

(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2013-244047
(P2013-244047A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-117819 (P2012-117819)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年5月23日 (2012. 5. 23)		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
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

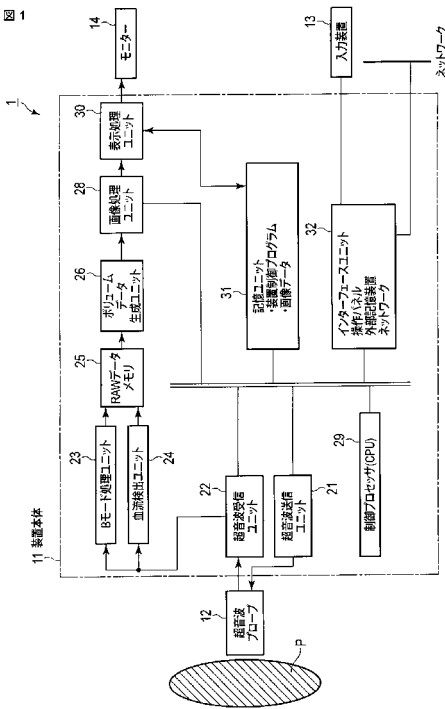
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムであって、関心領域の視認性を向上させた医用二次元画像データを生成することが可能な超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムを提供すること。

【解決手段】医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置を次のように構成する。収集した前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行し、前記フィルタ処理した後の前記医用三次元画像データセットをボリュームレンダリング処理する画像処理ユニット28と、を超音波診断装置に具備させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置であって、

被検体の三次元領域に対応する医用三次元画像データセットを収集する三次元画像データ収集部と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと、医用三次元画像データセットの三次元空間中に設定された所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットをボリュームレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記所定の基準点は、前記フィルタ処理と前記ボリュームレンダリング処理との双方において基準点として用いられ、前記ボリュームレンダリング処理によって生成されるボリュームレンダリング像は前記所定の基準点を描画中心として描画されている

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】

前記ボクセルと前記所定の基準点との相対位置とは、前記ボクセルと前記所定の基準点との間の距離である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記レンダリング処理部は、前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理される前の前記医用三次元画像データセットをボリュームレンダリング処理して第 1 のボリュームレンダリング像を生成し、且つ、前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットをボリュームレンダリング処理して第 2 のボリュームレンダリング像を生成し、

当該超音波診断装置は、前記第 1 のボリュームレンダリング像について関心領域を指定する ROI 指定部を更に具備し、

前記フィルタ処理実行部は、前記関心領域内に複数の基準点を設定して基準点ごとに变化させたフィルタ処理を実行し、前記複数の基準点のうち前記ボクセルとの距離が最小である基準点と前記ボクセルとの距離を前記相対位置とする

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記所定の基準点を前記医用三次元画像データセットに対して設定する為の基準点設定部と、

前記フィルタ処理実行部によるフィルタ処理の種類を設定する為のフィルタ処理設定部と、

を含む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 6】

前記基準点は、前記第 1 のボリュームレンダリング像に示される組織内の所定の視点から観察される当該組織の表面に設定される

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記レンダリング処理部による前記ボリュームレンダリング処理は、透視投影法によるボリュームレンダリング処理である

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 8】

前記フィルタ処理設定部は、前記ボクセルと前記所定の基準点との相対位置に応じて、前記ボクセルに対して実行するフィルタ処理の係数を設定する

50

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記フィルタ処理は、前記ボクセルに所定の色調を付与する処理を含み、

前記フィルタ処理設定部は、前記ボクセルと前記所定の基準点との相対位置に応じて、前記ボクセルに付与する色調を設定する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、前記ボクセルと前記基準点との距離に基づいて第 1 の係数を算出し、且つ、前記ボクセルの S / N 比に基づいて第 2 の係数を算出する係数算出部を更に具備し、

前記フィルタ処理実行部は、前記第 1 の係数と前記第 2 の係数との双方に基づいてフィルタ係数を変化させて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 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記フィルタ処理は平滑化処理であって、

前記フィルタ処理実行部は、前記ボクセルと前記基準点との距離が遠いほどぼかしを強くするように前記平滑化処理を実行する

ことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置であって、

被検体を超音波で走査することで医用三次元画像データセットを収集する三次元画像データ収集部と、

前記被検体に対して超音波を送信したときに得られる受信信号の S / N 比の大きさに応じて、前記医用三次元画像データセットの各ボクセルに対してフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリュームレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する画像処理装置であって、

被検体の三次元領域に対応して収集された医用三次元画像データを記憶する三次元画像データ記憶部と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリュームレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 14】

コンピュータに、

被検体の三次元領域に対応する医用三次元画像データセットを収集させる三次元画像データ収集機能と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行機能と、

前記フィルタ処理実行機能によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリュームレンダリング処理するレンダリング処理機能と、

を実現させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明の実施形態は、医用三次元画像データから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、医用画像取得装置の分野では、例えばＣＴ装置やＭＲＩ装置や超音波診断装置など様々なモダリティによって三次元画像データを取得することが可能となった。超音波診断装置は、例えば胎児を三次元的に走査し、胎児の体や顔等を立体的に観察及び診断すること等に利用されている。

【 0 0 0 3 】

ところで、スクリーンやプリンタ等の典型的な表示装置に、そのような三次元画像データを表示させる際には、三次元画像データを二次元画像として表現することになる。このような方法及び装置は数多く提案されている（例えば特許文献１参照）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献１ 】 特表 2 0 1 0 - 5 1 9 6 2 7 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

ところで、三次元画像データを二次元画像として表現する為には、一般的には透視投影法（*Perspectiv e rendering*）が用いられる。この透視投影法による投影で生成された二次元画像データにおいては、或る領域当たりのデータ量は視点（基準点）から遠くのものほど多くなる（範囲が広がる）。従って、透視投影法による投影で生成された二次元画像データは、人間の肉眼で観察した場合の光景とは異なり、遠近感を感じにくい表示画像となってしまう。また、関心領域が目立ちにくい表示となってしまう。

【 0 0 0 6 】

さらに、視認性の問題として、例えば超音波診断画像では三次元的に高いＳ／Ｎ比のデータを取得することが困難である。すなわち、ボリュームデータの一部に反射エコーの欠落やアーチファクトの混入などがしばしばある。例えば、視点（基準点）から遠方のデータがノイズ領域等の場合にはノイズが目立ってしまい、視認性を低下させる。

【 0 0 0 7 】

本発明は前記の事情に鑑みて為されたものであり、医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムであって、関心領域の視認性を向上させた医用二次元画像データを生成することが可能な超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置であって、

被検体の三次元領域に対応する医用三次元画像データセットを収集する三次元画像データ収集部と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと、医用三次元画像データセットの三次元空間中に設定された所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットをボリュームレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置であって、

被検体を超音波で走査することで医用三次元画像データセットを収集する三次元画像データ収集部と、

前記被検体に対して超音波を送信したときに得られる受信信号の S / N 比の大きさに応じて、前記医用三次元画像データセットの各ボクセルに対してフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリウムレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする。

10

【 0 0 1 0 】

一実施形態に係る画像処理装置は、

医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する画像処理装置であって、

被検体の三次元領域に対応して収集された医用三次元画像データを記憶する三次元画像データ記憶部と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行部と、

20

前記フィルタ処理実行部によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリウムレンダリング処理するレンダリング処理部と、

を具備することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

一実施形態に係るプログラムは、

コンピュータに、

被検体の三次元領域に対応する医用三次元画像データセットを収集させる三次元画像データ収集機能と、

前記医用三次元画像データセットの各ボクセルについて、それぞれの前記ボクセルと所定の基準点との相対位置に応じたフィルタ処理を実行するフィルタ処理実行機能と、

30

前記フィルタ処理実行機能によってフィルタ処理された後の前記医用三次元画像データセットを、ボリウムレンダリング処理するレンダリング処理機能と、

を実現させることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、医用三次元画像データの収集から医用二次元画像データの生成までの処理のフローチャートを示す図である。

【図 3】図 3 は、フライスルーモードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。

40

【図 4】図 4 は、フライスルーモードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。

【図 5】図 5 は、フライスルーモードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。

【図 6】図 6 は、従来技術によって均一にフィルタ処理された透視投影像の表示例を示す図である。

【図 7】図 7 は、従来技術によって均一にフィルタ処理された透視投影像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムについて説明する。

【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図である。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 と、入力装置 1 3 と、モニター 1 4 と、超音波送信ユニット 2 1 と、超音波受信ユニット 2 2 と、Bモード処理ユニット 2 3 と、血流検出ユニット 2 4 と、RAWデータメモリ 2 5 と、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 と、画像処理ユニット 2 8 と、制御プロセッサ(CPU) 2 9 と、表示処理ユニット 3 0 と、記憶ユニット 3 1 と、インタフェースユニット 3 2 と、を具備している。以下、個々の構成要素について説明する。

10

【 0 0 1 5 】

前記超音波プローブ 1 2 は、被検体 P に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス(探触子)であり、その先端に複数の配列された圧電振動子、整合層、バックング材等を有している。前記圧電振動子は、超音波送信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。前記整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。前記バックング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。

【 0 0 1 6 】

20

前記超音波プローブ 1 2 から被検体 P に対して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、エコー信号として当該超音波プローブ 1 2 によって受信される。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受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 7 】

なお、本実施形態に係る超音波プローブ 1 2 は、被検体における診断対象走査領域に関する医用三次元画像データ(以降、ボリュームデータセットと称する)を収集可能なものとして、二次元アレイプローブ(複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列されたプローブ)、又はメカニカル 4 D プローブ(超音波振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なプローブ)であるとする。

30

【 0 0 1 8 】

しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ 1 2 として例えば一次元アレイプローブを採用し、これを手動によって揺動させながら超音波走査をすることでも、ボリュームデータセットを取得することは可能である。

【 0 0 1 9 】

前記入力装置 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、後述するフィルタ処理における処理基準(以降、フィルタ処理基準(基準点、基準デプス、及び関心領域)と称する)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

40

【 0 0 2 0 】

また、入力装置 1 3 は、後述する管腔近傍血流描出機能において、診断部位を入力するための専用スイッチ、映像化に用いるカラーデータの範囲を制御するための専用ツマミ、ボクセルの透明度(不透明度)を制御するための専用ツマミ等を有している。

【 0 0 2 1 】

前記モニター 1 4 は、表示処理ユニット 3 0 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。

【 0 0 2 2 】

前記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ス回

50

路等を有している。トリガ発生回路では、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トリガ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、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

【0023】

なお、超音波送信ユニット 21 は、制御プロセッサ 29 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ンプ型の発信回路、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。

10

【0024】

前記超音波受信ユニット 22 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ 12 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、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行う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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

20

【0025】

前記Bモード処理ユニット 23 は、超音波受信ユニット 22 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。

【0026】

前記血流検出ユニット 24 は、超音波受信ユニット 22 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常CFM (Color Flow Mapping) で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0027】

前記RAWデータメモリ 25 は、Bモード処理ユニット 23 から受け取った複数のBモードデータを用いて、三次元的な超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ 25 は、血流検出ユニット 24 から受け取った複数の血流データを用いて、三次元的な超音波走査線上の血流データである血流RAWデータを生成する。

30

【0028】

なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ 25 の後に三次元的画像フィルタ処理 (以降、単にフィルタ処理と称する) を挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0029】

前記ボリュームデータ生成ユニット 26 は、RAW - ボクセル変換を実行することにより、RAWデータメモリ 25 から受け取ったBモードRAWデータからBモードボリュームデータセットを生成する。このRAW - ボクセル変換は、空間的な位置情報を加味した補間処理により、後述する管腔近傍血流描出機能において用いられる視体積内の各視線上のBモードボクセルデータを生成するものである。同様に、ボリュームデータ生成ユニット 26 は、RAW - ボクセル変換を実行することにより、RAWデータメモリ 25 から受け取った血流RAWデータから視体積内の各視線上の血流ボリュームデータセットを生成する。

40

【0030】

前記画像処理ユニット 28 は、ボリュームデータ生成ユニット 26 から出力されたボリ

50

ュームデータセットに対して、ポリウムレンダリング処理、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）、及び後述する“フィルタ処理”等の所定の画像処理を行う。この画像処理ユニット28は、ポリウムデータ生成ユニット26から出力されたポリウムデータセットに対して、ポリウムレンダリング処理を実行する前に、後述するフィルタ処理を実行することで、関心領域の視認性を向上させる。

【0031】

なお、本一実施形態においては、ポリウムレンダリング処理に透視投影法を適用してもよいし、平行投影法を適用してもよい。以下の例においては、ポリウムレンダリング処理に透視投影法を適用する場合を説明する。

10

【0032】

前記制御プロセッサ29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。制御プロセッサ29は、記憶ユニット31から後述する管腔近傍血流描出機能を実現するための専用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。

【0033】

前記表示処理ユニット30は、画像処理ユニット28において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、γカーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

20

【0034】

前記記憶ユニット31は、後述する管腔近傍血流描出機能を実現するための専用プログラムや、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、スペックル除去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、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット31のデータは、インタフェースユニット32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。

【0035】

以下、制御プロセッサ29の制御によって画像処理ユニット28が実行する“フィルタ処理”について説明する。図2は、制御プロセッサ29の制御による、医用三次元画像データ（ポリウムデータセット）の収集から医用二次元画像データ（透視投影画像データ）の生成までの一連の処理のフローチャートを示す図である。

30

【0036】

まず、制御プロセッサ29は、上述したポリウムデータセットの収集処理によって、被検体Pの診断対象領域についてのポリウムデータセットを収集する（ステップS1）。続いて、画像処理ユニット28は、ステップS1において収集したポリウムデータセットに対してMPR処理を行って各断面像（MPR画像）を生成する。

【0037】

ユーザは、入力装置13を操作し、表示させたい透視投影画像の視点・視線を、モニター14に表示されているMPR画像上で指定し、且つ、後述する“フィルタ処理基準”及び“フィルタ処理内容”を指定する。制御プロセッサ29は、この入力装置13への入力操作に基づいて“フィルタ処理基準”を設定し（ステップS2）、且つ、“フィルタ処理内容”を設定する（ステップS3）。

40

【0038】

以下、“フィルタ処理基準”及び“フィルタ処理内容”について詳細に説明する。

【0039】

前記“フィルタ処理基準”は、ステップS4においてフィルタ処理を実行する際に、ポリウムデータセットのどのボクセルにどのようなフィルタ処理を実行するのかを決定する為の基準である。画像処理ユニット28は、フィルタ処理基準（基準点、基準デプス、

50

関心領域)に応じて、各ボクセルに施す“フィルタ処理内容”を変更する。

【0040】

詳細には、フィルタ処理基準として“基準点”を用いる場合には、各ボクセルと当該基準点との相対位置に応じて、各ボクセルに施す“フィルタ処理内容”を変更する。フィルタ処理基準として“基準デプス”を用いる場合には、各デプスと当該基準デプスとの相対位置に応じて、各デプスのボクセルに施す“フィルタ処理内容”を変更する。フィルタ処理基準として“関心領域”を用いる場合には、当該関心領域の内外で、各ボクセルに施す“フィルタ処理内容”を変更する。具体例については後述する。

【0041】

なお、本一実施形態において“フィルタ処理”とは、通常のフィルタリングに加えて、各ボクセルに対して“所定の色調を付与する処理”をも含む概念である。従って、上述の“フィルタ処理内容の変更”としては、例えば“フィルタ処理の強度(係数、重み)の変更”や“各ボクセルに付与する色調の変更”等を挙げることができる。

【0042】

詳細には、フィルタ処理の強度に関わるパラメータとしては、タップ数、フィルタ係数(重み)、カーネルサイズ等を挙げることができる。また、フィルタ処理の種類については、一般的な平滑化やノイズリダクションを目的としたフィルタ処理であれば任意である。従って、画像処理ユニット28が前記ボリュームデータセットに対して施すフィルタ処理としては、例えばガウスフィルタ、平均フィルタ、またはメディアンフィルタ等の任意の三次元フィルタ処理を挙げることができる。

【0043】

図3は、“フライスルーモード”と称される管腔表示モードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。図3に示す例では、フィルタ処理基準として、“基準点”を画像中央に設定し、画像中央近傍の領域と画像周縁近傍の領域とでフィルタ処理の係数を変更している。

【0044】

より具体的には、“各ボクセルと当該基準点との相対位置”を、“各ボクセルと当該基準点との間の距離”とし、画像中央近傍の領域には比較的スムージングの弱いフィルタ処理を施し、一方で画像周縁近傍の領域には強いスムージング処理を行うことで強くぼかしている。つまり、関心領域について相対的に視認性を向上させることで、肉眼で見た場合の見え方に近く観察に適した画像としている。

【0045】

ここで、“フライスルーモード”について詳細に説明する。フライスルーモードは、管腔表示モードの一種であり、被検体に対する三次元走査によって得られたボリュームデータの管腔臓器内に観察者の視点と視線方向を仮想的に設定し、該視点から観察される管腔臓器の内表面を仮想内視鏡画像(フライスルー画像)データとして観察するモードである。

【0046】

このフライスルーモードにおいては、被検体の体外から収集されたボリュームデータに基づいて、内視鏡的な画像データを生成し表示することができ、検査時の被検体に対する侵襲度を大幅に低減することができる。さらに、内視鏡スコープの挿入が困難な細い消化管や血管等の管腔臓器に対しても視点や視線方向を任意に設定することができるため、従来の内視鏡検査では不可能であった高精度の検査を安全且つ効率的に行なうことが可能となる。

【0047】

インバージョン(Inversion)法では、低輝度として描出される管腔を管の外側から見たときの形態を映像化する。これに対し、フライスルーモードで用いられるフライスルー法では、管腔を管の内側から観た態様で映像化する。このフライスルー法によれば、例えば管腔内ポリープの存在確認等において、狭窄等により内視鏡が挿入できない部位であっても、あたかも内視鏡で観察しているかのように観察することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

このフライスルー法は、CTデータを利用した仮想内視鏡として製品化された技術を超音波診断装置に適用したものであり、技術的には主として下記の特徴を有する。

【 0 0 4 9 】

第1の特徴は、一般的には投影法としては平行投影法が用いられるのに対し、フライスルー法では投影法として透視投影法が用いられる点である。平行投影法では無限遠に視点を置いて投影する為、奥行き感を把握することが困難である。一方、透視投影法では所謂遠近法によって、内視鏡を利用して取得したような画像を表示させることができる。従って、管の内腔を観察するのに適した表示法であると言える。

【 0 0 5 0 】

第2の特徴は、フライスルー法では、フライスルー管腔の自動追跡技術、管腔の中心軸を自動的に認識させることで、該中心軸に沿って視点を自動で移動させることができる点である。従って、フライスルー法を用いることで、操作者が観察したい管腔を一度指定すれば、機械的に視点が当該管腔内を移動し、その内腔が順次表示されるような超音波診断装置が実現する。なお、手動で視点位置及び視線方向の変更をするように構成しても勿論よい。

【 0 0 5 1 】

また、フライスルー法によれば、視線に直交するMPR画像を併せて表示することもでき、管腔の直交三断面を描出するためのナビゲーションとして利用することもできる。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように多くの利点を有するフライスルー法であるが、ポリウムレンダリング処理に透視投影法を用いる方法であるが故に、“生成された二次元画像データが遠近感を感じにくい表示画像となってしまうこと、及び、関心領域が目立たにくい表示となってしまうこと”というデメリットを免れ得ない。

【 0 0 5 3 】

しかしながら、本一実施形態をフライスルー法に適用することで、透視投影法に起因するデメリットを克服することができる。つまり、本一実施形態は、フライスルー法をより有益なものとすることができる。

【 0 0 5 4 】

ところで、図4は、上述のフライスルーモードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。以下、図4を参照して、フィルタ処理基準として“基準デプス”を用いる場合を説明する。

【 0 0 5 5 】

フィルタ処理基準として“基準デプス”を用いる場合、例えば透視投影像上でポインタ指定する為のポインタ生成部（不図示）を当該超音波診断装置に具備させ、ユーザによる入力装置13の操作でポインタが設置された基準デプスに係る情報（デプス情報と称する）に基づいて、その周辺のデプスとそれ以外のデプスとでフィルタ処理係数を異ならせてフィルタ処理してもよい（若しくは色調を異ならせてもよい）。図4に示すポインタPは、ユーザが当該仮想内視鏡画像上で基準デプスを指定する為のUI（User Interface）である。

【 0 0 5 6 】

図4に示す例では、ポインタPが設置された基準デプスについては比較的スムージングの弱いフィルタ処理を施し、それ以外のデプスについては強いスムージングのフィルタ処理を行えばよい。これにより、ポインタPが設置された基準デプスについてはボケが少なく、エッジ等が明瞭な画像を得られる。また、ポインタPが設置された基準デプス以外のデプスについては強くぼかされているので、ノイズやアーチファクトが低減しており、表示画像全体としての視認性も向上し、第三者にとっても画像作成者がどこに注目しているのかを認識しやすい。なお、ポインタPが設置されたデプス情報を、当該透視投影像と共に記憶ユニット31に記憶可能に構成してもよい。

【 0 0 5 7 】

10

20

30

40

50

以下、図5を参照して、フィルタ処理基準として“関心領域(R O I ; R e g i o n O f I n t e r e s t)”を用いた場合を説明する。図5は、上述のフリスルーモードで生成・表示される透視投影像である“仮想内視鏡画像”の生成処理に本一実施形態を適用した場合の表示例を示す図である。

【0058】

フィルタ処理基準として“関心領域”を用いる場合、例えば透視投影像上に関心領域を設定可能なR O I生成部(不図示)を当該超音波診断装置に具備させ、該R O I生成部によって設定された関心領域と範囲外とでフィルタ処理係数を異ならせてフィルタ処理してもよい(若しくは色調を異ならせてもよい)。図5に示す関心領域R O Iは、ユーザが当該仮想内視鏡画像上で所望の領域を関心領域に設定する為のUIである。

10

【0059】

図5に示す例では、関心領域R O Iが設定された範囲内については比較的スムージングの弱いフィルタ処理を施し、それ以外の領域については強いスムージングのフィルタ処理を行えばよい。これにより、関心領域R O Iが設定された領域内についてはボケが少なく、エッジ等が明瞭な画像を得られる。また、関心領域R O Iが設定された領域外については強くぼかされているので、ノイズやアーチファクトが低減しており、表示画像全体としての視認性も向上し、第三者にとっても画像作成者がどこに注目しているのかを認識しやすい。なお、関心領域R O Iに係る情報であるR O I情報を、当該透視投影像と共に記憶ユニット31に記憶可能に構成してもよい。

【0060】

20

なお、フィルタ処理基準としては、上述した他にも例えば“被検体に対して超音波を送信したときに得られる受信信号のS/N比の大きさ”に応じて、各ボクセルについてフィルタ処理を実行するようにしてもよい。具体的には、例えばS/N比の値が大きい領域については受信信号が明瞭であるとみなし、比較的スムージングの弱いフィルタ処理を施し、一方S/N比の小さい領域は強いスムージング処理を行うことで強くぼかしてしまう。つまり、ノイズ成分が多く含まれており受信信号が明瞭でない領域については強くぼかすフィルタ処理を行う。これにより、表示画像の視認性(印象)が、S/N比の値の小さい領域に左右されなくなる。

【0061】

さらには、ノイズレベルが空間的に一定となるようにゲイン設定して収集したボリュームデータセットの各ボクセルについて、受信信号の大きさに応じて異なるフィルタ処理を施してもよい。但し、透視投影を行う際には、エコーレベルは比較的均一になることが望ましく。ポストプロセスでゲインを補正するようにし、補正後のボリュームデータセットについてレンダリング処理を行う。

30

【0062】

ところで、“フィルタ処理内容の変更”の例としては、上述したような“フィルタ処理の係数(重み)の変更”の他にも、次のような例を挙げることができる。

【0063】

例えば、フィルタ処理基準に応じて各ボクセルに“異なる色調を割り当てる”としてもよい。具体的には、例えば所定の基準点からの距離に応じて色調を変更して各ボクセルに対して色付けを行う。また、例えばボクセルと基準点との距離と、色付け割合の関係を設定する色付け関数を二次元関数として設定した上で、該色付け関数に従って各ボクセルを色付けしてもよい。さらには、フィルタ処理基準に応じて“特定の色調の混入度合いを増加させる(例えばRGBのうちBの割合を増加させる)”としてもよい。

40

【0064】

上述したステップS2及びステップS3において各種設定が完了すると、画像処理ユニット28は、ボリュームデータセットの各ボクセルについて、上述したように前記フィルタ処理基準に応じたフィルタ処理を実行する(ステップS4)。

【0065】

このステップS4における処理は、当該ボリュームデータセットの透視投影像データ(

50

後述するステップＳ５で生成)の表示において診断対象の領域の視認性を向上させる為の処理である。

【００６６】

前記ステップＳ４における処理を完了した後、画像処理ユニット２８は、ステップＳ４におけるフィルタ処理後のボリュームデータセットを例えば透視投影法によってボリュームレンダリング処理し、透視投影像データ(医用二次元画像データ)を生成する(ステップＳ５)。その後、この透視投影像データは表示処理ユニット３０によって所定の変換処理等が施された後、モニター１４に出力されて表示され、且つ、記憶ユニット３１に記憶される。

【００６７】

なお、ステップＳ２においてフィルタ処理の際の基準点を設定している場合には、当該基準点を、ステップＳ５のボリュームレンダリング処理において利用してもよい。つまり、ステップＳ４のフィルタ処理における基準点と、ステップＳ５のボリュームレンダリング処理における基準点とを共通化してよい。この場合、ボリュームレンダリング処理によって生成されるボリュームレンダリング像は前記基準点を描画中心として描画される。

【００６８】

前記ステップＳ５の処理を終えた後、制御プロセッサ２９は、ステップＳ２において設定したフィルタ処理基準(基準点、基準デプス、及び関心領域)、及び/または、ステップＳ３において設定したフィルタ処理内容を更新するか否かを判定する(ステップＳ６)。

【００６９】

具体的には、このステップＳ６においては、例えば入力装置１３から“フィルタ処理に係る設定を更新する旨の信号”が入力されたか否か(入力装置１３において基準を更新する旨の操作が行われたか否か)を判定する。

【００７０】

このステップＳ６をＹＥＳに分岐する場合には、ユーザは、例えば入力装置１３を操作し、前記ステップＳ５において生成されモニター１４に表示された透視投影像(及び直交三断面像等)を視認しつつ、表示させたい透視投影像の視点・視線をＭＰＲ画像上で指定し、且つ、“フィルタ処理基準”及び“フィルタ処理内容”を指定する(ステップＳ７)。その後、前記ステップＳ２に移行する。一方、前記ステップＳ６をＮＯに分岐する場合には、当該透視投影像の生成処理を終了する。

【００７１】

ところで、本一実施形態に係る超音波診断装置による上述の一連の処理は、プログラム化することで、或いはプログラム化した後に当該プログラムを記憶媒体に読み込むことによって、当該超音波診断装置とは独立したソフトウェア製品単体としての販売、配布も容易になり、また本一実施形態に係る技術を他のハードウェア上で利用することも可能となる。

【００７２】

以上説明したように、本一実施形態によれば、医用三次元画像データセットから医用二次元画像データを生成する超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムであって、関心領域の視認性を向上させた医用二次元画像データを生成することが可能な超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムを提供することができる。

【００７３】

具体的には、本一実施形態によれば、三次元のボリュームデータセットに対して、空間的に不均一なフィルタリング処理を施すことで、当該ボリュームデータセットをボリュームレンダリング処理して生成した医用二次元画像データの視認性が改善される。

【００７４】

すなわち、本一実施形態によって生成される医用二次元画像データでは、上述した図３乃至図５に示されているように、関心領域については高い分解能を保持した表示となり、且つ、非関心領域については目立たない表示となり、画像作成者の注目領域(診断対象の

10

20

30

40

50

領域)が一目瞭然となる。また、ノイズ等の診断に不必要な情報については、上述のフィルタ処理によって目立たなくされている為、表示画像全体としての視認性も向上している。

【0075】

他方、従来の技術による場合、本一実施形態の特徴部に係る技術的思想が無い為、例えば図6及び図7に示すように全ボクセルに対して均一にフィルタ処理された透視投影像しか得ることができない。図6及び図7は、従来の技術によって均一にフィルタ処理された透視投影像の表示例を示す図である。なお、図6に示す例は、図7に示す例よりも比較的強いフィルタ処理が行われている例である。

【0076】

特に、上述したフライスルーモードのように、透視投影法によるレンダリング処理を行う場合には、本一実施形態によらなければ、透視投影法によるデメリットを解消することはできず、図3乃至図5に示すような視認性が良好な透視投影像を得ることができない。

【0077】

以上、一実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した一実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で、種々の変形及び応用が可能なことは勿論である。

【0078】

《第1変形例》

以下、説明の重複を避ける為、上述の一実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムとの相違点について説明する。本第1変形例においては、前記基準点を次の処理によって設定する。

【0079】

すなわち、画像処理ユニット28によるフィルタ処理の前に、画像処理ユニット28によってボリュームデータセットに対してボリュームレンダリング処理を行って透視投影像データ(第1のボリュームレンダリング像データ)を生成し、該第1のボリュームレンダリング像データについて関心領域を前記ROI生成部(不図示)によって設定し、該関心領域内に複数の(例えば関心領域の全領域に)基準点を設定してもよい。

【0080】

このように基準点を設定した後、画像処理ユニット28は、前記複数の基準点のうち前記ボクセルとの距離が最小である基準点と各ボクセルとの距離に応じて変化させたフィルタ処理を実行する。

【0081】

なお、このフィルタ処理を実行後のボリュームデータセットに対して再度ボリュームレンダリング処理を行って透視投影像データ(第2のボリュームレンダリング像データ)を生成した後、該第2のボリュームレンダリング像データについて前記ROI生成部(不図示)によって再び関心領域を設定して基準点を設定し、この基準点に基づいて、再度、“フィルタ処理を実行前のボリュームデータセット”に対してフィルタ処理を実行してもよい。

【0082】

《第2変形例》

以下、説明の重複を避ける為、上述の一実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、及びプログラムとの相違点について説明する。本第2変形例においては、前記画像処理ユニット28は、フィルタ処理を次の基準に従って変化させて実行する。

【0083】

すなわち、画像処理ユニット28は、ボリュームデータセットの各ボクセルについて、処理対象ボクセルと前記基準点との距離に基づいて第1の係数を算出し、且つ、前記処理対象ボクセルのS/N比に基づいて第2の係数を算出する。そして、画像処理ユニット28は、前記第1の係数と前記第2の係数との双方に基づいてフィルタ係数を変化させて前記フィルタ処理(例えば平滑化処理)を実行する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

ここで、“前記第1の係数と前記第2の係数との双方に基づいてフィルタ係数を変化させ”とは、例えば、第1の係数と第2の係数との総和や乗算、または、何れか大きい方の値を採用する等によって第3の係数を算出して設定し、該第3の係数に基づいてフィルタ処理におけるフィルタ係数を変化させればよい。具体的には、画像処理ユニット28は、例えばボクセルと基準点との距離が遠いほどぼかしを強くするようにフィルタ係数を変化させて平滑化処理を行えばよい。

【 0 0 8 5 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

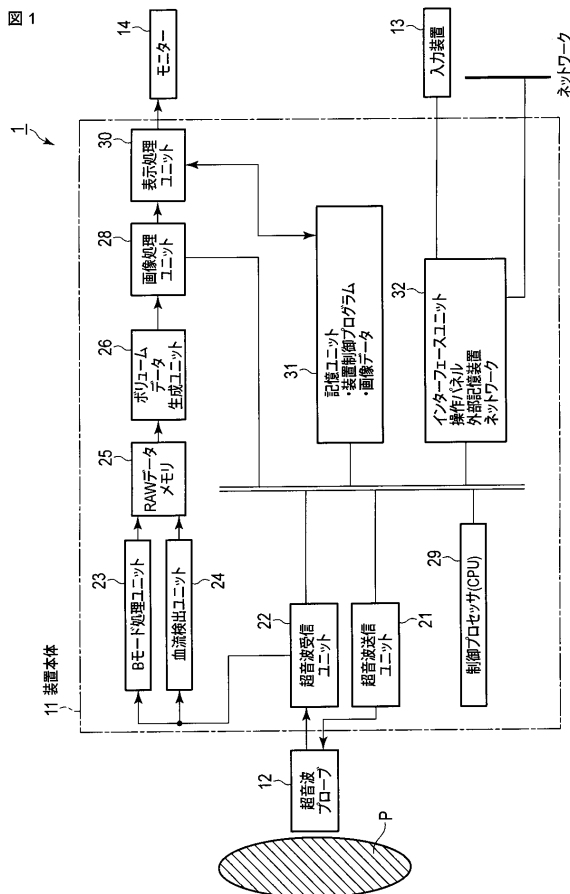
【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

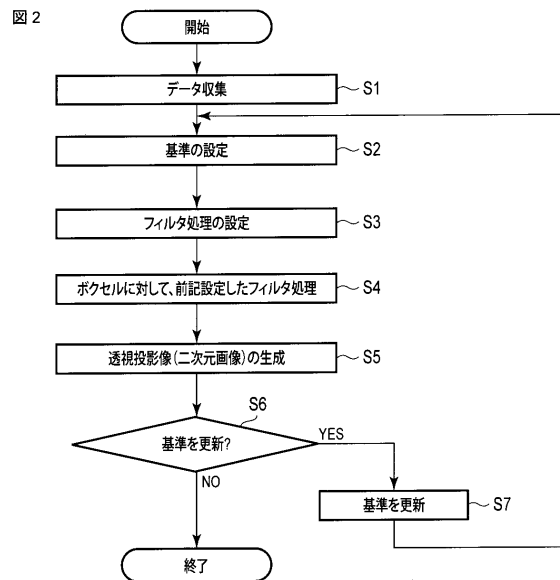
P ... ポインタ、 RO I ... 関心領域、 1 ... 本超音波診断装置、 11 ... 装置本体、 12 ... 超音波プローブ、 13 ... 入力装置、 14 ... モニター、 21 ... 超音波送信ユニット、 22 ... 超音波受信ユニット、 23 ... Bモード処理ユニット、 24 ... 血流検出ユニット、 25 ... RAWデータメモリ、 26 ... ボリュームデータ生成ユニット、 28 ... 画像処理ユニット、 29 ... 制御プロセッサ、 30 ... 表示処理ユニット、 31 ... 記憶ユニット、 32 ... インタフェースユニット。

20

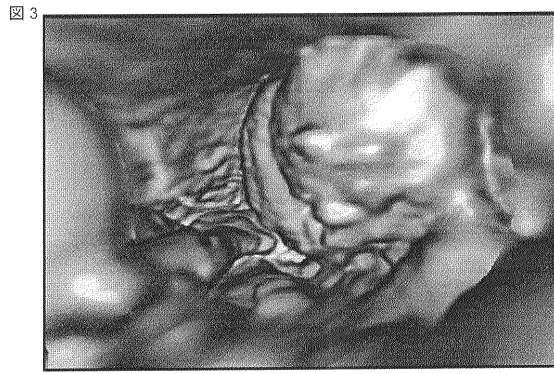
【 図 1 】



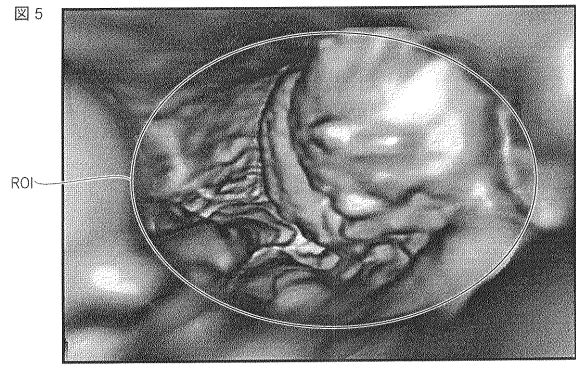
【 図 2 】



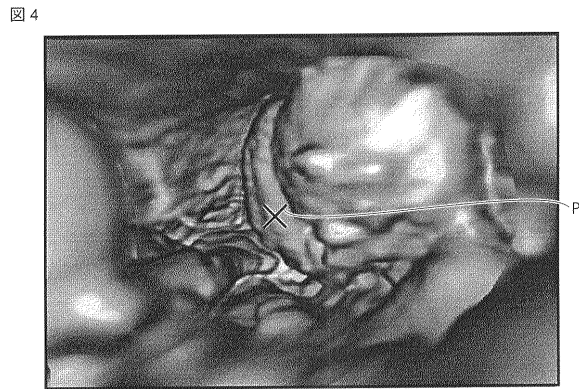
【 図 3 】



【 図 5 】



【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎

(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 100158805
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正

(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

(72)発明者 吉田 哲也
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 川岸 哲也
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 田中 豪
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

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE30 JC04 JC26 JC30 JC33 JC37 KK22 LL38
5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB08 CB12 CB16 CE06 DA16
DC22

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和程序		
公开(公告)号	JP2013244047A	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012117819	申请日	2012-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉田 哲也 川岸 哲也 田中 豪		
发明人	吉田 哲也 川岸 哲也 田中 豪		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JC04 4C601/JC26 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE06 5B057/DA16 5B057/DC22 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/CA24 5L096/EA06 5L096/EA45 5L096/FA38 5L096/FA66 5L096/GA55		
代理人(译)	中村 诚 河野直树 井上 正 冈田 隆		
其他公开文献	JP5996268B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断设备，图像处理装置和程序，用于从医学三维图像数据生成医学二维图像数据，能够生成具有改善的区域可见度的医学二维图像数据出于兴趣。解决方案：用于从医学三维图像数据集生成医学二维图像数据的超声诊断设备包括图像处理单元28，其被配置为对每个体素执行与每个体素和规定参考点之间的相对位置相对应的滤波处理。收集的医学三维图像数据集，并在滤波处理之后对医学三维图像数据集执行体绘制处理。

