

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5848897号
(P5848897)

(45) 発行日 平成28年1月27日(2016.1.27)

(24) 登録日 平成27年12月4日(2015.12.4)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 Z DM

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-134964 (P2011-134964)
 (22) 出願日 平成23年6月17日(2011.6.17)
 (65) 公開番号 特開2012-467 (P2012-467A)
 (43) 公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)
 審査請求日 平成26年3月18日(2014.3.18)
 (31) 優先権主張番号 10-2010-0057426
 (32) 優先日 平成22年6月17日(2010.6.17)
 (33) 優先権主張国 韓国(KR)

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面翰西路 3366
 3366, Hanseo-ro, Nam-
 myeon, Hongcheon-gun,
 Gangwon-do 250-870,
 Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 適応型クラッタフィルタリング方法およびそのための超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して超音波データを取得する超音波データ取得部と、

前記超音波データ取得部に連結され、前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成し、前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うための停止帯域減衰及び遮断周波数を含むクラッタフィルタのフィルタ係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行うプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、

前記遮断周波数の上限しきい値及び下限しきい値を設定し、前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号の最大パワー値と最小パワー値を含むパワー値を算出し、前記ドップラ信号の前記最大パワー値及び前記最小パワー値を考慮して前記停止帯域減衰の上限しきい値及び下限しきい値を設定し、

前記停止帯域減衰の前記下限しきい値及び前記遮断周波数の前記下限しきい値を第1の座標に設定し、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値及び前記遮断周波数の前記上限しきい値を第2の座標に設定し、

前記停止帯域減衰を独立変数とし、前記遮断周波数を従属変数として、前記第1の座標と前記第2の座標との間の比例経路を設定し、

前記比例経路に基づき前記フィルタ係数の前記遮断周波数を調節することを特徴とする

10

20

超音波システム。

【請求項 2】

前記ドップラ信号は、クラッタ信号と、雑音信号とを含み、

前記プロセッサは、

前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号を分析し、該分析結果に応じて前記クラッタフィルタリングのための前記フィルタ係数を調節する係数調節部と、

前記フィルタ係数が調節されたクラッタフィルタを用いて前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行って前記クラッタ信号を除去するフィルタリング部と、

前記クラッタ信号が除去されたドップラ信号にパワーしきい値を設定して前記雑音信号を除去する雑音除去部と

10

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記係数調節部は、前記クラッタ信号の除去範囲を考慮して、前記遮断周波数の前記上限しきい値および前記下限しきい値を設定し、前記ドップラ信号の前記パワー値を考慮して、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値および前記下限しきい値を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記係数調節部は、前記ドップラ信号の前記最大パワー値を前記停止帯域減衰の前記上限しきい値として設定し、前記ドップラ信号の前記最小パワー値を前記停止帯域減衰の前記下限しきい値として設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

20

【請求項 5】

前記係数調節部は、前記停止帯域減衰の前記下限しきい値および前記遮断周波数の前記下限しきい値を第 1 の座標に設定し、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値および前記遮断周波数の前記上限しきい値を第 2 の座標に設定し、

前記係数調節部は、前記停止帯域減衰を独立変数とし、前記遮断周波数を従属変数とする前記第 1 の座標と前記第 2 の座標との間の比例経路を設定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記係数調節部は、前記クラッタ信号の強度を考慮して、前記停止帯域減衰を設定し、前記比例経路から前記停止帯域減衰に対応する前記遮断周波数を算出し、前記算出された遮断周波数に基づいて前記フィルタ係数の前記遮断周波数を調節することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

30

【請求項 7】

ユーザから、前記停止帯域減衰および前記遮断周波数を調節するための入力情報を受信するユーザ入力部をさらに備え、

前記係数調節部は、前記入力情報に基づいて前記設定された停止帯域減衰および遮断周波数を調節することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

a) 対象体に対する超音波データを取得する段階と、

b) 前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成する段階と、

40

c) 前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うための停止帯域減衰及び遮断周波数を含むクラッタフィルタの係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行う段階と

を備え、

前記クラッタフィルタリングを行う段階は、

前記遮断周波数の上限しきい値及び下限しきい値を設定する段階と、

前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号の最大パワー値と最小パワー値を含むパワー値を算出する段階と、

前記ドップラ信号の前記最大パワー値及び前記最小パワー値を考慮して前記停止帯域減

50

衰の上限しきい値及び下限しきい値を設定する段階と、

前記停止帯域減衰の前記下限しきい値及び前記遮断周波数の前記下限しきい値を第1の座標に設定し、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値及び前記遮断周波数の前記上限しきい値を第2の座標に設定し、前記停止帯域減衰を独立変数とし、前記遮断周波数を従属変数として、前記第1の座標と前記第2の座標との間の比例経路を設定する段階と、

前記比例経路に基づき前記フィルタ係数の前記遮断周波数を調節する段階と
を備えることを特徴とする適応型クラッタフィルタリング方法。

【請求項9】

前記段階c)は、

c1) 前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号を分析し、該分析結果に
応じて前記クラッタフィルタリングのための前記フィルタ係数を調節する段階と、

c2) 前記フィルタ係数が調節された前記クラッタフィルタを用いて前記ドップラ信号
に前記クラッタフィルタリングを行ってクラッタ信号を除去する段階と、

c3) 前記クラッタ信号が除去されたドップラ信号にパワーしきい値を設定して雑音信
号を除去する段階と

を備えることを特徴とする請求項8に記載の適応型クラッタフィルタリング方法。

【請求項10】

前記段階c1)は、

前記クラッタ信号の除去範囲を考慮して、前記遮断周波数の前記上限しきい値および前
記下限しきい値を設定する段階と、

前記ドップラ信号の前記パワー値を考慮して、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値お
よび前記下限しきい値を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項9に記載の適応型クラッタフィルタリング方法。

【請求項11】

前記段階c1)は、

前記ドップラ信号の前記最大パワー値を前記停止帯域減衰の前記上限しきい値として設
定する段階と、

前記ドップラ信号の前記最小パワー値を前記停止帯域減衰の前記下限しきい値として設
定する段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項10に記載の適応型クラッタフィルタリング方
法。

【請求項12】

前記段階c1)は、

前記停止帯域減衰の前記下限しきい値および前記遮断周波数の前記下限しきい値を第1
の座標に設定し、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値および前記遮断周波数の上前記限
しきい値を第2の座標に設定する段階と、

前記停止帯域減衰を独立変数とし、前記遮断周波数を従属変数とする前記第1の座標と
前記第2の座標との間の比例経路を設定する段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項11に記載の適応型クラッタフィルタリング方
法。

【請求項13】

前記段階c1)は、

前記クラッタ信号の強度を考慮して前記停止帯域減衰を設定する段階と、

前記比例経路から前記停止帯域減衰に対応する前記遮断周波数を算出する段階と、

前記算出された遮断周波数に基づいて前記フィルタ係数の前記遮断周波数を調節する段
階と

をさらに備えることを特徴とする請求項12に記載の適応型クラッタフィルタリング方
法。

【請求項14】

ユーザから、前記停止帯域減衰および前記遮断周波数を調節するための入力情報を受信

10

20

30

40

50

する段階と、

前記入力情報に基づいて前記設定された停止帯域減衰および遮断周波数を調節する段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の適応型クラッタフィルタリング方法。

【請求項 1 5】

適応型クラッタフィルタリング方法を行うためのプログラムを格納するコンピュータ読取可能な記録媒体であって、前記方法は、

a) 対象体に対する超音波データを取得する段階と、

b) 前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成する段階と、

c) 前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うための停止帯域減衰及び遮断周波数を含むクラッタフィルタの係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行う段階と

を備え、

前記クラッタフィルタリングを行う段階は、

前記遮断周波数の上限しきい値及び下限しきい値を設定する段階と、

前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号の最大パワー値と最小パワー値を含むパワー値を算出する段階と、

前記ドップラ信号の前記最大パワー値及び前記最小パワー値を考慮して前記停止帯域減衰の上限しきい値及び下限しきい値を設定する段階と、

前記停止帯域減衰の前記下限しきい値及び前記遮断周波数の前記下限しきい値を第 1 の座標に設定し、前記停止帯域減衰の前記上限しきい値及び前記遮断周波数の前記上限しきい値を第 2 の座標に設定し、前記停止帯域減衰を独立変数とし、前記遮断周波数を従属変数として、前記第 1 の座標と前記第 2 の座標との間の比例経路を設定する段階と、

前記比例経路に基づき前記フィルタ係数の前記遮断周波数を調節する段階とを備えることを特徴とするコンピュータ読取可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、ドップラモード映像のピクセル別にクラッタフィルタリングを適応的に行う方法およびそのための超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供することができるため、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

超音波システムは、超音波プローブを用いて超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信して、超音波プローブに近づく関心物体（例えば、血流）の速度を第 1 のカラー（例えば、赤色）で示し、超音波プローブから遠ざかる関心物体の速度を第 2 カラー（例えば、青い色）で示すカラードップラモード（color Doppler mode）映像を提供している。

【0004】

超音波プローブは、超音波信号の送信および受信を行い、これをフロントエンド段でデジタル信号に変換する。デジタル信号は、受信集束（Rx focusing）して受信集束信号として形成され、ミキサによって帯域変換が行われ、適切なデシメーションによって I Q 信号に変換される。この信号を基底帯域（baseband）I Q 信号という（以下、I Q 信号という）。

【 0 0 0 5 】

一般に、I Q 信号は下の式 1 のように表すことができる。

【 0 0 0 6 】

【 数 1 】

$$X_{IQ} = C + F + N \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 0 7 】

式 1 において、 X_{IQ} は、I Q 信号を示し、C は、組織 (t i s s u e) から発生するクラッタ信号 (c l u t t e r s i g n a l) を示し、F は、血流から発生する血流信号 (f l o w s i g n a l) を示し、N は、システムおよび外部から発生する雑音信号を示す。

10

【 0 0 0 8 】

式 1 において、超音波映像形成に必要な情報は F、即ち、血流信号に関する情報である。カラードップラ過程とは、I Q 信号から血流信号成分を抽出して画面上に表示できるデータに加工する過程を意味し、カラードップラの過程中、核心的な部分がクラッタフィルタリングする過程である。クラッタフィルタリング過程は、低域のクラッタ信号を除去することによって、血流信号と雑音信号のみを抽出する役割を果たす。フィルタリングされた信号には、血流信号と雑音信号が混ざっており、信号処理過程を通じて雑音信号を除いた血流信号成分のみが画面に表示される。

20

【 0 0 0 9 】

クラッタ信号は、主に低域に分布しており、血流信号は高域に分布しているため、血流信号を抽出するためには、高域通過フィルタを設計しなければならない。しかし、クラッタ信号は、血流信号に比べて 40 ~ 60 d B 程度信号の大きさが大きいいため、I Q 信号から血流信号のみを抽出することは容易ではなく、相当良い性能の高域通過フィルタが要求される。

【 0 0 1 0 】

従来は、超音波システムのアプリケーションに応じて適したクラッタフィルタを選択し、選択された単一フィルタでクラッタフィルタリングを行ってきた。このような場合、即ち、関心領域 (R O I ; r e g i o n o f i n t e r e s t) 内の全ての部分に対し

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 1 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 2 2 6 2 1 8 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 2 】

本発明の課題は、ドップラモード映像の形成時に必要なクラッタフィルタリング過程をドップラモード映像のピクセル別に適応的に行う方法およびそのための超音波システムを提供することにある。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 3 】

本発明における超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記超音波データ取得部に連結され、前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成し、前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うためのクラッタフィルタのフィルタ係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行うプロセッサとを備える。

【 0 0 1 4 】

50

また、本発明における適応的クラッタフィルタリング方法は、a)対象体に対する超音波データを取得する段階と、b)前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成する段階と、c)前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うためのクラッタフィルタの係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行う段階とを備える。

【0015】

また、適応型クラッタフィルタリング方法を行うためのプログラムを格納するコンピュータ読取可能な記録媒体は、前記方法が、a)対象体に対する超音波データを取得する段階と、b)前記超音波データを用いてドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成する段階と、c)前記複数のピクセルの夫々に対応する前記ドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うためのクラッタフィルタの係数を調節して前記ドップラ信号に前記クラッタフィルタリングを行う段階とを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明は、ドップラモード映像のピクセル別にクラッタ信号の大きさに応じて適応的にクラッタフィルタリングを行うことができ、大きさの小さい血管および流速の遅い血流に関する情報などが消失せず、そのような情報をドップラモード映像に反映することができる。

【0017】

20

また、ユーザが適応型クラッタフィルタリングの程度を調節することができ、超音波診断状況に適したドップラモード映像を形成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施例におけるクラッタフィルタにおいて停止帯域減衰と停止帯域幅との関係を示すグラフである。

【図5】本発明の実施例におけるクラッタフィルタのフィルタ係数設定のための遮断周波数と停止帯域減衰との関係を示すグラフである。

30

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。本実施例で用いられる用語「ドップラモード」は、カラードップラモードを含む。しかし、ドップラモードは、必ずしもこれに限定されない。

【0020】

図1は、本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。図1を参照すると、超音波システム100は、ユーザ入力部110、超音波データ取得部120、プロセッサ130およびディスプレイ部140を備える。

40

【0021】

ユーザ入力部110は、ユーザの入力情報を受信する。本実施例において、入力情報は、Bモード(brightness mode)映像に関心領域を設定するための第1の入力情報を含む。関心領域は、カラーボックス(color box)を含む。しかし、関心領域は、必ずしもこれに限定されない。また、入力情報は、ドップラモード映像のピクセル別にドップラ信号からクラッタ信号をフィルタリングするためのクラッタフィルタのフィルタ係数を調節するための第2の入力情報を含む。フィルタ係数は、遮断周波数(cutoff frequency)、停止帯域減衰(stopband attenuation)などを含む。

【0022】

50

超音波データ取得部 120 は、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信して超音波データを取得する。

【0023】

図2は、本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。図2を参照すると、超音波データ取得部 120 は、送信信号形成部 122、複数の電気音響変換素子（transducer element：以下単に変換素子と呼ぶ）（図示せず）を含む超音波プローブ 124、ビームフォーマ 126 および超音波データ形成部 128 を備える。

【0024】

送信信号形成部 122 は、変換素子および集束点を考慮して、超音波映像を得るための送信信号を形成する。本実施例において、送信信号は、Bモード映像を得るための第1の送信信号および関心領域に対応するドップラモード映像を得るための第2の送信信号を含む。

【0025】

超音波プローブ 124 は、送信信号形成部 122 から提供される送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。受信信号は、アナログ信号である。本実施例において、超音波プローブ 124 は、送信信号形成部 122 から第1の送信信号が提供されると、第1の送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第1の受信信号を形成する。また、超音波プローブ 124 は、送信信号形成部 122 から第2の送信信号が提供されると、第2の送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して第2の受信信号を形成する。

【0026】

ビームフォーマ 126 は、超音波プローブ 124 から提供される受信信号をアナログデジタル変換してデジタル信号を形成する。また、ビームフォーマ 126 は、変換素子および集束点を考慮して、デジタル信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。本実施例において、ビームフォーマ 126 は、超音波プローブ 124 から第1の受信信号が提供されると、第1の受信信号をアナログデジタル変換して第1のデジタル信号を形成する。ビームフォーマ 126 は、変換素子および集束点を考慮して、第1のデジタル信号を受信集束させて第1の受信集束信号を形成する。また、ビームフォーマ 126 は、超音波プローブ 124 から第2の受信信号が提供されると、第2の受信信号をアナログデジタル変換して第2のデジタル信号を形成する。ビームフォーマ 126 は、変換素子および集束点を考慮して、第2のデジタル信号を受信集束させて第2の受信集束信号を形成する。

【0027】

超音波データ形成部 128 は、ビームフォーマ 126 から提供される受信集束信号を用いて超音波データを形成する。本実施例において、超音波データ形成部 128 は、ビームフォーマ 126 から第1の受信集束信号が提供されると、第1の受信集束信号を用いて第1の超音波データを形成する。第1の超音波データは、RF（radio frequency）データを含む。しかし、第1の超音波データは、必ずしもこれに限定されない。また、超音波データ形成部 128 は、ビームフォーマ 126 から第2の受信集束信号が提供されると、第2の受信集束信号を用いて第2の超音波データを形成する。第2の超音波データは、IQ（in-phase/quadrature）データ（即ち、アンサンブルデータ）を含む。しかし、第2の超音波データは、必ずしもこれに限定されない。

【0028】

再び図1を参照すると、プロセッサ 130 は、ユーザ入力部 110 および超音波データ取得部 120 に連結される。プロセッサ 130 は、超音波データ取得部 120 から提供される超音波データ（第2の超音波データ）を用いてドップラ信号を形成し、ドップラ信号に適応的にクラッタフィルタリングを行ってドップラモード映像を形成する。また、プロセッサ 130 は、超音波データ取得部 120 から提供される超音波データ（第1の超音波データ）を用いてBモード映像を形成する。

【0029】

図3は、本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。図3を参照すると、プロセッサ130は、ドップラ信号形成部131、係数調節部132、フィルタリング部133、雑音除去部134および映像形成部135を備える。

【0030】

ドップラ信号形成部131は、超音波データ取得部120から提供される第2の超音波データに信号処理（例えば、デシメーション、変調など）を行って、ドップラモード映像の複数のピクセルの夫々に対応するドップラ信号を形成する。ドップラ信号は、血流による血流信号と、心臓壁、心臓弁などの動きによるクラッタ信号と、雑音信号とを含む。

【0031】

係数調節部132は、ドップラ信号形成部131から提供されるドップラ信号を分析し、分析結果によってピクセル別のドップラ信号にクラッタフィルタリングを行うためのクラッタフィルタの係数を調節する。

【0032】

ここで、ドップラモード映像を形成するのに必要な信号は血流信号であるため、ドップラ信号からクラッタ信号および雑音信号は、除去しなければならない。ドップラ信号が含む各信号は、クラッタ信号＞血流信号＞雑音信号の順に信号の強度が強い。したがって、クラッタ信号を効果的に除去するためには、クラッタフィルタの係数である停止帯域減衰および停止帯域幅を適宜設定しなければならない。停止帯域減衰および停止帯域幅は、クラッタ信号の特性によって決定される。すなわち、停止帯域幅は、クラッタ信号の帯域幅によって、停止帯域減衰は、クラッタ信号の大きさによって決定される。しかし、クラッタフィルタの設計において、停止帯域減衰と停止帯域幅とは、互いに相反する関係にある。即ち、停止帯域減衰を増加させると、停止帯域幅は減少し、停止帯域減衰を減少させると、停止帯域幅は増加する。

【0033】

図4は、本発明の実施例におけるクラッタフィルタにおいて、停止帯域減衰と停止帯域幅との関係を示すグラフである。図4を参照すると、2つの曲線は、 0.16 prf ($\text{pulse repetition frequency}$) の同一の遮断周波数を有する、互いに異なるクラッタフィルタの周波数応答を示す。実線は、 80 dB の停止帯域減衰および 0.025 prf の停止帯域幅を有するクラッタフィルタの周波数応答を示し、点線は、 50 dB の停止帯域減衰および 0.055 prf の停止帯域幅を有するクラッタフィルタの周波数応答を示す。

【0034】

また、クラッタフィルタの設計において、必須のことは、もう1つのクラッタフィルタ係数である遮断周波数の設定である。遮断周波数が低ければ低い速度の血流信号を十分に保存することができ、遮断周波数が高ければ低い速度の血流信号は減衰する代わりに、さらに大きい停止帯域幅を確保することができ、クラッタフィルタのクラッタ信号除去の性能が向上される。よって、クラッタフィルタリングの過程で適切な遮断周波数設定が必要である。

【0035】

図5は、本発明の実施例におけるクラッタフィルタのフィルタ係数設定のための遮断周波数と停止帯域減衰との関係を示すグラフである。停止帯域減衰は、独立変数を示し、遮断周波数は、停止帯域減衰によって決定される従属変数を示す。係数調節部132は、次のような過程で、各ピクセルにおけるクラッタフィルタの遮断周波数および停止帯域減衰を設定することができる。係数調節部132は、クラッタ信号の除去範囲を考慮して、遮断周波数の上限しきい値および下限しきい値を設定することができる。例えば、係数調節部132は、クラッタ信号を最大限に除去できるように遮断周波数の最大値 $C F_{\text{max}}$ を設定し、クラッタ信号が多く残ってはいるものの、観測しようとする遅い血流がドップラモード映像に示されるように遮断周波数の最小値 $C F_{\text{min}}$ を設定することができる。遮断周波数の最大値 $C F_{\text{max}}$ は、遮断周波数の上限しきい値を示し、遮断周波数の最小値

10

20

30

40

50

CF_{min} は、遮断周波数の下限しきい値を示す。

【0036】

一般に、カラードップラモードにおいて、血流の速度 v は、下の式2のように算出することができる。

【0037】

【数2】

$$v = \frac{c}{2 \cos \theta} \cdot \frac{f_d}{f_0} \quad (\text{式2})$$

10

【0038】

ここで、 θ は超音波ビームと血流進行方向との間の角度、 c は音響速度、 f_d はドップラシフト周波数、 f_0 は送信周波数を表す。遮断周波数が CF_0 であるとき、検出可能な血流の速度は、下の式3のように算出することができる。

【0039】

【数3】

$$v = \frac{c}{2 \cos \theta} \cdot \frac{CF_0}{f_0} \quad (\text{式3})$$

20

【0040】

よって、検出する血流の最小速度 v_{min} が決定されると、本発明における最小遮断周波数 CF_{min} は、下の式4のように算出することができる。

【0041】

【数4】

$$CF_{min} = 2 \cos \theta \cdot f_0 \cdot \frac{v_{min}}{c} \quad (\text{式4})$$

【0042】

30

一方、本発明の実施例において、最大遮断周波数 CF_{max} は、周波数領域においてドップラ信号の分布に基づいてクラッタ信号を最大限除去できるように設定され得る。また、最大遮断周波数 CF_{max} は、ドップラ信号に含まれるクラッタ信号の成分などを考慮して実験的に適宜設定される。

【0043】

また、係数調節部132は、ドップラ信号のパワーによって停止帯域減衰の上限しきい値および下限しきい値を設定する。例えば、係数調節部132は、ピクセル別にドップラ信号のパワー値を算出し、そのパワー値から最大パワー値を停止帯域減衰の最大値 SBA_{max} として設定し、最小パワー値を停止帯域減衰の最小値 SBA_{min} として設定することができる。係数調節部132は、停止帯域減衰の最大値 SBA_{max} を停止帯域減衰の上限しきい値として設定し、停止帯域減衰の最小値 SBA_{min} を停止帯域減衰の下限しきい値として設定する。

40

【0044】

また、係数調節部132は、座標（停止帯域減衰の最小値 SBA_{min} ，遮断周波数の最小値 CF_{min} ）と座標（停止帯域減衰の最大値 SBA_{max} ，遮断周波数の最大値 CF_{max} ）とを設定し、それらの間の経路を設定する。図5に示すように、A経路は、弱い強度の血流を最もよく示することができるが、クラッタ信号の除去性能が低下することがある。一方、C経路は、クラッタ信号の除去性能に優れているが、弱い強度の血流に対する信号は減衰して血流情報の損失が大きいことがある。よって、適切な経路は、遮断周波数と停止帯域減衰が相互比例する経路Bに近い形態になる。B経路については、停止帯域

50

幅が各遮断周波数においてほぼ一定の形態になる。経験的な方法によって、さらに適した経路設定が行われることができる。

【0045】

係数調節部132は、ドップラ信号形成部131から提供されるドップラ信号に含まれているクラッタ信号の強度に応じて、各ピクセルの停止帯域減衰(SBA)を設定し、座標(SBA_{min}, CF_{min})と座標(SBA_{max}, CF_{max})との間に設定された比例経路からピクセル別にその停止帯域減衰(SBA)に対応する各ピクセルの遮断周波数CFを算出する。係数調節部132は、算出された遮断周波数CFに基づいて、クラッタフィルタの遮断周波数を調節する。

【0046】

一方、係数調節部132は、ユーザ入力部110から入力情報(即ち、第2の入力情報)が提供されると、前述したように調節されたクラッタフィルタ係数、即ち、停止帯域減衰および遮断周波数のうち、少なくとも1つを入力情報に基づいて調節することができる。

【0047】

フィルタリング部133は、係数調節部132でピクセル別に設定された停止帯域減衰と遮断周波数とを用いて、ピクセル別にドップラ信号のフィルタリングを行って、クラッタ信号を除去する。

【0048】

雑音除去部134は、クラッタフィルタリングの過程以降、適切なパワーしきい値(power threshold)を設定して雑音信号を除去するため、クラッタフィルタリング過程でクラッタ信号を完全に除去せず、雑音信号の大きさ程度に大きさを減少させると、雑音信号とともにクラッタ信号を除去することができる。

【0049】

映像形成部135は、クラッタ信号および雑音信号が除去されたドップラ信号を用いて、ドップラモード映像を形成する。映像形成部135は、ドップラモード映像の形成のために、スキャンコンバージョンなどの過程を行うことができる。また、映像形成部135は、超音波データ取得部120から提供される超音波データ(第1の超音波データ)を用いてBモード映像を形成する。

【0050】

再び図1を参照すると、ディスプレイ部140は、プロセッサ130で形成されたBモード映像を表示する。また、ディスプレイ部140は、プロセッサ130で形成されたドップラモード映像を表示する。ディスプレイ部140は、CRT(cathode ray tube)ディスプレイ、LCD(liquid crystal display)、OLED(organic light emit diode)ディスプレイなどを含む。

【0051】

以上、本発明における適応型クラッタフィルタリング方法およびそのための超音波システムを説明したが、当該方法は、コンピュータで読出し可能な記録媒体に記録させることができる。この記録媒体は、コンピュータシステムによって読み出されるデータが保存される全ての種類の記録装置を含む。このコンピュータで読み出し可能な記録媒体の例としては、ROM、RAM、CDROM、磁気テープ、フロッピー(登録商標)ディスク、光データ格納装置などの他、キャリアウェーブ(例えば、インターネットを通じた伝送)の形態で具現されるものも含む。また、コンピュータで読み出し可能な記録媒体は、ネットワークで連結されたコンピュータシステムに分散され、読み出しをコードにより行うようにすることも可能である。上述した実施例を具現するための機能的なプログラム、コードおよびコードセグメント方法は、本発明が属する技術分野の各プログラマにとっては容易に推定されることである。

【0052】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した

10

20

30

40

50

特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく、様々な変形および変更が可能である。

【符号の説明】

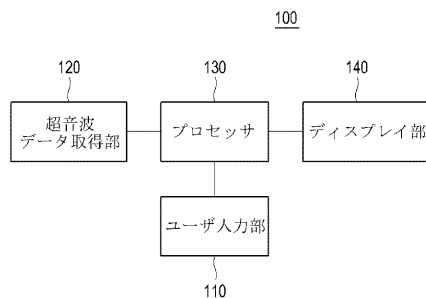
【 0 0 5 3 】

1 0 0 超音波システム
 1 1 0 ユーザ入力部
 1 2 0 超音波データ取得部
 1 2 2 送信信号形成部
 1 2 4 超音波プローブ
 1 2 6 ビームフォーマ
 1 2 8 超音波データ形成部
 1 3 0 プロセッサ
 1 3 1 ドップラ信号形成部
 1 3 2 係数調節部
 1 3 3 フィルタリング部
 1 3 4 雑音除去部
 1 3 5 映像形成部
 1 4 0 ディスプレイ部
 C F 遮断周波数
 S B A 停止帯域減衰

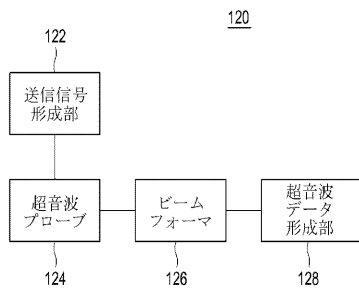
10

20

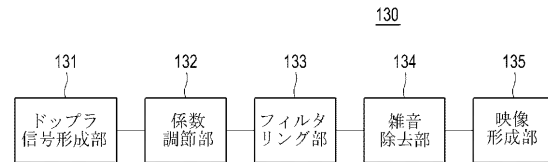
【図 1】



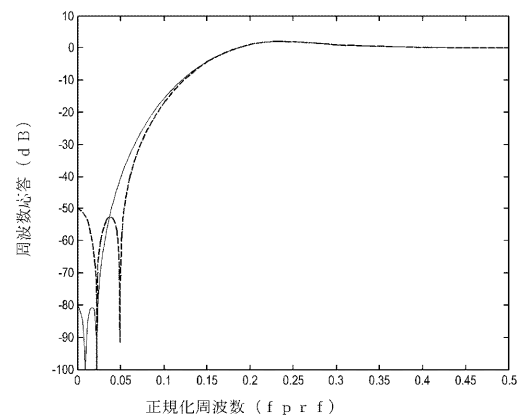
【図 2】



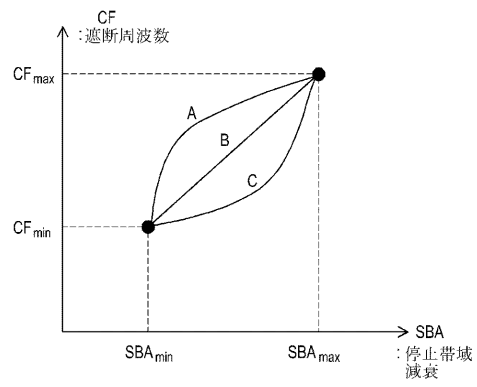
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 クァク, ハン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 , メディソンビル, 3 階, 三星メディソン
株式会社 R & D センター
- (72)発明者 イ, ジェ グン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 , メディソンビル, 3 階, 三星メディソン
株式会社 R & D センター
- (72)発明者 キム, ゾン シク
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 , メディソンビル, 3 階, 三星メディソン
株式会社 R & D センター

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 5 0 8 0 2 (J P , A)
特開平 0 7 - 0 1 6 2 2 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 9 9 3 3 3 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 2 6 2 1 8 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 4 5 9 3 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	自适应杂波滤波方法及其超声系统		
公开(公告)号	JP5848897B2	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	JP2011134964	申请日	2011-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	クァクハン イジェグン キムゾンシク		
发明人	クァク, ハン イ, ジェ グン キム, ゾン シク		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06.ZDM A61B8/14.ZDM A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB36 4C601/JC37 4C601/KK42 4C601/LL38		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	1020100057426 2010-06-17 KR		
其他公开文献	JP2012000467A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种通过形成彩色多普勒图像所需的像素自适应地执行杂波滤波处理的方法及其超声系统。解决方案：超声系统包括：超声数据获取单元，被配置为发送超声信号到目标物体并接收从目标物体反射的超声回波信号，从而获取超声波数据;处理器，被配置为基于超声数据形成与构成多普勒模式图像的多个像素中的每个像素相对应的多普勒信号，以及基于多普勒信号的多普勒信号调整杂波滤波器的滤波器系数。多个像素中的多个像素用于对多普勒信号执行杂波滤波。

(21) 出願番号	特願2011-134964 (P2011-134964)	(73) 特許権者	597096909
(22) 出願日	平成23年6月17日 (2011. 6. 17)		三星メディソン株式会社
(65) 公開番号	特開2012-467 (P2012-467A)		SAMSUNG MEDISON CO.
(43) 公開日	平成24年1月5日 (2012. 1. 5)		, LTD.
審査請求日	平成26年3月18日 (2014. 3. 18)		大韓民国 250-870 江原道 洪川郡 南面翰西路 3366
(31) 優先権主張番号	10-2010-0057426		3366, Hanseo-ro, Nam-myeon, Hongcheon-gun, Gangwon-do 250-870, Republic of Korea
(32) 優先日	平成22年6月17日 (2010. 6. 17)	(74) 代理人	100137095
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		弁理士 江部 武史
		(74) 代理人	100091627
			弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く