

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5072585号
(P5072585)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-338349 (P2007-338349)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年12月27日(2007.12.27)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-153925 (P2009-153925A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年7月16日(2009.7.16)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年12月22日(2010.12.22)		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	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の三次元領域に対して超音波送走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを発生するデータ発生手段と、

前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開することで、疑似二次元画像データを生成する画像展開手段と、

前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、

前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成する再構成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

画像展開手段は、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、画角が最大となる複数のスライス面によって分割し、当該複数のスライス面を基準としてビーム単位のデータを配列することで、前記疑似二次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記フィルタ手段は、前記疑似二次元画像データ上の前記超音波走査におけるスライス面とスライス面との境界のデータ及びその近傍のデータの少なくとも一方に対して、スムージング処理を実行した後、前記フィルタ処理を実行することを特徴とする請求項 1 又は

2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記フィルタ手段は、前記疑似二次元画像データ上の前記超音波走査におけるスライス面とスライス面との境界に、擬似的なビームに対応するデータを挿入した後、前記フィルタ処理を実行することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フィルタ手段は、前記疑似二次元画像データ上の前記超音波走査におけるスライス面とスライス面との境界に対して、隣り合うスライス面が鏡像関係になるように、ビーム単位のデータを再配列した後、前記フィルタ処理を実行することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

被検体の三次元領域に対して超音波走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開することで、疑似二次元画像データを生成する画像展開手段と、

前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、

前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成する再構成手段と、

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 7】

20

コンピュータに、

被検体の三次元領域に対して超音波走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開させることで、疑似二次元画像データを生成させる画像展開機能と、

前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行させるフィルタ処理機能と、

前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成させる再構成機能と、

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】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置を用いて得られる三次元画像データの画質調整機能に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模が X 線、CT、MRI など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断は X 線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

40

【0003】

この様な超音波診断装置を用いた三次元画像の取得、表示は、一般的に次のようである。すなわち、超音波受信ベクタデータ（以降生データ）を受信し、補間処理を行いながら立方体に座標変換、再構成し、レンダリングするという工程を踏む。従来三次元画像データに関する画像フィルタ処理を実施する際には、再構成時、もしくはレンダリング時に三次元空間フィルタを適用している。また、再構成前の画像に関してはトリガスキャンのよ

50

うな画像に時相差があるサブボリューム間の境界部分に関してフィルタ処理をハードウェア等で実施している。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、三次元空間フィルタは、二次元空間フィルタに対して1pixelのデータを決定するために参照する周辺のデータ量が急激に増え（ 3×3 のフィルタの場合、自ピクセルを含めて9ピクセルの関心データがあるが、三次元では $3 \times 3 \times 3$ で27個になる。 $16 \times 16 \times 16$ なら4096個である。）多大な処理時間を費やす。そのため、フィルタのTAP数（ 3×3 のフィルタなら3）を大きな数に設定すると三次元表示そのもののリアルタイム性を損なう。リアルタイム性を犠牲にしない場合、三次元画像の表示サイズを小さくするなどというトレードオフ問題が発生する。

10

【0005】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、三次元の超音波画像データに対して、再構成を行う前に高TAP数の画像フィルタ処理を実施し、しかも処理時間は従来の二次元フィルタと遜色ない程度の処理時間で実行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】

【0006】

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。

20

【0007】

請求項1に記載の発明は、被検体の三次元領域に対して超音波走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを発生するデータ発生手段と、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開することで、疑似二次元画像データを生成する画像展開手段と、前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成する再構成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

請求項6に記載の発明は、被検体の三次元領域に対して超音波走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開することで、疑似二次元画像データを生成する画像展開手段と、前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行するフィルタ処理手段と、前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成する再構成手段と、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。

30

【0009】

請求項7に記載の発明は、コンピュータに、被検体の三次元領域に対して超音波走査を実行し、前記三次元領域に対応する超音波画像データを、ビーム単位のデータによって二次元状に展開させることで、疑似二次元画像データを生成させる画像展開機能と、前記疑似二次元画像データに対して所定のフィルタ処理を実行させるフィルタ処理機能と、前記フィルタ処理後の前記疑似二次元画像データを用いて、前記三次元領域に対応するボリュームデータを再構成させる再構成機能と、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

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、三次元の超音波画像データに対して、再構成を行う前に高TAP数の画像フィルタ処理を実施し、しかも処理時間は従来の二次元フィルタと遜色ない程度の処理時間で実行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。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 1 】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の 以下、本発明の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。

【 0 0 1 2 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4、スキャンコンバータ 2 5、データ処理部 2 6、制御プロセッサ (C P U) 2 8、内部記憶部 2 9、インタフェース部 3 0、ボリュームデータ生成部 3 1、三次元画像処理部 3 2 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。

10

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 2 は、超音波送受信ユニット 2 1 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 1 2 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 1 2 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。

20

【 0 0 1 4 】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (R O I) 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 1 3 s、マウス 1 3 c、キーボード 1 3 d 等を有している。例えば、操作者が入力装置 1 3 の終了ボタンや F R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【 0 0 1 5 】

モニター 1 4 は、スキャンコンバータ 2 5 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。

30

【 0 0 1 6 】

超音波送信ユニット 2 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、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。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

【 0 0 1 7 】

なお、超音波送信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 8 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアップ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

【 0 0 1 8 】

超音波受信ユニット 2 2 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 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。A / D 変換器では、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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

50

【 0 0 1 9 】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、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。このデータは、スキャンコンバータ25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

【 0 0 2 0 】

ドブラ処理ユニット24は、送受信ユニット21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スキャンコンバータ25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モニター14にカラー表示される。

10

【 0 0 2 1 】

スキャンコンバータ25は、超音波スキャンの走査線信号列を、Bモード処理部23、ドブラ処理部24、データ処理部26から受け取ったデータを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、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。スキャンコンバータ25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、当該スキャンコンバータ25に入る以前のデータは、例えば空間的位置毎の振幅値或いは輝度値の集合であり、「生データ」と呼ばれる。

20

【 0 0 2 2 】

データ処理部26は、制御プロセッサ28からの制御に基づいて、スキャンコンバージョン前の生データ、或いはスキャンコンバージョン後の画像データを用いて、後述するフィルタ処理高速化機能に従う処理を実行する。

【 0 0 2 3 】

制御プロセッサ28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手段である。制御プロセッサ28は、内部記憶部29から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

内部記憶部29は、後述の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、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、フィルタ処理高速化機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラム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26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部29のデータは、インタフェース回路30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。

30

【 0 0 2 4 】

インタフェース部30は、入力装置13、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。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

40

【 0 0 2 5 】

ボリュームデータ生成部31は、Bモード処理ユニット23から受け取ったBモード画像データを用いて、Bモードボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成部31は、ドブラ処理ユニット24から受け取ったドブラモードデータを用いて、ドブラモードボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成部31は、データ処理部26から後述するフィルタ処理後の画像データを受け取り、これを再配列し、また必要に応じて補間処理を施すことで、Bモードボリュームデータを再構成する。

【 0 0 2 6 】

三次元画像処理部32は、ボリュームデータ生成部31から受け取るボリュームデータ、又はスペックル除去処理ユニット26から受け取るスペックル除去処理されたBモード

50

ボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の所定の画像処理を行う。

【0027】

（フィルタ処理高速化機能）

次に、本超音波診断装置1が有する、フィルタ処理高速化機能について説明する。この機能は、ボリュームデータをビーム単位のデータで二次元状に展開し一枚の二次元画像（平面画像）として取り扱うことで、所定の信号処理や画像処理（特に、フィルタ処理等）の高速化を実現するものである。

【0028】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするために、スキャンコンバージョン後のデータである画像データに対して、当該フィルタ処理高速化機能を適用する場合を例とする。しかしながら、当該機能は、データ形式に拘泥されず、スキャンコンバージョン前のデータである生データに対しても適用可能である。

【0029】

また、本実施形態では、超音波診断装置1によってフィルタ処理高速化機能を実現する場合を例として説明する。しかしながら、本フィルタ処理高速化機能を実現するために、超音波画像の撮像機能は必須ではない。例えば、専用プログラムを医用ワークステーション等の超音波画像処理装置にインストールし、予め取得されたボリュームデータに対して、本フィルタ処理高速化機能に従う処理を実行するようにしてもよい。

【0030】

さらに、本実施形態では、説明を具体的にするために、Bモード撮像によって得られる超音波画像データに対して、当該フィルタ処理高速化機能を適用する場合を例とする。しかしながら、当該機能は撮像様式に拘泥されず、ドプラモードによって得られる超音波画像データに対しても適用可能である。

【0031】

図2は、フィルタ処理高速化機能に従う処理（フィルタ処理高速化処理）を含む本超音波診断装置1の画像取得から表示までの処理の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って、各ステップの処理について説明する。

【0032】

〔超音波画像データの取得：ステップS1〕

まず、被検体の三次元領域を超音波走査することで、超音波画像データが取得される（ステップS1）。すなわち、制御プロセッサ28は、所定のスキャンシーケンスに従って、モード撮像を実行し、エコー信号を取得する。Bモード処理ユニット23は、取得されたエコー信号に対して対数増幅、包絡線検波処理などを施し、フレーム毎の生データを生成する。ボリュームデータ生成部31は、Bモード処理ユニット23から受け取った生データを用いて、超音波画像データ（Bモードボリュームデータ）を生成する。

【0033】

〔ビームの並び替え処理：ステップS2〕

次に、データ処理部26は、Bモード処理ユニット23から受け取ったフレーム毎の走査線単位の各生データ（すなわち、各ビームに対応するデータ）を一枚の二次元画像として取り扱うために、ビーム配列を並び替えながら二次元状に展開し、メモリに画像データを書き込む（ステップS3）すなわち、データ処理部26は、図3に示すように、フレーム番号に従って生データを順次メモリに書き込むことで、擬似的な一枚の二次元画像データ（疑似二次元画像データ）を構築する。

【0034】

なお、図3の例では、フレーム番号に従って、全てのビームを同じ向きに（すなわち深度が浅い位置から深い位置となる向きに）配列するものとした。しかしながら、ビーム配列は、この例に拘泥されない。例えば奇数番号のフレームについては深度が浅い位置から深い位置となる向きに、一方偶数番号のフレームについては深度が深い位置から浅い位置

10

20

30

40

50

となる向きに（フレーム番号に従って交互に）、ビームを配列するようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

〔フィルタ処理：ステップ S 3 〕

次に、データ処理部 2 6 は、ビームの並び替え処理によって得られた疑似二次元画像データに対して、所定のフィルタ処理を実行する（ステップ S 3）。この様に、本ステップにおいては、ボリュームデータを疑似二次元画像データとして取り扱い、二次元用の画像フィルタ処理を実施することで、ボリュームデータをそのままフィルタ処理する場合に比して、フィルタの TAP 数増加による処理時間の浪費を軽減することができる。また、この様なフィルタ処理では、超音波画像の奥行き方向（Z 軸）方向には画質の改善がみられないように思われる。しかしながら、実際には、後述するステップ S 4 において三次元空間における座標変換処理を行うため、元になる生データが変化すると、座標変換後の Z 軸方向のスライス面の画質も補間処理により向上させることができる。

【 0 0 3 6 】

〔画像再構成処理：ステップ S 4 〕

次に、ボリュームデータ生成部 3 1 は、フィルタ処理後のデータをもとの配列に戻すことで、再度 B モードボリュームデータを生成する（ステップ S 4）。すなわち、図 4 に示すように、ボリュームデータ生成部 3 1 は、フィルタ処理後の疑似二次元画像データを構成する各生データを位置情報に基づいて座標変換し、Z 軸方向についてスライス面間で補間処理を行うことにより、B モードボリュームデータを再構成する。

【 0 0 3 7 】

〔画像処理 / 超音波画像の表示：ステップ S 5、ステップ S 6 〕

次に、三次元画像処理部 3 2 は、ボリュームデータ生成部 3 1 から B モードボリュームデータを受け取り、これらに基づいてボリュームレンダリング、最大値投影処理等の画像処理を実行する（ステップ S 5）。当該画像処理によって生成された三次元画像データは、スキャンコンバータ 2 5 において一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換され、モニター 1 4 において例えば図 5 に示すような形態で表示される（ステップ S 6）。

【 0 0 3 8 】

ところで、例えば心臓等の動きがある部位をリアルタイムで映像化する手法として、トリガスキャンと呼ばれる手法がある。これは、図 6 に示すような空間的に隣り合う複数の小領域に関するボリューム（サブボリューム）データを連続的に収集し、データ収集時のトリガや参照断面等に基づいてつなぎ合わせることで、所望の範囲に関するフルボリュームデータを生成すると共に、時間情報に従ってサブボリュームを逐次更新することでリアルタイム性を維持するものである。この様なトリガスキャン法では、図 6 に示すように奥行き面（Z 軸）及びスキャン面（X 軸）が大きく非対称である場合が多いため、疑似二次元画像データを用いたフィルタ処理の高速化を適用するのに、好適であると言える。しかしながら、図 7 に示すように例えばスライス面が第 1 の方向に沿っており画角が極端に狭い場合、図 8 に示すように疑似二次元画像データ上のスライス面とスライス面との境界に対応する位置（フレームの境界となる位置）がフィルタによりエッジ強調され、画像上のアーチファクト（例えばスジ）となって出現する可能性がある。

【 0 0 3 9 】

疑似二次元画像データを用いたフィルタ処理において、この様な不具合を解決するために、既述のビームの並び替え処理（ステップ S 2）において、次のいずれかの実施例に従う処理を行うことができる。

【 0 0 4 0 】

（実施例 1）

データ処理部 2 6 は、超音波走査領域について、例えばアジマス軸方向に沿ったスライス面の画角とエレベーション軸方向に沿ったスライス面の画角とを比較し、画角がより大きくなるスライス面を基準として配列されるように、ビームの再配列を行う。例えば、図 7 に示すような領域を超音波走査し、ビームの並び替え処理において第 1 の方向に沿ったスライス面に従って各ビームを配列し、図 8、又は図 9（a）に示すような模擬二次元

10

20

30

40

50

画像データを生成したとする。係る場合、データ処理部 26 は、第 1 方向に沿ったスライス面の画角と第 2 の方向に沿ったスライス面の画角とを比較し、図 9 (b) に示すように、画角がより大きいアジマス軸方向に沿って各ビームを再配列し、後段のフィルタ処理を行う。なお、再配列された各ビームは、フィルタ実施後に元に戻される。

【 0 0 4 1 】

このような再配列によって得られた模擬二次元画像データを用いることで、再配列前の模擬二次元画像データに比してスライス面とスライス面の境界の数を擬似的に減らすことができる。その結果、スライス面とスライス面の境界及びその近傍におけるエッジ強調を低減させることができ、超音波画像上におけるアーチファクト発生を抑制することができる。

10

【 0 0 4 2 】

(実施例 2)

データ処理部 26 は、ビームの並び替え処理後且つフィルタ処理前の疑似二次元画像データに対して、スライス面とスライス面の境界 (すなわち、フレームの境界) 近傍の生データの値を、滑らかに低減させる (スムージング処理)。これにより、疑似二次元画像データをフィルタ処理する場合において、スライス面とスライス面の境界及びその近傍におけるエッジ強調を低減させることができ、超音波画像上におけるアーチファクト発生を抑制することができる。

【 0 0 4 3 】

(実施例 3)

データ処理部 26 は、例えばように奥行き方向と、スキャン方向がほぼ同等のビーム数の場合は、図 10 (a) に示すようなビームの並び替え処理後且つフィルタ処理前の疑似二次元画像データに対して、図 10 (b) に示すようにスライス面とスライス面の境界にダミービームを挿入する。ダミービームは、任意輝度のデータ又は隣接するフレームの生データを境界に近いものから複数コピーして生成する。これにより、疑似二次元画像データをフィルタ処理する場合において、スライス面とスライス面の境界及びその近傍におけるエッジ強調を低減させることができ、超音波画像上におけるアーチファクト発生を抑制することができる。

20

【 0 0 4 4 】

(実施例 4)

データ処理部 26 は、図 11 (a) に示すようなビームの並び替え処理後且つフィルタ処理前の疑似二次元画像データに対して、図 11 (b) に示すようにスライス面とスライス面の境界に関して鏡像的になるように、ビームの並び替え処理を実行する。後段のフィルタが画像データの対称性に依存した画像フィルタである場合、このようにビームを配列することで、アーチファクトの軽減効率を向上させることができることがある。なお、この場合には、スライス面とスライス面の境界に (すなわち 2 スライスに一度) ダミーデータを挿入するようにしてもよい。

30

【 0 0 4 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。

40

【 0 0 4 6 】

本超音波診断装置によれば、ボリュームデータを構成する生データ又は画像データを、ビーム単位のデータで二次元状に展開し順次メモリに書き込むことで、擬似的な一枚の二次元画像データを生成し、これに対してフィルタ処理を実行する。従って、あたかもボリュームデータを一枚の二次元画像として取り扱うことで、例えばフィルタ処理において実行されるメモリの初期化、ビデオメモリへの転送処理等を簡略化することができる。その結果、フィルタ処理等の所定処理を高速化することができ、フレームレートを大きく落とすことなく、高度なリアルタイム三次元画像フィルタ処理を実現することができる。

【 0 0 4 7 】

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

50

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。

【0048】

(1) 本実施形態に係る各機能は、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によっても実現することができる。このとき、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。

【0049】

(2) 上記実施形態においては、本フィルタ処理高速化機能を有する超音波診断装置について説明した。しかしながら、これに拘泥されず、本フィルタ処理高速化機能は、他のモダリティ、例えばコンピュータ断層撮影装置によって取得された画像、或いは磁気共鳴イメージング装置によって取得された画像に対しても適用することができる。

【0050】

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】

【0051】

以上本発明によれば、三次元の超音波画像データに対して、再構成を行う前に高TAP数の画像フィルタ処理を実施し、しかも処理時間は従来の二次元フィルタと遜色ない程度の処理時間で実行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】

【0052】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、フィルタ処理高速化機能に従う処理（フィルタ処理高速化処理）を含む本超音波診断装置1の画像取得から表示までの処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、データ処理部26が実行するビームの並び替え処理を説明するための図である。

【図4】図4は、フィルタ処理後の再構成処理を説明するための図である。

【図5】図5は、本超音波診断装置1が表示する三次元画像の表示形態の一例を示した図である。

【図6】図6は、トリガスキャン法を説明するための図である。

【図7】図7は、フィルタ処理高速化処理の変形例を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例1に係るフィルタ処理高速化処理を説明するための図である。

【図9】図9(a)、(b)は、実施例1に係るフィルタ処理高速化処理を説明するための図である。

【図10】図10(a)、(b)は、実施例3に係るフィルタ処理高速化処理を説明するための図である。

【図11】図11(a)、(b)は、実施例4に係るフィルタ処理高速化処理を説明するための図である。

【符号の説明】

【0053】

10...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...スキャンコンバータ、26...データ処理部、28...制御プロセッサ、29...内部記憶部、30...インタフェース部、31...ボリュームデータ生成部

10

20

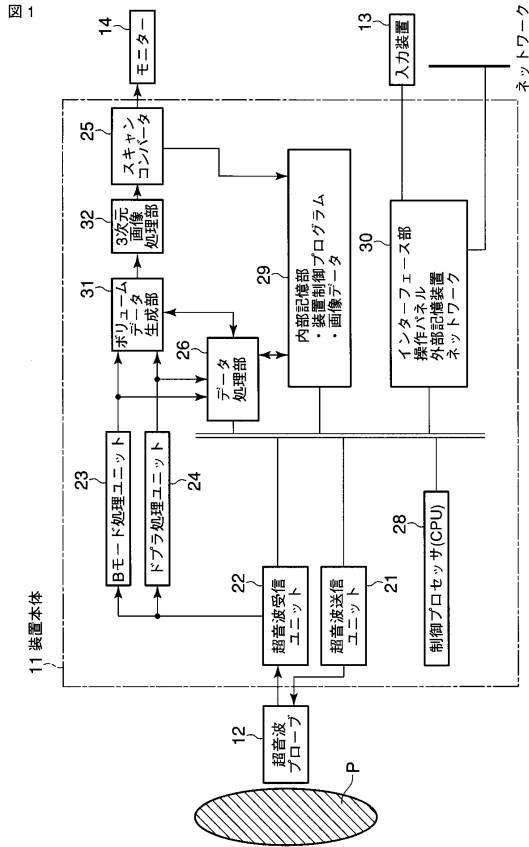
30

40

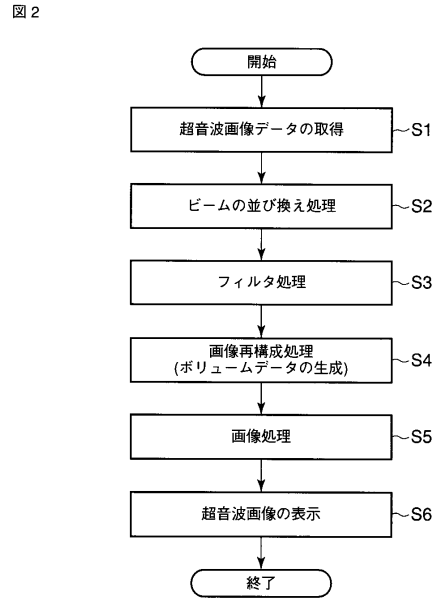
50

、 3 2 ... 三次元画像処理部

【 図 1 】

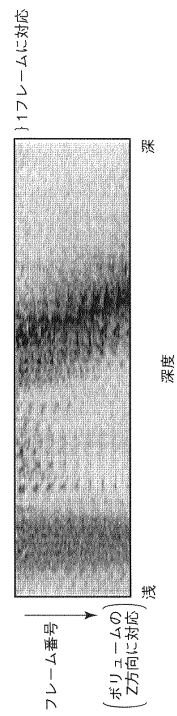


【 図 2 】



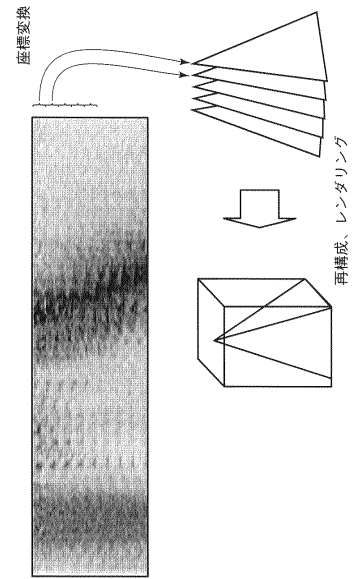
【図 3】

図 3



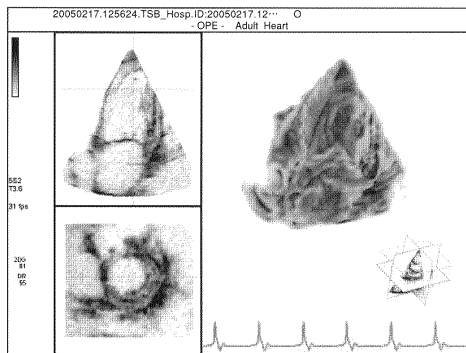
【図 4】

図 4



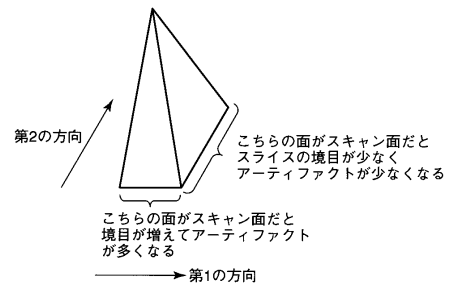
【図 5】

図 5



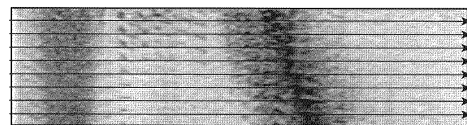
【図 7】

図 7



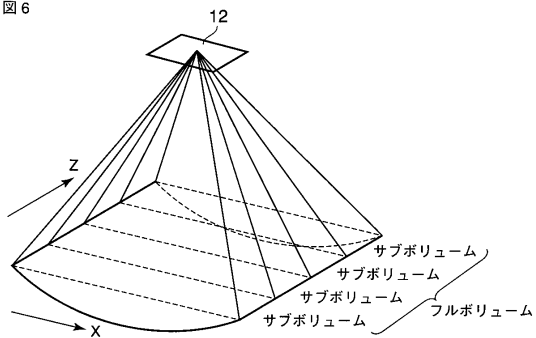
【図 8】

図 8



【図 6】

図 6



【図 9】

図 9

浅い	→	深	beam0 slice0
浅い	→	深	beam1 slice0
浅い	→	深	beam2 slice0
浅い	→	深	beam0 slice1
浅い	→	深	beam1 slice1
浅い	→	深	beam2 slice1
浅い	→	深	beam0 slice2
浅い	→	深	beam1 slice2
浅い	→	深	beam2 slice2
浅い	→	深	beam0 slice3
浅い	→	深	beam1 slice3
浅い	→	深	beam2 slice3
浅い	→	深	beam0 slice4
浅い	→	深	beam1 slice4
浅い	→	深	beam2 slice4

(a)

浅い	→	深	beam0 slice0
浅い	→	深	beam0 slice1
浅い	→	深	beam0 slice2
浅い	→	深	beam0 slice3
浅い	→	深	beam0 slice4
浅い	→	深	beam1 slice0
浅い	→	深	beam1 slice1
浅い	→	深	beam1 slice2
浅い	→	深	beam1 slice3
浅い	→	深	beam1 slice4
浅い	→	深	beam2 slice0
浅い	→	深	beam2 slice1
浅い	→	深	beam2 slice2
浅い	→	深	beam2 slice3
浅い	→	深	beam2 slice4

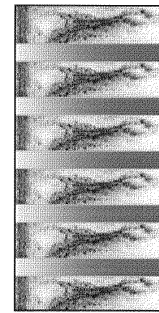
(b)

【図 10】

図 10



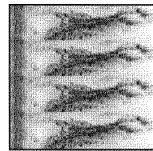
(a)



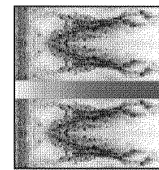
(b)

【図 11】

図 11



(a)



(b)

フロントページの続き

- (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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (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 栗田 康一郎
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 佐藤 武史
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 今村 智久
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 大住 良太
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

審査官 宮澤 浩

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

特表2001-519192(JP,A)
特表2005-534462(JP,A)
特開2007-44354(JP,A)
特開2007-202913(JP,A)
特開2007-268155(JP,A)
国際公開第2007/114375(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

【 图 1 】