

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5087206号
(P5087206)

(45) 発行日 平成24年12月5日(2012.12.5)

(24) 登録日 平成24年9月14日(2012.9.14)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 4 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-264518 (P2004-264518)</p> <p>(22) 出願日 平成16年9月10日 (2004.9.10)</p> <p>(65) 公開番号 特開2005-81154 (P2005-81154A)</p> <p>(43) 公開日 平成17年3月31日 (2005.3.31)</p> <p>審査請求日 平成19年9月5日 (2007.9.5)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10/659, 184</p> <p>(32) 優先日 平成15年9月10日 (2003.9.10)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 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 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000</p> <p>(74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志</p> <p>(74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博</p> <p>(74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 スペックル低減フィルタの実行方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スペックル低減フィルタの実行方法であって、

プロセッサから処理済データ・ストリームを受け取る工程と、

前記処理済データ・ストリームを、第1のスペックル低減パラメータ値の集合を用いてフィルタ処理して、第1の画像データ・ストリームを生成する第1フィルタ工程と、

前記処理済データ・ストリームを、前記第1のスペックル低減パラメータ値とは異なる第2のスペックル低減パラメータ値からなる第2のスペックル低減パラメータ値集合を用いてフィルタ処理して、第2の画像データ・ストリームを生成する第2フィルタ工程と、

前記第1の画像データ・ストリームから生成した第1のスペックル低減画像と、前記第2の画像データ・ストリームから生成した第2のスペックル低減画像とを、共通の画面に並列表示する並列表示工程と、

を具備し、前記第1のスペックル低減パラメータ値の集合が、ユーザからの介入を無しに、走査モードに応じて最適化され、該最適化された第1のスペックル低減パラメータ値の集合を変更して前記第2のスペックル低減パラメータ値の集合が形成される、スペックル低減フィルタの実行方法。

【請求項 2】

レンジを増大する工程であって、前記第1と第2の画像データ・ストリームの少なくとも一方に含まれるデータ値が前記レンジ上に分散されることにより、前記第1と第2のスペックル低減画像の少なくとも一方のコントラストを改善したことを特徴とする請求項 1 に

10

20

記載の方法。

【請求項 3】

前記並列表示工程は、二重表示モードにて同時に共通画面に表示する工程を有し、

ユーザに前記二重表示モード入ることを可能ならしめる工程であって、走査スキャンの間、或いは、前もって記録したシネループの再生画像がスクリーンに表示されている間に、あるいは、定期的に更新されない静止画がそのスクリーンに表示される、ことを特徴とする請求項 1 または 2 の方法。

【請求項 4】

前記並列表示工程は、前記共通のスクリーン上に、フィルタ処理していない原画像を、前記第 1 と第 2 のスペckル低減画像と共に共通表示する工程をさらに備え、前記フィルタ処理無しの原画像は、前記処理済データ・ストリームから生成されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、イメージング・システムでのフィルタ処理に関し、具体的には、スペckル低減フィルタを具現化するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像は、人体の器官及び軟組織を撮像する手法である。超音波撮像は、実時間型で、非侵襲的であり、放射線を用いず、軽便で、低経費の手法を用いる。しかしながら、超音波撮像の短所はスペckル雑音である。スペckル雑音は、器官のような対象から反射した散乱エコー信号の干渉の結果であり、画像では粒状のグレイ・スケール・パターンとして現われる。スペckル雑音によって画質が低下し、また診断検査時に画像の微細部を判別するときの困難さが増す。

20

【特許文献 1】米国特許第 5,961,461 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

スペckル雑音を低減するためにはスペckル低減フィルタを用いる。スペckル低減フィルタは通常、モーション・アーティファクトを生ぜず、音響陰影及び強調を保存する。しかしながら、スペckル低減フィルタは空間分解能の損失を招くと共に、超音波イメージング・システムの処理能力を低下させる場合がある。

30

【課題を解決するための手段】

【0004】

一観点では、スペckル低減フィルタを具現化する方法を記載する。この方法は、プロセッサから処理済データ・ストリームを受け取る工程と、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割する工程と、フィルタ処理されたデータ小集合を生成するために、スペckル低減フィルタを用いることによりデータ小集合を同時にフィルタ処理する工程と、フィルタ処理されたデータ小集合に基づいて画像データ・ストリームを生成する工程とを含んでいる。

40

【0005】

他の観点では、スペckル低減フィルタを具現化する方法を記載する。この方法は、ビームフォーマからビームを受け取る工程と、フィルタ処理された画像データ・ストリームを得るようにビームを周波数合成する工程と、プロセッサから処理済データ・ストリームを受け取る工程と、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割する工程と、フィルタ処理されたデータ小集合を生成するために、スペckル低減フィルタを用いることによりデータ小集合を同時にフィルタ処理する工程と、フィルタ処理されたデータ小集合に基づいて第二の画像データ・ストリームを生成する工程と、フィルタ処理された画像データ

50

・ストリームから形成されるフィルタ処理された画像と、第二の画像データ・ストリームから形成される第二の画像とを共通の画面に同時に並列表示する工程とを含んでいる。

【 0 0 0 6 】

さらに他の観点では、プログラムで符号化されているコンピュータ読み取り可能な媒体を記載する。このプログラムは、プロセッサから処理済データ・ストリームを受け取り、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割し、フィルタ処理されたデータ小集合を生成するために、スペckル低減フィルタを用いることによりデータ小集合を同時にフィルタ処理して、フィルタ処理されたデータ小集合に基づいて画像データ・ストリームを生成するように構成されている。

【 0 0 0 7 】

さらに他の観点では、コンピュータを記載する。コンピュータは、プロセッサから処理済データ・ストリームを受け取り、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割し、フィルタ処理されたデータ小集合を生成するために、スペckル低減フィルタを用いることによりデータ小集合を同時にフィルタ処理して、フィルタ処理されたデータ小集合に基づいて画像データ・ストリームを生成するようにプログラムされている。

【 0 0 0 8 】

他の観点では、超音波イメージング・システムを記載する。超音波イメージング・システムは、トランスデューサ・アレイと、ビームフォーマと、ビームフォーマからの受波ビームを処理するプロセッサと、これらトランスデューサ・アレイ、ビームフォーマ及びプロセッサに結合されて動作するスキャン・コンバータ及び表示制御器とを含んでいる。スキャン・コンバータ及び表示制御器はプロセッサから処理済データ・ストリームを受け取り、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割し、フィルタ処理されたデータ小集合を生成するために、スペckル低減フィルタを用いることによりデータ小集合を同時にフィルタ処理して、フィルタ処理されたデータ小集合に基づいて画像データ・ストリームを生成するように構成されている。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

図 1 は、スペckル低減フィルタを具現化するシステム及び方法を具現化した超音波イメージング・システム 10 の実施形態である。システムは、ビームフォーマ 12 と、Bモード・プロセッサ 14 と、スキャン・コンバータ及び表示制御器 (SCDC) 16 と、カーネル 20 とを含んでいる。Bモード・プロセッサは検波器 21 を含んでいる。カーネル 20 は、操作者インタフェイス 22 と、主制御器 24 と、スキャン・コントロール・シーケンサ 26 とを含んでいる。主制御器 24 はシステム・レベルの制御作用を果たす。主制御器 24 は、操作者から操作者インタフェイス 22 を介して入力を受け取ると共に、システム状態変更を受け取って、ビームフォーマ 12、Bモード・プロセッサ 14、SCDC 16 及びスキャン・コントロール・シーケンサ 26 に適当な変更を加える。システム制御バス 28 が、主制御器 24 からビームフォーマ 12、Bモード・プロセッサ 14、SCDC 16 及びスキャン・コントロール・シーケンサ 26 へのインタフェイスを形成している。スキャン・コントロール・シーケンサ 26 は、音響ベクトル速度での入力である実時間制御入力をビームフォーマ 12、システム・タイミング発生器 30、Bモード・プロセッサ 14 及び SCDC 16 へ供給する。スキャン・コントロール・シーケンサ 26 は、音響フレーム取得のためのベクトル系列及び同期オブションで主制御器 24 によってプログラムされる。スキャン・コントロール・シーケンサ 26 は、操作者によって定義されるベクトル・パラメータを、走査制御バス 32 を介してビームフォーマ 12、Bモード・プロセッサ 14 及び SCDC 16 へ伝達する。

【 0 0 1 0 】

主データ経路は、トランスデューサ・アレイ 34 からビームフォーマ 12 へのアナログ無線周波数 (RF) エコー信号入力で開始する。ビームフォーマ 12 は、アナログ・エコー信号をデジタル・サンプルのストリームへ変換し、受波ビームを出力する。尚、受波ビームは複素 I/Q データとして示されているが、一般的には RF データ又は中間周波数

10

20

30

40

50

データであってもよい。I/QデータはBモード・プロセッサ14へ入力される。Bモード・プロセッサ14はI/Qデータを対数増幅し、I/Qデータの包絡線を検波する。Bモード・プロセッサ14はI/Qデータを処理済ベクトル画像データとしてSCDC16へ出力する。SCDC16は処理済ベクトル画像データを受け取って、表示装置36の画面に画像を表示するように表示装置36に指示する。表示される画像の一例には、二次元(2D)画像があり、2D画像のピクセルの輝度に基づいて対象の様々な部分を判別する。表示装置36の実例としては、グレイ・スケール・モニタ及びカラー・モニタがある。

【0011】

代替的な実施形態では、超音波イメージング・システム10は、基本周波数モード、高調波(ハーモニック)モード、カラー・フロー・モード、PDIモード、コントラスト・モード又はBフロー・モードのような様々な走査モードで走査を行なう。基本周波数モードでは基本周波数にあるエコー信号から画像を形成し、高調波モードでは高調波周波数にあるエコー信号から画像を形成する。カラー・フロー・モードでは、ドプラ・プロセッサ(図示されていない)をBモード・プロセッサ14と並行して又はBモード・プロセッサ14と置き換えて用いる。I/Qデータをドプラ・プロセッサへ供給して、カラー・フロー・モード用のドプラ周波数シフト情報を抽出する。ドプラ・プロセッサは速度、分散及びパワーのようなドプラ・パラメータを推定して、対象の体内の血流運動を推定する。ドプラ・パラメータは、自己相関又は相互相関のような処理を用いて推定される。PDIモードでは、パワーを用いて対象の体内の血流運動を推定する。コントラスト・モードでは、通例では気泡を含んでいる造影剤を用いて、腫瘍と正常な肝臓との間等のように異なる解剖学的構造からの信号の間でのコントラストを改善する。Bフロー・モードは対象の体内の血流を表現する。血流は、スペックル入りパターンの変化として現われる。

【0012】

図2は、超音波イメージング・システム10のトランスデューサ・アレイ34及びビームフォーマ12の実施形態を示している。トランスデューサ・アレイ20は別個に駆動される複数のトランスデューサ素子40を含んでおり、ビームフォーマ12によって発生されるパルス型波形によってエネルギーを与えられると、素子の各々が超音波エネルギーのバーストを発生する。被検体から反射してトランスデューサ・アレイ34に帰投した超音波エネルギーは、各々の受波用トランスデューサ素子40によって電気信号へ変換されて、一組の送受波(T/R)スイッチ42を介してビームフォーマ12に別個に印加される。T/Rスイッチ42は典型的には、ビームフォーマ12によって発生される高電圧からビームフォーマ12を保護して対象から反射した超音波エネルギーを得るダイオードである。

【0013】

トランスデューサ素子40は、発生された超音波エネルギーがビームを成して方向制御されるすなわちステアリングされるように駆動される。このことを行なうために、それぞれの送波集束時間遅延44を多数のパルサ46に適用する。各々のパルサ46がT/Rスイッチ42を介してそれぞれのトランスデューサ素子40に接続されている。一例として、送波集束時間遅延44はルックアップ・テーブルから読み出される。送波集束時間遅延44を適当に調節することにより、ステアリングされるビームをy軸から角度で離隔するように方向制御したり、固定されたレンジ(距離)Rにある点Pに集束させたりすることができる。放射点54から延びる音線52に沿って角度の方向に扇形の二次元(2D)領域50を走査することにより、図3に示すセクタ走査が行なわれる。代替的には、x軸方向に矩形の2D領域60を走査することにより、図4に示すリニア走査が行なわれる。矩形領域60は、放射点54からy軸方向に発する音線52を平行移動させることによりx軸方向に走査される。さらに他の代替的な実施形態では、角度の方向に扇面状の領域70を走査することにより、コンベックス走査又は曲線型走査が行なわれる。扇面状の領域70は、リニア走査と同様の音線走査を行ないながら音線52の放射点54を円弧状の軌跡72に沿って移動させることにより角度の方向に走査される。

【0014】

図2に戻ると、ステアリングされたビームに沿って連続した距離に位置する対象から反

10

20

30

40

50

射する超音波エネルギーの各々のバーストによってエコー信号が発生される。エコー信号は、各々のトランスデューサ素子40によって別個に検知され、特定の時点でのエコー信号の大きさのサンプルが、特定の距離で生じた反射量を表わす。しかしながら、反射点Pと各々のトランスデューサ素子40との間の伝播経路には差があるため、エコー信号は同時には検波されず、各信号の振幅も等しくならない。ビームフォーマ12は点Pから反射した各々のエコー信号に適切な時間遅延を与えて加算することにより、点Pから反射した全超音波エネルギーを正確に示す単一のエコー信号を形成する。ビームフォーマ12は、多数の受波チャンネル82にそれぞれの受波集束時間遅延80を与えて加算することにより各々のエコー信号に適切な時間遅延を与える。各々の受波チャンネル82がT/Rスイッチ42を介してそれぞれのトランスデューサ素子40に接続される。一例として、受波集束時間遅延80はルックアップ・テーブルから読み出される。時間遅延を付与されたエコー信号は受波加算器84において加算される。ビームフォーマ12の受波部の詳細な説明は米国特許第5,961,461号に記載されている(特許文献1)。

10

【0015】

Bモード・プロセッサ14に内蔵されている検波器21は、ビームフォーマ12からビームを受け取る。ビームのI値及びQ値は、距離R及び角度θに位置する点Pから反射したエコー信号の大きさの同相成分及び直角成分を表わしている。検波器21は大きさ $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を計算する。代替的な実施形態では、検波器21を多数のフィルタ及び検波器で置き換えて、これらのフィルタ及び検波器によって受波されたビームを多数の通過帯域に分離し、個々に検波し、周波数合成によってスペckルを低減するように再結合する。

20

【0016】

SCDC16は、Bモード・プロセッサ14から処理済ベクトル画像データを受け取って、処理済ベクトル画像データを表示用画像へ変換する。具体的には、図6に示すスキャン・コンバータ110が、処理済ベクトル画像データを極座標フォーマットからデカルト座標フォーマットへ変換して、処理済ベクトル画像データの時間変化する振幅を画像化した表示装置36上の画像として処理済ベクトル画像データを表示する。代替的には、処理済ベクトル画像データがデカルト座標フォーマットである場合には、SCDC16は処理済ベクトル画像データをスケールリングして表示する。

【0017】

図6は超音波イメージング・システム10のSCDC16の実施形態を示す。SCDC16は、中央処理ユニット(CPU)112及び114と、メモリ116と、スキャン・コンバータ110とを含んでいる。CPU112及び114、メモリ116並びにスキャン・コンバータ110はバス118を介して互いに結合されている。本書で用いられるCPUという用語は、当技術分野でコンピュータと呼ばれる集積回路のみに限定されておらず、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラム可能な論理コントローラ、特定応用向け集積回路及び他のプログラム可能な回路を広く指しており、これらの用語は本書では互換的に用いられている。各々のCPU112及び114の一例として、Intel(商標)Pentium(商標)4プロセッサのようなCPUがある。メモリ116の例としては、ハードディスク、CD-ROM又はフレキシブル・ディスクのようなコンピュータ読み取り可能な媒体が挙げられる。代替的な実施形態では、SCDC16は、1個のCPUを含んでいるか、又は2個よりも多いCPUを含んでいる。メモリ116はCPU112及び114によって実行されるプログラムを記憶している。メモリ116はまた、プログラムを実行する際にCPU112及び114によって用いられる各種データを記憶している。

30

40

【0018】

超音波イメージング・システム10を用いて形成される画像のスペckル雑音を低減するために、検波器21とSCDC16との間に低域通過フィルタのようなスペckル低減フィルタ(図示されていない)を具現化する。低域通過フィルタの一例は有限インパルス応答(FIR)型フィルタである。代替的な実施形態では、スペckル低減フィルタは、

50

CPU112及び114のいずれか一方によって実行され、単一の画像フレーム上で用いられてスペckル雑音要素を識別すると共に低減する数学的なアルゴリズムである。さらに他の実施形態では、スペckル低減フィルタはメジアン・フィルタ、Wienerフィルタ、異方性拡散フィルタ又はウェーブレット変換フィルタであり、これらのフィルタはCPU112及び114の一方によって実行される数学的なアルゴリズムである。さらに他の代替的な実施形態では、スペckル低減フィルタは、構造及び特徴の強調を行なう高域通過フィルタである。高域通過フィルタの一例は無限インパルス応答(IIR)型フィルタである。メジアン・フィルタでは、超音波イメージング・システム10を用いて形成される画像のピクセル値を、隣り合ったピクセルのメジアン値で置き換える。Wienerフィルタは、最小平均自乗(LMS)アルゴリズムを用いて具現化することができる。異方性拡散フィルタは、熱拡散方程式及び有限要素法を用いる。ウェーブレット変換フィルタはエコー信号をウェーブレット領域に分解し、得られたウェーブレット係数にソフトな閾値処理(soft thresholding)を施す。ソフトな閾値処理では、絶対値が何らかの閾値を下回っているウェーブレットをゼロで置き換え、閾値を上回っているものをゼロに向けて収縮させることにより修正する。ソフトな閾値処理の改変型として、相対的に細かいスケール・レベルの範囲内で非線形のソフトな閾値処理を適用してスペckル雑音を抑制するものがある。

10

【0019】

スペckル雑音は超音波撮像の固有の特性であり、超音波撮像にスペckル雑音が存在していると画像コントラスト及び分解能が低下する。このため、超音波撮像でのスペckル雑音のレベルを低下させる方法を見出すことが望ましい。合成(compounding)は、スペckル低減フィルタ処理と併用することのできるスペckル雑音低減手法である。合成には空間合成と周波数合成とがある。周波数合成及び空間合成については後にあらためて述べるが、これらの合成はスペckル雑音を低減する方法として探究されてきた。しかしながら、周波数合成及び空間合成は、フレーム・レートの低下、モーション・アーティファクト、又は分解能の低下という制限を有する。画像処理フィルタは合成の代替的方法である。画像処理フィルタは、フロント・エンド取得ではなく画像データに作用し、フレーム・レートの損失又は音響陰影の損失のような合成に関連する問題点を有しないのが通例である。

20

【0020】

図7及び図8は、スペckル低減フィルタを具現化する方法の実施形態の流れ図を示す。この方法はメモリ116に記憶されており、CPU112及び114の一方又は両方によって実行される。この方法は、ステップ120において、処理済データ・ストリームを受け取る工程を含んでいる。処理済データ・ストリームの一例は、Bモード・プロセッサ14からの処理済ベクトル画像データである。代替的には、データ・ストリームは、Bモード・プロセッサではなくドブラ・プロセッサから受け取られる。さらに他の代替的な実施形態では、データ・ストリームはドブラ・プロセッサ及びBモード・プロセッサ14の両方から受け取られる。ビームの周波数合成又は空間合成は、Bモード・プロセッサ14から処理済データ・ストリームを得る前にBモード・プロセッサ14において実行される。空間合成は、所定数の多数の視線方向又は視角から得られる点Pの所定数のエコー信号を結合する撮像手法である。方向を多数にすることにより、スペckル非相関(decorrelation)を達成する助けになる。周波数合成については、スペckル非相関は、点Pを異なる周波数範囲で撮像することにより達成される。周波数合成はBモード・プロセッサ14又はドブラ・プロセッサで行なわれる。同様に、空間合成もBモード・プロセッサ14又はドブラ・プロセッサで行なわれる。空間合成をスペckル低減フィルタを具現化する本発明の方法と組み合わせることにより、角度の数を例えば9から3に減少させて、スペckル雑音低減のレベルを保ちながらモーション・アーティファクトを低減することができる。但し、代替的には、空間合成又は周波数合成を行なわなくてもよい。

30

40

【0021】

本方法は、ステップ122において、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割

50

する工程を含んでいる。一例として、一つのデータ小集合が画像フレームの一部に対応するようにして、画像フレームに対応するデータをデータ小集合に分割する。本方法は、ステップ124において、滑らかさ及び細部のようなパラメータの第一の集合と共にスペックル低減フィルタを用いて、データ小集合の各々を同時にフィルタ処理する工程を含んでいる。例えば、第一のデータ小集合をCPU112によって実行されるスペックル低減フィルタによって処理し、第二のデータ小集合をCPU114によって実行されるスペックル低減フィルタによって第一のデータ小集合と同時に処理する。もう一つの例としては、第一のデータ小集合及び第二のデータ小集合を、CPU112によって実行されるスペックル低減フィルタによって、SIMD能力を用いることにより同時に処理する。ボタン又はメニューのような一組の制御部を利用者がスペックル低減フィルタのパラメータの第一の集合を調節するために設ける。パラメータの第一の集合は、超音波イメージング・システム10によって走査を行なっているとき、記録した走査の再生を表示装置36の画面に表示しているとき、又は静止画像を表示装置36の画面に表示しているとき等に利用者が調節することができる。

10

【0022】

さらに、本方法は、ステップ126において、利用者の介入なしに自動的に、応用及び超音波イメージング・システム10の走査モードに基づいて第一の集合のパラメータを最適化する工程を含んでいる。例えば、この方法は、応用及び走査モードに基づいてスペックル低減フィルタのパラメータの様々な集合を与えるマッピング・テーブルを参照してよい。この例において、肝臓の画像は、血管画像よりも多いスペックル雑音で満たされる。従って、この例では、マッピング・テーブルによって血管画像に与えられる滑らかさの量よりも大きい滑らかさを与えるパラメータをマッピングする。応用の例としては、超音波イメージング・システム10が肝臓の画像を得るのに用いられるのか、又は血管画像を得るのに用いられるのかが含まれる。走査モードの例としては、前述したセクタ走査、リニア走査及びコンベックス走査を実行する各モードが含まれる。代替的な実施形態では、この方法は、ステップ126を実行しなくてもよい。本方法は、ステップ128において、フィルタ処理されたデータ小集合を結合してフィルタ処理された画像データ・ストリームを形成する工程を含んでいる。一例として、データ小集合を結合して画像フレームの画像データ・ストリームを形成することができる。データ小集合を結合してフィルタ処理された画像データ・ストリームを結合するときに任意の2個のデータ小集合における共通データを除去する。かかる共通データは、画像の共通の境界域として表示される。共通データの少なくとも一部を除去すると、2個のデータ小集合に対応する1枚の画像内のあらゆる目に見える境界線が消去されて、境界域が滑らかになる。本方法は、ステップ130において、スキャン・コンバータ110を用いて、フィルタ処理された画像データ・ストリームとBモード・プロセッサ14から出力された処理済データ・ストリームとを含むデータ集合を走査変換(スキャン・コンバート)する工程をさらに含んでいる。代替的には、この方法は、フィルタ処理された画像データ・ストリームと、ドブラ・プロセッサから出力されたデータ・ストリームとを含むデータ集合を走査変換する工程を含んでいる。さらに他の代替的な実施形態では、この方法は、フィルタ処理された画像データ・ストリームと、ドブラ・プロセッサから出力されたデータ・ストリームと、Bモード・プロセッサ14からの処理済データ・ストリームとを含むデータ集合を走査変換する工程を含んでいる。

20

30

40

【0023】

代替的な実施形態では、ステップ130は、ステップ122、124、126及び128を実行する前で、且つステップ120を実行した後に実行されてもよい。この代替的な実施形態では、処理済データ・ストリームをデータ小集合に分割する前に、処理済データ・ストリームを走査変換する。フィルタ処理された画像データ・ストリームから再構成される画像と、処理されて走査変換されたデータ・ストリームから再構成される画像とを表示装置36の画面に同時に並列表示する。

【0024】

本方法は、ステップ138において、フィルタ処理された画像と元のフィルタ処理され

50

ていない画像とを表示装置の画面に同時に並列表示して、フィルタ処理された画像及び元のフィルタ処理されていない画像を二重表示モードでの実時間観察に供する工程を含んでいる。元のフィルタ処理されていない画像はスペックル低減フィルタ処理段階を迂回している。フィルタ処理された画像及び元のフィルタ処理されていない画像は、表示装置36の一つの共通画面に、処理されて走査変換されたデータ・ストリームから再構成された元のフィルタ処理されていない画像を、フィルタ処理されて走査変換されたデータ・ストリームから再構成されたフィルタ処理された画像に揃えることにより同時に並列表示される。一例として、元のフィルタ処理されていない画像を表示装置36の画面区域の半分に表示し、フィルタ処理された画像を画面区域の残り半分に表示する。もう一つの例として、元のフィルタ処理されていない画像を表示装置36の画面区域の三分の一に表示し、フィルタ処理された画像を画面の残り三分の二の区域に表示する。さらに他の例として、元のフィルタ処理されていない画像を4cm×4cmの組織域のフィルタ処理されていない画像として、同じ組織域の画像であってよいフィルタ処理された画像と同時に並列表示する。組織域のフィルタ処理された画像は、表示装置36の画面区域の半分を占め、元のフィルタ処理されていない画像は残り半分の半分を占める。フィルタ処理された画像によって、医師又は超音波検査技師が低コントラストを有する対象及び組織構造を識別するのを助ける。元のフィルタ処理されていない画像は、スペックル低減フィルタによって生ずるアーティファクトを識別するのを助けると共に、スペックル低減フィルタによって失われた画像の細部を与える。

【0025】

さらに他の代替的な実施形態では、フィルタ処理された画像を表示装置36の画面の一方の側に表示する。画面の残りの側に、スペックル低減フィルタのパラメータの第一の集合の代わりに後述するパラメータの第二の集合を適用した画像を表示する。もう一つの代替的な実施形態では、元のフィルタ処理されていない画像を画面の一方の側に表示し、この一例を図9の左側に示す。図9の右側のような残りの側に、スペックル低減フィルタを具現化する本発明の方法及び空間合成を適用した画像を表示する。もう一つの代替的な実施形態では、フィルタ処理された画像を画面の一方の側に表示する。残りの側には、空間合成は適用されているがスペックル低減フィルタは適用されていない画像を表示する。さらに他の代替的な実施形態では、フィルタ処理された画像を画面の一方の側に表示する。残りの側には、スペックル低減フィルタを具現化する本発明の方法及び空間合成を適用した画像を表示する。さらに他の代替的な実施形態では、空間合成は適用されているがスペックル低減フィルタは適用されていない画像を画面の一方の側に表示する。残りの側には、スペックル低減フィルタを具現化する本発明の方法及び空間合成を適用した画像を表示する。

【0026】

もう一つの代替的な実施形態では、表示装置36の画面を第一、第二、第三及び第四の区域に分割して四重表示モードで画像を表示する。第一の区域は元のフィルタ処理されていない画像を表示する。第二の区域は空間合成は適用されているがスペックル低減フィルタは適用されていない画像を表示する。第三の区域はフィルタ処理された画像を表示する。第四の区域はスペックル低減フィルタを具現化する本発明の方法及び空間合成を適用した画像を表示する。尚、この代替的な実施形態において、空間合成の代わりに又は空間合成に加えて周波数合成を適用してもよい。さらに、この代替的な実施形態において、一例として、各々の画像を画面区域の四分の一ずつに表示する。もう一つの例としては、画面区域の1/12に1枚の画像を表示し、画面区域の1/3に1枚の画像を表示し、画面区域の1/8に1枚の画像を表示し、画面区域の1/8に1枚の画像を表示する。

【0027】

さらに他の代替的な実施形態では、四つの区域の各々が、残りの区域に表示されている任意の他画像と異なるスペックル低減フィルタのパラメータを適用した画像を表示する。さらに、この代替的な実施形態では、スペックル低減フィルタを具現化する方法を実行するとき異なるパラメータを適用する。さらに他の代替的な実施形態では、第一の区域は

10

20

30

40

50

元のフィルタ処理されていない画像を表示する。この代替的な実施形態では、残り三つの区域の各々が、三つの区域のうち残りの区域に表示されている任意の他画像と異なるスペckル低減フィルタのパラメータを適用した画像を表示する。さらに、この代替的な実施形態では、スペckル低減フィルタを具現化する方法を実行するとき異なるパラメータを適用する。

【 0 0 2 8 】

本方法は、ステップ 1 4 0 において、フィルタ処理された画像データ・ストリームに含まれるデータの値が分布している範囲を拡大してフィルタ処理された画像のコントラストを改善する工程をさらに含んでいる。スペckル低減フィルタは通常は、画像のグレイ・スケール分布を変化させるので、フィルタ処理された画像のピクセル値は、スペckル低減フィルタによってフィルタ処理されていない画像のピクセル値の分布よりも狭い分布を有している。このグレイ・スケールのより狭い分布を変化させて画像コントラストを高めることができる。一例として、スペckル低減フィルタによるフィルタ処理を経ていない画像フレームのピクセル値が 0 ~ 2 5 5 にわたる場合に、スペckル低減フィルタを適用した後の画像フレームのピクセル値は 2 0 ~ 2 3 0 となる。この例では、2 0 ~ 2 3 0 にわたるピクセル値をマッピング関数のような一次関数を用いることにより 2 5 5 種のピクセル値まで拡大することができる。かかる増大によって、スペckル低減フィルタを適用した画像フレームのコントラストを改善する。

10

【 0 0 2 9 】

この方法は、スペckル低減フィルタの第一の集合のパラメータの値を変更してパラメータの第二の集合を形成する工程を含んでいる。例えば、画像に与えられる滑らかさのレベルを 1 0 0 のスケールで 1 0 から 2 0 へ変更することができる。さらに他の例として、画像に与えられる滑らかさのレベルを 1 0 0 のスケールで 3 0 から 2 0 へ変更することができる。もう一つの例として、さらに細かい細部が画像で見えるようにするために、画像に見える細部のレベルを 1 0 0 のスケールで 1 5 から 2 0 へ変更することができる。利用者が超音波イメージング・システム 1 0 の応用に望ましい効果を得るために第一の集合から第二の集合へパラメータを変更するように、ボタンを表示装置 3 6 の画面に設ける。一例として、図 1 0 に示すボタン「 0 ~ 6 」を設ける。この例では、各々のボタンが、スペckル低減フィルタによって与えられる細部及び滑らかさの組み合わせの一つのレベルに対応している。利用者は、ボタン「 0 ~ 6 」のいずれかを選択して細部及び滑らかさの組み合わせの一つのレベルを選択することができる。パラメータの第一の集合を変更した後に、ステップ 1 2 0 、 1 2 2 、 1 2 4 、 1 2 6 、 1 2 8 、 1 3 0 及び 1 3 8 を再計算して、新たなパラメータの集合であらためて適用することができる。

20

30

【 0 0 3 0 】

この方法はまた、超音波イメージング・システム 1 0 によって走査を行っているとき、予め記録されているシネ・ループの再生を表示装置 3 6 の画面に表示しているとき、又は静止画像を表示装置 3 6 の画面に表示しているときに、利用者が 2 枚の画像を同時に並列して表示する二重表示モードに入ることを可能にすることを含んでいる。代替的には、この方法は、利用者が二重表示モードを出て、超音波イメージング・システム 1 0 による走査を実行する、予め記録されているシネ・ループを表示装置 3 6 の画面で再生する、又は静止画像を表示装置 3 6 の画面で表示することを可能にすることを含んでいる。

40

【 0 0 3 1 】

スペckル低減フィルタを具現化するシステム及び方法を計算機支援式診断 (C A D) アルゴリズムと共に用いてもよいことを特記しておく。一例として、C A D アルゴリズムを用いて肝臓及び腎臓のような異なる器官を判別する。もう一つの事例としては、C A D アルゴリズムを用いて肝ガンを肝臓の正常な組織から判別する。C A D アルゴリズムは、実時間撮像として具現化することもできるし、後刻に行なわれる撮像として具現化することもできる。さらに、本発明のシステム及び方法は、ビームフォーマが 3 D ビームフォーマであり、画像再構成器が S C D C 1 6 に含まれているような超音波イメージング・システム 1 0 でも具現化され得ることを特記しておく。画像再構成器は、S C D C 1 6 のバス

50

118に結合することができる。3Dレンダリングの品質及び精度は、ボリューム・レンダリング及びサーフェス・レンダリングのいずれにおいても、3D再構成の前にスペックル雑音低減を経た超音波イメージング・システム10の各々の個々の2Dフレームにおいて改善される。本発明の方法及びシステムを超音波イメージング・システム10と共に用いて、スペックル雑音の欠点を打ち消すことによりさらに良好な3D画像再構成を与えることができる。また、スペックル低減フィルタを具現化するシステム及び方法を、例えば陽電子放出断層写真法(PET)、シングル・フォトン・エミッション計算機式断層写真法(SPECT)、計算機式断層写真法(CT)及び磁気共鳴撮像(MRI)システム等のような他の撮像モダリティで具現化し得ることを特記しておく。

【0032】

さらに、本書に記載した方法をフレーム平均と共に用いてもよいことを特記しておく。一実施形態では、フレーム平均のレベルは、図11の「フレーム平均」という機能名の下に示されている「>」ボタン又は「<」を選択することにより変更することができる。フレーム平均は、スペックル低減フィルタを用いる前又は用いた後に適用することができる。フレーム平均では、多数の画像フレームを平均して一つの画像フレームを形成する。さらに、本発明のシステム及び方法をビームフォーマ12から出力されるビームに適用し得ることを特記しておく。また、図7及び図8は連続した順序で各工程を示しているが、代替的な実施形態では、順序を変更してもよいことを特記しておく。例えば、ステップ140をステップ138の前で且つステップ130の後に実行することができる。

【0033】

加えて、本書に記載する方法は医療環境において記載されているが、例えば、限定しないが、空港、他の運輸施設、官庁ビル及びオフィス・ビル等での手荷物走査システムのような産業環境又は運輸環境で典型的に用いられるシステム等のような非医用撮像システムにおいても本方法の利点が得られると考えられる。また、これらの利点は、人体ではなく実験動物を研究する寸法規模のマイクロPET及びCTシステムでも得られる。

【0034】

このシステム及び方法の技術的な効果としては、処理速度の向上が挙げられ、このことは実時間の具現化形態に適している。さらに、技術的な効果として、フィルタ処理された画像及び元のフィルタ処理されていない画像の二重表示を実時間で行なって超音波検査技師に有用な診断情報を提供することが挙げられる。超音波検査技師は、フィルタ処理された画像の画像コントラストの改善及び特徴の強調のため、諸特徴を迅速に見出すことができる。超音波検査技師は、元のフィルタ処理されていない画像とフィルタ処理された画像とを比較して、アーティファクトが存在しているのか、又はスペックル低減フィルタの適用による細部の損失が存在しているのかを判定することができる。本発明のシステム及び方法のさらに他の技術的な効果としては、ライブ走査、シネ・ループの再生又はフリーズ画像の表示時に利用者が第一の集合のパラメータを直ちに変更することを可能にする制御を利用者に提供することが挙げられる。利用者は、利用者の必要に応じて第一の集合のパラメータを調節することができる。

【0035】

様々な特定の実施形態によって本発明を説明したが、当業者であれば特許請求の範囲の要旨及び範囲内にある改変を施して本発明を実施し得ることが理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】スペックル低減フィルタを具現化するシステム及び方法を具現化した超音波イメージング・システムの実施形態を示す図である。

【図2】超音波イメージング・システムのトランスデューサ・アレイ及びビームフォーマの実施形態を示す図である。

【図3】超音波イメージング・システムを用いて実行されるセクタ走査の概念図である。

【図4】超音波イメージング・システムを用いて実行されるリニア走査の概念図である。

【図5】超音波イメージング・システムを用いて実行されるコンベックス走査の概念図で

10

20

30

40

50

ある。

【図6】超音波イメージング・システムのスキャン・コンバータ及び表示制御器の実施形態を示す図である。

【図7】スペックル低減フィルタを具現化する方法の実施形態の流れ図である。

【図8】スペックル低減フィルタを具現化する方法の実施形態の流れ図である。

【図9】本発明の方法及び空間合成が適用されていない画像と、本発明の方法を空間合成と共に適用したもう一つの画像とを表示するグラフィック・ユーザ・インタフェースの実施形態を示す図である。

【図10】超音波イメージング・システムにおいて具現化されるスペックル低減フィルタによって提供される細部及び滑らかさの組み合わせの様々なレベルを利用者が選択できるようにするグラフィック・ユーザ・インタフェースの実施形態を示す図である。

10

【図11】図10のグラフィック・ユーザ・インタフェースのもう一つの実施形態を示す図である。

【符号の説明】

【0037】

- 10 超音波イメージング・システム
- 20 カーネル
- 34 トランスデューサ・アレイ
- 36 表示装置
- 40 トランスデューサ素子
- 50 扇形の二次元領域
- 52 音線
- 54 放射点
- 60 矩形の二次元領域
- 70 扇面状の領域
- 72 円弧状の軌跡
- 118 バス

20

【 9 】

09.05.03 2:15:17 PM

GE Medical Systems
08/19/03 3:27:38 PM LAW

M1 0.5 TIs 0.0

7L
Carotid

0:0 (0.2:0.3 s)

OB:2/3

Worksheet

Rt Lt

BPO(Hadlock)

HC(Hadlock)

AC(Hadlock)

FL(Hadlock)

AFI(Moore)

GE

LT ICA

1

2

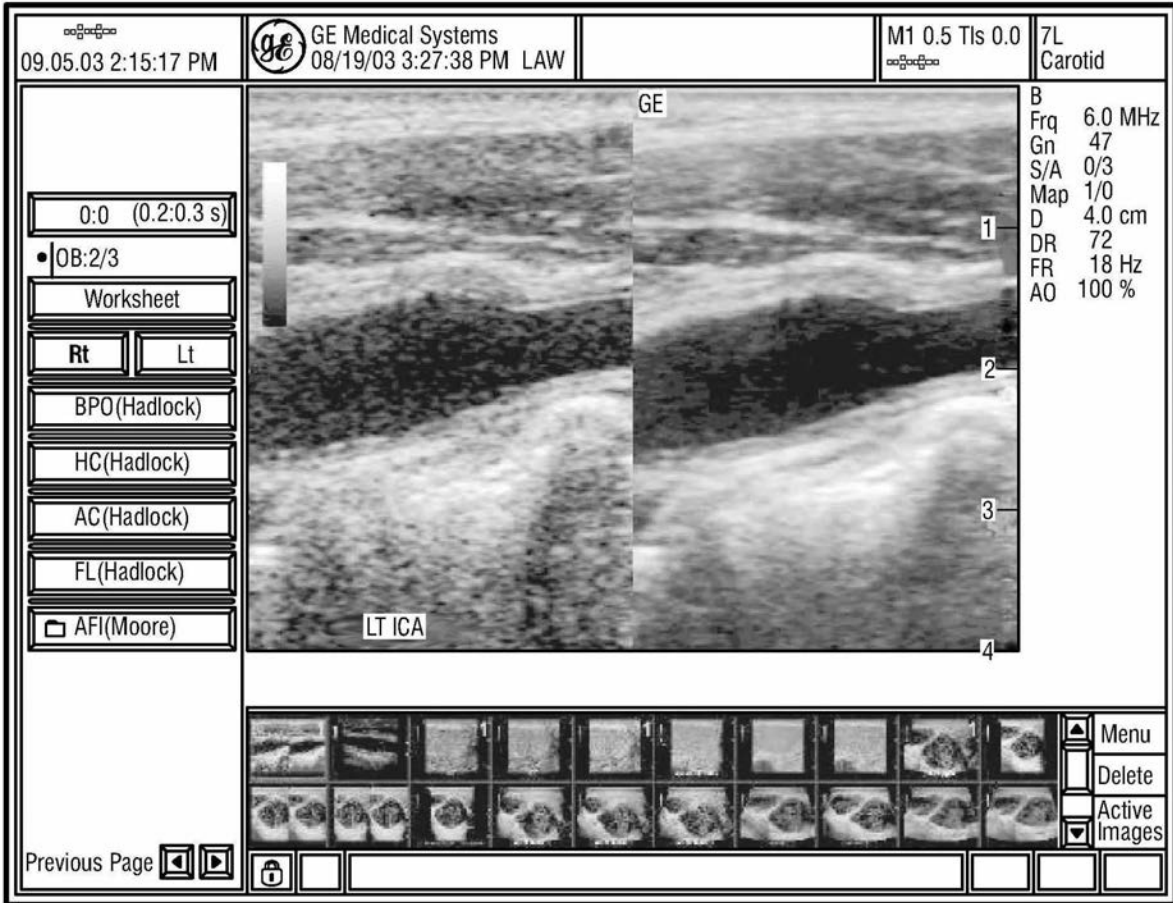
3

4

B
Frq 6.0 MHz
Gn 47
S/A 0/3
Map 1/0
D 4.0 cm
DR 72
FR 18 Hz
AO 100 %

Menu
Delete
Active Images

Previous Page



フロントページの続き

(74)代理人 100113974

弁理士 田中 拓人

(72)発明者 ヤトン・リー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ナンバー327、コリーナ・ブルヴァール、100番

(72)発明者 マイケル・ジョセフ・ウォシュバーン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ケストレル・トレイル、18480番

(72)発明者 シャオホイ・ハオ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ユニット・エー、カムデン・ウェイ、1301番

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2001-340338(JP,A)

特開平08-266539(JP,A)

特開2003-061964(JP,A)

国際公開第02/090978(WO,A1)

特開平11-197151(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	如何执行散斑滤波器		
公开(公告)号	JP5087206B2	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	JP2004264518	申请日	2004-09-10
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ヤトンリー マイケルジョセフウォシュバーン シャオホイハオ		
发明人	ヤトン・リー マイケル・ジョセフ・ウォシュバーン シャオホイ・ハオ		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/00 G06T5/002 G06T2200/24 G06T2207/10132 G06T2207/20092 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JB43 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK26 4C601/LL38		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
优先权	10/659184 2003-09-10 US		
其他公开文献	JP2005081154A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种散斑减少滤光片，它不会失去空间分辨率，也不会损害超声波成像系统的处理能力。解决方案：公开了一种体现散斑减少滤波器的方法。该方法包括从处理器（14）接收处理过的数据流的过程（120），将处理后的数据流分成数据小集合的过程（122），同时过滤数据小集合的过程（124）通过使用散斑减少滤波器以生成滤波后的数据小集合，以及基于滤波后的数据小集合生成图像数据流的处理。Ž

