

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5942217号
(P5942217)

(45) 発行日 平成28年6月29日(2016.6.29)

(24) 登録日 平成28年6月3日(2016.6.3)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-230010 (P2011-230010)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成23年10月19日(2011.10.19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2012-105966 (P2012-105966A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成24年6月7日(2012.6.7)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成26年10月7日(2014.10.7)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2010-234666 (P2010-234666)	(74) 代理人	100159651
(32) 優先日	平成22年10月19日(2010.10.19)		弁理士 高倉 成男
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

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】

被検体の管腔を含む三次元領域をBモードによって超音波で走査することで、当該三次元領域に対応する第1のボリュームデータを取得すると共に、前記三次元領域を血流検出モードによって超音波で走査することで第2のボリュームデータを取得するボリュームデータ取得ユニットと、

前記管腔内において、視点と、当該視点を基準とする複数の視線とを設定する設定ユニットと、

前記複数の視線のうち、前記第1のボリュームデータの前記管腔外に対応する組織データと、前記第2のボリュームデータの前記管腔外の血流に対応する血流データとが配列された視線を判定する判定ユニットと、

判定された視線上に存在する前記組織データの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少なくとも制御する制御ユニットと、

前記パラメータ値が制御されたボクセルを含む前記第1のボリュームデータと、前記第2のボリュームデータとを用いて、前記視点に基づく仮想内視鏡画像を生成する画像生成ユニットと、

前記仮想内視鏡画像を表示する表示ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御ユニットは、前記管腔内領域に対応するデータとして血流データがある場合、

10

20

当該管腔内領域に対応するデータの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少なくとも制御する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御ユニットは、前記管腔内の血流が透明又は半透明となるように、前記管腔内領域に対応するデータに対応する領域の各ボクセルに付帯するパラメータ値を制御する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御ユニットは、前記組織データに対応する領域が透明又は半透明になるように、前記組織データに対応する領域の各ボクセルに付帯するパラメータ値を制御する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記制御ユニットは、診断部位に応じて又は入力ユニットからの入力に従って設定される透明度又は不透明度を用いて、前記組織データに対応する領域の各ボクセルに付帯するパラメータ値を制御する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御ユニットは、診断部位に応じて又は入力ユニットからの入力に従って設定される透明度又は不透明度を用いて、前記管腔内領域に対応するデータに対応する領域の各ボクセルに付帯するパラメータ値を制御する請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成ユニットは、前記視点から見て前記血流データより深い位置に存在するデータを除外して、前記仮想内視鏡画像を生成する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記画像生成ユニットは、前記管腔内と前記組織データとの境界から所定距離より深い位置に存在する前記血流データを除外して、前記仮想内視鏡画像を生成する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成ユニットは、透視投影を用いたレンダリング処理により、前記仮想内視鏡画像を生成する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

30

前記画像生成ユニットは、ボリュームレンダリング処理により、前記仮想内視鏡画像を生成する請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像生成ユニットは、前記視点と前記仮想内視鏡画像上に指定される任意の点とを基準として、前記第 1 のボリュームデータ及び前記第 2 のボリュームデータの少なくとも一方に対して少なくとも一つの断面を設定し、当該少なくとも一つの断面に対応する断面画像を生成し、

前記表示ユニットは、前記断面画像を前記仮想内視鏡画像と共に表示する請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

40

被検体の管腔を含む三次元領域を B モードによって超音波で走査することで取得された第 1 のボリュームデータと、前記三次元領域を血流検出モードによって超音波で走査することで取得された第 2 のボリュームデータと、を記憶するボリュームデータ記憶ユニットと、

前記管腔内において、視点と、当該視点を基準とする複数の視線とを設定する設定ユニットと、

前記複数の視線のうち、前記第 1 のボリュームデータの前記管腔外に対応する組織データと、前記第 2 のボリュームデータの前記管腔外の血流に対応する血流データとが配列された視線を判定する判定ユニットと、

判定された視線上に存在する前記組織データの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少

50

なくとも制御する制御ユニットと、

前記パラメータ値が制御されたボクセルを含む前記第 1 のボリュームデータと、前記第 2 のボリュームデータとを用いて、前記視点に基づく仮想内視鏡画像を生成する画像生成ユニットと、

前記仮想内視鏡画像を表示する表示ユニットと、
を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 13】

被検体の管腔を含む三次元領域を B モードによって超音波で走査することで取得された第 1 のボリュームデータと、前記三次元領域を血流検出モードによって超音波で走査することで取得された第 2 のボリュームデータと、を用いて、コンピュータに、

前記管腔内において、視点と、当該視点を基準とする複数の視線とを設定させる設定機能と、

前記複数の視線のうち、前記第 1 のボリュームデータの前記管腔外に対応する組織データと、前記第 2 のボリュームデータの前記管腔外の血流に対応する血流データとが配列された視線を判定させる判定機能と、

判定された視線上に存在する前記組織データの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少なくとも制御させる制御機能と、

前記パラメータ値が制御されたボクセルを含む前記第 1 のボリュームデータと、前記第 2 のボリュームデータとを用いて、前記視点に基づく仮想内視鏡画像を生成させる生成機能と、

前記仮想内視鏡画像を表示させる表示機能と、
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】

【技術分野】

【0001】

超音波画像診断の三次元画像表示において、内腔像と内腔近傍の血流像を同時に映像化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に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

特に、近年では、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動させる方法や複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブを用いる方法によって被検体の診断対象部位に対する三次元走査を行ない、この三次元走査にて収集される三次元データ（ボリュームデータ）を用いて三次元画像データや MPR（Multi-Planar Reconstruction）画像データ等を生成することにより更に高度な診断や治療が可能となっている。

【0004】

一方、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、この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（或いはフライスルー画像）データとして観察する方法が提案されている。当該方法によれば、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。

【 0 0 0 5 】

ところで、仮想内視鏡画像において組織内に埋もれた管壁近傍の血流を同時に観察することが求められている。現在、Bモードと血流の三次元画像を同時に表示する超音波診断装置が実用化されている。この装置によれば、Bモードの三次元画像と血流の三次元画像とをつなぎ合わせて表示したり、Bモードの三次元画像と血流の三次元画像とを半透明にして重畳表示することが可能である。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 1 0 9 7 3 号 公 報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、従来の超音波診断装置は、Bモードと血流の三次元画像とを同時に表示する場合、Bモードの三次元画像と血流の三次元画像とをつなぎ合わせて表示するに過ぎない。また、Bモードの三次元画像と血流の三次元画像とを半透明にして重畳表示する方法では、仮想内視鏡画像が見辛く、管腔内と組織内の区別がつきにくい。このため、仮想内視鏡画像において組織内に埋もれた管壁近傍の血流を適切に表示することはできない。

【 0 0 0 8 】

上記事情を鑑みて、仮想内視鏡画像において管壁近傍の血流を適切に映像化する超音波診断装置、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。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の管腔を含む三次元領域をBモードによって超音波で走査することで、当該三次元領域に対応する第1のボリュームデータを取得すると共に、前記三次元領域を血流検出モードによって超音波で走査することで第2のボリュームデータを取得するボリュームデータ取得ユニットと、前記管腔内において、視点と、当該視点を基準とする複数の視線とを設定する設定ユニットと、前記複数の視線のうち、前記第1のボリュームデータの前記管腔外に対応する組織データと、前記第2のボリュームデータの前記管腔外の血流に対応する血流データとが配列された視線を判定する判定ユニットと、判定された視線上に存在する前記組織データの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少なくとも制御する制御ユニットと、前記パラメータ値が制御されたボクセルを含む前記第1のボリュームデータと、前記第2のボリュームデータとを用いて、前記視点に基づく仮想内視鏡画像を生成する画像生成ユニットと、前記仮想内視鏡画像を表示する表示ユニットと、を具備する。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 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、本管腔近傍血流描出処理の流れを示したフローチャートである。

40

【 図 3 】 図 3 は、視点、視体積、視線を設定処理を説明するための図である。

【 図 4 】 図 4 は、視点、視体積、視線を設定処理を説明するための図である。

【 図 5 】 図 5 は、視線が管壁近傍組織の血流を貫いている場合のデータ並び順序判定処理を説明するための図である。

【 図 6 】 図 6 は、視線が管壁近傍組織の血流を貫いている場合のボリュームレンダリング処理を説明するための図である。

【 図 7 】 図 7 は、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想内視鏡画像の表示形態の一例を示した図である。

【 図 8 】 図 8 は、第 1 の B モードデータの後ろのカラーデータが管壁から十分離れた位置にある場合の管腔近傍血流描出処理を説明するための図である。

50

【図 9】図 9 は、第 1 の B モードデータの後ろのカラーデータが管壁から十分離れた位置にある場合の管腔近傍血流描出処理を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、視線上に血流が存在しない場合の管腔近傍血流描出処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、管腔内に血流が有る場合の管腔近傍血流描出処理を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、管腔内に血流が有る場合の管腔近傍血流描出処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

10

以下、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。

【0012】

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 12、入力装置 13、モニター 14、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、B モード処理ユニット 23、血流検出ユニット 24、RAW データメモリ 25、ボリュームデータ生成ユニット 26、管腔近傍血流描出ユニット 27、画像処理ユニット 28、制御プロセッサ (CPU) 29、表示処理ユニット 30、記憶ユニット 31、インタフェースユニット 32 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。

20

【0013】

超音波プローブ 12 は、被検体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、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層、バックリング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット 21 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。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。バックリング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 12 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 12 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。

30

【0014】

なお、本実施形態に係る超音波プローブ 12 は、ボリュームデータを取得可能なものとして、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 4D 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。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ 12 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、ボリュームデータを取得することは可能である。

40

【0015】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこ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。また、入力装置 13 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。

【0016】

50

モニター 14 は、表示処理ユニット 30 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。

【0017】

超音波送信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルス回路等を有している。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。パルス回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。

【0018】

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リ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。

【0019】

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、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。

【0020】

Bモード処理ユニット 23 は、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。

【0021】

血流検出ユニット 24 は、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。

【0022】

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。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 の後に三次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0023】

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を生成する。

【0024】

管腔近傍血流描出ユニット 27 は、制御プロセッサ 29 からの制御に基づいて、ボリュ

10

20

30

40

50

ームデータ生成ユニット２６において生成されるポリウムデータに対して、後述する管腔近傍血流描出機能に従う各処理を実行する。

【００２５】

画像処理ユニット２８は、ポリウムデータ生成ユニット２６、管腔近傍血流描出ユニット２７から受け取るポリウムデータに対して、ポリウムレンダリング、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。特に、画像処理ユニット２８は、後述する管腔近傍血流描出機能に従う処理において、入力装置１３を介して透明度が入力・変更された場合には、当該入力・変更された透明度に対応する不透明度を用いて、ポリウムレンダリングを実行する。なお、不透明度は、透明度と逆の概念である。例えば、透明度が０（完全に不透明）から１（完全に透明）まで変化する場合、不透明度は１（完全に不透明）から０（完全に透明）まで変化することになる。本実施形態においては、レンダリング処理では不透明度の用語を、ユーザインタフェースでは透明度の用語をそれぞれ用いるものとする。

10

【００２６】

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、画像処理ユニット２８の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【００２７】

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。

20

【００２８】

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。

【００２９】

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。

30

【００３０】

インタフェースユニット３２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、インタフェースユニット３２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。

【００３１】

40

（管腔近傍血流描出機能）

次に、本超音波診断装置１が有する管腔近傍血流描出機能について説明する。この機能は、仮想内視鏡画像において、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を適切に映像化するものである。なお、本機能は、診断対象としての臓器や血管の内腔（嚢胞や管腔）を仮想内視鏡画像によって映像化するものであるが、本実施形態では、説明を具体的にするため、管腔を診断対象とし、管壁近傍の組織内に血流がある場合を想定する。また、本実施形態では、血流データとして、ＣＦＭモードによって撮像されるカラーデータ（速度、分散、パワー等）を用いる場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば造影剤を用いて撮像された血流データを用いてもよい。造影剤を用いた血流データは、例えば血流信号の抽出にハーモニック法を用い、抽出した血流信号に対してＢモード処理を実行する

50

ことで、取得することが可能である。

【 0 0 3 2 】

図 2 は、本管腔近傍血流描出処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

【 0 0 3 3 】

[患者情報・送受信条件を入力受：ステップ S 1]

入力装置 1 3 を介して患者情報の入力、送受信条件（被走査領域の大きさを決めるための画角、焦点位置、送信電圧等）、被検体の所定領域を超音波走査するための撮像モード、スキャンシーケンス等の選択が実行される（ステップ S 1）。入力、選択された各種情報・条件等は、自動的に記憶ユニット 3 1 に記憶される。

10

【 0 0 3 4 】

[B モードボリュームデータ及びカラーボリュームデータを取得：ステップ S 2]

超音波プローブ 1 2 が被検体表面の所望の位置に当接され、診断部位（今の場合管腔）を含む三次元領域を被走査領域として、B モード及び C F M モードによる超音波同時走査が実行される。B モードによる超音波走査によって取得されたエコー信号は、逐次超音波受信ユニット 2 2 を経由して B モード処理ユニット 2 3 に送られる。B モード処理ユニット 2 3 は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し複数の B モードデータを生成する。また、C F M モードによる超音波走査によって取得されたエコー信号は、逐次超音波受信ユニット 2 2 を経由して血流検出ユニット 2 4 に送られる。血流検出ユニット 2 4 は、C F M によって血流信号を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求め、血流データとしてのカラーデータを生成する。

20

【 0 0 3 5 】

R A W データメモリ 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 から受け取った複数の B モードデータを用いて B モード R A W データを生成し、また、血流検出ユニット 2 4 から受け取った複数のカラーデータを用いてカラー R A W データを生成する。ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、B モード R A W データ、カラー R A W データをそれぞれ R A W - ボクセル変換し、B モードボリュームデータ、カラーボリュームデータを生成する（ステップ S 2）。

【 0 0 3 6 】

なお、本実施形態においては、通常同時走査により B モードデータ及びカラーデータを取得する例を示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、B モードデータとカラーデータとを別々のタイミングで取得しておき、事後的に空間的な位置合わせを行うことで、互いに位置対応付けがなされたボクセルによって構成された B モードボリュームデータ及びカラーボリュームデータを取得するようにしてもよい。

30

【 0 0 3 7 】

[視点、視体積、視線を設定：ステップ S 3]

次に、管腔近傍血流描出ユニット 2 7 は、図 3 に示すような透視投影法によって仮想内視鏡画像を生成するための三次元直交座標、視点、視体積、視線を、B モードボリュームデータ及びカラーボリュームデータに対して設定する（ステップ S 3）。なお、透視投影法とは、視点（投影中心）が物体から有限長にある投影法であり、遠方になるほど物体が小さく見えるので、管壁の観察に適している。視点は、管腔内に設定するものとする。視体積は、図 4 に示すように、視点から見た物体が見える領域（映像化する領域）であり、関心領域（R O I : Region Of Interest）と少なくとも一部が重複する領域である。視線は、視体積内で視点から各方向に直線を延ばした複数の直線の各々である。各視線上の B モードデータ、カラーデータは、視線毎に重畳された後、図示していない管腔近傍血流描出ユニット 2 7 内の視線データメモリに視線毎に保存される。

40

【 0 0 3 8 】

[データ並び順序の判定：ステップ S 4]

視線データメモリに保存された、各視線上の各点に存在するボクセルデータは、空隙データ（空隙に対応するデータ）、B モードデータ、カラーデータの 3 つのいずれかに該当

50

すると考えられる。管腔近傍血流描出ユニット 27 は、各視線について、視点から見た場合の空隙データ、B モードデータ、カラーデータの並び順序及びカラーデータの位置情報を判定する（ステップ S 4）。

【 0 0 3 9 】

例えば、ある 1 つの視線が、管壁近傍組織の血流を貫いている場合を考える。係る場合には、図 5 の上段に示すように、視体積内には、視点から見て空隙データ、B モードデータ、カラーデータ、B モードデータの順序に各データが並んでいる（便宜のため、空隙データに隣接する B モードデータを「第 1 の B モードデータ」とし、それ以外の B モードデータを「第 2 の B モードデータ」と呼ぶ）。管腔近傍血流描出ユニット 27 は、視線上の各ボクセルの三次元的な位置情報、視点の位置情報から得られる各ボクセルの視点からの距離により、視点から見た場合の空隙データ、B モードデータ、カラーデータの並び順序について判定することができる。また、管腔近傍血流描出ユニット 27 は、この並び順の情報をを用いて、視点から視線を辿って行った時の最初のカラーデータの位置情報を判定する。

10

【 0 0 4 0 】

なお、例えば三次元直交座標として、視点を原点にして設定した場合には、視線上の各点の X 座標、Y 座標、Z 座標の絶対値は、視点から遠ざかるほど大きくなる。従って、係る場合には、視線上の各点の座標の値によって簡易にデータの並び順序を判定することができる。

【 0 0 4 1 】

20

[B モードボリュームデータの各ボクセル値の置き換え：ステップ S 5]

次に、管腔近傍血流描出ユニット 27 は、組織データの各ボクセルに付帯するパラメータ値を少なくとも制御する（ステップ S 5）。すなわち、管腔近傍血流描出ユニット 27 は、各視線につき、図 5 の下段に示すように、上記ステップ S 4 において位置情報が判定されたカラーデータよりも視点側にある B モードデータ（第 1 の B モードデータ）の各ボクセルに付帯するパラメータ値（不透明度）を零とし（或いはクリッピング処理により除去し）、空隙のデータに置き換える。これにより、各視線において、空隙データの直後にカラーデータが存在することになる。

【 0 0 4 2 】

なお、各ボクセルに付帯するパラメータ値とは、本実施形態においては、上述の通り不透明度を意味する。しかしながら、これに拘泥されることなく、例えばボクセル値、透明度、輝度、ルミナンス（luminance）、カラー値等を採用することも可能である。また、本ステップにおいて実行されるボクセルに付帯するパラメータ値の制御は、例えば、各ボクセルにボクセル値が付帯しているとして各ボクセルのボクセル値と不透明度との対応関係を基準として直接的に実行してもよいし、各ボクセルのボクセル値と輝度の対応関係及び輝度と不透明度との対応関係を基準として間接的に実行してもよい。

30

【 0 0 4 3 】

[ボリュームレンダリング処理：ステップ S 6]

次に、画像処理ユニット 28 は、第 1 の B モードデータの各ボクセルの不透明度を零とした視体積内のボリュームデータを用いて、ボリュームレンダリングを実行する。なお、図 5 の例の場合、カラーデータよりも後方（深さ方向）に第 2 の B モードデータが存在する。従って、視認性向上の観点から、第 2 の B モードデータ以降のデータの各ボクセルの不透明度を零にすることで（或いはクリッピング処理により除去することで）空隙データに置き換えて無効とし、カラーデータのみを用いてレンダリングを実行することが好ましい。これにより、管壁近傍のみの血流画像を得ることができ、管壁近傍の血流情報が映像化されたボリュームレンダリング画像を仮想内視鏡画像として生成することができる。

40

【 0 0 4 4 】

また、例えば図 6 に示すように、第 1 の B モードデータを半透明にして（B モードの不透明度を 0 と 1 の間に設定して）レンダリングを実行してもよい。ここで、不透明度 = 1 は完全に不透明であり、不透明度 = 0 は完全に透明を意味する。

50

【 0 0 4 5 】

[管腔近傍の血流情報が映像化された仮想内視鏡画像の表示：ステップ S 7]

生成された、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想内視鏡画像は、例えば図 7 に示すような形態にてモニター 1 4 に表示される（ステップ S 7）。観察者は、表示された仮想内視鏡画像を観察することで、疾病部位と管壁近傍の血流との位置関係を容易且つ迅速に視認することができる。

【 0 0 4 6 】

（変形例 1）

上記実施形態においては、図 8 上段に示すように、第 1 の B モードデータの後ろのカラーデータが、管壁から近い位置にある場合について説明した。これに対し、第 1 の B モードデータの後ろのカラーデータが、管壁から十分離れた位置にある場合も想定される。係る場合には、上記ステップ S 4 の処理において、図 8 下段に示すように、映像化の対象とするカラーデータの範囲を管壁からの一定距離に限定し、それより遠くのカラーデータは無効にして表示しないようにすることもできる。この様に遠くのカラーデータを無効にする場合、第 1 の B モードデータを用いてボリュームレンダリングを行い、その後ろのカラーデータや第 2 の B モードデータを空隙データに置き換える。この際、管壁から垂直な一定距離を求めた方がよいが、簡易的に視線上の第 1 の B モードデータの始まりから一定距離のカラーデータを有効にしてもよい。

【 0 0 4 7 】

この映像化に用いるカラーデータの範囲を定義する管壁からの距離は、診断部位毎にその距離が予め設定された変換テーブルを用いて、装置が自動的に設定することも可能である。さらに、入力装置 1 3 のツマミを用いたマニュアル操作により、管壁からの距離を任意の値に変更することもできる。変換テーブルを用いる場合、図 8 に示すような診断部位設定スイッチ（S W）等によって所定の部位が選択されると、管腔近傍血流描出ユニット 2 7 は、当該選択された部位と変換テーブルとから、管壁からの一定距離を決定することで映像化するカラーデータの範囲を決定し、当該距離範囲の外のカラーデータや第 2 の B モードデータを空隙データに置き換える。画像処理ユニット 2 8 は、置き換え処理後の視体積内のボリュームデータを用いて、ボリュームレンダリングを実行する。また、入力装置 1 3 のツマミを用いて管壁からの距離を変更する場合、図 8 に示すようなツマミによって管壁からの一定距離が変更されると、管腔近傍血流描出ユニット 2 7 は、変更された管壁からの一定距離を用いて映像化するカラーデータの範囲を決定し、当該距離範囲の外のカラーデータや第 2 の B モードデータを空隙データに置き換える。画像処理ユニット 2 8 は、置き換え処理後の視体積内のボリュームデータを用いて、ボリュームレンダリングを実行する。

【 0 0 4 8 】

また、図 6 に示すような不透明度を用いたレンダリング処理においては、管壁から遠くにあるものほど B モードの影響が強くなり血流像が見えにくくなる。係る場合に、さらに視認性を向上させるため、図 9 に示すように、第 1 の B モードデータの透明度（不透明度）を診断部位に応じて自動的に、或いは入力装置 1 3 のツマミを操作することで人為的に制御することも可能である。すなわち、診断部位設定スイッチ（S W）等によって所定の部位が選択されると、制御プロセッサ 2 9 は、当該選択された部位と準備された変換テーブルとから、不透明度を決定する。また、図 9 に示すようなツマミによって透明度が変更されると、

制御プロセッサ 2 9 は、変更後の透明度に対応する不透明度を決定する。画像処理ユニット 2 6 は、決定された不透明度を用いてレンダリング処理を実行し、仮想内視鏡画像を生成する。

【 0 0 4 9 】

（変形例 2）

上記実施形態においては、各視線が管壁近傍の血流に対応するカラーデータを貫く場合を例として説明した。しかしながら、視線によっては、図 1 0 に示すように、視点から見

て先ず空隙データ、次にBモードデータと並び、管壁近傍組織の血流を貫いていない場合がある。係る場合には、視体積内には、視点からBモードデータを用いて、通常のボリュームレンダリングを行うことが好ましい。この様に、視体積内の各視線について、視線が管壁近傍組織の血流を貫いている場合には上記実施形態に従う処理を、一方、視線が管壁近傍組織の血流を貫いていない場合には当該変形例に従う処理を、それぞれに実行することで、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想内視鏡画像を適切に生成し表示することができ、診断能を大幅に向上させることができる。

【0050】

(変形例3)

上記実施形態においては、管腔内に血流が存在しない場合（視点の最も手前側に空隙データがある場合）を例として説明した。これに対し、管腔内に血流が有る場合（視点の最も手前側に空隙データでなくカラーデータが存在する場合）がある。本変形例においては、係る場合の処理について説明する。

【0051】

図11は、管腔内に血流が有る場合（すなわち、管腔内に第1のカラーデータが有る場合）において、視線が管壁近傍の血流に対応する第2のカラーデータを貫いている例である。また、図12は、同じく管腔内に血流が有る場合において、視線が管壁近傍の血流に対応する第2のカラーデータを貫いていない例である。図11の例では、視体積内には、視点から見て第1のカラーデータ、第1のBモードデータ、第2のカラーデータ、第2のBモードデータという順序で並ぶことになる。図12の例では、視体積内には、視点から見て第1のカラーデータ、Bモードデータの順序で並ぶことになる。いずれの例においても、データの配列順序及び位置情報は得られている。従って、管腔近傍血流描出ユニット27は、データの配列順序及び位置情報を用いて、視点から視線を辿って行った時の第1のカラーデータの位置情報を知ることができる。この第1のカラーデータを空隙データに置き換えた後、上記ステップS4と同様の処理を実行する。これにより、管腔内の血流の有無に関わらず、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想内視鏡画像を適切に生成し表示することができる。

【0052】

(応用例)

上記実施形態に従う処理によって生成される仮想内視鏡画像を利用して、MPR (Multi-Planar Reconstruction) 断面、直交三断面を設定し、当該断面に対応する画像を自動的に表示するようにしてもよい。すなわち、画像処理ユニット28は、管腔近傍血流描出処理によって用いられた視点と仮想内視鏡画像上に指定される任意の点とを基準として、MPR断面或いは直交三断面を、Bモードボリュームデータ及びカラーボリュームデータの少なくとも一方に対して設定する。画像処理ユニット28は、設定されたMPR断面或いは直交三断面に対応する画像を生成する。生成された断面画像は、例えば仮想内視鏡画像と共に所定の形態にてモニター14に表示される。なお、設定された断面は、入力装置13から入力される指示に従って、仮想内視鏡画像に対して回転可能させることができたり、その位置、向きを任意に制御できることが好ましい。

【0053】

(効果)

以上述べた本超音波診断装置によれば、視体積内の各視線において、視点から見たデータの並び順序を判定する。そして、視点より空隙データ、管壁に対応するBモードデータ、組織内に埋もれた管壁近傍の血流に対応するカラーデータの順序で並んでいる場合には、カラーデータよりも視点側にあるBモードデータを空隙データに置き換える等をした後にレンダリングを実行し、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想内視鏡画像を生成し表示する。また、視点より管腔内の血流に対応する第1のカラーデータ、管壁に対応するBモードデータ、組織内に埋もれた管壁近傍の血流に対応する第2のカラーデータの順序で並んでいる場合には、第1のカラーデータ及びBモードデータを空隙データに置き換える等をした後にレンダリングを実行し、組織内に埋もれた管壁近傍の血流を含む仮想

10

20

30

40

50

内視鏡画像を生成し表示する。従って、観察者は、表示された仮想内視鏡画像を観察することで、管壁内に存在する当該管壁近傍の血流を容易且つ直観的に視認することができる。その結果、診断能を大幅に向上させることができる。

【0054】

また、本超音波診断装置によれば、組織内に埋もれた管壁近傍の血流に対応するカラーデータが管壁から十分離れた位置にあるときには、管壁からの任意の距離に限定されたカラーデータを用いて、仮想内視鏡画像を生成し表示する。従って、組織内に埋もれた管壁近傍の血流に対応するカラーデータの分布領域の大小に関わらず、管壁近傍の血流情報を適切に映像化することができ、質の高い診断画像を提供することができる。

【0055】

10

また、本超音波診断装置によれば、視線が組織内に埋もれた管壁近傍の血流に対応するカラーデータを貫いていない場合には、Bモードデータを用いて通常のボリュームレンダリングを行う。これにより、管壁近傍に血流情報が存在しない場合には、管壁（管組織）自体を適切に映像化することができ、質の高い診断画像を提供することができる。

【0056】

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。

【0057】

（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。

20

【0058】

（２）上記実施形態においては、管腔内を想定し、透視投影を用いる例を示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、視点が無限遠にある平行投影を採用するようにしてもよい。

【0059】

30

（３）上記実施形態においては、超音波診断装置によって取得された超音波データを用いる場合を例とした。しかしながら、上記実施形態に係る手法は超音波データに拘泥されず、例えば、X線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、X線診断装置等によって取得された、組織データと血流データとを含む三次元画像データであれば、適用することが可能である。

【0060】

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。

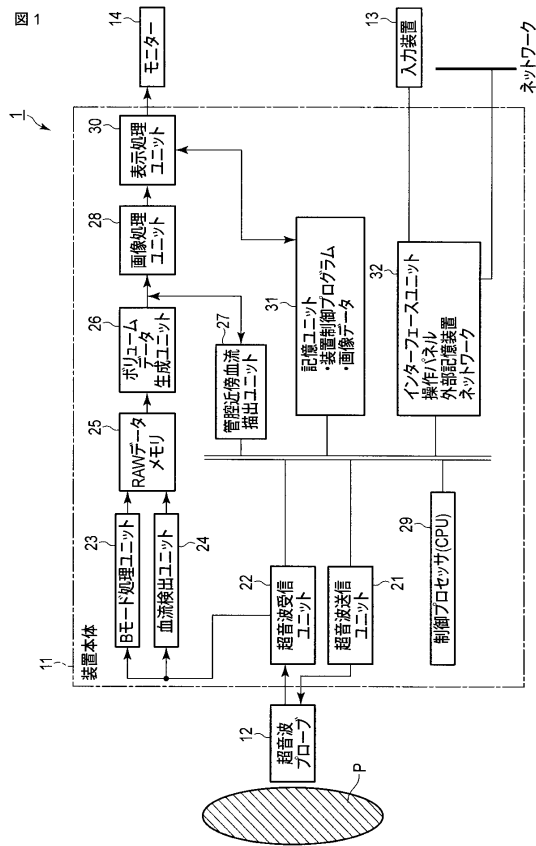
【符号の説明】

40

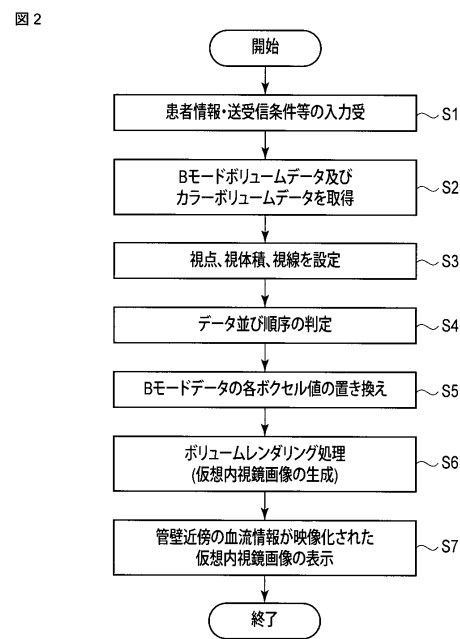
【0061】

1...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...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、27...管腔近傍血流描出ユニット、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

【図 1】

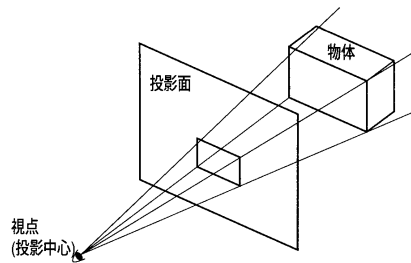


【図 2】



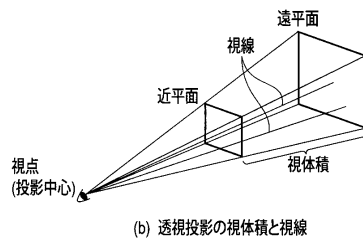
【図 3】

図 3



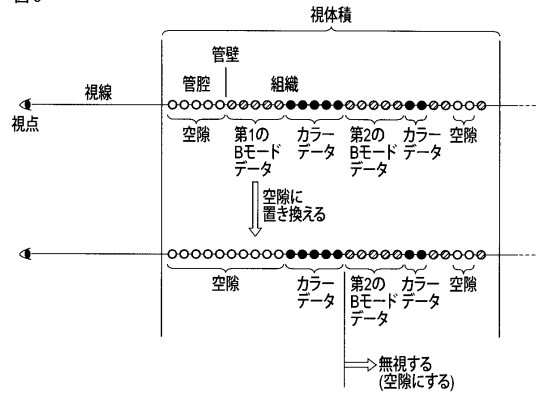
【図 4】

図 4



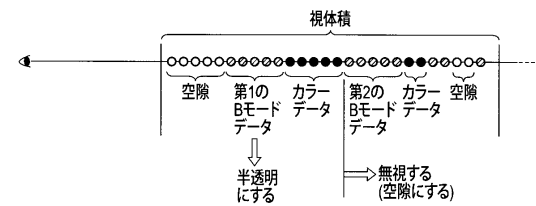
【図 5】

図 5



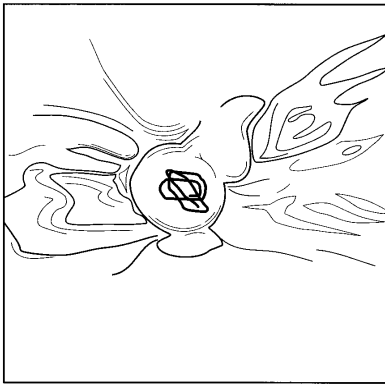
【図 6】

図 6



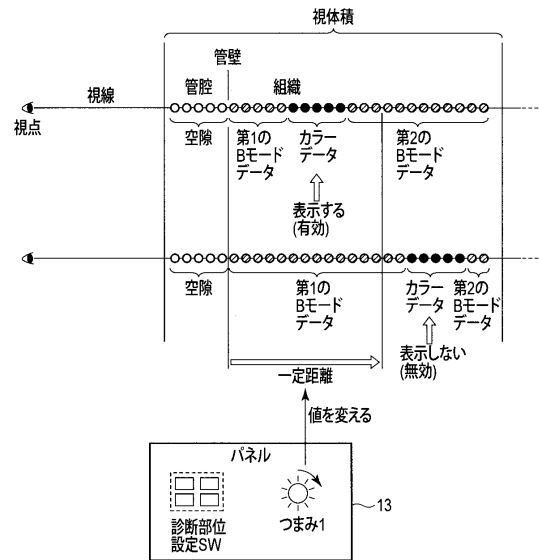
【図 7】

図 7



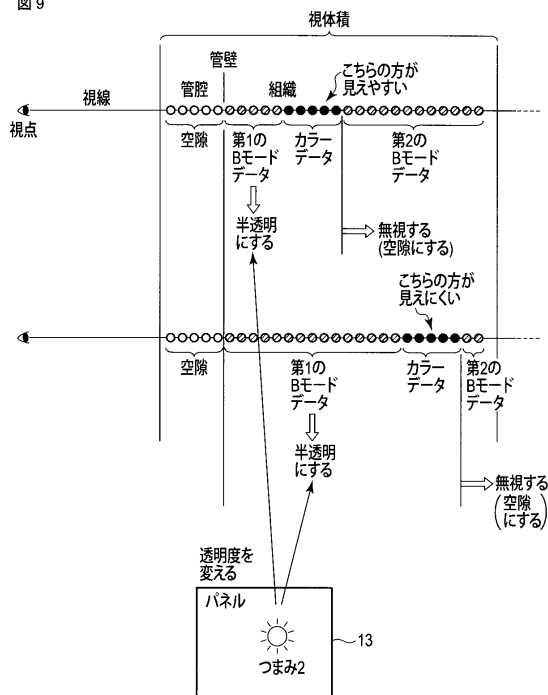
【図 8】

図 8



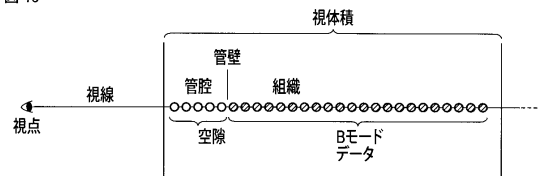
【図 9】

図 9



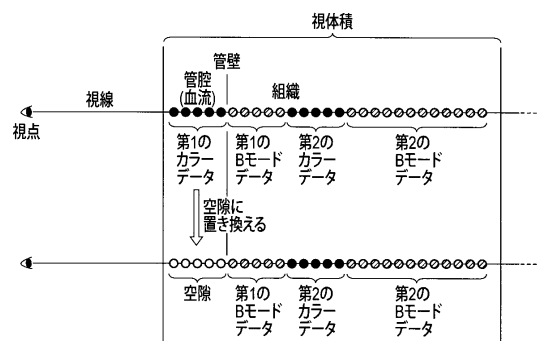
【図 10】

図 10



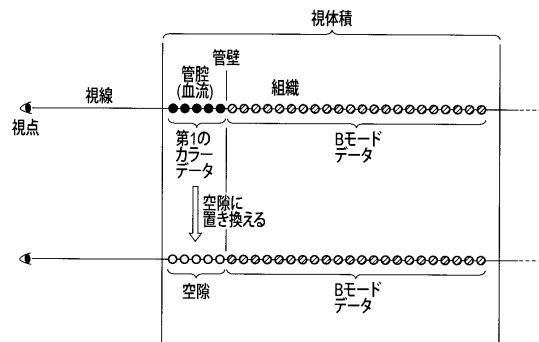
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



フロントページの続き

- (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 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
- (72)発明者 志岐 栄一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 浜田 賢治
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 小川 隆士
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 樋熊 政一

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

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5942217B2	公开(公告)日	2016-06-29
申请号	JP2011230010	申请日	2011-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	志岐 栄一 浜田 賢治 小川 隆士		
发明人	志岐 栄一 浜田 賢治 小川 隆士		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/466 A61B8/5246 G01S15/8979 G01S15/8993 G06T19/003 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DE04 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK24		
代理人(译)	中村 诚 河野直树 冈田 隆		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2010234666 2010-10-19 JP		
其他公开文献	JP2012105966A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，在虚拟内窥镜图像中正确地对管壁附近的血流进行成像。解决方案：超声诊断设备：通过扫描包括在内的三维区域来获取一次和二次体积数据。使用B模式的物体的腔和具有超声波的血流检测模式;参照照明中的视点设定视点和多条视线;在多条视线中，确定对应于管腔内区域的数据，与管腔外部对应的组织数据，以及与管腔外的血流对应的血流数据的视线。至少控制与确定的视线上存在的组织数据的每个体素相关联的参数的值;并且使用包括其参数值被控制的体素的主体数据和二次体数据，以便基于该视点生成并显示虚拟内窥镜图像。

(21) 出願番号	特願2011-230010 (P2011-230010)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成23年10月19日 (2011.10.19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2012-105966 (P2012-105966A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成24年6月7日 (2012.6.7)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成26年10月7日 (2014.10.7)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2010-234666 (P2010-234666)	(74) 代理人	100159651
(32) 優先日	平成22年10月19日 (2010.10.19)		弁理士 高倉 成男
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
最終頁に続く			