## (12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号

## 特開2004-141514 (P2004-141514A)

(43) 公開日 平成16年5月20日 (2004.5.20)

(51) Int.C1. <sup>7</sup>	F I				テーマ	7⊐-}	: (参考	<b>f</b> )
A61B 8/00	A 6 1 B	8/00			4 C 3	301		
GO6T 1/00	GOGT	1/00	290D		4 C 6	301		
GOGT 15/00	GOGT	15/00	200		5 B C	050		
GO6T 17/40	GOGT	17/40	А		5 B C	057		
					5 B C	080		
_		審査請求	未請求	請求項0	)数 22	ΟL	(全	48 頁)
(21) 出願番号	特願2002-312142 (P2002-312142)	(71) 出願人	. 000003	078				
(22) 出願日	平成14年10月28日 (2002.10.28)		株式会	社東芝				
			東京都	港区芝浦	一丁目	1番1	号	
特許法第30条第1	項適用申請有り 平成14年5月1	(74) 代理人	100081	411				
5日 (社)日本超	音波医学会発行の「超音波医学 V		弁理士	三澤	正義			
ol. 29 Sup	plement May2002」	(72) 発明者	橋本	敬介				
に発表			栃木県	大田原市	下石上	字東山	138	5番の
			1 株	式会社東	芝那須	工場内		
(出願人による申告)	) 国等の委託研究の成果に係る特許	F ターム (*	参考) 4C3	01 BB13	EE07	GB09	JC07	JC08
出願(平成13年度	医療福祉機器技術研究開発診断支援			KK17				
型超音波血管内3次	元イメージングシステム(エネルギ		4C6	01 BB03	EE04	GB01	GB03	GB06
一使用合理化)、産	業活力再生特別措置法第30条の適			JC04	JC09	JC25	JC26	KK21
用を受けるもの)				KK22				
			5B0	50 AA02	BA03	BA09	EA06	EA16
				EA28				
						最	終頁に	続く

(54) 【発明の名称】画像処理装置及び超音波診断装置

(57)【要約】

(19) 日本国特許庁(JP)

【課題】本発明は、実質充満型臓器の内部構造、特に血 管等をより把握しやすくした三次元画像を生成する画像 処理装置及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】記憶手段は、被検体、例えば実質充満型臓 器から収集された3次元空間内のボリュームデータを記 憶する。エッジ抽出フィルター処理手段は、前記ボリュ ームデータのボリュームの各サンプル値がもつエッジ成 分を抽出するフィルター処理を行う。3次元画像生成手 段は、フィルタ処理されたボリュームデータの各サンプ ル値に対してボリュームレンダリング処理により3次元 画像を生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から収集された情報であって、3次元空間内に配置される各サンプル点において物 理的特性を表すサンプル値を持つボリュームデータを記憶する記憶手段と、 前 記 ボ リ ュ ー ム デ ー タ の 各 サ ン プ ル 値 よ り 得 ら れ る 被 検 体 の 物 理 的 構 造 に 係 る エ ッ ジ 成 分 を抽出するための演算を行うエッジ抽出手段と、 前 記 エ ッ ジ 抽 出 手 段 に て 演 算 さ れ た 前 記 ボ リ ュ ー ム デ ー タ の エ ッ ジ 成 分 に 対 し て 少 な く と もボリュームレンダリング処理により3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、 を含むことを特徴とする画像処理装置。 【請求項2】 10 前 記 ボ リ ュ ー ム デ ー タ は 、 超 音 波 プ ロ ー ブ に よ っ て 収 集 さ れ た 画 像 情 報 を 基 に 複 数 の 画 像 に ス ラ イ ス し た ス ラ イ ス デ ー タ を 積 み 重 ね て ボ ク セ ル に 分 割 し て 得 ら れ た ボ ク セ ル ボ リ ュ ームデータであり、 前記エッジ抽出手段は、ボクセルボリュームデータの各ボクセルに対して抽出するための 演算を行うことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。 【請求項3】 前記ボリュームデータは、超音波プローブによって収集され、3次元に配置された各サン プルの位置を、距離R,角度 及び前記角度 と異なる方向の角度 を次元とする極座標 系によって規定されるボリュームデータであり、 前記エッジ抽出手段は、前記極座標系によって規定される前記ボリュームデータの各サン 20 プル値に対してエッジ成分を抽出する演算を行うことを特徴とする請求項1に記載の画像 処理装置。 【請求項4】 前記ボリュームデータをスライスして分割した複数のスライスデータを用いて、近接する 各サンプルの強度勾配から法線ベクトルを演算する法線ベクトル演算手段を有し、 前 記 エ ッ ジ 抽 出 手 段 は 、 前 記 法 線 ベ ク ト ル 算 出 手 段 に て 演 算 さ れ た 前 記 法 線 ベ ク ト ル を 利 用してエッジ成分抽出の演算を行うことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。 【請求項5】 前記法線ベクトルは、シェーディング処理を行うために演算されるシェーディングベクト ルであり、 30 前記エッジ抽出手段は、前記シェーディングベクトルの正規化処理がなされる前に当該ベ クトルに対してエッジ抽出の演算を行うことを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置 【請求項6】 前記エッジ抽出手段は、エッジ成分を強調するための高域強調フィルタ処理を行うことを 特徴とする請求項1乃至請求項5のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。 【請求項7】 前記エッジ抽出手段は、 互いに交差する第1の方向、第2の方向および第3の方向の成分を有する前記ボリューム データに対して、前記第1の方向に沿ってエッジ成分の抽出を行なうための高域通過フィ 40 ルタ処理を行う第1の方向フィルタ処理手段と、 前記ボリュームデータに対して、前記第1の方向と交差する第2の方向に沿って前記エッ ジ 成 分 の 抽 出 を 行 な う た め の 高 域 通 過 フ ィ ル タ 処 理 を 行 う 第 2 の 方 向 フ ィ ル タ 処 理 手 段 と 前 記 ボ リ ュ ー ム デ ー タ に 対 し て 、 前 記 第 1 及 び 前 記 第 2 の 方 向 と 交 差 す る 第 3 の 方 向 に 沿 って前記エッジ成分の抽出を行なうための高域通過フィルタ処理を行う第3の方向フィル タ処理手段と、 前記第1の方向、第2の方向及び第3の方向の各方向フィルタ処理手段での出力結果を用 いて、エッジ成分を演算する演算手段と、 を含むことを特徴とする請求項1乃至請求項5のうちいずれか一項に記載の画像処理装置 50

(2)

【請求項8】 前記第1の方向、第2の方向、第3の方向の各方向フィルタ処理手段のいずれか又は全て は、ソーベルフィルターであることを特徴とする請求項7に記載の画像処理装置。 【請求項9】 前記第1の方向、第2の方向、第3の方向の各方向フィルタ処理手段のいずれか又は全て は、線形空間 一 次 微 分 フィ ル タ ー で あ る こ と を 特 徴 と す る 請 求 項 7 に 記 載 の 画 像 処 理 装 置 【請求項10】 前記演算手段は、各出力結果の二乗和、または二乗和の平方根を演算することを特徴とす 10 る請求項7に記載の画像処理装置。 【請求項11】 前記エッジ抽出手段による処理を行なう前に、平滑化フィルタ処理を行う平滑化手段をさ らに有することを特徴とする請求項1乃至請求項7のうちいずれか一項に記載の画像処理 装置。 【請求項12】 前記平滑化手段は、着目サンプルと当該着目サンプルに対して前記第1の方向、第2の方 向及び第3の方向にて近接する特定数のサンプルの値に基づいて演算されることを特徴と する請求項11に記載の画像処理装置。 【請求項13】 20 前記特定数は、前記着目サンプルに対して、隣り合う近傍6サンプルであることを特徴と する請求項12に記載の画像処理装置。 【請求項14】 前記 特 定 数 は 、 近 傍 2 6 サ ン プ ル で あ る こ と を 特 徴 と す る 請 求 項 1 2 に 記 載 の 画 像 処 理 装 置。 【請求項15】 前記平滑化手段は、加重平均処理、メディアンフィルタのいずれか、或いは両者の組み合 わせであることを特徴とする請求項11乃至請求項14のうちいずれか一項に記載の画像 処理装置。 【請求項16】 30 前記平滑化手段は、 前 記 ボ リ ュ ー ム の 3 次 元 直 交 座 標 系 の X - Y 平 面 上 の 各 サ ン プ ル に 対 し て 高 域 遮 断 フ ィ ル タ処理を行う第1のフィルタ処理手段と、 前記ボリュームのY Z平面上の各サンプルに対して高域遮断フィルタ処理を行う第2の フィルタ処理手段と、 前 記 ボ リ ュ ー ム の Z - X 平 面 上 の 各 サ ン プ ル に 対 し て 高 域 遮 断 フ ィ ル タ 処 理 を 行 な う 第 3 のフィルタ処理手段と、 を含むことを特徴とする請求項11に記載の画像処理装置。 【請求項17】 前記エッジ抽出手段は、2次元アレイ式の超音波プローブによりリアルタイムに収集され 40 た3次元ボリュームデータに対してエッジ成分を強調する処理を行い、 エッジ成分が強調された3次元画像をリアルタイムに表示するように制御する表示制御手 段を有することを特徴とする請求項1乃至請求項16のうちいずれか一項に記載の画像処 理装置。 【請求項18】 前 記 エ ッ ジ 抽 出 手 段 に よ り エ ッ ジ 成 分 抽 出 の 演 算 が 行 わ れ た 後 に 生 成 さ れ た 3 次 元 画 像 で ある 第 1 の 3 次元 画 像 と 、 前 記 エ ッ ジ 成 分 抽 出 の 演 算 を 行 な わ ず に 生 成 さ れ た M P R 像 で ある第2の3次元画像を表示可能に表示制御する表示制御手段を有することを特徴とする

請求項1乃至請求項17のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項19】

(3)

50

前 記 エ ッ ジ 抽 出 手 段 に よ り エ ッ ジ 成 分 抽 出 の 演 算 が 行 な わ れ た 後 に 生 成 さ れ た 3 次 元 画 像 である第1の3次元画像と、前記エッジ抽出の演算を行なわずにボリュームレンダリング により生成された第2の3次元画像とを表示可能に表示制御する表示制御手段を有するこ とを特徴とする請求項1乃至請求項18のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。 【請求項20】 前 記 エ ッ ジ 抽 出 手 段 に よ り エ ッ ジ 成 分 が 抽 出 さ れ た 3 次 元 画 像 と 、 前 記 3 次 元 画 像 の M P R像とを表示可能に表示制御する表示制御手段を有することを特徴とする請求項1乃至請 求項17のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。 【請求項21】 被検体に対して超音波を送り、前記被検体からの反射波を受けて被検体の信号として出力 10 する超音波送受装置と、 前記信号を受けて、前記被検体の組織構造を表す第1の3次元分布情報を求めて出力する 第1の超音波情報生成手段と、 前記信号を受けて、前記被検体の移動体の特性を表す第2の3次元分布情報を求めて出力 する第2の超音波情報生成手段と、 前記第1の3次元分布情報又は前記第2の3次元分布情報のいずれか一方から、前記被検 体 に 含 ま れ る 各 部 位 の エ ッ ジ 情 報 を 抽 出 し て 出 力 す る エ ッ ジ 情 報 抽 出 手 段 と 、 前 記 エ ッ ジ 情 報 抽 出 手 段 が 出 力 す る 前 記 エ ッ ジ 情 報 及 び 前 記 第 1 の 3 次 元 分 布 情 報 も し く は前記第2の3次元分布情報のいずれか他方を受けて、これらの情報に対してレンダリン グ処理を行うことによって、前記エッジ情報抽出手段が出力する前記エッジ情報及び前記 20 第 1 の 3 次 元 分 布 情 報 も し く は 前 記 第 2 の 3 次 元 分 布 情 報 を 重 畳 し た 診 断 用 の 画 像 情 報 を 生成する3次元画像生成手段と を備えた超音波診断装置。 【請求項22】 被検体に対して超音波を送り、前記被検体からの反射波を受けて被検体の信号として出力 する超音波送受装置と、 前記信号を受けて、前記被検体の組織構造を表す第1の3次元分布情報を求めて出力する 第1の超音波情報生成手段と、 前記信号を受けて、前記被検体の移動体の特性を表す第2の3次元分布情報を求めて出力 する第2の超音波情報生成手段と、 30 前 記 第 1 の 3 次 元 分 布 情 報 か ら 前 記 組 織 構 造 体 の エ ッ ジ 情 報 を 抽 出 し 、 前 記 第 2 の 3 次 元 分布情報の前記移動体のエッジ情報を抽出するとともに、それぞれの抽出条件を変更でき るエッジ情報抽出手段と、 前 記 エ ッ ジ 情 報 抽 出 手 段 が 出 力 す る 前 記 組 織 構 造 体 の エ ッ ジ 情 報 及 び 前 記 移 動 体 の エ ッ ジ 情報を受けてレンダリング処理を行うことによって、重畳した診断用の画像情報を生成す る3次元画像生成手段と を備えた超音波診断装置。 【発明の詳細な説明】  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ 【発明の属する技術分野】 40 本 発 明 は 、 被 検 体 の 物 理 的 特 性 を 表 す 三 次 元 ボ リ ュ ー ム を イ メ ー ジ ン グ す る た め の 画 像 処 理装置及び超音波診断装置に関する。  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 2 \end{bmatrix}$ 【従来の技術】 近年、診断・治療のような医療行為を行う場で、超音波診断装置、X線CT装置、X線診 断 装 置 、 磁 気 共 鳴 イ メ ー ジ ン グ ( M R I ) 装 置 、 核 医 学 診 断 装 置 ( ガ ン マ カ メ ラ ) な ど の 医用画像診断装置上で作成した画像を、診断若しくは治療を目的として三次元的な画像に 表示することが行われている。このような三次元画像診断の分野では、例えばボリューム で画像を取得し、ボリュームレンダリング(以下、VRと表記することがある)法にて三

次元画像を表示し、当該三次元画像を読影することで疾患等の把握などを行うことが多い

(4)

[0003]

ボリュームレンダリング法は、例えば超音波診断装置等により得られたスライス画像を積み重ねた後に、複数のスライス画像のそれぞれの値をボクセルという正方形の中に填め込んだ三次元構造のボリュームモデル(ボクセル空間)を作り、このボリュームモデルに対して視線方向を決めて任意の視点からボクセル追跡(レイトレーシング)を行い、ボクセルにおける明るさ(ボクセル値)を求めて、この明るさに基づく画像情報を投影面のピク セルに投影して、臓器等を立体的に抽出して三次元画像を得るものである。

(5)

このボリュームレンダリング法は、サーフェースレンダリングと異なり、明確な境界線が 10 抽出できない場合においても、3次元構造を表示することが容易であり、また、MIP法 などのレンダリング法と異なり、より正確な位置情報を含んだ画像を表示することができ る。

【 0 0 0 5 】

例えば、超音波診断装置による三次元画像処理では、超音波プローブを手動、あるいは、 機械的に走査して収集した超音波ベクタデータは、一旦スキャンコンバータにて直交する X Y Z軸上のボクセルからなるボクセルボリュームデータに変換される。そして、3 次元レンダリングユニットにて、当該ボクセルボリュームをボリュームレンダリングし、 CRT等の表示部にて3次元レンダリング画像を表示する。(例えば、特許文献1を参照 。)

[0006]

さらに、超音波診断装置は、無侵襲検査法で組織の断層像を表示するものであり、超音波 プローブを体表に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 ム表示が可能であり、超音波ドプラ法により血流イメージングが可能であるなどの独自の 特徴を有している。

【0007】

【特許文献1】

特開2002-224109(段落[21]~[53])

[0008]

【発明が解決しようとする課題】

ところで、超音波診断装置において収集される画像に基づいて、三次元画像表示、例えば ボリュームレンダリング画像表示を行おうとすると、胆嚢等の血流の存在しない腔や管構 造を持つ組織からはドプラ信号が得られないため、「実質充満型臓器」例えば肝臓等の臓 器を3次元的に可視化すると、前記臓器の内部構造を見ることが困難であり、内部の血管 や腔構造を表示できないという問題がある。

[0009]

この際、オパシティと呼ばれる不透明度(どれだけ中身を透かして見せるか)というパラ メータを設定し、原画像の値の輝度に不透明度(あるいは透明度)を対応させて調整を行 ったとしても、内部構造の境界面をクリアに表示することができなかった。

[0010]

この問題の解決するために、例えば、 B / W 組織断層像をより空間的に把握したい場合に は、ボックス・クリッピング(箱状の可視化領域を設定し、領域内のみを表示対象とする )等のクリッピング操作や M P R 画像の断面位置操作などを行って 3 次元構造の把握が行 われている。

[0011]

あるいは、カラー・ドプラ法を用いて血流情報とB/W組織断層像を組み合わせて表示したりしている。

【0012】

しかしながら、クリッピング処理やMPR画像位置の調整には、ボリュームを回転させな がらマウスを用いた細かな設定処理を行う必要があるために、リアルタイムに 3 次元画像

20

30

表示しその中での動きや血流といった変化を見る場合には、逐次3次元ボリュームを取り 込むために超音波プローブを保持しつつ、クリッピング処理等の複雑なボリュームレンダ リング像に対する操作をも行わなければならので、操作性の観点から実用的ではないとい う問題点がある。

【0013】

また、ボリュームレンダリング像に対して、クリッピング処理などにより切断面を参照し ないと内部構造が把握できず、前記切断面を切る作業をマウス等で行うのは大変であると いう問題もある。

【0014】

特に、胆嚢等の血流の存在しない腔や管構造を持つ組織からはドプラ信号が得られないた 10 め、カラードプラ法を用いても、血流のない腔構造を表示することができなかった。なお 、超音波造影剤を注入してドプラ信号を得る方法も考えられるが、侵襲性が高くなる、検 査が簡便でなくなる、という不具合が生じることとなる。

【0015】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、実質充満型 臓器などを 3 次元的に可視化した場合も、内部の血管や腔構造を良好に表示することので きる画像処理装置及び超音波診断装置を提供することにある。

[0016]

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体に係る物理的特性を有する 20 3次元空間内のボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記ボリュームデータの各サン プル値がもつエッジ成分を検出する演算を行なうエッジ抽出手段と、前記エッジ抽出手段 にて演算された前記ボリュームデータの各サンプル値に対してボリュームレンダリング処 理により3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、を含むことを特徴としている。 【0017】

請求項21及び22記載の発明は、エッジ抽出にあたって、被検体の組織構造に係るデー タ及び血流等の移動体に係るデータの組合せを考慮して、より明確な画像を得ようとする ものである。請求項22の発明は、さらにそれらの組合せを調整できるようにしたもので ある。具体的に請求項21においては、次に被検体に対して超音波を送り、前記被検体か らの反射波を受けて被検体の信号として出力する超音波送受装置と、前記信号を受けて、 前記被検体の組織構造を表す第1の3次元分布情報を求めて出力する第1の超音波情報生 成手段と、前記信号を受けて、前記被検体の移動体の特性を表す第2の3次元分布情報を 求めて出力する第2の超音波情報生成手段と、前記第1の3次元分布情報又は前記第2の 3次元分布情報のいずれか一方から、前記被検体に含まれる各部位のエッジ情報を抽出し て出力するエッジ情報抽出手段と、前記エッジ情報抽出手段が出力する前記エッジ情報及 び前記第1の3次元分布情報もしくは前記第2の3次元分布情報のいずれか他方を受けて 、これらの情報に対してレンダリング処理を行うことによって、前記エッジ情報抽出手段 が出力する前記エッジ情報及び前記第1の3次元分布情報もしくは前記第2の3次元分布 情報を重畳した診断用の画像情報を生成する3次元画像生成手段とを備えている。

請求項22においては、被検体に対して超音波を送り、前記被検体からの反射波を受けて 被検体の信号として出力する超音波送受装置と、前記信号を受けて、前記被検体の組織構 造を表す第1の3次元分布情報を求めて出力する第1の超音波情報生成手段と、前記信号 を受けて、前記被検体の移動体の特性を表す第2の3次元分布情報を求めて出力する第2 の超音波情報生成手段と、前記第1の3次元分布情報から前記組織構造体のエッジ情報を 抽出し、前記第2の3次元分布情報の前記移動体のエッジ情報を抽出するとともに、それ ぞれの抽出条件を変更できるエッジ情報抽出手段と、前記エッジ情報抽出手段が出力する 前記組織構造体のエッジ情報及び前記移動体のエッジ情報を受けてレンダリング処理を行 うことによって、重畳した診断用の画像情報を生成する3次元画像生成手段とを備えた。 【0019】

30

50

40

(6)

40

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態の一例について、図面を参照して具体的に説明する。な お、以下ではボクセルボリュームデータの各サンプル(ボクセル)に対してエッジ抽出フ ィルターをかける場合の実施の形態を「第1の実施の形態」で説明し、極座標系の超音波 ボリュームデータの各サンプルに対してエッジ抽出フィルターをかける場合の実施の形態 を「第3の実施の形態」で説明するものとする。他の各実施の形態は、各種変形例である 。以下、第1の実施の形態から説明する。

[0020]

[第1の実施の形態]

先ず、第1の実施の形態では、等方なボクセルによるボリュームに対して、本実施の形態 10 の特徴とするところのエッジ抽出処理(高域強調フィルタ処理)を行い、エッジ成分を強 調したボリュームを生成し、その各サンプル値に対してボリュームレンダリング処理を行 うことで、エッジ成分を強調したボリュームレンダリング画像表示を行うものである。 【0021】

このような特徴の説明に先立って、前提となる超音波診断装置の全体の概略構成について、図1を参照して説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示す ブロック図である。

【0022】

(超音波診断装置の構成)

本実施形態における超音波診断装置1は、図1に示すように、被検体との間で超音波信号 20 の送受信を担う超音波プローブ12、この超音波プローブ12を駆動する送信ユニット1 4、超音波プローブ12の受信信号を処理する受信ユニット22、整相加算器24、検波 回路26、エコープロセッサ(EP:Echo Processor;B/W輝度信号処 理ユニット)27、フロープロセッサ(FP:Flow Processor;血流信号 検出・処理ユニット)28、スキャンコンバータ(DSC:Digital Scan Converter;スキャン変換ユニット)29、リアルタイムコントローラ(RTC :Real Time Controller;送受信制御回路)16、ホストCPU( 制御回路)17、ボリュームジェネレータ30、平滑化フィルター処理部31、エッジ抽 出フィルタ処理部33、3Dレンダリングエンジン37、3次元画像等を表示する表示部 (画像表示ユニット)38、操作者からの指示情報をに入力可能な操作部18等を具備す 30 る。なお、符号2は画像処理装置の構成を示す。

【0023】

超音波プローブ12は、被検体(患者)内に撮影用超音波を送波し、当該被検体からの反 射波を受波するための探触子であり、圧電素子等により形成されている。圧電素子は、走 査方向に垂直な方向にカットされており、複数のチャネルを構成している。超音波プロー ブ12をスキャン断面に対して垂直、あるいは略垂直な方向に手動あるいは、機械的に走 査することによって、三次元超音波ボリュームを収集する。手動あるいは機械的走査位置 は、不図示の磁気センサーやエンコーダにより検出され、当該走査位置情報は、リアルタ イムコントローラ(RTC)16に入力し、ヘッダ情報に付加されて超音波データと共に ボリュームジェネレータ30に伝送される。

【0024】

リアルタイムコントローラ(RTC)16は、ホストCPU17より入力されるスキャン 制御パラメータに基づいて、超音波信号の送受信を行うためのタイミング制御を行う。当 該制御パラメータには、B/Wあるいはカラードプラスキャンといった超音波収集モード 、スキャン領域、走査線密度、超音波データ収集繰り返し周期等が含まれる。リアルタイ ムコントローラ(RTC)16は、当該超音波データ収集繰り返し周期情報に基づいてタ イマーを動作させ、周期的に発生するタイマーの出力を基準に超音波送信基準信号を生成 する。

【0025】

また、リアルタイムコントローラ(RTC)16は、超音波ビームがB/Wデータである 50

か、カラードプラデータであるかを識別するためのビームタイプ、データ収集距離等のビームの処理に必要な情報をヘッダ情報として生成する。生成された当該ヘッダ情報は、後述する受信ユニット22でデータに付加され、データと共に後段の処理を行う各部に伝送される。後段の各部は、受信したヘッダ情報を基に、ビームタイプの識別やビーム処理の 内容とパラメータを決定し、必要な処理を行った後、更に後段の各部にヘッダ情報と超音 波ビームデータを組み合わせて転送する。

(8)

【 0 0 2 6 】

送信ユニット14は、図示していないが、基本パルス発生器、遅延回路及び高圧パルス発 生回路(パルサ回路)を有している。送信ユニット14は、リアルタイムコントローラ( RTC)16より入力した当該超音波送受信基準信号を基準にして、送信パルス発生信号 を基本パルス発生器で生成し、所望の超音波ビームを形成するための遅延時間を遅延回路 でチャネル毎に対して付加し、当該パルサ回路で増幅して、超音波プローブ12の各チャ ネルを構成する圧電素子に印加する。

【0027】

受信ユニット22は、図示していないが、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路を有している。受信ユニット22は、リアルタイムコントローラ16の制御に基づいて、超音波プローブ12内部のチャネル毎に被検体からの超音波反射パルスを受信し、当該プリアンプで振幅を増幅した後、当該A/D変換器でディジタル信号に変換する。

【0028】

このように、パルス状の超音波を生成して超音波プローブ12の振動素子に送り、被検体 20 内の組織で散乱したエコー信号を再び超音波プローブ12で受信することで受信信号を得 る。

【 0 0 2 9 】

受信ユニット22からの出力は、整相加算器24にて受信指向性を決定するために必要な 遅延処理を施した後に加算処理を施して走査線毎の超音波ビームを複数形成し、検波回路 26にて超音波ビームデータに対して直交検波処理を施し、イメージングモードに応じて エコープロセッサ(EP)27、あるいはフロープロセッサ(FP)28に送られる。 【0030】

整相加算器24は、受信ユニット22から入力した各受信チャネルの信号を、図示されて いないディジタル遅延整相加算器を用いて受信指向性を決定するために必要な遅延時間を 勘案して加算処理し、これに得られたRF(Radio FRequency)超音波信 号を出力する。このRF超音波信号は、遅延加算処理により形成された走査線毎の超音波 ビームに対応したものとなる。当該整相加算器24において同時に複数の超音波ビームを 形成することにより、所謂並列同時受信を行うことが可能となり、その結果超音波ボリュ ームのスキャニング時間を短縮することができる。

検波回路26は、整相加算器24での遅延加算処理により形成された超音波ビームデータ に対して、直交検波処理を施し、当該処理後の信号をイメージングモードに応じてエコー プロセッサ(EP)27、あるいはフロープロセッサ(FP)28に伝送する。 【0032】

エコープロセッサ(EP)27は、所謂生体組織より反射される組織構造を反映した3次元のB/W組織画像データを生成するために必要な信号処理を行うユニットである。具体的には、エコープロセッサ(EP)27は、包絡線検波処理によって組織にて反射された超音波信号の強度を映像化し、組織構造に対応した画像データを生成するために適した高域遮断フィルタ処理等を行う。

【0033】

血流信号検出・処理ユニットを構成するフロープロセッサ(FP)28は、血流等の動き を映像化するために必要な信号処理を行うユニットであり、具体的には、カラードプラ法 により速度、パワー、分散等のパラメータを算出する。当該エコープロセッサ(EP)2 7あるいは、フロープロセッサ(FP)28の出力は超音波ビームの方向に沿ったサンプ 10

40

ル位置毎のデータ(以下、超音波サンプルデータという)であり、この超音波サンプルデ ータにより構成される3次元ボリュームを超音波ボリュームデータ(元は超音波ベクトル データセットでした)と呼ぶ。

【 0 0 3 4 】

スキャンコンバータ(DSC)29は、超音波スキャンの走査線信号列から、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するものであり、各超音 波走査線の幾何情報に基づいて、エコープロセッサ(EP)27より入力したデータから B/W組織画像データを、また、フロープロセッサ(FP)28より入力したデータから カラー血流画像データを生成し、両者を例えば重み付けにより加算して表示画像データを 生成する。血流速度に代表される折り返り(エイリアシング)が発生するデータに対して は一般的に知られるエイリアシング補正を伴った補間処理により2D画像を生成する。 【0035】

10

30

40

ボリュームジェネレータ30は、スキャンコンバータ(DSC)29より入力した複数の 断層画像を当該走査断面位置情報に基づいて、等方なボクセルで構成されるボリュームに 変換する。ここで、補間処理には、着目ボクセルを取り囲む周囲8個の超音波サンプルよ り直線補間処理(Tri-Linear補間処理)を用いる。また、血流速度に代表され るエイリアシングが生じるデータに対しては、前述したエイリアシング補正を伴うTri - Linear補間処理を行う。

[0036]

平滑化フィルター処理部31は、ボリュームジェネレータ30にて生成された3次元ボリ 20 ュームに対して平滑化処理を行い、スペックルノイズ等のノイズを除去する。

【 0 0 3 7 】

エッジ抽出フィルタ処理部33は、前記ボリュームジェネレータ30の3次元ボリューム に対して、低域遮断フィルタ処理を行い、エッジ成分を強調した3次元ボリュームを形成 する。

【0038】

3次元レンダリングエンジン37は、ボリュームジェネレータ30が生成し、平滑化なら びにエッジ抽出処理された当該ボクセルボリュームを受取り、ホストCPU17に設定さ れたボリュームレンダリング、サーフェースレンダリング、MPR等のレンダリングモー ド、視線方向、オパシティ、色付け(カラー)方法等の画像生成パラメータに基づいて3 次元レンダリング画像を生成する。なお、3次元画像生成のためのアルゴリズムには、様 々な手法が提案されているが、一般的に知られているものとしてレイ・トレーシング法等 がある。

【 0 0 3 9 】

表示部38は、ブラウン管モニタあるいはLCDによって構成され、スキャンコンバータ (DSC)29が生成したB/W組織画像、カラー血流画像等の2D超音波画像を表示し 、ユーザの診断に用いられる。また、表示部38は、3次元レンダリングエンジン37に て生成される3次元レンダリング画像を、3次元レンダリング画像単独、あるいは、スキ ャンコンバータ(DSC)29で生成された当該2D超音波画像と同時にCRTにて表示 する。

[0040]

特に、表示部38は、エッジ強調を行った場合の3次元画像(第1の3次元画像)や、エッジ強調を行わない3次元画像(第2の3次元画像)、それらのいずれか又は双方のMP R像なども表示可能に形成されている。これらは、操作部18からの操作指示に応じてホ ストCPU17に含まれる表示制御部によって適宜切換制御が可能となっている。 【0041】

かくして被検体組織形状を表す画像が表示部32に表示され、ユーザは表示された当該超 音波画像によって3次元情報を得られるため、疾患の有無や病変部の大きさ等を容易に把 握することができる。

【0042】

操作部18には、マウス、ボタン、キーボード、トラックボール、操作パネル、等所定の 指示入力をするための装置である。これらの操作デバイスは、操作者が患者情報、装置条 件などを入力又は設定するために使用される他、必要な送受信条件、表示態様の選択情報 などの入力、3次元画像上におけるMPRの切断面の指定、3次元画像の回転、不透明度 の設定等に使用される。

(10)

[0043]

例えば、スキャンや表示に関する条件は、当該操作パネル上に配置されるスイッチの操作 、或いは当該マウスによってCRTなどからなる画像表示ユニットを構成する表示部38 に表示されたウィンドウ内のメニューを選択することにより入力される。また、超音波ボ リュームデータに対する回転操作、表示ウィンドウレベルやオパシティ / カラーの設定等 には当該マウスの上下左右移動により行う。

【0044】

ホストCPU17は、装置全体の制御中枢として各部を制御するものであり、メモリを備 えた情報処理装置(計算機)の機能を持ち、予めプログラムされている手順に従って本超 音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。そして、超音波プローブ12に接続 された送信ユニット14及び受信ユニット22、整相加算器24、検波回路26、被検体 の画像を得るためのエコープロセッサー(EP)27、血管像を得るフロープロセッサー (FP)28、ボリュームを生成するボリュームジェネレータ30、デジタルスキャンコ ンバータ(DSC)29、平滑化フィルター処理部31、エッジ抽出フィルタ処理部33 、3次元レンダリングエンジン37、表示部38などを制御する。

[0045]

この制御動作には、操作者が操作部18を介して指令した診断モード、送受信条件、3D 画像表示やMPR像等の表示態様などに対する処理が含まれ、送信ユニット14に対する 送信制御(送信タイミング、送信遅延など)、受信ユニット22に対する受信制御(受信 遅延など)、3Dレンダリングエンジン37からの3D画像の生成の指令の他、本発明の 3次元画像に対する各エッジ抽出等において必要なプログラムやデータを呼び出して実行 し、エッジ抽出フィルタ処理部33にてエッジ抽出処理を行うよう指示したり、MPR処 理を等を実行するように促したり、ソフトウエアモジュールを統合的に制御する処理も含 まれる。

【0046】

ホストCPU17は、操作部18を介してユーザにより入力されたスキャン或いは表示に 関する条件を解釈し、装置全体の制御に必要なパラメータを設定することにより全体の制 御を行う。装置全体へのパラメータ設定が完了すると、当該ホストCPU17はリアルタ イムコントローラ(RTC)16に対して、超音波信号の送受信開始を指示する。 【0047】

また、ホストCPU17は、操作部18を介してユーザにより逐次入力されるボリューム に対する回転操作等の3次元画像に対する操作入力に対して、逐次判断を行い、必要なパ ラメータを3次元レンダリングエンジン37等に設定することにより3次元画像の表示に 関する制御を行う。

【0048】

なお、前記2D超音波画像や3D像などは、不図示の記録媒体に格納され、例えば診断の 後に操作者が呼び出すことが可能となっている。また、不図示の記憶媒体は、前記診断画 像の保存を行う他、前述の種々のエッジ抽出フィルタ処理を行うソフトウェアプログラム 、スペックルノイズ等を除去する平滑化処理を行うプログラム等の各種プログラムを保管 している。

【0049】

さらに、ホストCPU17は、受信ユニット22直後の出力信号、もしくは画像輝度信号 を読み込み、DSC29を経由して表示部38に表示する、或いは画像ファイルとして記 憶媒体に保存する、若しくはその他のインターフェースを経由して外部の情報処理装置( PC)、プリンタ、装置外部の記憶媒体、診断データベース、電子カルテシステム等に転 10

40

送する。

[0050]

(超音波診断装置の全体の動作)

上述のような構成を有する超音波診断装置1において、概略以下のように作用する。乃ち、診断が指令されているとすると、送信ユニットから超音波プローブ12を介して被検体である生体へ送信された超音波は、生体からの反射信号として再び超音波プローブ12を介して受信ユニット22にて受信される。受信ユニット22を介して整相加算されたエコー信号は対数増幅、包絡線検波を受けて振幅情報が輝度情報として出力され、画像としてDSC29に入力される。ここでは、通常の2次元断層像を得る。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 5 & 1 \end{bmatrix}$ 

受信ユニット22からの出力は、整相加算器24にて受信指向性を決定するために必要な 遅延処理を施した後に加算処理を施して走査線毎の超音波ビームを複数形成し、検波回路 26にて超音波ビームデータに対して直交検波処理を施し(ここまでが、本発明における 超音波送受装置である。)、イメージングモードに応じて、エコープロセッサ(EP)2 7、あるいはフロープロセッサ(FP)28に送られる。

【0052】

エコープロセッサ(EP)27により、包絡線検波処理によって生体組織にて反射された 超音波信号の強度を映像化し、組織構造に対応した画像データ(B/W組織画像)を生成 するために適した高域遮断フィルタ処理等を行う。ここで、エコー信号は、種々のフィル タリング処理、対数増幅、包絡線検波処理などが施され、信号強度が輝度の明るさで表現 されるデータとなる。

20

10

【 0 0 5 3 】

ー方、フロープロセッサ(FP)28により、包絡線検波処理によって血流等の移動体に よって反射された強度から移動体の動きを映像化するために必要な信号処理を行い、例え ばカラードプラ法により速度、パワー、分散等のパラメータを算出する(上記、EP 2 7、EP 28は、本発明における超音波情報生成手段である。)。また、エコー信号か ら速度情報を周波数解析し、解析結果をスキャンコンバータ(DSC)29に送る。 【0054】

そして、スキャンコンバータ(DSC)29により、各超音波走査線の幾何情報に基づいて、エコープロセッサ(EP)27より入力したデータからB/W組織画像を生成し、ま 30た、フロープロセッサ(FP)28より入力したデータからカラー血流画像を生成し、両者を重み付けにより加算して表示画像データを生成する。なお、血流速度に代表される折り返り(エイリアシング)が発生するデータに対しては一般的に知られるエイリアシング 補正を伴った補間処理により2D画像を生成する。

[0055]

スキャンコンバータ(DSC)29に送られた画像データは、スムージングなどのポスト 処理に付された後、ビデオフォーマットの画像データにスキャン変換される。この画像デ ータは更に表示部38にリアルタイムに送られる。この際、必要なグラフィックデータが 重畳された状態で表示部38に表示される。

【0056】

40

なお、スキャン変換前後の画像データは、特定の記憶領域に記憶され操作者が読み出して 表示などに再利用可能である。このとき、不図示の記録媒体から読み出される画像は、ス ロー再生、コマ送り再生、静止像表示等が可能となっている。

【0057】

ここで、操作者が、3D表示を行うためのモードに移行することにより、記録媒体に記憶 された画像データに基づいて、3D画像の表示が行われ、表示部38上に表示される。 【0058】

(3次元表示)

3 D 画像表示を行う場合には、入力した複数の断層画像を走査断面位置情報に基づいて、 ボリュームジェネレータ 3 0 は、等方なボクセルで構成されるボリュームに変換する。

【 0 0 5 9 】

ボリュームジェネレータ30にて生成された3次元ボリュームに対しては、平滑化フィル ター処理部31により平滑化処理を行い、スペックルノイズ等のノイズを除去し、さらに 、当該3次元ボリュームに対して、エッジ抽出フィルタ処理部33により低域遮断フィル タ処理を行い、エッジ成分を強調した3次元ボリュームを形成する。 【0060】

(12)

ボリュームジェネレータ30が生成し、平滑化ならびにエッジ抽出処理された当該ボクセ ルボリュームを、3次元レンダリングエンジン37が受取ると、ホストCPU17に設定 されたボリュームレンダリング、サーフェースレンダリング、MPR等のレンダリングモ ード、視線方向、オパシティ、色付け(カラー)方法等の画像生成パラメータに基づいて 3次元レンダリング画像を生成する。

[0061]

このように、送られてくる画像データ、グラフィックデータ、ホストCPU17から指令 される、通常モードの3D画像、エッジ抽出フィルタ処理による画像、などの適宜な表示 態様の画像処理から入力される。

【0062】

かくして、表示部32には、必要に応じて被検体に関するB/W組織画像、カラー血流画像等の2D超音波画像、あるいは、3次元レンダリング画像、そのMPR像などを、単独、あるいは、当該2D超音波画像と同時に表示される。

[0063]

この際、3次元レンダリング画像においては、前記エッジ抽出フィルタ処理部33による フィルタ処理により実質充満型臓器の内部構造、例えば胆のうや肝臓内の血管及び腫瘍等 の3次元構造物のエッジ成分ないしは輪郭が強調されるために、前記血管、腔及び腫瘍の 形状等が明確に表示される。

【0064】

なお、2D超音波画像ないしは3次元レンダリング像を表示する際には、種々の設定パラ メータの情報などのグラフィックデータなどを不図示のデータ発生部により生成し、イメ ージメモリ等を利用して画像合成することで、当該合成画像を表示部38に出力するよう なこともできる。

【 0 0 6 5 】

このようにして生成された最終の画像データは、表示部38に表示され、表示部38では、3D画像が表示される「3Dモード」を選択した場合には、通常は3Dボリュームレンダリングによる例えば肝臓の3D画像が表示され、特定の表示操作部を選択することにより、前記肝臓内の内部構造例えば腫瘍等がエッジ成分が強調された、エッジ強調画像が表示される。なお、2D超音波画像においては、必要に応じて所望部位及び又はデータにカラーが付与される。

[0066]

以上のような構成のエッジ抽出フィルタ処理等を行うためのさらに詳細な具体的構成につ いて以下に詳述する。

[0067]

(本実施の形態の特徴:エッジ抽出を行うための構成)

本実施の形態では、 3次元ボリュームデータに対してエッジ抽出を行うため、下記のよう な構成を有する。本実施の形態では、ボクセル形状のボリュームに対してエッジ抽出処理 を行う場合を例に説明する。

【0068】

本実施の形態の超音波診断装置においては、図2に示すように、ボリュームジェネレータ 30にて生成された3次元ボリュームデータに対して、スペックルノイズ等を除去する平 滑化フィルタ処理部31、および前記3次元ボリュームデータに対して肝臓内の腫瘍等の 輪郭(腫瘍の表面と肝臓内充満部との境界面)を抽出ないしは強調してエッジ抽出を行う エッジ抽出フィルタ処理部33を有する。 20

【 0 0 6 9 】

すなわち、本装置では、平滑化フィルタ処理部31のメディアンフィルタにて平滑化処理 を行い、その後エッジ抽出フィルタ処理部33の"ソーベル"型の3×3高域通過フィル タによりエッジ成分の大きさを検出する。これらは、各々ボリューム単位に実行される。 【0070】

(13)

なお、本実施の形態の「エッジ抽出フィルタ処理部」は本発明にいう「エッジ(情報)抽 出手段」に該当し、また、本実施の形態の「平滑化フィルタ処理部」は本発明にいう「平 滑化手段」に該当し、さらに、本実施の形態の「3次元レンダリングエンジン」は、本発 明にいう「3次元画像生成手段」に該当する。加えて、本実施の形態の「不図示の記録媒 体」により本発明にいう「記憶手段」を構成し得、本実施の形態の「ホストCPU」には 、本発明にいう「表示制御手段」が含まれる。さらに、本実施の形態の「操作部」には、 本発明にいう「設定手段」が含まれる。

10

(エッジ抽出フィルタ)

【 0 0 7 1 】

エッジ抽出フィルタ処理部33Aは、図2に示すように、3次元ボリュームデータのエッジ成分を抽出する機能を有し、例えば3次元XYZ直交座標系におけるX方向(第1の方向)にフィルターをかけてX方向に沿った面のエッジ抽出処理を行うX方向フィルタ処理部332a(第1の方向フィルタ処理手段)と、Y方向(第2の方向)にフィルターをかけてY方向に沿った面のエッジ抽出処理を行うY方向フィルタ処理部332b(第2の方向フィルタ処理手段)と、Z方向(第3の方向)にフィルタをかけてZ方向に沿った面でのエッジ抽出処理を行うZ方向フィルタ処理部(第3の方向フィルタ処理手段)332cと、これら各方向の各処理部で処理された処理結果の出力の二乗和、あるいは前記二乗和の平方根の算出を行う(あるいはベクトル長を算出する)算出部333(演算手段)と、を含んで構成される。

【0072】

X 方向フィルタ処理部332 a は、高域通過フィルタ < H P F > (低域遮断フィルタ)、 例えばソーベル(Sobel)フィルタ等にて形成される。なお、 Y 方向フィルタ処理部 332 b、 Z 方向フィルタ処理部332 c も前記 X 方向フィルタ処理部332 a 同様に、 ソーベル(Sobel)フィルタ等にて形成される。

【 0 0 7 3 】

上記のような構成を有するエッジ抽出フィルタ処理部33Aにおいて、収集された超音波 サンプルボリュームをスキャンコンバータでボクセルボリュームに変換した後、エッジ抽 出フィルタ処理を行う。

[0074]

前記エッジ抽出フィルター処理部33Aは、1次元ずつに分解可能なリニア(線形)なフィルターにて構成することが好ましく、各々の方向に対してフィルタリング処理を行い、 当該フィルタリング処理を行った後に、分解成分に基づいてベクトル成分を算出すること となる。

【 0 0 7 5 】

エッジ成分は、画像の濃度値が急激に変化する部分であり、実質充満型臓器の領域から反 40 射されるエコーのうち、エッジ成分に相当する部分は高い周波数成分を有することから、 前記エッジ抽出フィルター処理部33Aを構成するものとしては、例えば高域通過(強調 )フィルター(ハイパスフィルター)ないしはノイズ低減機能を有する中域通過形フィル ター(バンドパスフィルター)を用いることでエッジ成分を抽出し、当該エッジ成分を強 調した画像を作成することができる。ただし、前記フィルターとしては、種々のタイプの ものが採用し得る。

【0076】

このフィルターの使い方、つまりエッジ抽出の仕方及びその利用の仕方においては、各実施形態では、エコープロセッサ27の出力から生成された3次元ボリュームデータである B/Wボリュームについてフィルタしてエッジ成分を抽出していることを説明しているが

20

、これに限らず、各実施形態では、次のようなこともできる。 被 検 体 の B / W ボ リ 1 ュームデータ(被検体の組織構造を表す3次元分布情報:エコープロ - セッサ27の出力 から生成された3次元ボリュームデータ)とカラーボリューム(被検体の移動体の特性を 表 す 3 次 元 分 布 情 報 : フ ロ ー プ ロ セ ッ サ 2 8 の 出 力 か ら 生 成 さ れ た 3 次 元 ボ リ ュ ー ム デ ー タ)のいずれか一方にのみフィルタをかけてエッジ抽出し、抽出したエッジ情報(成分) と抽出しない方のボリュームとをレンダリングして診断用の画像情報を生成する。 2 B / W ボリュームデータとカラーボリューム双方ともフィルタしてエッジ情報を抽出して レンダリングして 3 次元画像画像情報を得る。 3 B/Wボリュームデータからエッジ 情報を抽出するフィルタと、カラーボリュームからエッジ情報を抽出するフィルタとそれ ぞれに重み付け(フィルタの係数を調整してもよい)してその重みづけを調整する手段を 用意し、フィルタの条件を変更する手段を用意し、実際の画像をみながら当該手段でフィ ルタの条件を可変して、よりよい画像を得るようにしてもよい。この 3 で場合で、重 み付け係数を0(フィルタの効果無し、つまりスルーパス状態)から1(フィルタの効果 が100%の状態)まで可変できるようにしておけば、上記 1 及び 2 の状態も作 れる。このようにエッジ抽出フィルタによるフィルタリング処理を行うことにより、例え ば、実質充満型臓器内の充満部分と腔の領域との境界を強調して表示させて、より明瞭に 腔や管構造を可視化することができる。なお、対象となる内部臓器としては、例えば、肝 臓(肝静脈、もん脈、大動脈をそれぞれ可視化)や胆嚢等も挙げられる。

【 0 0 7 7 】

ここで、本実施の形態のような3次元のフィルターでは、2次元のフィルターをX、Y、 20 Z方向の各々について分割して処理を行い、X方向に対してフィルターを掛けて、次いで Y方向に対してフィルタ処理を行い、さらにZ方向にフィルタ処理を行う、という具合に ステップ毎1次元に分解して行う。このようにして、3次元的にフィルタ処理を行うこと ができる。

【 0 0 7 8 】

なお、一つの方向では、ソーベル(Sobel)フィルタは、例えば3×3の2次元フィ ルターを用いており、サンプル(タップ)数は、各方向に分解する場合には、1つの方向 について3×3=9タップのハイパスフィルターを用いて、XYZの3方向についてリニ アで各々フィルターをかけることで、3次元的なフィルタリング処理を行うことができる

[0079]

そして、ソーベル(Sobel)フィルタの出力は、処理方向におけるエッジ成分の大き さを反映するものであり、着目するサンプル点における面の放線方向は、X、Y、Zの3 方向の出力を成分とするベクトル表示で表現することができる。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 8 & 0 \end{bmatrix}$ 

すなわち、×、y、z方向独立に3×3のソーベル(Sobel)フィルタを利用した場合、算出部333は、各出力の2乗和を出力とする。さらに、このままでは、出力値の範囲が大きくなるため、必要であれば算出部333の出力を2乗和の平方根としてもよい。 【0081】

このようにして、エッジ抽出フィルタ処理された出力であるボクセル形式のボリュームに 40 対して、VR(ボリュームレンダリング)法による画像レンダリングを3次元レンダリン グエンジン37で行うこととなる。

[0082]

なお、エッジ抽出フィルター処理部33Aの構成としては、上記のような場合に限らず、 ある着目したサンプルの前後、左右、上下の3方向に対して各々フィルタリング処理を行 うことができる3次元的なフィルターで構成してもよい。すなわち、エッジ成分の有無の 検出には、最も単純には前後・左右・上下の3方向だけを見ればよいので、周辺6サンプ ルを利用する構成を採用し得る。さらに、前記に加えて、斜め上、手前等を含めて、特定 の着目サンプルの周囲の26サンプル全部を演算対象として採用する構成であってもよい 。このように、サンプル数を多くすることで、エッジ抽出処理を安定させることができる

。 こ こ で 、 エ ッ ジ 抽 出 フ ィ ル 夕 処 理 部 を X Y Z の 各 方 向 で 各 々 分 解 す る 構 成 と し た 場 合 に は、2次元のフィルタを各々利用することとなるが、周辺サンプルで3次元的に演算を行 う場合には、通常の2次元で利用されているフィルターとは異なる構成となる。 (ソーベルフィルター) エッジ抽出フィルタ処理部33Aは、例えば、X、Y、Z方向に各々独立に3×3の2次 元ソーベルフィルターをかける処理を行う。 ここで、ソーベルフィルターは、例えば、デジタル画像上の(i、j、k)座標上におけ る画素(輝度ないしは濃度)値をf(i、j、k)とした時に、X方向にかける3×3の 10 フィルターg<sub>x3</sub>(i、j、k)、Y方向にかける3×3のフィルターg<sub>Y3</sub>(i、j、 k)、 Z 方向にかける 3 × 3 のフィルター g z ₃ ( i 、 j 、 k ) を有し、各々次式で定義 される出力を発生する。 [0085]  $g_{X3}(i, j, k) = f(i+1, j+1, k) + (+2) f(i+1, j, k) + f(i+1, j, k)$ (i+1, j 1, k) + (1) f(i 1, j+1, k) + (2) f(i 1, j)(k) + f(i 1, j 1, k) $g_{Y_3}(i, j, k) = f(i+1, j+1, k) + (+2) f(i, j+1, k) + f$ (i 1, j+1, k) + (1) f (i+1, j 1, k) + (2) f (i, j)(k) + (1) f(i 1, j 1, k)20  $g_{Z_3}(i, j, k) = f(i, j+1, k+1) + (+2) f(i, j, k+1) + f$ (i、j 1、k+1)+( 1)f(i、j+1、k 1)+( 2)f(i、j、k 1)+( 1)f(i,j 1,k 1) そして、算出部33では、各出力の二乗和の平方根が算出されることから、その出力F (i、j、k)は、  $F(i, j, k) = (g_{X_3}(i, j, k) \times g_{X_3}(i, j, k) + g_{Y_3}(i, j, k)$ k) \*  $g_{Y_3}$  (i, j, k) +  $g_{Z_3}$  (i, j, k) ×  $g_{Z_3}$  (i, j, k)) <sup>1 /</sup> なる。 [0086]なお、 X 方向にかけるフィルタにおいて、 f ( i 1、 j 1、 k ), f ( i 1、 j、 30 k),f(i 1、j+1、k)等は着目サンプル(i、j、k)の近傍の8個のサンプ ル(ボクセル)の画素値である。図4(A)は、この8個のサンプル(ボクセル)の画像 内の配列を示す。位置( i 、 j 、 k )のボクセルを表わすサンプルの画素値 f ( i 、 j 、 k)は、前ライン上に位置する隣接ボクセル値 < f ( i 1 、 j 1 、 k ) , f ( i 1 、 j 、 k ) , f ( i 1 、 j + 1 、 k ) > 及び同一ライン上の隣接ボクセル値 < f ( i 、 j 1、 k ) , f ( i 、 j + 1 、 k ) > 及び次ライン上の隣接ボクセル値 < f ( i + 1 、 1、 k ) , f ( i + 1 、 j 、 k ) , f ( i + 1 、 j + 1 、 k ) > から上式に従って発 i 生される。 [0087]Y方向、Z方向においても、図4(B)(C)に示すように、X方向に対して近傍8ボク 40 セルを用いて演算したのと同様に演算を行う。なお、ここでいうフイルタリング処理とは 、多値画像データの値とフイルタの各値との積の合計を求め、その絶対値を、フイルタリ ング処理の結果の値として記憶しておくことである。 これにより、任意の方向(水平、垂直又は対角方向)の遷移を有するときの出力から、輪 郭の値が得られる。 [0089] (平滑化フィルタ) 平 滑 化 フィ ル 夕 処 理 部 3 1 A は 、 原 画 像 の 急 峻 な エ ッ ジ 成 分 が 現 れ る 部 分 に お い て 、 入 力 画像に含まれるノイズがエッジ成分として認識されてしまわないよう平滑化するものであ 50

り、 図 2 に示 すように、 例 え ば x 、 y 、 z 方 向 に 対 して 例 え ば 近 傍 6 サン プ ル の 3 次 元 的 に構成されたフィルタリング処理を行うメディアンフィルタ331を含んで構成される。  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 9 & 0 \end{bmatrix}$ 当該メディアンフィルタ331は、中央値抽出を行うメディアンフィルタとして機能する ものであり、超音波画像を参照し、各サンプル位置毎に近傍の画像データの値を比較し、 その値が中央となるサンプルのデータを新たな当該注目サンプルの値として更新するもの であり、超音波画像に含まれるスペックルノイズ等の除去を行うことができる。 [0091]ー 例 と し て 、 本 実 施 の 形 態 で は 、 着 目 サ ン プ ル 位 置 の 近 傍 6 サ ン プ ル と 自 身 を 合 わ せ た 7 サンプル(7タップ)の中央値にて値を置換する場合を例に説明する。 [0092]例えば、図4(E)に示すように、着目サンプルf(i、j、k)の上下(Z方向)、左 右( X 方向および Y 方向)の近傍 6 サンプル、(着目サンプルを含めると計 7 サンプル < 7 タップ > )のメディアンフィルタにおいては、 7 個の数値データの中央値を抽出する画 像データの場合、以下のような演算を行う。 [0093]例えば、一例としてf(i、j、k)のサンプルに与えられた画像の数値データを150 、f(i、j 1、k)の数値データを14、f(i、j+1、k)の数値データを15 、f(i+1、j、k)の数値データを15、f(i 1、j、k)の数値データを15 f ( i 、 j 、 k + 1 )の数値データを 1 6 、 f ( i 、 j 、 k 1 )の数値データを 1 6 とすると、ほとんどのサンプルは、14~16の数値データを有するが、f(i、i、k )は、数値データが150と、周囲のデータと値が大きく離れており、これはノイズであ る。 [0094] そして、メディアンフィルタを用いてf(i、j、k)の値を修正する場合、サンブルf ( i、 j、 k )とその周囲近傍6サンプルにある7つのデータに注目する。これらのデー 夕を小さい順に並べると、14、15、15、15、16、16、150となる。このう ち、4番目の値、即ちデータの中央に位置する値を中央値(メディアン)と呼び、この場 合15である。そこで、サンプルf(i、j、k)のデータとして、この中央値15を採 用する。以上の操作を全てのサンプルにおいて行う画像処理を本実施の形態のメディアン フィルタという。このようにして、画像情報にメディアンフィルタをかけると、ノイズが 除去される。 [0095]

このように、メディアンフィルタは、着目サンプルおよび周囲近傍の6サンプルの計7サ ンプルの数値データを読み込み、これを小さい順または大きい順にソートして並べ換えた ときの中央値を抽出する、という処理を行い、前記画像データのボリュームの先頭のサン プルからフイルタリング処理を実行し、これを画像空間全体に施し画像を平滑化する。す なわち、図3に示すように、サンプルの数値データを読み込み(ステップS101)、数 値データの大きさの順にソーティングし(S102)、中央値を抽出する(S103)。 そして、注目サンプルの数値データを中央値にする(S104)。

【 0 0 9 6 】

メディアンフィルタを用いると、ノイズの除去具合、画像の輪郭の保持などの観点から、 例えば画素の周囲のデータと平均を取る方法などに比較して、良好な結果を得ることがで き、対象物をぼかすことなく、雑音や孤立点を除去できる。

【0097】

なお、メディアンフィルタの構成としては、着目サンプル位置の近傍26サンプルと自身 を合わせた27サンプルの中央値にて値を置換する構成としてもよい。この場合も、ボリ ューム内の全てのサンプル位置に対して当該処理を行う。ここで、ボリュームの端部にお いて、近接するサンプルが存在しない場合、着目するサンプル位置の値で代用する。ある いは、演算自体を実行せず、サンプル値そのままを出力値とする構成としてもよい。

50

10

20

30

【0098】

このように、エッジ抽出フィルター処理部33に加えて、平滑化フィルター処理部31を 介在させることで、ノイズ等の低減を図ることができる。

(17)

【 0 0 9 9 】

(処理について)

本実施の形態の超音波診断装置の構成は、上記のようであり、以下のように作用する。 【 0 1 0 0 】

一般的には、超音波プローブを手動、あるいは、機械的に走査して3次元ボリュームを収集する。

【 0 1 0 1 】

ホストCPU17は、操作部18を介して超音波スキャンや表示モードを決定し、リアル タイムコントローラ(RTC)16を始めとする各ユニットに必要なパラメータをスキャ ンに先立って設定する。必要なパラメータ設定が完了すると、リアルタイムコントローラ (RTC)16にスキャン開始の命令を発行する。

[0102]

リアルタイムコントローラ(RTC)16は、超音波プローブ12から照射するために必要な高圧パルス発生タイミング信号と遅延制御データを送信ユニットに伝送する。送信ユニット14は、前記信号及び制御データに基づき、超音波プローブ12に高圧パルス信号を印加し、超音波信号を生体内に照射する。生体内部の臓器からの反射波は、受信ユニット22でノイズ除去や振幅増幅を行った後、A/D変換器によりディジタルデータに変換され、整相加算器24において整相加算処理されて超音波ビームデータが生成される。検波回路26では、超音波ビームデータに対して直交検波処理を行って、位相情報を持つ複素形式サンプルに変換する。

【0103】

検波回路26からの出力は、画像表示モードに応じてエコープロセッサ(EP)27、あるいは、フロープロセッサ(FP)28に振り分けられる。エコープロセッサ(EP)2 7では、包絡線検波を行って組織からの反射波強度を映像化するための処理を行う。一方、フロープロセッサ(FP)28では自己相関関数を用いてドプラ信号を抽出し、血流等の速度、分散、パワー等を演算する。尚、説明の都合上、これら超音波サンプルを超音波 ベクタデータと呼ぶ場合がある。

【0104】

超音 波ベクタデータは、次に、スキャンコンバータ(DSC)29、ボリュームジェネレ ータ30にて直交するX Y Z軸上のボクセル形式のボリュームデータに変換される。 【0105】

このボクセル形式のボリュームデータに対して平滑化フィルター処理部31は、6近傍メ ディアンフィルターあるいは26近傍メディアンフィルター等の各種フィルタにより平滑 化処理を行う。

【0106】

その後、エッジ抽出フィルター処理部33により、ボクセル(サンプル)からなるボクセ ルボリュームデータに対して、X方向に対して2次元のソーベルフィルター等によりフィ 40 ルター処理を行い、Y方向に対して2次元のソーベルフィルター等によりフィルター処理 を行い、Z方向に対して2次元のソーベルフィルター等によりフィルター処理を行い、こ れらの各出力結果の二乗和の平方根を算出して、着目領域のサンプルのフィルター処理を 行う。

[0107]

そして、3次元レンダリングエンジン37にて、当該ボクセルボリュームをボリュームレンダリングし、CRT等の表示部38にて平滑化されてスペックルノイズが除去され、かつ、エッジ抽出により内部構造が見える状態の3次元レンダリング画像を表示する。 【0108】 これにより、例えば、本実施の形態では、表示部において例えば、図5(A)に示すよう

10

20

な通常モードにおいて肝臓U1を表示し、内部構造閲覧モードとすると、図5(B)に示

すように、肝臓U1内の内部構造U2が明確に表示することが可能となる。

[0109] なお、 表示 部 3 8 に 表 示 さ れ る 3 次 元 画 像 の 表 示 態 様 と し て は 、 い ま 述 べ た 実 質 充 満 型 臓 器 の 内 部 構 造 、 例 え ば 肝 臓 内 の 腔 構 造 等 を 表 示 し た 第 1 の 3 次 元 画 像 の 他 、 カ ラ ー ド ッ プ ラにより得た画像に対してエッジ強調フィルタをかける構成を表示することも可能である **[**0 1 1 0 **]** すなわち、フロープロセッサにより表示可能な血管像の3次元画像に対して、エッジ強調 フィルタをかけた像を表示することで、臓器が透けた中に血管像が見えるような表示が可 能となる。  $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$ また、肝臓等では胆嚢などの血流のない所では、カラードップラ法を用いても血管像が出 てこないが、本実施の形態のようにエッジ強調(エッジ成分抽出)フィルタ処理を行うこ とによって、血流がない所での血管像を表示することができる。さらに、血管に対応した データを重ねて表示するようにしてもよい。 以上説明したように本実施の形態によれば、エッジ抽出フィルターによりクリッピング等 のボリューム操作を行うことなく、実質充満型臓器内部の血管や腔構造がより立体的に把 握できる。さらに、平滑化フィルターによりスペックルノイズ等の除去を行うことができ る。 [0113][第2の実施の形態] 次に、本発明にかかる第2の実施の形態について、図6に基づいて説明する。なお、以下 には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、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 行い、異なる部分についてのみ述べる。図6は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の 一例を示す機能ブロック図である。 [0114] 上記第1の実施の形態では、平滑化フィルタを、周囲の特定数のサンプルによる3次元的 なフィルタの構成としたが、本実施の形態では、平滑化フィルタを、x、y、zの各方向 に各々分解し、2次元フィルタによる処理を各々行う構成としている。 [0115]具体的には、本実施の形態の平滑化フィルタ処理部31Bは、図5に示すように、(×、 y) 平面上においてフィルタ処理を行うメディアンフィルタ 3 3 4 a と、(y、z) 平面 においてフィルタ処理を行うメディアンフィルタ 3 3 4 b と、( z 、 x )平面においてフ ィルタ処理を行うメディアンフィルタと334cと、を含んで構成されている。 [0116]一方、エッジ抽出フィルタ処理部33Aは、前記第1の実施の形態同様、ソーベルフィル タ 3 3 5 a 、 3 3 5 b 、 3 3 5 c 、ベクトル長算出部 3 3 6 を有する。 **[**0 1 1 7 **]** この場合、処理を2次元に分割して行い、メディアンフィルタ334aにおいては、着目 するサンプルを含む x y 平面上の 3 × 3 サンプルにおいて中央値を演算するとともに、 メディアンフィルタ334bにおいてはy z平面上の3x3サンプルにおいて中央値を 演算し、さらに、メディアンフィルタ334cにおいては、 z × 平面上の3×3サンプ ルにおいて中央値を演算する。 続いて、各メディアンフィルタ334a、334b、334cの出力は、同じ平面を処理 するソーベル(Sorbel)フィルタ335a、335b、335cで、互いに独立な 方向に処理を行いエッジ成分を抽出する。そして、算出部336でベクトル長が算出され

50

10

20

30

るのは、前述した処理と同じである。

【0119】

以上のように本実施の形態によれば、各方向で平滑化フィルタによる処理を行うことで、 2次元アレイプローブの場合には、スペックルノイズ等も方向によって発生の仕方が異な るために、XYZの3次元的にフィルタ処理を行う方がノイズ除去の性能は向上し、画質 も向上する。

(19)

【0120】

また、ソーベルフィルタによる処理を行う際に、3×3サンプルを演算器にロードするため、メディアンフィルタによる処理を並行して実現することにより、処理の簡略化を図る ことができる。

【0121】

(エッジ抽出フィルタ処理部の変形例)

なお、前記第1、第2の実施の形態では、エッジ抽出フィルタ処理部として、各方向(X 、Y、Z)に対してソーベルフィルタを用いた例について説明したが、着目するサンプル (ボクセル)周辺6サンプルとの差の絶対値の総和としてもよい。更に、着目サンプル( ボクセル)からの距離を用いた加重平均を行ってもよい。具体的には、以下のような各例 が挙げられる。

【0122】

例えば、画像の濃度値が急激に変化する部分の検出として、一次微分、二次微分のラプラシアンフィルタ、空間微分フィルタ、フォーセンフィルタ、ロベルトフィルタ、レンジフ ィルタ等であってもよい。この際、各方向に分解して組み合わせて利用するか、各方向別 に分解せずに3次元的な構成とするかは任意である。なお、各方向に分解する場合に、各 方向で異なる種類のフィルタを使うようにしてもよい。さらに、分解された特定方向のフ ィルタを複数回かけるように構成してもよい。

[0123]

(平滑化フィルタの変形例)

なお、平滑化フィルタの3次元処理では、一方向にしかないものであってもよい。

【0124】

また、平滑化フィルタ処理部による処理手法としては、例えば各サンプルに対し該サンプ ルを中心とした所定領域内の各サンプルに関する値の平均を求め、この平均値を中心のサ 30 ンプルの値とする単純な平均化処理方法、上記所定領域内の値の中央値(メジアン)を中 心の画素の値とするメジアンフィルタを用いる方法、上記所定領域内をさらに複数の小領 域に分け、各小領域毎に分散を求めて分散の最も小さい小領域の平均値を中央の画素の値 とするエッジ保存フィルタ(V-フィルタ)を用いる方法、画像信号をフーリエ変換し、 ノイズ成分に対応する高空間周波数成分を取り除いた後に逆フーリエ変換する方法等を用 いることができる。

【0125】

また、近傍サンプル値の平均濃度を値とする移動平均フィルタでもよい。さらには、平滑 化するための高域遮断フィルタ(低域通過フィルタ)の性質を持っていれば良く、特性に 応じてバターワース(Butterworth)型フィルタ、チェビシェフ(Cheby shev)または楕円(elliptic)のフィルタ、ガウスフィルタとしてもよい。 【0126】

「第3の実施の形態]

次に、本発明にかかる第3の実施の形態について、図7に基づいて説明する。なお、以下 には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、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 行い、異なる部分についてのみ述べる。図7は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の 一例を示す機能ブロック図である。

【 0 1 2 7 】

前記実施の形態では、ボクセルボリュームに対してエッジ抽出フィルタ処理を行う構成を 50

開示したが、本実施の形態では、放射状に拡がるボリュームデータに対してエッジ抽出フィルタ処理を行う構成を開示している。

【0128】

(超音波診断装置の構成)

先ず、本実施形態にかかわる超音波診断装置のブロック構成を図7に示す。本実施の形態 の超音波診断装置100は、図7に示すように、超音波プローブ12、送信ユニット14 、リアルタイムコントローラ(RTC)16、ホストCPU17、操作部18、ユーザイ ンタフェースを構成する操作部18、受信ユニット22、整相加算器24、検波ユニット である検出回路26、エコープロセッサ(EP)27、フロープロセッサ(FP)28、 平滑化フィルター処理部31、エッジ抽出フィルター処理部33、スライス処理部32、 シェーディングベクトル演算ユニットを構成するシェーディングベクトル演算部34、ス ライスレンダリング部36、CRTなどにより構成される表示部38を具備している。な お、符号102は画像処理装置を示す。

【0129】

超音波プローブ12は、圧電素子がマトリックス(格子)状に配置された2次元超音波ア レイプローブとし、プローブ表面より放射状に広がる形状のボリュームデータを超音波ス キャンにより収集するものとする。収集される超音波サンプルの空間的位置は、超音波ス キャンのスキャン形態に対応した収集座標を用いて表現される。本第1の実施の形態では 、収集座標としてR, 、の3つのパラメータを有する極座標を用いて表現する方法が 最も好適であり、以下の説明は極座標を用いるものとして説明する。

【0130】

図8(a)は、超音波プローブ12を用いて収集されるボリュームの幾何形状を示してい る。点Oは超音波プローブ12表面の中心点であり、点Oにおける当該プローブ表面に垂 直な線をX軸と定義する。また、X軸に対して垂直で互いに垂直となるY軸とZ軸を図8 に示す様に設定する。全ての超音波ビームは、点Oより放射状に形成されるため、超音波 ビームを構成する超音波サンプルデータは極座標により表現するのが最好適である。そこ で、図8(b)、(c)に示す通り、超音波ビームをX-Y平面に投影して得られる投影 超音波ビームとY軸がなす角度を、同様にZ-Y平面に投影した時に投影超音波ビーム とY軸がなす角度をとする。また、このとき極座標と直交座標の関係は次のようになる

 $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 3 & 1 \end{bmatrix}$ 直交座表系から極座標系への変換 R =  $(x^{2} + y^{2} + z^{2})^{1/2}$ = t a n <sup>- 1</sup> ( x / y ) = t a n<sup>-1</sup> ( z / y ) 極座標系から直交座標系への変換 ) } <sup>1</sup> / <sup>2</sup>  $x = R \times tan \times \{1/(1 + tan^2)\}$ +tan<sup>2</sup> )<sup>1</sup>/<sup>2</sup>  $y = R / (1 + tan^{2} + tan^{2})$  $z = R * tan x \{ 1 / (1 + tan<sup>2</sup> + tan<sup>2</sup> ) \}^{1 / 2}$ 但し、×は積算を意味する。 [0132] 図 7 において、リアルタイムコントローラ(RTC)16は、スキャン制御パラメータに 基づいて、超音波信号の送受信を行うためのタイミング制御を行う。スキャン制御パラメ ータは、操作部18に対する操作者の入力に基づいてホストCPU17が求めたものを用 いる。リアルタイムコノトローラ16は、図示していないが、内部にタイマーと順序回路 あるいはプログラムを有しており、ホストCPU17により設定されたスキャン制御パラ メータに基づいて、 B / W あるいはカラードプラスキャンといった超音波収集モード、あ るいは、超音波データ収集繰り返し周期等の情報に基づいて、タイマーを動作させ、タイ マーの出力を基準に周期的に発生される超音波送信基準タイミング信号を生成する。 [0133]

50

40

20

10

収集される超音波データのボリューム内での位置を示すビームアドレスは、超音波プロー ブ12のプローブ表面に垂直な方向に対する互いに直交する方向の角度 (行)と (列 )によって特定される。つまり、超音波ビームは、2次元配列の形式で、[行ビームアド レス、列ビームアドレス]で表現できる。 [0134] リアルタイムコントローラ(RTC)16は、当該ビームアドレスの他に、ビームアドレ スや超音波ビームが B / W データであるか、カラードプラデータであるかを識別するため のビームタイプ、データ収集距離等のビームの処理に必要な情報をヘッダ情報として生成 する。生成された当該ヘッダ情報は、後述する受信ユニット22でデータに付加され、デ ータと共に後段の処理を行う各部に伝送される。 10 [0135] そして、フロープロセッサ(FP)28或いはエコープロセッサ(EP)27からの超音 波ボリュームデータに対して平滑化フィルター処理部31Cにて平滑化処理を行い、さら に、エッジ抽出フィルタ処理部33Cにて平滑化されたデータに対してエッジ抽出(エッ ジ成分強調)処理を行うこととなる。このようにして超音波ボリュームデータに対して平 滑化処理並びにエッジ抽出処理を行った後に、スライス処理部32、シェーディングベク トル演算部34、スライスレンダリング部36などにおいて3次元画像が生成されること となる。 [0136] ホストCPU17は、操作部18を介してユーザにより逐次入力されるボリュームに対す 20 る 回 転 操 作 等 の 3 次 元 画 像 に 対 す る 操 作 入 力 に 対 し て 、 逐 次 判 断 を 行 い 、 必 要 な パ ラ メ ー 夕を後述するスライス処理部 3 2 、シェーディングベクトル演算部 3 4 、スライスレンダ リング部36に設定することにより3次元画像の表示に関する制御を行う。 [0137](スライス処理部) スライス処理部32は、図示されていないが、入力したエコープロセッサ(EP)27あ るいはフロープロセッサ(FP)28より入力した超音波サンプルデータを並び替えるた めの メ モ リ 及 び 制 御 回 路 を 有 し 、 ホ ス ト C P U 1 7 が 設 定 す る ス ラ イ ス 構 成 情 報 に 基 づ い て、超音波サンプルデータの並び替え処理を行うことにより、スライス面上にある全ての 超音波サンプルデータで構成されるデータ群(以下、超音波スライスデータという)を出 30 力する。 [0138] 尚、スライス面とは、図17に示される通り、同一のビーム始点距離Rとする場合、同一 の偏向角 とする場合、同一の偏向角 とする場合のいずれかに限定したものであり、平 面あるいは球面を構成する。 [0139]図17(a)は を同一とする R - スライス面、図17(b)は を同一とする R -スライス面、図17(c)はRを同一とする - スライス面を表している。X軸、Y軸 、 Z 軸の内で視線方向ベクトルと最も並行になる軸を求め、 X 軸が最も平行な場合は R -スライス面、 Y 軸が最も平行な場合は - スライス面、 Z 軸が最も平行な場合は R -40 スライス面をスライス面とする。 スライス処理部32の具体的構成は、図9に示すように、FIFOメモリ(FiRst In FiRst Out MemoRy)320及び328、メモリコントローラ32 1 、 サブシステムコントローラ 3 2 2 、 C P U インターフェース 3 2 3 、 第 1 のメモリ 3 2 4 , 第 2 の メ モ リ 3 2 5 、 第 3 の メ モ リ 3 2 6 、 第 4 の メ モ リ 3 2 7 よ り 成 る 。  $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 4 & 1 \end{bmatrix}$ メモリコントローラ 3 2 1 は、 第 1 のメモリ 3 2 4 乃至 第 4 のメモリ 3 2 7 へのデータ書

(21)

メモリコントローラ321は、第1のメモリ324乃至第4のメモリ327へのデータ書 込みと読出しを同時に行う為、メモリサイクルを読出しと書込みの2つのサイクルに分割 して交互に実行するように制御を行う。

[0142]

エコープロセッサ(EP)27あるいはフロープロセッサ(FP)28より入力する超音 波サンプルデータは、一旦、FIFOメモリ320に記憶される。メモリコントローラ3 21は、当該超音波サンプルデータに付属するヘッダ情報内のビーム位置情報を解読し、 行/列ビームアドレスに対応した第1のメモリ324乃至第4のメモリ327にデータを 書き込む。第1のメモリ324乃至第4のメモリ327は、論理的な3次元メモリ空間内 で格子を形成しており、書込みと読込みを同時に行って処理速度を高速化するため(R、 、)に対応する超音波ボリュームデータを2つ分記憶できるように構成されている。

[0143]

尚、第1のメモリ324及び第2のメモリ325は第1のボリュームデータの偶数ビーム 10 アドレスに対応するデータと奇数ビームアドレスに対応するデータをそれぞれ記憶し、第 3のメモリ326及び第4のメモリ327は第2のボリュームデータの偶数ビームアドレ スに対応する超音波サンプルデータと奇数ビームアドレスに対応する超音波サンプルデー タをそれぞれ記憶する。

[0144]

サブシステムコントローラ 3 2 2 は、 C P U I / F (インタフェース) 3 2 3 を介してホ スト C P U 1 7 により設定される読出し制御パラメータに基づいて、第 1 のメモリ 3 2 4 乃至第 4 のメモリ 3 2 7 よりデータを読み出す。

【0145】

データ読出しは、 R - スライス面( R 軸と 軸に平行な面)、 - スライス面( 軸 20 と 軸に平行な面)、 - Rスライス面( 軸と R 軸に平行な面)のいずれかに平行なス ライス面の超音波スライスデータを構成するように行われる。 R - スライス面を構成す る場合には、先ず、超音波ボリュームデータの端部より R 方向にデータを読み出す。 【 0 1 4 6 】

1 ビーム分のデータを読み出したら、行アドレスを優先してデータを読出し、行アドレス が超音波ボリュームデータの端部に到達した時点で列アドレスを変更する。R - スライ ス面を構成する場合には、逆に列アドレスを優先してデータを読み出し、列アドレスが超 音波ボリュームデータの端部に到達した時点で行アドレスを変更する。 - スライス面 の場合には、Rが最も優先度の低い読出しとなり、行 / 列アドレスを順次変更し、1 スラ イス分のデータを読み出した時点でR方向のアドレスを変化させる。

[0147]

上記の方法で読み出したデータは、R - 、 - 、 - のいずれかのスライス面を構成しており、順次、FIFOメモリ328でタイミングを調整しながら次ユニットに伝送する。

【0148】

(シェーディングベクトル演算部)

シェーディングベクトル演算部34は、スライス処理部32の出力する超音波スライスデータに基づいて、各超音波サンプルデータの持つ濃度値の勾配を演算し、シェーディング に必要な3次元的な法線ベクトルを求める。

[0149]

図10は、シェーディングベクトル演算部34が行う、極座標の法線ベクトルを直交座標 に変換する変換処理を説明するための概念図である。図10(a)は、シェーディングベ クトル演算部34に入力される極座標での超音波スライスデータを表しており、R-ス ライス面上で直線的に血管が走行しており、隣接する組織との間に濃度勾配(図中の矢印)が存在しているものとする。図10(b)は、図10(a)に示された極座標の超音波 スライスデータを直交座標で表したものであり、超音波ビーム始点から等距離の位置に同 心円状に血管が走行しており、隣接する組織との間に濃度勾配が存在している。図10( c)は、シェーディングベクトル演算部34の出力データの概念図であり、シェーディン グベクトル演算部34は、R、 の極座標で表されるスライス面の各点に対応する直 交座標の法線ベクトル(以下、法線ベクトルスライスデータという)を出力する。

30

50

(23)

[0150]

シェーディングベクトル演算部34に入力する超音波サンプルデータは極座標(R、 )上に配置されているため、同心円状の当該血管は、極座標において図10(a)のよ うに 直 線 と し て 表 現 さ れ る 。 従 っ て 、 極 座 標 で 行 わ れ る 濃 度 勾 配 は 全 て 同 一 R 方 向 を 向 き 、互いに平行なベクトルとして表現される。つまり、求められた法線ベクトルは、極座標 においては全て同じ方向であることを意味している。一方、3次元画像を生成する論理的 な画像生成空間は、直交座標(X、Y、Z)であり、図10(b)に示す如く、ある曲率 を持った曲線として当該血管は表示されるべきであり、濃度勾配は超音波ビーム始点を指 向する。

そこで、シェーディングベクトル演算部34は、次の如く直交座標表記の法線ベクトルを 演算する。先ず、必要な超音波サンプルデータを当該メモリに記録する。次に当該メモリ より必要な超音波サンプルデータを読出して、差分による濃度値の勾配を得る。最後に、 勾 配 を 演 算 し た 点 の 極 座 標 で 表 さ れ た 法 線 ベ ク ト ル を 直 交 座 標 で 表 さ れ る 法 線 ベ ク ト ル に 変換する。 3 次元レンダリング画像生成における視線方向への反射光線量計算には、法線 ベクトルが正規化されていると演算が容易になるため、当該座標変換後、法線ベクトルの 長さを1とする正規化処理を行う。

[0152]

尚、超音波を用いた映像化方法では一般に知られたスペックルと呼ばれる雑音に対して法 線 ベ ク ト ル が 影 響 を 受 け に く く す る た め に 、 近 傍 の 法 線 ベ ク ト ル と 重 み 付 け 加 算 処 理 し て 20 もよい。

当該 直 交 座 標 法 線 べ ク ト ル は 、 ス ラ イ ス 処 理 部 3 2 か ら 順 次 入 力 す る ス ラ イ ス を 構 成 す る 超音波サンプルデータから演算するため、当該入力と同様のスライスを構成する法線ベク トルスライスデータを構成する。また、当該法線ベクトルスライスデータは3次元空間に 配置されており、1つのボリュームに対応する当該法線ベクトルの集合を法線ベクトルボ リュームと呼ぶ。

以下、シェーディングベクトル演算部34の詳細構成について述べる。

シェーディングベクトル演算部 3 4 は、図 1 1 に示す様に、データの書込み及び読み出し 時にデータ授受の緩衝機能を行うFIFOメモリ340及び345、着目する近傍のサン プルを保持するためのメモリA1、A2、A3、B1、B2、B3、各メモリを制御する メモリコントローラ 3 4 1 、 濃度勾配より検出した面の法線ベクトルの算出を行う演算器 3 4 2 、 着目 す る 超 音 波 サ ン プ ル デ ー タ の ア ド レ ス に 対 応 す る 極 座 標 位 置 を 計 算 す る 極 座 標 ア ド レ ス 発 生 器 3 4 3 、 極 座 標 で 表 さ れ た 法 線 ベ ク ト ル を 直 交 座 標 で 表 し た 法 線 ベ ク ト ルに変換すると共に法線ベクトルの正規化を行う座標変換器344から成る。

[0156]

シェーディングベクトル演算部 3 4 は、エコープロセッサ(EP) 2 7 あるいは、フロー プロセッサ(FP)28より入力された超音波サンプルデータから、影付けを行うために 40 必要な法線ベクトルの演算処理を行う。

< 超音波ビームデータの入力 >

先ず、入力した超音波ビームデータは、FIFOメモリ340に一旦記憶され、メモリコ ントローラ341が行う所定の制御のもと、メモリA1、A2、A3、B1、B2、B3 のいずれかに書き込まれる。メモリA1、A2、A3(メモリA群)とメモリB1、B2 、 B 3 ( メモリ B 群 ) は、 一 方 が 書 込 み 処 理 を 行 う 時 、 他 方 が 読 出 し 処 理 を 行 う 様 に 構 成 されており、メモリコントローラ341が1ボリュームの収集が完了する度に読出しと書 込みが入れ替わるように制御する。

[0158]

10

今、メモリA群が書込み側に設定されているものと仮定する。この時、メモリコントロー ラ341は、超音波サンプルデータに付属するヘッダ情報に含まれるビーム位置を特定す るためのビーム位置情報を取得し、ビーム番号に応じた書込みアドレスや書込み制御信号 を当該メモリA1、A2、A3のいずれかに出力する。当該メモリA1、A2、A3のい ずれに書き込むかは、ビームアドレスの行ビームアドレスを用いて決定する。

【0159】

前述した通り、入力される超音波サンプルデータは、 3次元ボリューム内の位置に対応した列と行で表現されるビーム番号で特定する。入力される超音波サンプルデータの行列ア ドレスの持つ値を用いて、書き込まれるメモリを順次切り替えていく。

[0160]

ここで、超音波ビーム1本分の超音波サンプルデータは1024サンプルにより構成され ていると仮定する。この場合、行アドレスにより、メモリを選択し、列アドレスにより当 該選択メモリ内のオフセットを決定する。オフセットに対して、書き込んだ超音波サンプ ルデータの個数を順に付加することにより、最終的なサンプルに対するメモリ配置位置が 決定される。以上のようにして、入力した超音波サンプルデータを分散されたメモリの内 部にデータが配置する。

[0161]

このようにして、超音波ボリュームデータ全体が収集されて、メモリA群への超音波ベクトルデータセットの書込みが完了した時点で、当該メモリコントローラはメモリの読出し /書込み設定を切り替え、メモリB群を書込みに、メモリA群を読出しに設定する。次に 収集する超音波ボリュームデータに対しては、メモリA1をメモリB1、メモリA2をメ モリB2、メモリA3をメモリB3として同様に処理を行う。

20

30

40

10

[0162]

< メモリコントローラ読出し制御>

シェーディングは、注目する超音波サンプルデータと近傍の超音波サンプルデータとの間 に濃度勾配が作る境界面を表示対象物の持つ面とし、光源からの投射光の反射成分を計算 することにより、3次元画像に影付けを行うものである。濃度勾配を求めるためには、注 目する超音波サンプルデータの近傍超音波サンプルデータが必要になる。ここでは、当該 注目超音波サンプルデータを含む3×3×3=27サンプルより濃度勾配を求める方法を 用いる。当該着目超音波サンプルデータ当たり27サンプルを読み出す方法では、データ 書込み時に対して27倍のデータ読出し量が必要となるため、近接した超音波サンプルデ ータを順次処理していくことにより、読み出した超音波サンプルデータを再度利用できる ようになり、従って、メモリ読出し量を削減できる。

[0163]

メモリコントローラ 3 4 1 は、メモリ A 1 、 A 2 、 A 3 から同時に近接超音波サンプルデ ータを読み出せるよう、各メモリに対して同時に制御できるようになっている。例えば、 行ビームアドレス 1 0 の超音波サンプルデータを処理する場合には、行ビームアドレス 9 、 1 0 、 1 1 の超音波サンプルデータが同時にメモリ A 1 、 A 2 、 A 3 より読み出される

【0164】

そして、列アドレスを1ずつ増して、着目する列ビームアドレスとその前後1スライス分のデータを読み出す。以上のように順次必要な超音波サンプルデータを読み出して、着目する超音波サンプルデータ及び近傍の超音波サンプルデータを得る。当該読出し超音波サンプルデータは、演算器342にて超音波サンプルデータの濃度値の勾配を差分により求め、法線ベクトルを得る。

【0165】

座標変換器344は、演算器342から出力された極座標表記の法線ベクトルを直交座標 表記に変換すると共に法線ベクトルの正規化を行い、FIFOメモリ345経由で出力す る。

[0166]

このように、中心の着目サンプルの濃度と、当該着目サンプルの周囲のサンプルの濃度と の差を求め、前記濃度の差が大きい場合には、当該中心に面があると見なし、いずれの方 向に面が向いているかを法線ベクトルとして表し、前記濃度差が大きい場合には、値が大 きい法線ベクトルが形成され、前記濃度差が小さい場合には、値が小さい法線ベクトルが 形成される。

【0167】

そして、法線ベクトルは、光源との角度を見るために、当該法線ベクタの長さを1の大き さに正規化し、正規化した法線ベクトルと、光源からの光源ベクトルとの角度に基づいて 、光の方向に応じた影付け処理(シェーディング)を行う。

**[**0168]

影付けをする(正規化される)前の法線ベクトルは、濃度差に応じて大きさが変わり、前記濃度差が大きい場合には、値が大きい法線ベクトルが形成され、前記濃度差が小さい場合には、値が小さい法線ベクトルが形成される。

【0169】

(スライスレンダリング部)

スライスレンダリングユニットを構成するスライスレンダリング部36は、スライス処理 部32より超音波スライスデータを入力、シェーディングベクトル演算部34より法線ベ クトルスライスデータを入力し、両者を用いて3次元ボリュームレンダリング画像を生成 する。

**[**0170**]** 

スライスレンダリング部36は、図12に示すように、メモリサブシステム36-1とS BCシステム36-2より成り、両者はSBCシステムに付属するバス3610を介して 接続される。

【0171】

メモリサブシステム36-1は、FIFOメモリ360、スライスメモリ361、362 、DMAコントローラ363より成る。DMAコントローラ363は、メモリサブシステ ム36-1内のデータ伝送制御を行うものである。先ず、DMAコントローラ363は、 スライス処理部32あるいはシェーディングベクトル演算部34より超音波スライスデー タ及び法線ベクトルスライスデータを入力し、FIFOメモリ360にて一次記録する。 【0172】

次に、 F I F O メモリ3 6 0 に記録された当該データを F I F O メモリ3 6 0 より読み出 して、 D R A M により構成される複数スライスメモリを記録できるスライスメモリ3 6 1 に記録する。必要なスライス分データを記録すると、スライスメモリ3 6 1 よりデータを 読出して、 S B C システム3 6 - 2 に伝送する。スライスメモリ3 6 1 、3 6 2 は、所謂 ダブルバッファ構成になっており、スライスメモリ3 6 1 よりメインメモリ3 6 9 に伝送 している間に、スライスメモリ3 6 2 は、スライス処理部3 2 及びシェーディングベクト ル演算部3 4 より新たなデータを記録する。

**[**0173**]** 

SBCシステム36-2は、MPU368、システムコントローラ366、メインメモリ 369、グラフィックコントローラ365、フレームメモリ364、CPUインターフェ ース3610、バス3611より成る。メモリサブシステム36-1より伝送されたデー タは、バス3611及びシステムコントローラ366を介してメインメモリ369のデー 夕領域に伝送される。MPU368は、メインメモリ369に別途確保したプログラム領 域に記憶されたプログラムに従って処理を行う。MPU368は、グラフィックコントロ ーラ365との協調動作により3次元画像を生成し、フレームメモリ364に当該画像を 一旦格納する。グラフィックコントローラ365は、規定の表示タイミング信号に基づい て当該3次元画像データを読出し、表示部38に伝送する。

【0174】

表示部38は、ブラウン管モニタあるいはLCDにより構成され、スライスレンダリング 部36で生成された当該3次元画像データを表示する。

10

20



[0175] (本実施の形態でのエッジ抽出処理) ここで、通常の画像処理では、ボリュームデータはボクセル形状、すなわちXYZの直交 系のデータであるが、 超音波診断装置、 特に 2 次元アレイプローブを利用した画像処理に おいては、特定の一点から放射線状に広がるコーンビーム形状となっているために、特定 の一点から放射状にデータが入る。この際、一旦ボクセルに変換すると表示までの遅延時 間を要するために、直接レンダリングを行う手法を採用することが好ましい。従って、こ のような場合には、直交座標系に一旦なおさずに、R、 、 の極座標においてエッジ抽 出処理を行う。 **[**0176**]** 具体的には、入力されたデータに対して、 R、 、 の座標系の上で、平滑化フィルター による第1フィルタリング処理を行い、次いで、エッジ抽出フィルターにより第2フィル タリング処理を行い、処理された当該画像データをスライスを使って1枚1枚重ね合わせ ていき、組み合わせを行う。 この際のエッジ抽出フィルタ処理部33Cにおいては、例えば、R方向に対してフィルタ -を掛けて、次いで 方向に対してフィルタ処理を行い、さらに 方向にフィルタ処理を 行う、という具合にステップ毎1次元に分解して行う。このようにして、3次元的にフィ ルタ処理を行うことができる。 **[**0178**]** (超音波ボリュームデータの収集及び画像生成処理の流れ) 図 1 3 、 図 1 4 は、 第 1 の 実 施 の 形 態 に か か る 超 音 波 診 断 装 置 1 0 の 超 音 波 ボ リ ュ ー ム デ ータ及び画像生成処理の概念を表している。 **[**0179**]** 図13は、視線方向を 軸方向とした場合について記載しており、得られた超音波ボリュ ー ム デ ー タ か ら 超 音 波 ス ラ イ ス デ ー タ 群 を 生 成 し 、 当 該 超 音 波 ス ラ イ ス デ ー タ を 幾 何 変 換 してレンダリング処理により重畳して表示画像を生成する。また、図14は、視線方向を R 方向にした場合であり、超音波ボリュームデータの上方からの超音波スライスデータ群 を生成し、当該超音波スライスデータを幾何変換してレンダリング処理により重畳して表 示画像を生成する。 図15は、超音波診断装置10による超音波ボリューム収集・画像生成の手順を概念的に 示したフローチャートである。 先ず、図15に示すように、ホストCPU17により予め設定された超音波ボリューム収 集条件、表示画像サイズ、視線方向及び幾何情報等の制御情報が対応する各ユニットに対 して初期設定される。(ステップS1)。 [0182] 当該初期設定は、電源投入後等における自動的に設定する構成、あるいは、操作部18か らユーザがマニュアル的に入力し設定する構成であっても良い。 **[**0 1 8 3 **]** 続いて、リアルタイムコントローラ(RTC)16による制御の下、超音波プローブ12 の表面より放射線状に広がる超音波ボリュームのスキャンが実行され、当該スキャンによ って 収 集 さ れ た ボ リ ュ ー ム デ ー タ は 、 受 信 ユ ニ ッ ト 2 2 、 整 相 加 算 器 2 4 、 検 波 回 路 2 6 、エコープロセッサ(EP)27、フロープロセッサ(FP)28の各ユニットにおいて 、前述した所定の処理が実行される(ステップ2)。 続いて、エコープロセッサ(EP)27及びフロープロセッサ(FP)28から出力され た超音波ボリュームデータに対して平滑化フィルター処理部は、メディアンフィルタなど による平滑化処理を行う(ステップS21)。

10

20

30

40

【0185】

さらに、前記超音波ボリュームデータに対してエッジ抽出フィルター処理部33Cにより エッジ抽出処理を行う(ステップS22)。この際、エッジ抽出フィルタ処理部33Cに おいては、例えば、R方向に対してフィルターを掛けて、次いで 方向に対してフィルタ 処理を行い、さらに 方向にフィルタ処理を行う、という具合にステップ毎1次元に分解 して行う。このようにして、3次元的にフィルタ処理を行うことができる。 【0186】

そして、スライス処理部32は、エコープロセッサ(EP)27及びフロープロセッサ( FP)28から出力され、平滑化並びにエッジ抽出などのフィルター処理がなされた超音 波ボリュームデータを、R- スライス面、R- スライス面、 - スライス面のいず れかに平行な複数の超音波スライスデータ群に分割して出力する(ステップS3)。ステ ップS3の詳細については後述する。

10

【0187】

次に、シェーディングベクトル演算部34は、スライス処理部32から出力された超音波 スライスデータ群に基づいて各超音波サンプルデータの持つ濃度値の勾配を演算し、シェ ーディングに必要な3次元的な法線ベクトルを求めて法線ベクトルスライスデータとして 出力する(ステップS4)。

【0188】

スライスレンダリング部36は、スライス処理部32の出力した超音波スライスデータ及 びシェーディングベクトル演算部34の出力した法線ベクトルスライスデータに基づいて 20 、テクスチャマッピング法を用いたポリゴン処理を行い3次元画像を生成する(ステップ S5、ステップS6)。ステップS5ではステップS4にて生成されたスライスデータ群 に対して最終的な表示に合わせた角度補正、拡大・縮小を含む幾何変換処理を行い、ステ ップS6では3次元画像生成に必要なオパシティやカラー補正あるいは必要に応じてシェ ーディング処理を行って中間画像を生成し、この中間画像を累積加算して累積加算画像を 生成する。この累積加算画像は、超音波ボリュームデータを3次元的に投影した画像とな る。CRT38は、スライスレンダリング部36で生成した累積加算画像を表示する(ス テップS7)。

【0189】

表示が完了した後、処理の終了をするかどうかの判断をする(ステップS8)。処理を継 30 続する場合には、視線方向等を含む表示パラメータの変更があったどうかの判定を行う( ステップS9)。当該パラメータに変更がない場合には、再びステップS2に戻って前述 した一連の処理を繰り返す。パラメータに変更があった場合には、必要なパラメータを各 ユニットに設定をして再びステップS2に戻る。

【0190】

尚、当該処理を複数のボリュームに対して逐次適応することにより時系列的に3次元画像 が得られ、心臓の壁や弁といった臓器の動態観察あるいはコントラスト剤やカラードプラ データによる血流動態の観察が可能になる。

 $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 9 & 1 \end{bmatrix}$ 

(超音波スライスデータ生成処理)

40

図 1 6 は、ステップ S 3 の超音波スライスデータ生成処理を詳述したフローチャートであ る。以下のこのフローチャートを用いてステップ S 3 の処理を説明する。

【0192】

スライス処理部32は、ホストCPU17から収集される超音波ボリュームのサイズ、データ種類等の処理に必要なパラメータを初期設定情報として入力する(ステップ31)。 当該処理は、電源投入時に予め設定される場合、あるいは、当該パラメータが変更される 度に実行される。

【0193】

続いて、視線方向を示す視線ベクトルをホストCPU17より入力し、ステップ31にて 入力した当該初期設定情報に基づいて、最も垂直な面を決定するための視線方向ベクトル

(27)

10

20

30

40

50

の方向判定前処理を行う(ステップ32)。具体的には、ボリュームの向きを表現するボ リューム方向ベクトルと視線ベクトルの内積演算を行う。 **[**0194**]** 当該ボリューム方向ベクトルは、ビーム始点位置において、超音波プローブ12の表面に 垂直な方向のY軸ベクトル、互いに直交するX軸ベクトルとZ軸ベクトルとして表現する 。当該3ボリューム方向ベクトルと視線方向ベクトルは、いずれも、単位ベクトルとして 表現する。 【0195】 続いて、ステップS32において得られた内積演算の結果に基づいて、最も垂直な面を判 定するために、視線方向ベクトルと最も並行である軸をX軸、Y軸、Ζ軸の内から判定す る ( ステップ 3 3 ) 。 具体的には内積演算の値が最も小さい軸を選択する。 ステップ 5 3 3 での判定によって決定されたスライス方向に従って、超音波スライスデータ群を生成す る。視線方向に対して最も平行な軸が X 軸である場合には、図 1 7 ( a ) に示される通り 、 R - 面をスライス面として超音波スライスデータ群が形成される(ステップ34a) [0196]また、 Z 軸が最も平行である場合には図 1 7 (b)のように R - 面で超音波スライスデ ータが形成され(ステップ34b)、Y軸が最も平行である場合には図17(c)のよう に -面でスライスが形成される(ステップ34c)。 尚、図16には明示していないが、S34a、S34B、S34cのスライス生成におい て、視線方向とスライス面の角度が大きくなり、スライス間隔が表示ピクセルよりも大き くなる場合には、複数のスライスより中間スライスを補間処理に生成することを行っても よい。この場合、スライス幾何を新たに生成してもよいが、近接するスライスのどちらか 一方の幾何情報を用いることにより、処理演算量を低減することを行ってもよい。 [0198] 続いて、視線方向の入力を行い(ステップS35)、視線方向の変更が操作者より指示さ れたかどうかの判定を行う(ステップS36)。ステップS36において視線方向に変更 がないと判断場合には、再度ステップS35に戻り、操作者からの視線変更指示を待つ。 視線変更があると判断された場合には、ステップS32に戻り、前述した処理手順を繰り 返すことになる。 [0199]尚、変更される視線方向が僅かである場合には、リアルタイム性を向上させる観点から、 再 び ス テ ッ プ S 3 2 に 戻 っ て 新 た な 超 音 波 ス ラ イ ス デ ー タ を 生 成 す る 手 順 あ る い は 構 成 と せず、既に得られた(すなわち、ステップS34a、S34B、S34cのいずれかで得 られた)超音波スライスデータを再処理する構成であってもよい。この様に既存の超音波 スライスデータを再処理するか、或いは超音波スライスデータを生成するかの判別は、視 線 方 向 の 変 化 量 が 所 定 の 閾 値 を 越 え る か 否 か に よ っ て 実 行 す る こ と が 出 来 る 。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 0 & 0 \end{bmatrix}$ 本フローチャートには、処理の終了が明記されていないが、3次元表示処理を停止、ある いは終了させる場合、ステップS35において視線方向を入力する直前に操作部18から の停止指示の有無を判定する構成であってもよいし、即時に処理を停止する構成であって もかまわない。 (補間スライスの生成) 拡 大 表 示 、 或 い は 視 線 角 度 が 大 き く な っ た 場 合 、 ボ リ ュ ー ム 端 部 に ギ ザ ギ ザ 状 の ア ー チ フ ァクトが発生する可能性がある。このアーチファクトを低減するために、補間スライスを 生成しレンダリングすることで、画質をさらに向上させる構成であってもよい。 この補間スライス生成は、スライスレンダリング部36に入力されたスライスデータと法 線ベクトルスライスから、補間が必要な部位における近接するスライス群を選び、直線補間によりスライス面方向に補間データを生成する。複数のスライスデータは、メインメモリ369(図12)のデータ記録部に蓄えられているので、MPU368がこれを読み出し、演算することで実現される。 【0203】 (スライスレンダリング処理)

図18は、図6におけるステップS5及びステップS6で行われるスライスレンダリング 処理について詳述したフローチャートである。以下、このフローチャートを用いてステッ プS5及びステップS6の処理を説明する。前述した通り、スライスデータ群と法線スラ イス群は、既にメインメモリ369内のデータ領域にシェーディングベクトル演算部34 10 より伝送されているものとして説明する。

【0204】

先ず、MPU368は、ホストCPU17よりCPU I/F3610を介してスライス 処理S3にて決定された視線方向に基づいて、各超音波スライスデータに対応した基本幾 何情報を求める(ステップS601)。基本幾何情報は、超音波スキャン形状を3角形あ るいは4角形(以下、要素図形という)の集合として表現したものであり、超音波スライ スデータの各部分と基本幾何の各部分を同数の要素図形により対応付けられている。この 基本幾何情報は、後述するスライス幾何情報の生成に使用する。基本幾何情報は超音波ス ライスデータのR - スライス面、R - スライス面、 - スライス面にそれぞれ対応 する形状のものが予め記憶されており、スライス面に応じた幾何情報がステップS601 で選択される。

【 0 2 0 5 】

次に、MPU368は、最初の超音波スライスデータに対応するスライス幾何情報を求める(ステップS602)。スライス幾何情報は、表示画像に対応した2次元座標(表示座標)で表された幾何情報であり、超音波スライスデータの表示画像上での形状を要素図形の集合として表現したものである。スライス幾何情報は、ステップS601で求めた基本幾何情報の要素図形の頂点座標に対して視線方向に応じた回転、視点からの距離に応じた拡大/縮小、平行移動を含む座標変換処理を施すことにより求める。この座標変換処理は、一般的に知られた4×4行列による行列乗算処理により実現する。

【 0 2 0 6 】

30

20

図 1 9 は、 R - スライス面及び R - スライス面の超音波スライスデータに対して実行 される幾何変換を示しており、 4 角形を用いて対応関係を表現した場合の例である。 【 0 2 0 7 】

R - スライス面及びR - スライス面は、直交座標空間上で扇上の平面であるため、この扇形状を2次元座標で定義した基本幾何情報を用いてスライス幾何情報を求める。また、図20は、 - スライス面のスライスデータに対する幾何変換を示している。この場合も同様に4角形を用いて対応関係を表現している。

[0208]

- スライス面は直交座標空間上で超音波ビーム始点を中心とした同心円の椀形状であるため、この椀形状を3次元座標で定義した基本幾何情報を用いてスライス幾何情報を求 40める。

【0209】

図19に示されるように超音波スライスデータの各部分とスライス幾何情報の各部分を同数の要素図形により対応付けられている。超音波スライスデータの4角形内部には、例えば10×10=100個の超音波サンプルデータが割り当てられており、この100個の超音波サンプルデータに基づいて求められたデータがスライス幾何情報の4角形の部分に テクスチャとして嵌め込まれる(ステップS603乃至ステップS611)。 【0210】

テクスチャの嵌め込みは、超音波スライスデータに対応する4角形の内部位置とスライス 幾何情報に対応する4角形内部の位置を各4角形の頂点座標の距離の比率に基づいて対応 50 付けたデータを処理することにより行い、光線強度補正、不透明度 / カラー処理、シェー ディング処理等の処理を含む。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 1 & 1 \end{bmatrix}$ 次に、1ボリュームの全スライス面の処理が完了したかを判定し、終了していなければス テップS603に戻り次のスライス面のデータを処理する(ステップS612)。ステッ プS612で全スライス面の処理が完了したと判断された場合は、新たな超音波ボリュー ムデータの入力あるか判断し、新たな超音波ボリュームデータの入力があった場合はステ ッ プ S 6 0 1 に 戻 っ て そ の 新 た な 超 音 波 ボ リ ュ ー ム デ ー タ に つ い て 表 示 画 像 の 生 成 処 理 を 行う(ステップS613)。 10 < 補間サンプル位置取得~ R a s t e r l i z a t i o n > 当該 座 標 変 換 処 理 後 の 要 素 図 形 を 表 示 画 像 の ピ ク セ ル 単 位 に リ サ ン プ ル し 、 処 理 を 行 う べ きサンプル点座標を得る(ステップS603)。 [0213] < 位 置 座 標 変 換 > 次に、ステップS603で得られた当該サンプル点座標をステップS602で行った座標 変換処理の逆操作を行い、スライス幾何における対応点を得る(ステップS604)。 [0214]< サンプル取得 > 次に、ステップS604で得られた当該スライス幾何サンプル位置を含む要素図形の頂点 20 座 標 の 比 率 か ら 、 当 該 ス ラ イ ス 幾 何 サ ン プ ル 位 置 に 対 応 す る ス ラ イ ス デ ー タ 内 の サ ン プ ル 位置を特定する。そして、当該サンプル位置を取り囲む近傍4サンプルをスライスデータ より取得する(ステップS605)。 [0215]< B i - l i n e a r 補間 > ス テ ッ プ S 6 0 5 に て 取 得 さ れ た 当 該 4 ス ラ イ ス サ ン プ ル を 当 該 ス ラ イ ス デ ー タ 位 置 が 当 該近傍4サンプルとの距離を比率として補間処理(Bi-Linear補間)を行い、当 該位置におけるサンプル値を得る(ステップ606)。 [0216] < 光線強度取得 > 30 次 に 、 M P U 3 6 8 は 、 ス テ ッ プ 6 0 4 で 得 ら れ た 表 示 ウ ィ ン ド ウ 内 の 当 該 座 標 変 換 処 理 後位置に対応する入射光線の強度を取得する(ステップS607)。当該入射光線強度は 、表示画像内のピクセル位置に対応したテーブルとして、メインメモリ369内に実装す る。ステップS601において、当該テーブルは1.0に初期化しておき、最初のスライ スに対しては、当該初期値が用いられる。後述するように当該テーブルは、処理を行う度 にステップS611において入射光線強度値の補正が行われる。 < 不透明度 / カラー > 次に、ステップS606で得られた当該サンプル値に対応する不透明度(オパシティ)と 色付けのためのカラーテーブルを参照して、光線の反射率あるいは透過率と3次元画像に 40 累積するための赤、緑、青に対応したRGB光量を得る(ステップS608)。ステップ S608においては、当該カラーテーブルにより得られらRGB光量に対して、当該オパ シティテーブルにより得られる不透明度により決定される反射率、ステップ607で得ら れた当該入射光線強度による反射光量補正を行い、後述する累積加算のためのデータフォ ーマットであるRGBAでメインメモリ369に格納する。当該RGBAフォーマットに おいて、RGBは反射光の赤、緑、青の各色の成分を、Aは後述する累積加算時にRGB に乗算する重みである。当該反射光量補正に用いられた重み(乗算係数)をAに設定する  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 1 & 8 \end{bmatrix}$ 

尚、オパシティ及びカラーテーブルはメインメモリ369内のデータ領域に配置されてお 50

り、CPU18がシステムの初期設定値あるいはユーザがユーザI/Fを介して設定した 値を設定する。 [0219]<シェーディング> 次に、MPU368は、ステップS605と同様に当該サンプル位置を取り囲む4つの法 線 べ ク ト ル か ら 平 均 に よ り 当 該 位 置 に お け る 法 線 べ ク ト ル を 求 め 、 光 源 か ら 照 射 さ れ る 光 線 が 当 該 サ ン プ ル 位 置 に お い て 視 線 方 向 に 反 射 さ れ る 反 射 光 量 を 算 出 す る 。 こ こ で 用 い る 法線ベクトルは既に直交座標に変換されているため、一般的に知られている処理を用いれ ばよく、ここでは詳細については省略する。当該反射光量は、赤、緑、青に対応したRG B光量であり、ステップS608で得られた反射光量に加算する。(ステップS609)  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 2 & 0 \end{bmatrix}$ < 累積加算 > ステップS609で得られた最終的な当該反射光量は、システムコントローラ366を介 してグラフィックコントローラ365に伝送される。グラフィックコントローラ365は 、 反 射 光 量 デ ー 夕 の A 値 を R G B に 重 み 付 け ( 乗 算 ) し た 中 間 画 像 を 生 成 し 、 累 積 加 算 画 像に画素毎に対応させて累積加算する(ステップS610)。この中間画像は1つのスラ イス面に対応するスライス幾何情報にテクスチャマッピングしたものとなり、累積加算画 像は1ボリューム中の各スライス面に対応した中間画像を累積加算したものとなる。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 2 & 1 \end{bmatrix}$ < 透過光線光度演算> ステップS607で取得した光線強度に1.0からステップS608で求めた不透明度を 減算した値を乗算して次フレームに入射する光線強度を補正する(ステップS611)。 こ の ス テ ッ プ で 求 め ら れ た 当 該 補 正 光 線 強 度 は 、 前 述 の 光 線 強 度 テ ー ブ ル に 書 き 戻 さ れ 、 次のスライス処理時に用いる。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 2 & 2 \end{bmatrix}$ < 終 了 判 定 > ステップS612において、スライス内の全てのサンプル点に対して処理を完了したかど うかの判断を行い、完了していない場合には、ステップS602に戻り、当該スライス内 のみ処理データに対して当該処理を繰り返し実行する。完了した場合には、ステップS6 1 3 に て ボ リ ュ ー ム 内 部 の 全 て の ス ラ イ ス デ ー タ に 対 し て 処 理 が 完 了 し た か ど う か を 判 定 する。処理が未完了である場合には、ステップS602に戻り、次に処理を行うスライス データに対して当該処理を繰り返し実行する。処理が完了した場合には、当該処理を終了 する。ボリュームが連続的に入力される場合には、新しいボリュームデータに対して、当 該 処 理 を 連 続 的 に 行 う こ と に よ り 、 時 間 的 に 連 続 し た 3 次 元 画 像 デ ー タ を 作 成 す る こ と が 可能になる。

【0223】

尚、 ここで述べた処理は、 B / W 輝度データとカラー血流データの区別を明確にせず説明 を行ったが、両者において処理の明確な差は存在しないことは明白である。また、両者の データから 1 つの 3 次元画像を生成するフュージョン画像生成についても、 B / W 輝度デ ータと血流データを交互に演算することで実行できることは、説明するまでもない。

【 0 2 2 4 】

< クリッピング >

ボリュームの一部を切り取ることにより内部の構造をより詳細に把握することができるク リッピング処理の実現方法には、以下の3通りの実施方法があり、いずれかを用いて実現 する。

【0225】

(1)スライス処理ユニットにおいてクリッピング領域に含まれる超音波サンプルデータ 値を0にすることにより、表示されないようにする。

【0226】

10

20

30

( 2 ) ス ラ イ ス レ ン ダ リ ン グ ユ ニ ッ ト 内 の オ パ シ テ ィ / カ ラ ー 設 定 処 理 に お い て ク リ ッ ピ ング領域内の画像データが持つRGB値を0に設定する。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 2 & 7 \end{bmatrix}$ (3)スライスレンダリングユニット内のシェーディング処理において乃至は3次元画像 生成のための累積加算処理時に加算重みである前記 を0とする。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 2 & 8 \end{bmatrix}$ (超音波画像収集・生成処理) N 番目の収集された超音波ボリュームデータは、次の超音波ボリュームデータ収集期間中 に ス ラ イ ス 処 理 及 び 法 線 べ ク ト ル 演 算 処 理 を 施 さ れ 、 更 ら に 次 の 超 音 波 ボ リ ュ ー ム デ ー タ 収集期間中にスライスレンダリング処理を施され、更に次の超音波ボリュームデータ収集 10 期間中に表示される。 [0229]続いて、図18に示すようにステップS7にて診断画像を表示し、終了のための入力があ った場合には当該処理を終了し、終了しない場合にはステップS9に移行する(ステップ S8)。ステップS9では、条件の変更があるか否かを判別し、変更がない場合には、同 ーの条件にて繰り返し同様の処理がなされる。一方、スキャン条件の変更等新たな超音波 画像収集・生成処理を開始する指示入力があった場合には、新たな条件設定、すなわちパ ラメータの変更を行い、当該設定に従った処理が実行される。 以上のように本実施の形態によれば、上記第1の実施の形態と同様の作用効果を奏しなが 20 らも、 極 座 標 系 の 超 音 波 ボ リューム データに 対 し て エ ッ ジ 強 調 (検 出 )処 理 や 平 滑 化 処 理 を施すことができる。 [0231] すなわち、本実施の形態では、収集された3次元ボリュームをスキャンコンバータでボク セルボリュームに変換せずに3次元画像レンダリングを行う。特に、2次元アレイプロー ブを用いて高速に3次元ボリュームを収集できるシステムにおいては、連続して収集され るボリュームをリアルタイム表示することによって、臓器の動態観察や造影剤による流れ の可視化が可能になる。 [0232] そして、超音波サンプルに対して、レンダリング処理を行う前に、近傍の超音波サンプル 30 を用いて前述したエッジ強調処理を行う。得られた超音波サンプルをスライス処理部で2 次元平面単位にサンプルを並び替え、構成されたスライスデータをテクスチャマッピング 部にて重畳加算して3次元画像を生成できる。 また、 平滑化フィルター処理部により、スペックル等のノイズに起因するエッジ誤判定を 除去して、立体感ある画像を表示できる。 なお、本構成では、 X , Y , Z 軸方向沿ったいずれの方向からのレンダリング処理を迅速 に行うことができる。これにより、あらゆる方向からのレンダリング画像を生成すること ができ、より有効な診断画像を提供することができる。また、直交座標のボリュームデー 40 タを作成していないため、従来よりも少ないデータ量にて高画質な三次元画像を生成する ことができる。その結果、エコー信号収集から三次元画像表示までの遅延時間が少なくな り、高いリアルタイム性を実現することができる。また、従来と比してハードウェア・リ ソースを小規模にすることができ、その結果低コストにて装置を提供することが可能とな る。こうしたリアルタイム性の向上は、臨床技術の可能性を広げるものである。例えば、 本超音波診断装置によれば、高いリアルタイム性が必要とされる一穿針等のインターベン ショナル等も困難なく実行することが可能である。 [0235]

また、直交座標に変換する前のデータに基づいて表示画像を生成しているため、直交座標 のデータに変換する際に生じるデータの潰れによる影響が無く、例えば、超音波プローブ 50 近傍の走査線密度の高い部分のデータを拡大した場合にも良好な表示画像を得ることがで きる。 [0236] このように、従来に比して簡易な処理によって、従来よりも少ないデータ量にて高画質な 三次元画像を生成する超音波診断装置、及び画像処理方法を実現することができる。その 結 果 、 エ コ ー 信 号 収 集 か ら 三 次 元 画 像 表 示 ま で の 遅 延 時 間 が 少 な く な り 、 高 い リ ア ル タ イ ム性を実現することができる。また、従来と比してハードウェア・リソースを小規模にす ることができ、その結果低コストにて装置を提供することが可能となる。 [第4の実施の形態] 10 次に、本発明にかかる第4の実施の形態について、図21に基づいて説明する。なお、以 下には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、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 み行い、異なる部分についてのみ述べる。図21は、本実施の形態の超音波診断装置の構 成の一例を示す機能ブロック図である。 先の第1及び第2の実施形態で説明したエッジ抽出処理に用いられたソーベルフィルタは 、法線ベクトルを求めるときに利用されるものと同一種であり、影付きボリュームレンダ リング処理の演算の一部を利用することによって、ハードウエア構成を小さくすることが できるものであった。 20 本実施の形態では、シェーディングベクトル演算部にて行われる法線ベクトル演算結果を 用いて、エッジ抽出フィルター処理を行う場合の例を開示している。 [0239] 具体的には、本実施の形態の超音波診断装置200は、図21に示すように、前記第3の 実 施 の 形 態 と 同 様 の 不 図 示 の 各 構 成 と 、 ス ラ イ ス 処 理 部 3 2 、 シ ェ ー デ ィ ン グ ベ ク ト ル 演 算部34、スライスレンダリング部36、表示部38と、前記シェーディングベクトル演 算部34内にて算出される各スライス面の法線ベクトルに対して平滑化処理を行う平滑化 フィルター処理部 3 1 D と、前記法線ベクトルに対してエッジ抽出処理を行うエッジ抽出 フィルタ処理部33Dと、操作部18などにより視線方向を設定する視線方向設定部18 -1とを含んで構成されている。 30 視線方向設定部181にて視線方向が設定されると、スライス処理部32は、極座標系 平面をスライス面とし、 方向 ØR、 、 の R 方 向 に 視 線 方 向 が あ る 場 合 に は 、 に 視 線 方 向 が あ る 場 合 に は 、 R 平面をスライス面とし、 方向に視線方向がある場合 には、R 平面をスライス面とする。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 4 & 1 \end{bmatrix}$ シェーディングベクトル演算部 3 4 は、前記第 3 の実施の形態と同様に、図 2 2 に示すよ うに、(法線ベクトル)演算部342、座標変換器344を含んで構成される。 座標変換器344は、より詳細には、法線ベクトルをR、 、 の極座標からXYZの直 40 交座標に対応したものに変換する極座標 直交座標変換部344 1と、前記直交座標系 における法線ベクトルを正規化処理する正規化処理部344 2とを含んで構成される。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 4 & 3 \end{bmatrix}$ 上記のような構成を有する超音波診断装置においては、シェーディングベクトル演算部3 4 内の演算部 3 4 2 にて演算された法線ベクトルに対して、平滑化フィルター処理部 3 1 Dは、平滑化処理を行う。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 4 & 4 \end{bmatrix}$ そして、平滑化処理された法線ベクトルに対してエッジ抽出フィルター処理部33Dは、 法線ベクトルの大きさがエッジ成分を強く反映しているため、ある一定値を越えるベクタ 長を持つ点をエッジ成分の存在する位置と判定する。ここでのエッジ抽出フィルター処理 50

部33Dは、予め設定されたしきい値以下の場合に法線ベクトルを0とする(しきい値以 上は何もしない。)。この各処理が行われた法線ベクトルに対して極座標 直交座標変換 部344 1が変換処理を行い、以降、正規化処理部344 2により正規化処理などが 行われることとなる。ここで、0ベクトルは正規化処理において例外処理となり、0のま まである。一方、それ以外の場合、長さ1のベクトルに変換されるため、エッジ成分の有 無に対応する二値化処理となる。 [0245]この際、視線方向が設定されると、極座標系の R 方向、 方向及び 方向のいずれかの方 向に視線方向があるため、当該方向に対応して法線ベクトルが演算されるとともに、前記 |視線方向情報に基づいて、平滑化フィルタ処理部31D、エッジ抽出フィルター処理部3 10 3Dなどにおける処理を行う方向も決まる。 [0246]すなわち、視線方向がR方向であれば、 平面がスライス面となるから、 平面 のスライス面に対して平滑化処理あるいはエッジ抽出処理を行うようフィルタ処理の方向 が決定される。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 4 & 7 \end{bmatrix}$ なお、 この際のエッジ抽出フィルター処理部 3 3 D 並びに平滑化フィルター処理部 3 1 D は、図 2 に示す前記第 1 の実施の形態の構成図、あるいは、図 6 に示す前記第 2 の実施の 形態の構成図におけるXYZをR に読み替えたものとして構成してよい。 [0248] 20 (処理手順) ( 超 音 波 ボ リ ュ ー ム デ ー タ の 収 集 及 び 画 像 生 成 処 理 の 流 れ ) 上述のような構成を有する超音波診断装置の処理手順について、図23を参照しつつ説明 する。 同図に示すように、ホストCPU17により予め設定された超音波ボリューム収集条件、 表 示 画 像 サ イ ズ 、 視 線 方 向 及 び 幾 何 情 報 等 の 制 御 情 報 が 対 応 す る 各 ユ ニ ッ ト に 対 し て 初 期 設定される。(ステップS1)。 [0249]続いて、リアルタイムコントローラ(RTC)16による制御の下、超音波プローブ12 の表面より放射線状に広がる超音波ボリュームのスキャンが実行され、当該スキャンによ 30 って収集されたボリュームデータは、受信ユニット22、整相加算器24、検波回路26 、エコープロセッサ(EP)27、フロープロセッサ(FP)28の各ユニットにおいて 、前述した所定の処理が実行される(ステップ2)。 [0250]続いて、スライス処理部32は、エコープロセッサ(EP)27及びフロープロセッサ( FP)28から出力された超音波ボリュームデータを、R- スライス面、R- スライ - スライス面のいずれかに平行な複数の超音波スライスデータ群に分割して出 ス面、 力する(ステップS3)。ステップS3の詳細については後述する。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 5 & 1 \end{bmatrix}$ 次 に 、 シェ ー ディ ン グ ベ ク ト ル 演 算 部 3 4 は 、 ス ラ イ ス 処 理 部 3 2 か ら 出 力 さ れ た 超 音 波 40 スライスデータ群に基づいて各超音波サンプルデータの持つ濃度値の勾配を演算し、シェ ー ディ ン グ に 必 要 な 3 次 元 的 な 法 線 ベ ク ト ル を 求 め て 法 線 ベ ク ト ル ス ラ イ ス デ ー タ と し て 出力する(ステップS4)。 【0252】 ここで、法線ベクトルに対して、平滑化フィルター処理部31Dは、メディアンフィルタ などによる平滑化処理を行う(ステップS41)。さらに、前記法線ベクトルに対してエ ッジ抽出フィルター処理部33Dによりエッジ抽出処理を行う(ステップS42)。 平均化処理の目的は、安定にエッジ成分を抽出することであるため、予め設定されたしき い値を用いて、しきい値以下のベクトルを0ベクトルにするという方法を採用してもよい 。なお、ノイズ低減後にエッジ成分抽出を行うことも有効であるので、図23において法 50

(34)

(35) 線ベクトル演算S4と平滑フィルタS41の順序を入れ換えてもよい。 スライスレンダリング部36は、シェーディングベクトル演算部34の出力した平滑化処 理ならびにエッジ抽出処理後の法線ベクトルスライスデータに基づいて、テクスチャマッ ピング法を用いたポリゴン処理を行い3次元画像を生成する(ステップS5、ステップS 6)。ステップS5ではステップS4にて生成されたスライスデータ群に対して最終的な 表示に合わせた角度補正、拡大・縮小を含む幾何変換処理を行い、ステップS6では3次 元 画 像 生 成 に 必 要 な オ パ シ テ ィ や カ ラ ー 補 正 あ る い は 必 要 に 応 じ て シ ェ ー デ ィ ン グ 処 理 を 行って中間画像を生成し、この中間画像を累積加算して累積加算画像を生成する。この累 積加算画像は、超音波ボリュームデータを3次元的に投影した画像となる。表示部38は 、スライスレンダリング部36で生成した累積加算画像を表示する(ステップS7)。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 5 & 4 \end{bmatrix}$ 表示が完了した後、処理の終了をするかどうかの判断をする(ステップS8)。処理を継 続する場合には、視線方向等を含む表示パラメータの変更があったどうかの判定を行う( ステップS9)。当該パラメータに変更がない場合には、再びステップS2に戻って前述 した一連の処理を繰り返す。パラメータに変更があった場合には、必要なパラメータを各 ユニットに設定をして再びステップS2に戻る。 [0255](法線ベクトル演算処理) 図24は、ステップS4で行われる法泉ベクトル演算処理について詳述したフローチャー トである。  $\begin{bmatrix} 0 2 5 6 \end{bmatrix}$ 先ず、スライス処理S3にて決定された視線方向を示す視線ベクトルの方向判定するため の情報を取得する(ステップS421)。各超音波スライスデータが、 R- スライス面 、 R - スライス面、 - スライス面のいずれに対応する形状のものであるかを識別す るためのフラグであったり、ヘッダであったりいずれの情報であってもよい。 

続いて、ステップS421において得られた結果に基づいて、視線ベクトルと最も平行で ある軸をR軸、 軸、 軸の内から判定する(ステップS422)。

[0258]

ステップS422での判定によって決定されたスライス方向に従って、対応する2方向の エッジ抽出フィルター処理を行う。

[0259]

視線方向に対して最も平行な軸がR軸である場合には、 及び 方向の法線ベクトルに対 してエッジ抽出フィルター処理を行う(ステップS423a)。また、視線方向に対して 最も平行な軸が 軸である場合には、 R 及び 方向の法線ベクトルに対してエッジ抽出フ ィルター処理を行う(ステップS423b)。さらに、視線方向に対して最も平行な軸が 軸である場合には、R及び 方向の法線ベクトルに対してエッジ抽出フィルター処理を 行う(ステップS423c)。

[0260]

次に、 複数のスライスにまたがる方向にエッジ抽出フィルター処理を行い、最終的な法線 ベクトルが出力される(ステップS424)。

 $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 6 & 1 \end{bmatrix}$ 

ここで、シェーディングベクトルは、影付けのために反射光量を演算するためのベクトル なので、大きさを1に正規化している。ノイズにより生じるベクタとエッジ成分により生 じる正しいベクトルの区別ができないので、正規化する前のデータを用いて、ボリューム レンダリングの中で使用してもよい。

さらに、法線ベクトル長の差を強調するために、エッジ抽出フィルタをかけて、HPF等 のフィルターにより掛け算等の演算を行う。あるいはガンマカーブに

10

40

50

よる強調処理を行ってもよい。

【0263】

このように、正規化される前の法線ベクトル、すなわち、影付け(シェーディング)処理 の中のある途中のデータによりエッジ抽出フィルタ処理を行うことにより、フィルタ処理 における処理負担を低減できる。

[0264]

SVRにおける影付け処理では、光源からの光線と面のなす角度により反射光量が決められるため、法線ベクトルを正規化する必要があるが、この正規化する前の法線ベクトル長に対して、オパシティと色づけ等を決定し、VR処理することにより実現することができる。

【0265】

なお、本実施の形態では、視線方向に応じて法線ベクトルのフィルタ処理方向を特定の方向に規定する場合を説明したが、3方向の各々について分離して行う構成としてもよい。 【0266】

[第5の実施の形態]

次に、本発明にかかる第5の実施の形態について、図25に基づいて説明する。なお、以下には、前記第4の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、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い、異なる部分についてのみ述べる。図25は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示す機能ブロック図である。

[0267]

前記第4の実施の形態では、極座標系における法線ベクトルに対してエッジ抽出処理など を施す構成としたが、本実施の形態のように、極座標系の法線ベクトルを直交座標系に変換した後の法線ベクトルに対してエッジ抽出処理等を施すように構成してもよい。 【0268】

具体的には、本実施の形態の超音波診断装置は、図25に示すように、極座標 直交座標 変換部344 1にて変換された直交座標系の法線ベクトルに対して平滑化フィルター処 理部31Eにて平滑化処理を施し、さらにその法線ベクトルに対してエッジ抽出フィルタ ー処理部33Eにてエッジ判定処理を施すものである。

【0269】

その後、エッジ抽出フィルター処理部33Eにて処理された法線ベクトルを正規化処理部 344 2にて正規化処理を施こすことにより、シェーディング処理を行うものである。 【0270】

このように、影付けのための面検出のための演算時に、正規化する前のシェーディングベ クタを求める。このベクタの大きさに対してオパシティを対応させる。各サンプル位置に おけるベクタをボリュームとして生成してもよいし、シェーディング演算を行う度に演算 を行ってもよい

[第6の実施の形態]

次に、本発明にかかる第6の実施の形態について、図26に基づいて説明する。なお、以下には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、略同一の 40 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 み行い、異なる部分についてのみ述べる。図26は、本実施の形態の超音波診断装置の一 例を説明するための説明図である。

【0271】

上述の各実施の形態における超音波診断装置の表示部においては、エッジ成分が強調(検 出)された実質充満型臓器などの内部構造などの3次元画像が表示される場合について説 明したが、本実施の形態では、前記エッジ成分が強調された3次元画像(第1の3次元画 像)に加えて、エッジ抽出の演算を行なわずにボリュームレンダリングにより生成された 第2の3次元画像のMPR像とを表示可能に形成した場合を開示している。 【0272】 20

10

具体的には、図26に示すように、超音波診断装置の表示部に表示される表示画面400 においては、エッジ成分が強調されない第2の3次元画像の特定断面のMPR像を表示す る表示領域402と、実質充満型臓器の内部構造を表示可能なエッジ成分が強調された第 1の3次元画像の表示領域404が表示形成されている。これらの表示制御は、ホストC PUに含まれる表示制御部にて制御することができる。

(37)

[0273]

このようにすることで、前記実施の形態では、例えば臓器内に視線方向と平行な方向に例 えば2つ管構造があった場合に、後ろ側の管構造は可視化できないが、当該管構造と交差 する方向での断面像を表示可能とすることで、全体像と断面像などが同時に見ることがで き、実質充満型臓器の内部構造の概要を把握できる。

これにより、ボリュームの中の一方の物体と他方の物体とか視点位置、視線方向側から視 て奥と手前で重なるような場合でも見ることができる。

【0275】

また、エッジ成分を強調することで、内部構造体の表面を見えるようにすることは、3次 元的に見やすくなるものの、最終的には2次元に投影しているので詳細を把握するには限 界がある。そこで、MPR像で違った視点から断面を並べて閲覧可能とすることで、内部 構造体の構造を理解しやすくなる。MPR像の代わり、あるいはMPR像と同時に従来方 式のボリュームレンダリング像を表示してもよい。

[0276]

なお、エッジ成分の強調を行った場合の第1の3次元画像のMPR像を表示可能に構成してもよい。さらには、前記第1の3次元画像と第2の3次元画像とを2画像同時に表示形成してもよい。これら各表示態様に応じた表示制御の切換は、操作部からの操作指示に応じてホストCPUに含まれる表示制御部が表示部を制御することにより行われる。 【0277】

また、前記エッジ成分が強調された第 1 の 3 次元画像を表示部に表示される際のユーザー インターフェースとしては、例えば、以下に示すような構成とすることが好ましい。 【 0 2 7 8 】

すなわち、エッジ抽出フィルター処理部によるエッジ抽出範囲を設定する操作部内の設定 手段を構成する。そして、設定されたエッジ抽出範囲に応じた強調度の内部構造を有する 30 3次元画像を生成する際に、当該設定されたエッジ抽出範囲に応じて、前記エッジ抽出範 囲に関連付けられた各種パラメータが特定値に設定された状態の画像を生成するようにし て表示されるようにすることが好ましい。

[0279]

より具体的には、操作部、例えばスライダにより操作を行うとHPFのカットオフが変更 され、それに応じて対応するオパシティ(不透明度)が自動設定変更されるように構成す ることが好ましい。これにより、3次元画像における各パラメータ設定の操作性が大幅に 向上する。なお、前記パラメータとしては、例えば不透明度の他、種々のものが想定され 得る。

【 0 2 8 0 】

[第7の実施の形態]

次に、本発明にかかる第7の実施の形態について、図27に基づいて説明する。なお、以下には、前記第1の実施の形態の実質的に同様の構成に関しては説明を省略し、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 み行い、異なる部分についてのみ述べる。図27は、本実施の形態の超音波診断装置の構成の一例を示す機能ブロック図である。

前述したスライス処理部の出力を極座標のデータのままとせず、 図 2 7 に示す超音波診断 装置 2 1 0 のように、DSC(Digital Scan Convertor)35に よってスキャン変換することにより実現してもよい。このような超音波診断装置は、図6

20

10



(38) JP 2004-141514 A 2004.5.20 のエコープロセッサ(EP)27、フロープロセッサ(FP)28以後の回路構成を図2 0 に示すようにすることで実現できる。なお、符号212は、画像処理装置による構成部 を示している。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 8 & 2 \end{bmatrix}$ また、処理手順としては、スライスレンダリング処理における補間サンプル位置を取得す る ス テ ッ プ S 6 0 3 、 位 置 座 標 変 換 を 行 う ス テ ッ プ S 6 0 4 、 ス ラ イ ス よ り 対 応 サ ン プ ル を取得するステップS605、Bi-Linear補間処理を行うステップS606はD SС35において実行する。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 8 & 3 \end{bmatrix}$ 直 接 ボ ク セ ル ボ リ ュ ー ム に 変 換 せ ず に 、 一 旦 、 2 次 元 画 像 に 変 換 し 、 複 数 の 2 次 元 画 像 か 10 らボクセルボリュームを生成する方式であってもよい。  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 8 & 4 \end{bmatrix}$ なお、本発明にかかる装置と方法は、そのいくつかの特定の実施の形態に従って説明して き た が 、 本 発 明 の 主 旨 お よ び 範 囲 か ら 逸 脱 す る こ と な く 本 発 明 の 本 文 に 記 述 し た 実 施 の 形 態に対して種々の変形が可能である。 [0285] 例 え ば 、 本 発 明 の 技 術 的 思 想 は 、 超 音 波 診 断 装 置 へ の 適 用 に 限 定 さ れ ず 、 ボ リ ュ ー ム デ ー タを取得し処理する機能を持つ他の医療用画像機器(例えば、 X 線診断装置、 X 線 C T 装 置、磁気共鳴診断装置、核医学診断装置等)、及び画像処理装置に対して適用することが 可能である。このように、超音波診断装置に限らず、画像処理装置一般に適用可能とする 20 ものである。 [0286]また、この画像処理装置は、画像撮像手段(モダリティ)は超音波診断装置等の画像撮像 手段(モダリティ)と一体であっても良いし、両者が分離された構成としても良い。この 際、 モダリティとしては超音波診断装置に限定されず、 例えば画像取得部が画像のビデオ 信号を入力する手段であっても良い。 さらに、 例 え ば 、 上 述 の 各 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 に お い て 処 理 さ れ る エ ッ ジ 成 分 強 調や平滑化処理を処理する処理プログラムや、各図で説明された処理は、当該処理の機能 を装備したPCやワークステーションなどコンピュータ(画像処理装置)により、超音波 30 診断装置とは切り離して行っても良い。 [0288]さらに、超音波診断装置ないしは画像処理装置等において処理される処理プログラム、説 明された処理、本明細書で全般的に記述される手法並びに各種データ(各種演算等を行う ための演算プログラムその他の情報、画面データ等)の全体もしくは各部を情報記録媒体 ないしはコンピュータ可読媒体に記録した構成であってもよく、加えて当該コンピュータ 可読媒体を有するコンピュータプログラム製品として形成しても一向に構わない。この情 報 記 録 媒 体 と し て は 、 例 え ば R O M 、 R A M 、 フ ラ ッ シ ュ メ モ リ 等 の 半 導 体 メ モ リ 並 び に 集積回路等のメモリ装置、光ディスク、光磁気ディスク(CD ROM・DVDRAMお よび D V D R O M ・ M O 等 )、 磁 気 記 録 媒 体 < 磁 気 ディ ス ク > ( ハ ー ド ディ ス ク ・ フ レ キ 40 シブルディスク・ΖΙΡ等)等を用いてよく、さらに、不揮発性メモリカード、ΙCカー ド、ネットワーク化資源等に記録して構成して用いてよい。 [0289]さらに、上記各実施の形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件に おける適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。つまり、上述の各実施の形態 同士、あるいはそれらのいずれかと各変形例のいずれかとの組み合わせによる例をも含む ことは言うまでもない。また、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削 除された構成であってもよい。

【0290】

そして、これまでの記述は、本発明の理解を容易にするために、本発明の実施の形態の― 50

例を開示したものであり、前記実施の形態は例証するものであり制限するために記載され たものではなく、所定の範囲内で適宜変形及び/又は変更が可能である。従って、上記の 実施の形態に開示された各要素は、本発明の技術的範囲に属する全ての設計変更や均等物 を含む趣旨である。 [0291] 【発明の効果】 以上説明したように本発明によれば、エッジ抽出手段によりエッジ抽出されたボリューム デ ー タ に 基 づ い て 3 次 元 画 像 が 生 成 さ れ る の で 、 実 質 充 満 型 の 臓 器 内 部 の 3 次 元 構 造 を 立 体的に把握することが可能となる。この際、カラードプラ法などで表示不能とされる血流 が存在しない臓器についても同時に表示が可能である。 10  $\begin{bmatrix} 0 & 2 & 9 & 2 \end{bmatrix}$ さらに、複雑で手間のかかるボリューム操作が不要であり、術者がボリュームスキャンや 診断に集中できる。 [0293] 【図面の簡単な説明】 【 図 1 】 本 発 明 に 係 る 一 実 施 形 態 の で あ る 超 音 波 診 断 装 置 の 全 体 の 概 略 構 成 の 一 例 を 示 す 機能ブロック図である。 【図2】図1の超音波診断装置のエッジ抽出フィルタ処理部の詳細を示す機能ブロック図 である。 【図3】メディアンフィルタの処理の具体例を説明するためのフローチャートである。 20 【図4】同図(A)~(C)は、エッジ抽出フィルタ処理部での処理の概要を説明するた めの説明図であり、同図(D)(E)は、平滑化フィルタ処理部での処理の概要を説明す るための説明図である。 【図5】同図(A)(B)は、本発明の超音波診断装置にて生成された3次元画像と、従 来の超音波診断装置にて生成された3次元画像とを比較するための説明図である。 【 図 6 】 本 発 明 に 係 る 他 の 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 に お け る エ ッ ジ 抽 出 フ ィ ル タ 処 理 部の他の例の詳細を示す機能ブロック図である。 【 図 7 】 本 発 明 に 係 る 他 の 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 の 全 体 の 概 略 構 成 の 一 例 を 示 す 機 能ブロック図である。 【図8】同図(a)~(c)は、超音波プローブにより収集する超音波ボリュームデータ 30 の幾何形状を説明するための説明図である。 【 図 9 】 図 7 の 超 音 波 診 断 装 置 の ス ラ イ ス 処 理 部 の 詳 細 な 構 成 を 示 す 機 能 ブ ロ ッ ク 図 で あ る. 【図10】同図(a)~(c)は、図6の超音波診断装置のシェーディングベクトル演算 部 が 行 う 、 極 座 標 の 法 線 べ ク ト ル を 直 交 座 標 に 変 換 す る 変 換 処 理 を 説 明 す る た め の 概 念 図 である。 【 図 1 1 】 図 7 の 超 音 波 診 断 装 置 の シ ェ ー デ ィ ン グ ベ ク ト ル 演 算 部 の 詳 細 な 構 成 を 示 す 機 能ブロック図である。 【 図 1 2 】 図 7 の 超 音 波 診 断 装 置 の ス ラ イ ス レ ン ダ リ ン グ 部 の 詳 細 な 構 成 を 示 す 機 能 ブ ロ ック図である。 40 【図13】同図(a)~(c)は、視線方向を 軸方向とした場合の画像生成処理の概念 を説明するための説明図である。 【図14】同図(a)~(c)は、視線方向をR軸方向とした場合の画像生成処理の概念 を説明するための説明図である。 【図15】本発明に係る他の実施の形態の超音波診断装置による超音波画像収集・生成処 理手順の一例を示したフローチャートである。 【 図 1 6 】 図 7 の 超 音 波 診 断 装 置 の ス ラ イ ス 処 理 部 が 行 う ス ラ イ ス 処 理 の 一 例 を 説 明 す る ためのフローチャートである。 【図17】同図(a)~(c)は、視線方向とスライス面との関係を説明するための説明 図である。

(40)

【図18】図7の超音波診断装置のスライスレンダリング部において実行される処理手順 の一例を説明するためのフローチャートである。 【図19】R- スライス面及びR- スライス面超音波スライスデータとスライス幾何 情報の対応関係を説明するための説明図である。 【図20】 - スライス面超音波スライスデータとスライス幾何情報の対応関係を説明 するための説明図である。 【 図 2 1 】本 発 明 に 係 る 他 の 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 の 全 体 の 概 略 構 成 の 一 例 を 示 す 機能ブロック図である。 【図22】図21の超音波診断装置のシェーディングベクトル演算部の詳細な構成を示す 機能ブロック図である。 【図23】図21の超音波診断装置による超音波画像収集・生成処理手順の一例を示した フローチャートである。 【 図 2 4 】 図 2 1 の 超 音 波 診 断 装 置 に よ る エ ッ ジ 抽 出 の 処 理 手 順 の 一 例 を 示 し た フ ロ ー チ ャートである。 【 図 2 5 】本 発 明 に 係 る 他 の 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 の 全 体 の 概 略 構 成 の 一 例 を 示 す 機能ブロック図である。 【図26】表示部に表示される表示態様の一例を説明するための説明図である。 【 図 2 7 】本 発 明 に 係 る 他 の 実 施 の 形 態 の 超 音 波 診 断 装 置 の 全 体 の 概 略 構 成 の 一 例 を 示 す 機能ブロック図である。 【符号の説明】 1 超音波診断装置 画像処理装置 2 超音波プローブ 1 2 受信ユニット 14 リアルタイムコントローラ (RTC) 16 17 ホストCPU 18 操作部 22 受信ユニット 24 整相加算器 26 検出回路 24 エコープロセッサ ( E P ) 28 29 スキャンコンバータ(DSC) 3 0 ボリュームジェネレータ 3 1 平滑化フィルター処理部 33 エッジ抽出フィルター処理部 32 スライス処理部 34 シェーディングベクトル演算部 スライスレンダリング部 36

38 表示部

10

20







【図3】



【図4】



【図5】











【図8】



(a)







【図10】









【図12】







【図14】







【図15】











(45)





スライスサンプルデータ















【図22】



【図23】













【図27】



フロントページの続き

F ターム(参考) 58057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CC02 CD18 CE03 CE06 DB03 DC16 58080 AA17 BA02 BA08 FA02 FA14 FA16 FA17 GA00 GA11

## patsnap

专利名称(译) 图像处理设备和超声诊断设备	
-----------------------	--

公开(公告)号	JP2004141514A	公开(公告)日	2004-05-20			
申请号	JP2002312142	申请日	2002-10-28			
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝					
申请(专利权)人(译)	东芝公司					
[标]发明人	橋本敬介					
发明人	橋本 敬介					
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T15/08 G06T19/00 G06T15/00 G06T17/40					
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/00 A61B8/463 G01S7/52034 G01S7/52036 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S15 /8988 G01S15/8993 G06T15/08					
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T	15/00.200 G06T17/40.A G06T15/0	08 G06T19/00.A G06T7/00.612			
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/EE07 4C301/GB09 4C301/JC07 4C301/JC08 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601 /EE04 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA09 5B050/EA06 5B050/EA16 5B050 /EA28 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CD18 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/DB03 5B057/DC16 5B080 /AA17 5B080/BA02 5B080/BA08 5B080/FA02 5B080/FA14 5B080/FA16 5B080/FA17 5B080/GA00 5B080/GA11 4C601/JC27 4C601/JC29					
外部链接	Espacenet					

## 摘要(译)

解决的问题:提供一种用于生成三维图像的图像处理设备和超声诊断设备,其中可以更容易地掌握基本上充满的器官,特别是血管等的内部结构。存储单元将体积数据存储在从对象(例如,基本上充满的器官)收集的三维空间中。边缘提取滤波处理装置执行用于提取包括在体数据的体的每个样本值中的边缘分量的滤波处理。 三维图像生成装置通过体绘制处理针对滤波后的体数据的每个样本值生成三维图像。[选择图]图2

