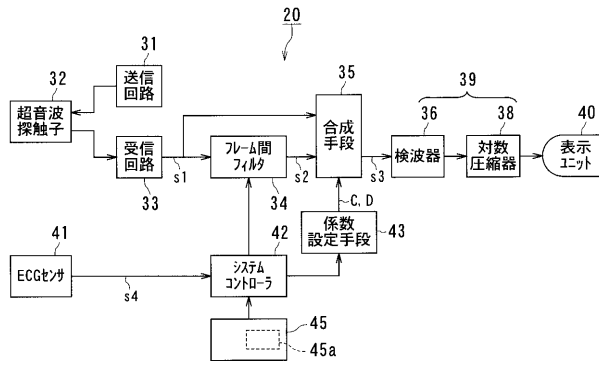
【0098】

- 20 超音波診断装置
- 31 送信回路
- 32 超音波探触子
- 33 送信回路
- 34 フレーム間フィルタ
- 35 合成手段
- 35 a 重み付け部
- 35 b 合成部
- 36 検波器
- 38 対数圧縮器
- 39 画像生成手段
- 40 表示ユニット
- 43 係数設定手段
- 45 コンソール
- 45 a 合成比率入力手段

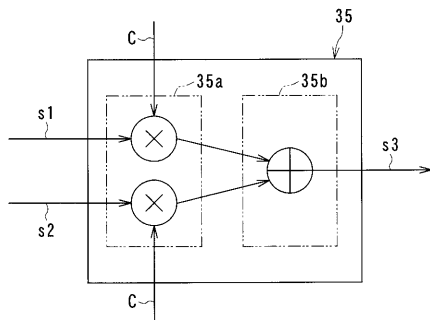
30

40

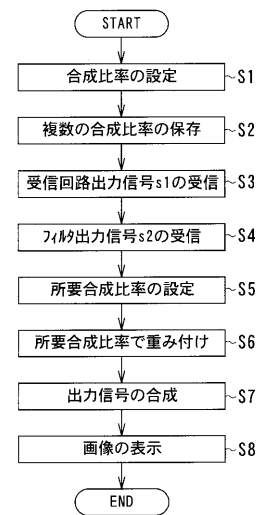
【図 1】



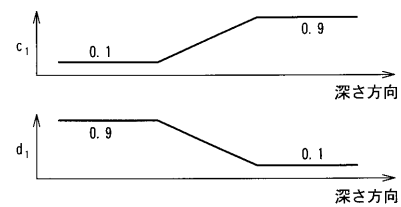
【図 2】



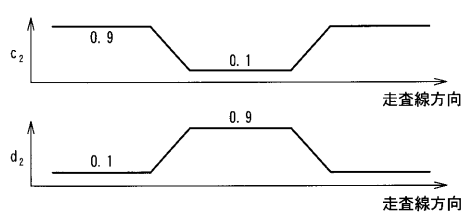
【図 3】



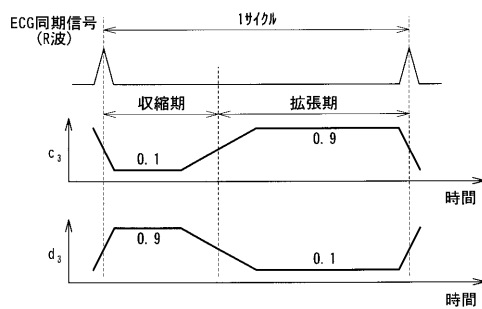
【図 4】



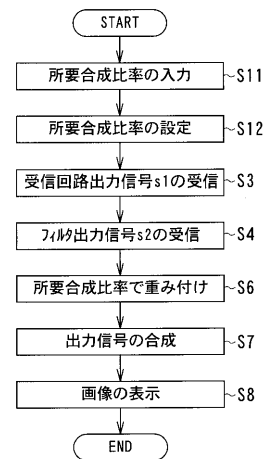
【図 5】



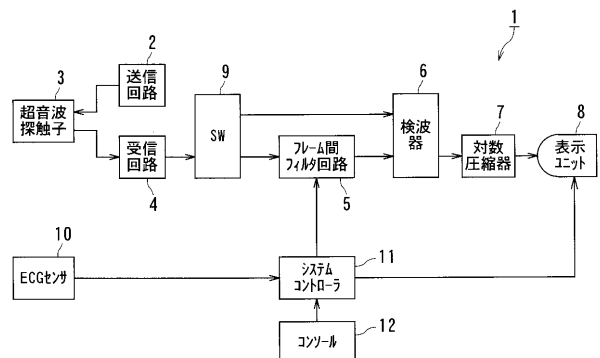
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 永井 岳年

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 EE04 FF08 JB29 JB31 JB32 JB45

专利名称(译)	超声诊断设备及其诊断方法		
公开(公告)号	JP2005288021A	公开(公告)日	2005-10-20
申请号	JP2004111306	申请日	2004-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	永井岳年		
发明人	永井 岳年		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JB29 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JB45		
代理人(译)	波多野尚志		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减少通过超声图像诊断获得的图像的闪烁并减少图像的模糊。 解决方案：超声波探头32，该超声波探头将超声波发送到对象的检查区域，并接收反射和返回的回波，以及从超声波探头32接收和接收的电信号。 接收电路33，用于将其转换成电路输出信号s1；帧间滤波器34，用于使来自该接收电路32的信号的高频分量通过，并转换成滤波器输出信号s2；以及系数设置装置43，用于设置所需的合成比。 组合装置35，用于以所需的组合比将接收电路输出信号s1和滤波器输出信号s2组合成组合输出信号s3；以及检测器36，用于检测来自组合装置35的组合输出信号的幅度。 以及图像生成装置39，其具有用于从检测器36接收的信号生成图像数据的对数压缩器38，以及用于从图像数据显示图像的显示单元40。 [选型图]图1

