

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5946197号  
(P5946197)

(45) 発行日 平成28年7月5日(2016.7.5)

(24) 登録日 平成28年6月10日(2016.6.10)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-143435 (P2014-143435)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成26年7月11日(2014.7.11)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2016-19554 (P2016-19554A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成28年2月4日(2016.2.4)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成27年7月3日(2015.7.3)		特許業務法人YK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	穴戸 裕哉
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受するプローブと、  
 プローブを送信制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、  
 超音波の受信信号に基づいて得られるフレームデータに対して座標変換処理を施すこと  
 により、複数のボクセルデータで構成されるボリュームデータを形成するボリューム構成  
 部と、  
 前記ボリュームデータに対して複数のレイを設定し、各レイごとにレンダリング演算を  
 行ってスクリーン上における画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画  
 素値に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、  
 画像形成部において形成された超音波画像を高解像度化する解像度処理部と、  
 を有し、  
 前記ボリューム構成部は、前記スクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定する  
 場合のボリュームデータよりもボクセルデータの総数を低減したボリュームデータを形成  
 し、  
 前記画像形成部は、ボクセルデータの総数が低減された前記ボリュームデータに対して  
 ボクセルデータの総数に応じた本数の複数のレイを設定することにより、前記スクリー  
 ン上の全画素に対応した全てのレイを設定する場合よりもレイの本数を低減して前記超音波  
 画像を形成し、  
 前記解像度処理部は、レイの本数が低減された前記超音波画像を高解像度化することに

10

20

より、レイの本数の低減に伴って低下した当該超音波画像の解像度を高める、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
フレームデータを構成する各ラインデータに対して、当該ラインデータを取り囲む範囲  
内の他のラインデータの値を反映させる前処理を施し、前処理を施された複数のラインデ  
ータで構成されるフレームデータに対して前記座標変換処理を施すことにより、ボクセル  
データの総数が低減された前記ボリュームデータを形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、  
ボリュームレートから換算される 1 ボリュームあたりの時間に、複数のレイに対する前記  
レンダリング演算の 1 ボリュームあたりの演算時間が間に合うように、ボリュームレート  
に応じてレイの本数を決定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記解像度処理部は、前記画像形成部において形成された超音波画像に補間データを挿  
入して当該超音波画像の画素数を増加させる補間処理と、当該補間処理により画素数を増  
加させた超音波画像に対する精細化処理により、超音波画像を高解像度化する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、  
前記解像度処理部は、前記精細化処理において、前記補間処理により画素数を増加させ  
た超音波画像を対象画像とし、当該対象画像を高精細化して高精細画像を得る、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、  
前記解像度処理部は、高精細画像を劣化させた劣化画像と対象画像との比較結果に基づ  
いて更新成分を導出し、高精細画像と更新成分とを合成して高精細画像を更新することに  
より、当該対象画像を高精細化した高精細画像を得る、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波を送受することにより得られたフレームデータに対して座標変換処理を施すこと  
により、複数のボクセルデータで構成されるボリュームデータを形成するボリューム構成  
部と、

前記ボリュームデータに対して複数のレイを設定し、各レイごとにレンダリング演算を  
行ってスクリーン上における画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画  
素値に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、

画像形成部において形成された超音波画像を高解像度化する解像度処理部と、  
を有し、

前記ボリューム構成部は、前記スクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定する  
場合のボリュームデータよりもボクセルデータの総数を低減したボリュームデータを形成  
し、

前記画像形成部は、ボクセルデータの総数が低減された前記ボリュームデータに対して  
ボクセルデータの総数に応じた本数の複数のレイを設定することにより、前記スクリー  
ン上の全画素に対応した全てのレイを設定する場合よりもレイの本数を低減して前記超音  
波画像を形成し、

前記解像度処理部は、レイの本数が低減された前記超音波画像を高解像度化すること  
により、レイの本数の低減に伴って低下した当該超音波画像の解像度を高める、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、ボリュームデータに基づいて超音波画像を形成する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

診断対象を含む三次元空間に対して超音波を送受することにより得られるボリュームデータに基づいて、診断対象を映し出した三次元の超音波画像を形成する技術が知られている。例えば、特許文献1には、ボリュームレンダリング法により三次元の超音波画像を形成する技術が示されている。ボリュームレンダリング法によれば、診断対象をその表面から内部に亘って透過するように立体的に映し出した超音波画像を形成することができる。

10

【0003】

例えば、ボリュームレンダリング法においては、ボリュームデータに対して複数のレイが設定され、各レイごとにレンダリング演算を行って画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画素値に基づいて三次元の超音波画像が形成される。

【0004】

しかし、ボリュームレンダリング法において、多数のレイ（例えば数千から数万本のレイ）を対象としてレンダリング演算を行うと演算時間が膨大となってしまう。また、演算時間を短縮するために単にレイの本数を減らしてしまうと超音波画像の解像度が低下してしまう。つまり、例えばボリュームレンダリング法等のボリュームデータに基づく超音波画像の形成においては、画像を得るための演算時間とその画像に関する解像度がトレードオフの関係にある。

20

【0005】

ところで、超音波画像に限らず一般的な画像において、画像を精細化して画質を向上させる技術として、例えばIBP (Iterative Back Projection) 等の技術が提案されている（非特許文献1参照）。このような精細化に係る技術の超音波画像への応用が期待される。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-259697号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】MICHAL IRANI and SHMUEL PELEG, 「Improving Resolution by Image Registration」, GRAPHICAL MODELS AND IMAGE PROCESSING, Vol.53, No.3, May, pp.231-239, 1991

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0008】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、ボリュームデータに基づく超音波画像の画像形成技術について研究開発を重ねてきた。

【0009】

本発明は、上述した研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、ボリュームデータに基づいて超音波画像を形成するにあたり、画像形成処理の処理時間を短縮しつつ画像の解像度の低下を抑えることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを

50

送信制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、超音波の受信信号に基づいて得られるボリュームデータに対して複数のレイを設定し、複数のレイを利用した画像形成処理により超音波画像を形成する画像形成部と、画像形成部において形成された超音波画像を高解像度化する解像度処理部と、を有し、画像形成処理に利用するレイの本数を低減することにより、当該画像形成処理の処理時間を短縮して超音波画像を形成し、当該超音波画像を高解像度化することにより、レイの本数の低減に伴って低下した当該超音波画像の解像度を高めることを特徴とする。

【0011】

上記装置において、超音波を送受するプローブは三次元画像用の超音波探触子であり、例えば、二次元的に配列された複数の振動素子を備える二次元アレイプローブや、一次的に配列された複数の振動素子を機械的に動かすメカニカルプローブ等が好適である。送受信部は、例えば、診断対象を含む三次元空間内において超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を立体的に走査して超音波の受信信号を得る。なお、送受信部は、例えば送信開口合成等の技術を利用して超音波の受信信号を得てもよい。

10

【0012】

ボリュームデータは、例えば、三次元空間内から得られる超音波の受信信号に対する座標変換処理や補間処理等により形成される。例えば、データ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータによりボリュームデータが構成される。

【0013】

画像形成部は、ボリュームデータに対して複数のレイを設定し、複数のレイを利用した画像形成処理により超音波画像を形成する。その画像形成処理としては、例えばボリュームレンダリング処理が好適である。ボリュームレンダリング処理においては、ボリュームデータに対して、仮想的な視線として複数のレイが設定され、各レイごとにレンダリング演算を行って画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画素値に基づいてレンダリング画像が形成される。なお、画像形成部は、例えばサーフェスレンダリング等の公知の処理により超音波画像を形成してもよい。

20

【0014】

解像度処理部は、画像形成部において形成された超音波画像を高解像度化する。解像度処理部は、例えば、画像形成部において形成された超音波画像に補間データを挿入してその超音波画像の画素数を増加させる補間処理と、補間処理により画素数を増加させた超音波画像に対する精細化処理により、超音波画像を高解像度化する。補間処理においては、例えば、線形補間等により補間データを得ることができるものの、線形補間以外の他の公知の技術により補間処理が実現されてもよい。また、精細化処理においては、例えばIBP (Iterative Back Projection) 等の技術を利用することが望ましいものの、他の公知の技術が利用されてもよい。

30

【0015】

そして上記装置は、画像形成処理に利用するレイの本数を低減することにより、その画像形成処理の処理時間を短縮して超音波画像を形成し、その超音波画像を高解像度化することにより、レイの本数の低減に伴って低下したその超音波画像の解像度を高める。これにより、画像形成処理の処理時間を短縮しつつ画像の解像度の低下を抑えることが可能になる。

40

【0016】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記ボリュームデータのボリュームレートに応じて、画像形成処理の処理時間がボリュームレートに適合するように、当該画像形成処理に利用するレイの本数を低減することを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記ボリュームデータを構成するボクセルデータの総数を低減することにより、当該ボリュームデータに対して必要とされるレイの本数を低減することを特徴とする。

【0018】

50

望ましい具体例において、前記解像度処理部は、前記画像形成部において形成された超音波画像に補間データを挿入して当該超音波画像の画素数を増加させる補間処理と、当該補間処理により画素数を増加させた超音波画像に対する精細化処理により、超音波画像を高解像度化することを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記解像度処理部は、前記精細化処理において、前記補間処理により画素数を増加させた超音波画像を対象画像とし、当該対象画像を高精細化して高精細画像を得ることを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記解像度処理部は、高精細画像を劣化させた劣化画像と対象画像との比較結果に基づいて更新成分を導出し、高精細画像と更新成分とを合成して高精細画像を更新することにより、当該対象画像を高精細化した高精細画像を得ることを特徴とする。

【0021】

また、上記目的にかなう好適な超音波画像処理装置は、超音波を送受することにより得られたボリュームデータに対して複数のレイを設定し、複数のレイを利用した画像形成処理により超音波画像を形成する画像形成部と、画像形成部において形成された超音波画像を高解像度化する解像度処理部と、を有し、画像形成処理に利用するレイの本数を低減することにより、当該画像形成処理の処理時間を短縮して超音波画像を形成し、当該超音波画像を高解像度化することにより、レイの本数の低減に伴って低下した当該超音波画像の解像度を高めることを特徴とする。

【0022】

上記超音波画像処理装置は、例えば、コンピュータにより実現することができる。つまり、超音波を送受することにより得られたボリュームデータに対して複数のレイを設定し、複数のレイを利用した画像形成処理により超音波画像を形成する画像形成機能と、画像形成機能により形成された超音波画像を高解像度化する解像度処理機能と、画像形成処理に利用するレイの本数を低減することにより、当該画像形成処理の処理時間を短縮して超音波画像を形成し、当該超音波画像を高解像度化することにより、レイの本数の低減に伴って低下した当該超音波画像の解像度を高める機能をコンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上記超音波画像処理装置として機能させることができる。そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネットなどの電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0023】

本発明により、ボリュームデータに基づいて超音波画像を形成するにあたり、画像形成処理の処理時間を短縮しつつ画像の解像度の低下を抑えることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】図1の超音波診断装置による処理の具体例1を説明するための図である。

【図3】座標変換処理の具体例1を示す図である。

【図4】前処理部における前処理の具体例を説明するための図である。

【図5】補間処理部における補間処理の具体例を説明するための図である。

【図6】精細化処理部における精細化処理の具体例を説明するための図である。

【図7】精細化処理の具体例であるIBP処理を説明するための図である。

【図8】シグモイド曲線の具体例を示す図である。

【図9】図1の超音波診断装置による処理の具体例2を説明するための図である。

【図10】座標変換処理の具体例2を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、三次元画像用の超音波探触子であり、例えば、二次元的に配列された複数の振動素子を備える二次元アレイプローブや、一次的に配列された複数の振動素子を機械的に動かすメカニカルプローブ等が好適な具体例である。

## 【 0 0 2 6 】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受信信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査面内において走査され、各受信ビームごとに超音波の受信信号が形成される。超音波の受信信号（RF 信号）は、検波処理等の受信信号処理を施される。これにより、各受信ビームごとにその受信ビームに対応したラインデータが得られる。

10

## 【 0 0 2 7 】

送受信部 12 は、例えば、診断対象を含む三次元空間内において走査面の位置を移動させながら立体的な走査を行う。送受信部 12 は、例えば、超音波ビームを電子的に走査して走査面を形成し、複数のラインデータからなるフレームデータを得る。そして、走査面が電子的または機械的に移動され、これにより、三次元空間内から複数の走査面に対応した複数フレームのフレームデータが得られる。

20

## 【 0 0 2 8 】

ボリューム構成部 20 は、三次元空間内から得られた複数フレームのフレームデータに対して、リコンストラクション処理を施して、三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。ボリュームデータは、データ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。

## 【 0 0 2 9 】

三次元画像形成部 30 は、ボリュームデータに対して複数のレイを設定し、複数のレイを利用した画像形成処理により超音波画像を形成する。その画像形成処理としては、例えばボリュームレンダリング処理が好適である。ボリュームレンダリング処理においては、ボリュームデータに対して、仮想的な視線として複数のレイが設定され、各レイごとにレンダリング演算を行って画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画素値に基づいて 3D（三次元）レンダリング画像が形成される。

30

## 【 0 0 3 0 】

解像度処理ブロック 40 は、前処理部 42 と補間処理部 44 と精細化処理部 46 で構成され、三次元画像形成部 30 において形成された超音波画像、例えば 3D レンダリング画像を高解像度化する。解像度処理ブロック 40 における処理の具体例については後に詳述する。解像度処理ブロック 40 において高解像度化された超音波画像、例えば高解像度化された 3D レンダリング画像は、必要に応じてグラフィックデータ等が合成され、表示部 50 に表示される。

## 【 0 0 3 1 】

制御部 60 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。図 1 の超音波診断装置は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等の操作デバイスを備えていることが望ましい。そして、制御部 60 による全体的な制御には、操作デバイス等を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

40

## 【 0 0 3 2 】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部 12，ボリューム構成部 20，三次元画像形成部 30，前処理部 42，補間処理部 44，精細化処理部 46 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動

50

作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。表示部 50 の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等である。制御部 60 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【0033】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、当該超音波診断装置による処理の具体例について説明する。なお、図1に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0034】

図2は、図1の超音波診断装置による処理の具体例1を説明するための図である。図2には、送受信部12とボリューム構成部20と三次元画像形成部30と解像度処理ブロック40における処理の具体例が図示されている。

10

【0035】

送受信部12は、三次元空間内において、フレーム方向に走査面（フレーム）の位置を移動させながら立体的な走査を行い、これにより、三次元空間内から複数の走査面に対応した複数フレームのフレームデータを得る。

【0036】

ボリューム構成部20は、フレーム方向に配列された複数フレームのフレームデータに対して、リコンストラクション処理を施して、三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。ボリュームデータは、データ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。リコンストラクション処理においては、三次元的な座標変換処理（スキャンコンバージョン処理）が行われる。

20

【0037】

図3は、座標変換処理の具体例1を示す図である。図3には、複数のラインデータで構成されるフレームデータが部分的に図示されており、また、複数のボクセル（データ）で構成されるボリュームデータが部分的に図示されている。ボリューム構成部20は、フレームデータを構成する複数のラインデータに基づいて、ボリュームデータを構成する複数のボクセル（データ）を得る。各ボクセル（データ）は、例えば、そのボクセルの近傍に位置する複数のラインデータに基づいて補間処理により得られる。

【0038】

30

例えば、図3において、補間対象ボクセルの近傍に位置する4つの補間用ラインデータから、補間処理により補間対象ボクセルの値（ボクセル値）が算出される。例えば、補間対象ボクセルと各補間用ラインデータとの間の距離に応じた重み付けにより、4つの補間用ラインデータの値を重み付け加算して、補間対象ボクセルのボクセル値が算出される。

【0039】

なお、補間用ラインデータは4個以外の複数個であってもよい。また、例えば、補間対象ボクセルの近傍における複数フレームから、例えば補間対象ボクセルを間に挟む2枚のフレームから、複数の補間用ラインデータが選択されてもよい。

【0040】

ボリューム構成部20は、ボリュームデータを構成する複数のボクセルの各々を補間対象ボクセルとして、補間処理により補間対象ボクセルの値（ボクセル値）を算出し、複数のボクセルデータからなるボリュームデータを形成する。

40

【0041】

図2に戻り、ボリュームデータが形成されると、三次元画像形成部30は、ボリュームデータに対して、仮想的な視線として複数のレイを設定し、各レイごとにレンダリング演算を行ってスクリーン上における画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画素値に基づいて3D（三次元）レンダリング画像を形成する。

【0042】

図2の具体例1において、三次元画像形成部30は、スクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定せずにレイを間引きながら設定する。例えば、XY座標系のスクリーン

50

に対し、X方向とY方向にそれぞれ等画素間隔を空けながら、複数のレイが設定される。これにより、スクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定する場合に比べて、レイの本数が低減される。

【0043】

そして、三次元画像形成部30は、間引きながら設定した各レイを対象として公知のレンダリング演算を行い、スクリーン上において間引かれた複数の画素値を得ることにより3D(三次元)レンダリング画像を形成する。

【0044】

全てのレイを設定する場合に比べて、レイの本数が低減されているため、画像形成処理の処理時間、つまり複数のレイに対するレンダリング演算の処理時間が短縮される。しかし、全てのレイを設定する場合に比べて、レイの本数が低減されているため、3Dレンダリング画像の画素数が少なく、画像サイズが小さい上に画像の解像度も低下してしまう。

10

【0045】

そこで、解像度処理ブロック40において、3Dレンダリング画像の画像サイズと解像度を回復させる超解像拡大処理が行われる。つまり、三次元画像形成部30において形成された低解像度画像(3Dレンダリング画像)に対して、超解像拡大処理が施されて、画像サイズと解像度を回復させた高解像度画像(3Dレンダリング画像)が形成され、表示部50に表示される。

【0046】

解像度処理ブロック40は、前処理部42と補間処理部44と精細化処理部46で構成され(図1参照)、これら各部において3Dレンダリング画像が処理される。以下に、解像度処理ブロック40内の各部における処理の具体例を説明する。

20

【0047】

前処理部42(図1)は、補間処理部44における補間処理と精細化処理部46における精細化処理に先だって、補間処理や精細化処理を好適に行うための前処理を行う。前処理部42は、三次元画像形成部30において形成された3Dレンダリング画像(低解像度画像)内において構造物の繋がりを検出し、構造物の繋がりを強化するpreAI処理を実行する。

【0048】

図4は、前処理部42における前処理の具体例を説明するための図である。図4には、3Dレンダリング画像に対するpreAI処理の具体例が示されている。

30

【0049】

図4において、preAI処理前の3Dレンダリング画像は、三次元画像形成部30において形成された低解像度画像であり、スクリーン(図2)上において得られた複数の画素データで構成される。

【0050】

前処理部42は、3Dレンダリング画像(低解像度画像)を構成する複数の画素データに対してpreAI処理を実行する。例えば、図4に示すように、対象データ(処理対象となる画素データ)を中心として、方向1~方向4の4方向において、各方向ごとに5個の画素データに関する分散値(輝度の分散値)が算出される。そして、分散値が最小となる方向が特定され、特定された方向における5個の画素データの平均値(輝度の平均値)が対象データの処理後のデータとされる。なお、方向の総数は4方向以外(例えば2方向, 8方向など)も可能であり、各方向のデータ総数も5個以外(例えば3個, 7個, 9個など)とされてもよい。また、平均値に代えて重みづけ加算処理等により得られた値が利用されてもよい。

40

【0051】

前処理部42は、3Dレンダリング画像(低解像度画像)を構成する複数の画素データ(望ましくは全ての画素データ)の各々を対象データとしてpreAI処理を実行し、preAI処理後の画素データ(対象データ)からなる3Dレンダリング画像を得る。

【0052】

50

一般に、組織等の構造物の表面では、表面の接線方向における輝度の分散が最少となる傾向にある。そのため、pre A I P 処理により、輝度の分散が最小となる方向を特定して、その方向における平均値を得ることにより、ノイズ等を抑制しつつ構造物の繋がりを維持または強調した画像を得ることが可能になる。なお、pre A I P 処理の前に、3 D レンダリング画像（低解像度画像）に対して平滑化フィルタ処理等を施し、pre A I P 処理に悪影響を及ぼすノイズ等を予め除去しておくことが望ましい。

【 0 0 5 3 】

補間処理部 4 4（図 1）は、前処理部 4 2 において前処理を施された 3 D レンダリング画像を補間処理する。補間処理部 4 4 は、前処理後の 3 D レンダリング画像を構成する複数の画素データに対して、補間処理により得られる補間データを画素データ間に挿入することにより画素数を増加させ、補間処理後の 3 D レンダリング画像を得る。

10

【 0 0 5 4 】

図 5 は、補間処理部 4 4 における補間処理の具体例を説明するための図である。図 5 において、補間処理前の 3 D レンダリング画像は、pre A I P 処理後の 3 D レンダリング画像（図 4）である。補間処理部 4 4 は、補間処理前の 3 D レンダリング画像を構成する複数の画素データに対して、例えば線形補間処理により得られる補間データを画素データ間に挿入することにより、補間処理後の 3 D レンダリング画像を得る。例えば、X 方向において互いに隣接する 2 つの画素データ間に 1 つの補間データが挿入され、さらに Y 方向において互いに隣接する 2 つの画素データ（X 方向において挿入された補間データを含む）間に 1 つの補間データが挿入される。

20

【 0 0 5 5 】

補間データは、例えば、互いに隣接する 2 つの画素データの間値とされる。なお、例えば、補間データが挿入される位置の近傍における 2 つ以上画素データを参照して、補間データのデータ値が決定されてもよい。また、補間データは、その近傍の画素データを参照して得られることが望ましいものの、近傍の画素データを参照せずに例えば一定値（例えば一定輝度）の補間データが画素データ間に挿入されてもよい。さらに、2 つの画素データ間に 2 つ以上の補間データが挿入されてもよい。

【 0 0 5 6 】

補間処理部 4 4 は、補間処理前の 3 D レンダリング画像の全域に亘って、画素データ間に補間データを挿入し、補間処理後の 3 D レンダリング画像を得る。補間処理部 4 4 において補間処理された 3 D レンダリング画像は、精細化処理部 4 6（図 1）において精細化処理される。

30

【 0 0 5 7 】

図 6 は、精細化処理部 4 6 における精細化処理の具体例を説明するための図である。図 6 において、精細化処理前の 3 D レンダリング画像は、補間処理後の 3 D レンダリング画像（図 5）である。精細化処理部 4 6 は、精細化処理前の 3 D レンダリング画像を、例えば I B P 処理により高精細化することにより、精細化処理後の 3 D レンダリング画像を得る。

【 0 0 5 8 】

図 7 は、精細化処理の具体例である I B P 処理を説明するための図である。精細化処理部 4 6 は、I B P（Iterative Back Projection：反復逆投影）処理を行って 3 D レンダリング画像を高精細化する。

40

【 0 0 5 9 】

まず、S 1（ステップ 1）において、補間処理後の 3 D レンダリング画像が対象画像とされる。また、S 2（ステップ 2）において、対象画像が仮の高精細画像とされる。

【 0 0 6 0 】

次に、S 3（ステップ 3）において、高精細画像から推定劣化画像が形成される。例えば、高精細画像に対して、BlurKernel等の劣化処理用カーネルを作用させて、推定劣化画像が形成される。BlurKernelは、例えば 1 次元又は 2 次元のガウシアン(Gaussian)関数で構成され、高精細画像を構成する複数の画素データ、望ましくは全ての画素データに対し

50

て、ガウシアン関数を作用させることにより、高精細画像よりも劣化した（ボケた）推定劣化画像が形成される。

【0061】

そして、S4（ステップ4）において、対象画像と推定劣化画像が比較され、対象画像と推定劣化画像の差分（差分画像）が導出される。さらに、導出された差分（差分画像）に対して、S5（ステップ5）において、BPK（BackProjectionKernel）を作用させ、必要に応じて係数を乗算することにより、更新成分が生成され、高精細画像と更新成分が合成（例えば加算）されて高精細画像が更新される。

【0062】

S3からS5の処理は、終了条件が満たされるまで繰り返される。終了条件としては、例えば、対象画像と推定劣化画像との差分（誤差）が十分に小さいと判断された場合、定められた回数（例えば5回）の繰り返しが終了した場合、などが好適である。

10

【0063】

こうして、S6（ステップ6）において、終了条件を満たして高精細画像の更新が終了すると、終了時点における更新結果が精細化処理後の3Dレンダリング画像（高解像度画像）とされる。

【0064】

図7を利用して説明したIBP処理では、画像内における構造物のエッジが強調されるとともに、画像内におけるばらつきも強調されてしまう。そのため、画像内におけるばらつきを抑えつつ、構造物のエッジを強調するために、S5において、差分画像に対してBPK（BackProjectionKernel）を作用させている。BPKとしては、例えば、ガウシアンフィルタ、バイラテラルフィルタ、シグモイド関数等が好適である。

20

【0065】

ガウシアンフィルタは、例えば数1式のガウス関数に従った重み付け平滑化フィルタである。フィルタの中央に近いほど大きな重みが付けられ、単純な平均化フィルタに比べ、より滑らかで自然な平滑化効果が期待できる。対象画像と推定劣化画像との差分画像に対してガウシアンフィルタを施すことにより、ばらつきに関する加算量が抑えられ、ばらつきの強調が抑制される。

【0066】

【数1】

30

$$h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

【0067】

なお、数1式におけるは分散であり、ガウス関数の幅に相当する。の値が大きいほど平滑化効果は大きくなるが平滑化に伴うボケも顕著になるため、の値は適宜に設定されることが望ましい。

【0068】

バイラテラルフィルタは、例えば数2式の関数に従った重み付けフィルタである。バイラテラルフィルタは、エッジを鈍らせずにノイズを平滑化するために、注目画素からの距離に応じた重み付けに加えて、注目画素の画素値とその周辺画素の画素値の差に応じて、ガウス分布に従った重み付けによる平均化を行う。ガウシアンフィルタは画像に依存しないフィルタであるのに対し、バイラテラルフィルタは、画像の画素値（輝度値）分布に適應したフィルタである。対象画像と推定劣化画像との差分画像に対してバイラテラルフィルタを施すことにより、構造物のエッジ強調成分等を維持しつつ、ばらつきに関する加算量を選択的に抑えることが可能になる。

40

【0069】

## 【数 2】

$$h(x, y) = K \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_1^2}\right) \exp\left(-\frac{(f(x, y) - f(0, 0))^2}{2\sigma_2^2}\right)$$

## 【0070】

なお、数 2 式における  $\sigma_1$  と  $\sigma_2$  は、それぞれ、空間方向と画素値方向の重みを表し、 $K$  は正規化ファクタである。バイラテラルフィルタは、画素値の勾配も考慮しており、周辺画素の画素値と注目画素の画素値との差が大きい場合に、フィルタの重み係数が 0 (ゼロ) に近づく。そのため、注目画素に近い画素値を持つ周辺画素のみを利用して平滑化処理が行われ、エッジのボケをできる限り抑えることが可能になる。

10

## 【0071】

シグモイド関数は、例えば数 3 式により表現される。また、数 4 式には、シグモイド関数を応用した関数が示されている。対象画像と推定劣化画像との差分画像に対して、数 3 式または数 4 式の関数を作用させて、更新画像 (高精細画像) への加算量を制御するようにしてもよい。例えば、加算量が大きい場合に加算量が抑制され、加算量が小さい場合に加算量が増加される。

## 【0072】

## 【数 3】

$$S(u) = \frac{1}{1 + \exp(-a \cdot u)}$$

20

## 【数 4】

$$S(u) = \frac{K}{1 + \exp(-a \cdot u)} - \frac{K}{2}$$

## 【0073】

図 8 は、シグモイド曲線の具体例を示す図であり、図 8 には、数 4 式の関数に対応した曲線が図示されている。数 4 式における  $a$  はゲインと呼ばれ、 $a$  (ゲイン) の大きさに応じて、図 8 における曲線のゼロクロス付近における勾配を制御することができる。また、数 4 式において、 $K$  の大きさに応じて  $S(u)$  の最大値と最小値が制御される。

30

## 【0074】

なお、シグモイド関数を利用せずに、閾値により更新画像 (高精細画像) への加算量を制御するようにしてもよい。例えば、加算量が閾値未満の場合には加算を行い、加算量が閾値以上の場合には加算を行わないようにしてもよい。

## 【0075】

以上に詳述した処理により、解像度処理ブロック 40 において、補間処理により 3D レンダリング画像の画像サイズが回復され、高精細化処理により 3D レンダリング画像の解像度が回復される。例えば、スクリーン (図 2 参照) 上の全画素に対応した全てのレイを設定して得られる 3D レンダリング画像と同じ画像サイズで同程度の解像度の 3D レンダリング画像を得ることが可能になる。

40

## 【0076】

なお、三次元画像形成部 30 において利用されるレイの本数は、例えば、ボリューム構成部 20 において形成されるボリュームデータのボリュームレートに応じて決定することができる。

## 【0077】

例えば、標準モードにおけるボリュームレートが  $3.0$  [vol/sec] (1 秒あたり 3 ボリューム) であると、約  $300$  [msec/vol] (1 ボリュームあたりの時間

50

)となる。この場合において、標準モードにおけるレイの本数(レンダリング画像のサイズ)が30000画素(200×150本)であり、レイ1本あたりの画像処理時間(レンダリング演算時間)が0.01[msec/ray]とすると、1ボリュームに関する全レイのレンダリング処理時間は300(30000×0.01)[msec/vol]となり、標準モードのボリュームレート約300[msec/vol]に間に合う。

【0078】

これに対し、例えば、ボリュームレートを4.0[vol/sec]、つまり250[msec/vol]に上げるには、画素数を25000(250÷0.01)とする必要がある。つまり、レイ本数を30000本から25000本に減らす(5/6にする)必要がある。この場合には、画素数25000の低解像度画像が、解像度処理ブロック40

10

【0079】

また、例えば、ボリュームレートを5.0[vol/sec]、つまり200[msec/vol]に上げるには画素数を20000(200÷0.01)とする必要がある。つまりレイ本数を30000本から20000本に減らす(2/3にする)必要がある。この場合には、画素数20000の低解像度画像が、解像度処理ブロック40における超解像拡大処理により、画素数30000の高解像度画像に高解像度化される。

【0080】

図9は、図1の超音波診断装置による処理の具体例2を説明するための図である。図9には、送受信部12とボリューム構成部20と三次元画像形成部30と解像度処理ブロック40における処理の具体例が図示されている。

20

【0081】

送受信部12は、三次元空間内において、フレーム方向に走査面(フレーム)の位置を移動させながら立体的な走査を行い、これにより、三次元空間内から複数の走査面に対応した複数フレームのフレームデータを得る。

【0082】

図2の具体例1と比較して、図9の具体例2においては、ボリュームデータを構成するボクセルデータの総数が低減され、ボリュームデータのサイズが小さい。

【0083】

ボリューム構成部20は、フレーム方向に配列された複数フレームのフレームデータに対して、リコンストラクション処理を施して、三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。ボリュームデータは、データ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。リコンストラクション処理においては、三次元的な座標変換処理(スキャンコンバージョン処理)が行われる。

30

【0084】

図10は、座標変換処理の具体例2を示す図である。図10には、複数のラインデータで構成されるフレームデータが部分的に図示されており、また、複数のボクセル(データ)で構成されるボリュームデータが部分的に図示されている。ボリューム構成部20は、フレームデータを構成する複数のラインデータに基づいて、ボリュームデータを構成する複数のボクセル(データ)を得る。各ボクセル(データ)は、例えば、そのボクセルの近傍に位置する複数のラインデータに基づいて補間処理により得られる。

40

【0085】

図3の具体例1と比較して、図10においては、ボリュームデータを構成する各ボクセル(データ)の体積が大きい。そのため、例えば、図3の具体例1と同様に、補間対象ボクセルの中心の近傍に位置する4つの補間用ラインデータのみを利用して補間処理を行うと、補間に用いられないラインデータが残ってしまう。補間に用いられないラインデータがあると、例えばエイリアシング等が発生させる可能性がある。

【0086】

そこで、図10の具体例2においては、座標変換処理(補間処理)の前に、複数のラインデータに対して、例えばガウシアンフィルタ等による前処理を行うことが望ましい。具

50

体的には、例えば、図10に示すように、前処理の対象となる対象ラインデータに対し、当該対象ラインデータを取り囲む一点鎖線の範囲でガウシアンフィルタのような近傍データを畳み込むような処理を行って処理後の対象ラインデータを得る。これにより、対象ラインデータの近傍（一点鎖線の範囲内）のラインデータの値を処理後の対象ラインデータに反映させる。

【0087】

そして、例えば、全てのラインデータを対象ラインデータとしてガウシアンフィルタを利用した前処理を行った後に、図3の具体例1と同様に、補間対象ボクセルの中心の近傍に位置する4つの補間用ラインデータのみを利用して補間処理を行うことにより、補間に用いられない（補間に影響を与えない）ラインデータの輝度値が存在しないようにすることが可能になる。

10

【0088】

図3の具体例1と比較して、図10においては、ボクセルデータの総数が少ないため、リコンストラクション処理の時間が短縮される。

【0089】

図9に戻り、ボリュームデータが形成されると、三次元画像形成部30は、ボリュームデータに対して、仮想的な視線として複数のレイを設定し、各レイごとにレンダリング演算を行ってスクリーン上における画素値を得ることにより、複数のレイから得られる複数の画素値に基づいて3D（三次元）レンダリング画像を形成する。

【0090】

20

三次元画像形成部30は、ボリュームデータの総数に応じた本数の複数のレイを設定する。つまり、図2の具体例1と比較して、図9の具体例2においては、ボリュームデータを構成するボクセルデータの総数が低減されているため、三次元画像形成部30は、図2の具体例1においてスクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定する場合よりも、レイの本数を低減する。

【0091】

そして、三次元画像形成部30は、本数を低減させた各レイを対象として公知のレンダリング演算を行い、スクリーン上において複数の画素値を得ることにより3D（三次元）レンダリング画像を形成する。

【0092】

30

レイの本数が低減されているため、画像形成処理の処理時間、つまり複数のレイに対するレンダリング演算の処理時間が短縮される。しかし、レイの本数が低減されているため3Dレンダリング画像の画素数が少なく、画像サイズが小さい上に画像の解像度も低下してしまう。

【0093】

そこで、解像度処理ブロック40において、3Dレンダリング画像の画像サイズと解像度を回復させる超解像拡大処理が行われる。つまり、三次元画像形成部30において形成された低解像度画像（3Dレンダリング画像）に対して、超解像拡大処理が施されて、画像サイズと解像度を回復させた高解像度画像（3Dレンダリング画像）が形成され、表示部50に表示される。解像度処理ブロック40は、前処理部42と補間処理部44と精細化処理部46で構成され（図1参照）、図4～図7を利用して詳述した処理を実行して、低解像度画像（3Dレンダリング画像）に対して、超解像拡大処理を施して、画像サイズと解像度を回復させた高解像度画像（3Dレンダリング画像）を形成する。

40

【0094】

図9の具体例2においても、補間処理により3Dレンダリング画像の画像サイズが回復され、高精細化処理により3Dレンダリング画像の解像度が回復される。例えば、図2におけるスクリーン上の全画素に対応した全てのレイを設定して得られる3Dレンダリング画像と同じ画像サイズで同程度の解像度の3Dレンダリング画像を形成することが可能になる。

【0095】

50

以上、本発明の実施において好適な超音波診断装置について説明したが、例えば、図1に示したボリューム構成部20と三次元画像形成部30と前処理部42と補間処理部44と精細化処理部46のうちの少なくとも一つをコンピュータにより実現し、そのコンピュータを超音波画像処理装置として機能させてもよい。

【0096】

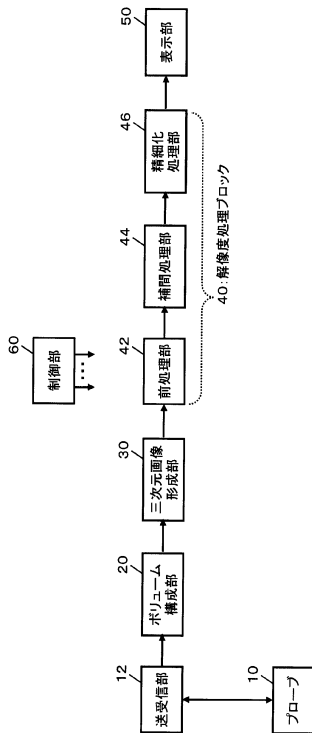
なお、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

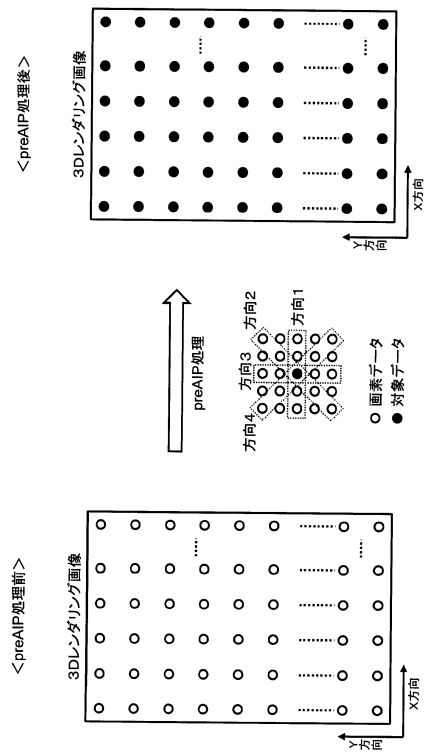
【0097】

10 プローブ、12 送受信部、20 ボリューム構成部、30 三次元画像形成部、40 解像度処理ブロック、42 前処理部、44 補間処理部、46 精細化処理部、50 表示部、60 制御部。

【図1】

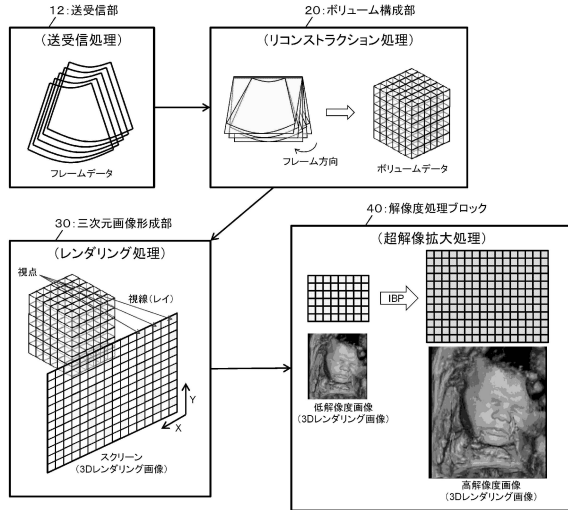


【図4】

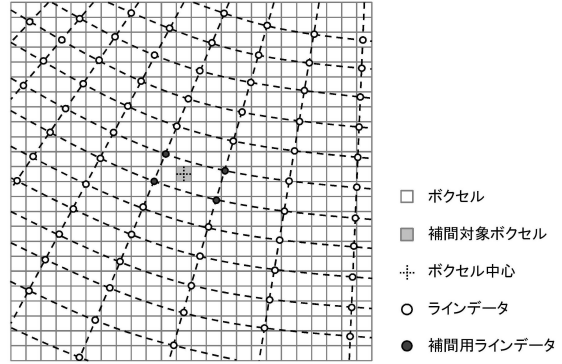




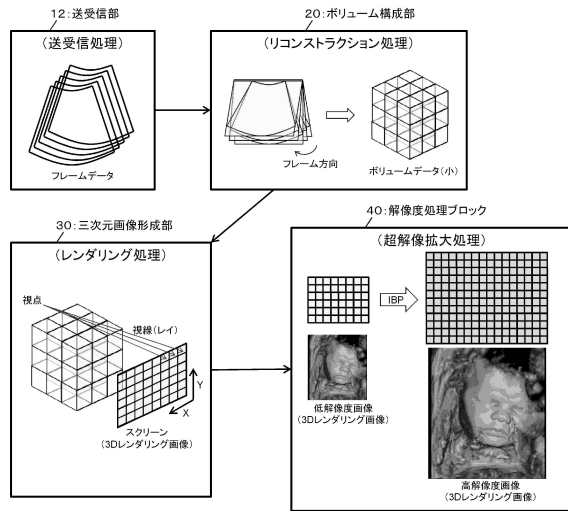
【図2】



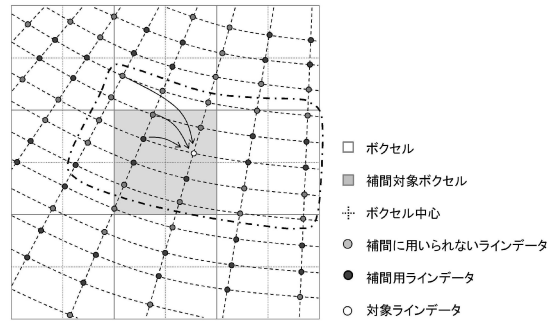
【図3】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2012-045065(JP,A)

Michal Irani and Shmuel Peleg, Improving Resolution by Image Registration, GRAPHICAL MODELS AND IMAGE PROCESSING, 1991年 5月, Vol.53, No.3, pp.231-239

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

IEEE Xplore

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5946197B2</a>	公开(公告)日	2016-07-05
申请号	JP2014143435	申请日	2014-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立製作所		
[标]发明人	宍戸裕哉 村下賢		
发明人	宍戸 裕哉 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE01 4C601/EE07 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/JC10 4C601/JC29		
审查员(译)	門田弘		
其他公开文献	JP2016019554A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

A当形成基于体数据的超声波图像，抑制图像分辨率的降低而缩短图像形成处理的处理时间。三维图像形成单元相对于体数据设置多个光线，并通过使用多个光线的图像形成处理形成超声图像。分辨率处理块40增加在三维图像形成单元30中形成的超声图像的分辨率。减少用于三维图像形成单元30的图像形成处理的光线的数量，并且缩短图像形成处理的时间以形成超声图像。此外，通过增加分辨率处理块40中的超声图像的分辨率，增强了随着光线数量的减少而减小的超声图像的分辨率。

(21) 出願番号	特願2014-143435 (P2014-143435)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成26年7月11日 (2014. 7. 11)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2016-19554 (P2016-19554A)	(72) 発明者	宍戸 裕哉 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
(43) 公開日	平成28年2月4日 (2016. 2. 4)	(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
審査請求日	平成27年7月3日 (2015. 7. 3)	審査官	門田 弘