

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体における三次元空間に超音波を送受波して得られた三次元超音波データを処理する超音波画像処理装置において、

前記三次元空間内に設定されるサンプルゲートを表すゲートマーカを含む三次元グラフィックデータを生成する三次元グラフィックデータ生成手段と、

前記三次元超音波データと前記三次元グラフィックデータとに基づいて三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、

を含み、

前記三次元グラフィックデータ生成手段は、前記ゲートマーカの三次元形状を生成する手段であって前記サンプルゲートの設定情報に応じて前記ゲートマーカの三次元形状を変更する形状生成部を有することを特徴とする超音波画像処理装置。 10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記サンプルゲートの設定情報には、ゲート長を表す情報が含まれ、

前記形状生成手段は、前記ゲート長を表す情報に応じて前記ゲートマーカの長さを変更することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記サンプルゲートの設定情報には、ドプラビームの太さを表す情報が含まれ、 20

前記形状生成手段は、前記ドプラビームの太さを表す情報に応じて前記ゲートマーカの太さを変更することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記形状生成手段は、前記サンプルゲートの深さに応じて前記ゲートマーカの三次元形状のパターンを変化させることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の装置において、

前記形状生成手段は、前記サンプルゲートの深さと送信フォーカス点の深さの位置関係に応じて前記ゲートマーカの三次元形状のパターンを変化させることを特徴とする超音波画像処理装置。 30

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記ゲートマーカの三次元形状は、ドプラビームの方向に直交する断面が円形又は多角形であり且つドプラビームの方向に伸長した形状であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記三次元画像処理手段は、

前記三次元超音波データと前記三次元グラフィックデータとを空間的に合成して三次元合成データを出力する合成手段と、 40

前記三次元合成データに対してレンダリングを行って前記三次元画像を形成するレンダリング手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波画像処理装置に関し、特に生体組織及びグラフィックを三次元的に表示する技術に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波画像処理装置は、超音波診断装置内に組み込まれあるいは画像処理を行うコンピュータとして構成される。最近では、生体の三次元空間内から得られた三次元超音波データ（エコーデータ、ドプラデータ）から三次元画像を構築する様々な手法が提案されている。その手法としては、光の透過散乱モデルを基礎とするボリウムレンダリング法が公知である（例えば特許文献 1 参照）。そのボリウムレンダリング法としても様々なものが知られている。その他にも、三次元空間を二次元プレーン上にレンダリングする方法として、レイ（視線）に沿って積算を行う方法、レイに沿って最大値等を検索する方法、その他の投影法があり、それ以外にも三次元画像形成方法としてはサーフェイス法などが知られている。

10

【 0 0 0 3 】

三次元空間内においてサンプルゲート（サンプルボリウム）を設定し、そこから得られたドプラ情報を周波数解析し、その結果としてドプラ波形を形成する装置が下記特許文献 2 に開示されている。これは通常のドプラモードを三次元に拡張するものである。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特許第 2 8 8 3 5 8 4 号明細書

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 1 9 0 5 5 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかし、上記特許文献 2 に記載された装置においては、サンプルゲートはある断面（任意切断面）上の単なる空間的な点としてしか表されていない。つまり、組織の三次元表現と同時にサンプルゲートを三次元表現すること、特に、組織とサンプルゲートについて奥行き方向の前後関係を空間的に表現すること、などについては一切配慮されていない。また、上記特許文献 2 に記載された装置では、サンプルゲートの実際の大きさや形状が変化してもそれを視覚的に認識できないという問題がある。

20

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、三次元空間内に設定されたサンプルゲートを表示画面上においてユーザーが視覚的に容易に認識できるようにすることにある。

【 0 0 0 7 】

本発明の他の目的は、サンプルゲートの大きさや形状をユーザーが直感的に把握できるようにすることにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明は、生体における三次元空間に超音波を送受波して得られた三次元超音波データを処理する超音波画像処理装置において、前記三次元空間内に設定されるサンプルゲートを表すゲートマーカを含む三次元グラフィックデータを生成する三次元グラフィックデータ生成手段と、前記三次元超音波データと前記三次元グラフィックデータとに基づいて三次元画像を形成する三次元画像処理手段と、を含み、前記三次元グラフィックデータ生成手段は、前記ゲートマーカの三次元形状を生成する手段であって前記サンプルゲートの設定情報に応じて前記ゲートマーカの三次元形状を変更する形状生成部を有することを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、三次元超音波データと三次元グラフィックデータとに基づいて三次元画像が形成される。その三次元画像には、立体的に表現された組織像と立体的に表現されたグラフィックとが含まれる。そして、グラフィックには、サンプルゲートを表すシンボルとしてのゲートマーカが含まれる。そのゲートマーカの三次元形状は、三次元空間内に設定されるサンプルゲートについての設定情報に応じて可変設定される。よって、表示されたゲートマーカの観察により、組織との空間的な関係を把握しつつ、サンプルゲートの状態（例えば位置、大きさ、形など）を把握することが可能となる。ゲートマー

50

カーの三次元形状は、実際のサンプルゲートの形状を忠実に再現するのが理想的であるが、実際のサンプルゲートの形状と近時関係あるいは相似関係にあるゲートマーカを表示してもよい。その場合において、設定情報が変更されると、ゲートマーカの表示態様も変更される。よって、サンプルゲートを画一的な点として表現する場合には得られない有益な情報を提供できる。

【 0 0 1 0 】

三次元超音波データを構成する各ボクセルデータは、エコーデータ（組織データ）又はドブラデータ（血流データ）である（それらの両方であってもよい）。三次元グラフィックデータは、通常、グラフィック部分とそれ以外の余白部分とで構成される。ここで、余白部分は表示画像に反映されない部分であり、グラフィック部分は表示画像上に反映されるように値付けされた部分である。三次元画像処理の方法としては各種の公知の手法があげられ、空間合成及びボリュームレンダリング処理を採用するのが望ましいが、それ以外にも各種の手法を用いることができる。ゲートマーカの三次元形状を生成する処理はソフトウェア処理として実現するのが望ましいが、ハードウェアによる処理、それらの両者の組合せであってもよい。

10

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記サンプルゲートの設定情報には、ゲート長を表す情報が含まれ、前記形状生成手段は、前記ゲート長を表す情報に応じて前記ゲートマーカの長さを変更する。この構成によれば、ユーザー設定によりあるいは自動的にゲート長が変更されると、ゲートマーカの長さも変更されるので、ユーザーは表示態様の変更からゲート長の変更を視覚的に確認、認識することができる。

20

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記サンプルゲートの設定情報には、ドブラビームの太さを表す情報が含まれ、前記形状生成手段は、前記ドブラビームの太さを表す情報に応じて前記ゲートマーカの太さを変更する。この構成によれば、ユーザー設定によりあるいは自動的にドブラビームの太さ（サンプルゲートの断面サイズ）が変更されると、ゲートマーカの太さも変更されるので、ユーザーは表示態様の変更からサンプルゲートの断面サイズの変更を視覚的に確認、認識することができる。ドブラビームの太さを表す情報は、ドブラビームのビームプロファイル（ビームパターン）から、サンプルゲートの深さに基づいて特定するようにしてもよい。

30

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記形状生成手段は、前記サンプルゲートの深さに応じて前記ゲートマーカの三次元形状のパターンを変化させる。望ましくは、前記形状生成手段は、前記サンプルゲートの深さと送信フォーカス点の深さの位置関係に応じて前記ゲートマーカの三次元形状のパターンを変化させる。この構成によれば、ゲートマーカの形状から送信フォーカス点とサンプルゲートとの間の位置関係を把握できる。

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記ゲートマーカの三次元形状は、ドブラビームの方向に直交する断面が円形又は多角形であり且つドブラビームの方向に伸長した形状である。例えば、円柱、円錐、角柱、角錐、楕円球などの模擬形状をあげることができる。

40

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記三次元画像処理手段は、前記三次元超音波データと前記三次元グラフィックデータとを空間的に合成して三次元合成データを出力する合成手段と、前記三次元合成データに対してレンダリングを行って前記三次元画像を形成するレンダリング手段と、を含む。

【 0 0 1 6 】

上記構成によれば、三次元超音波データに対して三次元グラフィックデータが合成された後に（つまり埋め込まれた後に）、レンダリングを行って表示画像を形成できるので、組織とグラフィック要素とを空間的に融合させて、両者を奥行き感をもって立体的に自然に表現できる。

50

【発明の効果】

【0017】

以上説明したように、本発明によれば、三次元空間内に設定されたサンプルゲートを表示画面上でユーザーが視覚的に容易に認識できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る好適な実施形態の原理が概念的に示されている。(A)に示す三次元超音波データ(3D超音波データ)10は、生体内における三次元空間において取り込まれたエコーデータによって構成される。この3D超音波データ10は、三次元空間内における各座標に対応付けられた複数のボクセルデータによって構成される。3D超音波データ10は後述する3Dメモリが有する三次元記憶空間に格納され、その3Dメモリ上の各アドレスが三次元座標に対応付けられる。三次元座標は直交座標であってもよいし、極座標であってもよい。各エコーデータは検波後のデータであってもよいし、RF信号としての生データであってもよい。

10

【0020】

図1に示す例では、3D超音波データ10は、心臓のデータに相当している。ここで、符号12が心臓の内膜面を表しており、符号14が心臓内における弁を表している。心臓の計測に当たっては、ボリュームデータを各時刻ごとに取り込んでリアルタイム観測を行うこともできる。ちなみに、以下の説明では心臓を例にとるが、生体組織としては心臓の他に肝臓などの他の臓器をあげることができる。

20

【0021】

3D超音波データ10に対するレンダリング処理に先立って、その3D超音波データ10に対して、3Dグラフィックデータ16が合成される。すなわち、3D超音波データ10に対して1又は複数のグラフィック要素が埋め込まれる。

【0022】

3Dグラフィックデータ16は、図1に示す例において、ドブラ情報を計測するためのグラフィック部分16Aと、三次元空間に設定される複数の断面(切断面)の位置など表すグラフィック部分16Bとで構成される。グラフィック部分16Aは、設定情報27に基づいて生成され、ドブラ計測を行っているビーム方位を表す方位マーカー18と、サンプルゲート(サンプルボリューム)に相当するゲートマーカー20と、を含んで構成される。方位マーカー18は、直線的なラインによって表現されており、ゲートマーカー20は図1に示す例において方位マーカー18を中心軸とする細長の円筒図形として表されている。ちなみに、そのゲートマーカー20に相当するデータは、円筒の輪郭のみを表すラインデータであってもよいし、円筒の表面のみ表す表面データであってもよいし、あるいは、中身が詰まった円筒を表す中実データであってもよい。

30

【0023】

上記の設定情報27は、サンプルゲートに関する設定情報、各断面に関する設定情報などを含み、前者のサンプルゲートに関する設定情報には、ドブラビーム方位、サンプルゲート深さ、サンプルゲート長、サンプルゲートサイズ(断面サイズ)などを特定するための各種の情報が含まれる。すなわち、そのような設定情報に基づいて、サンプルゲートを表すゲートマーカーの三次元形状が生成され、またそれが変更される。これに関しては後に図2、図5乃至図10を用いて詳述する。

40

【0024】

ドブラ情報を抽出するためのドブラビーム方位は、ユーザーによって任意に設定することが可能であり、そのユーザー設定に連動して、方位マーカー18の角度や位置が変化する。この場合、ユーザーによって設定されたマルチ断面(トリプレーン)の交点座標としてサンプルゲート中心位置を間接的に定義してもよいし、任意断面上にサンプルゲート中心位置をユーザーにより直接的に指定させてもよい。サンプルゲート中心位置の座標が決

50

定されれば、送受波原点からサンプルゲート中心位置を通過する方位としてドブラビーム方位を自動的に設定できる。もちろん、ドブラビーム方位をユーザーによって直接指定させてもよい。一方、サンプルゲートについても、上述したように、ユーザーによって、三次元空間内において任意の位置及び任意のサイズで設定することが可能であり、そのようなユーザーの設定に対応して、ゲートマーカー 20 の位置や形態が変化する。

【0025】

グラフィック部分 16 B は、本実施形態において 3 つの断面を表す 3 つのプレーンマーカー 24 F、24 T、24 S を有している。各プレーンマーカーは三次元空間上において四角形のラインとして構成されている。3 つの断面が直交関係にあるトリプレーンである場合には、3 D グラフィックデータ 16 においても 3 つのプレーンマーカー 24 F、24 T、24 S がデータ空間上において直交することになる。任意断面が設定される場合には、そのような任意断面を表すプレーンマーカーがグラフィックデータの 1 部に含まれる。

10

【0026】

本実施形態においては、グラフィック部分 16 B を構成するグラフィック要素として、上述したものの他に、サンプルゲートの中心点を表す中心点マーカー 22 及びその座標を表す補助ラインマーカー 26 も含まれている。これ以外にも、3 D グラフィックデータ 16 を構成するグラフィック要素としては各種のものをあげることができる。

【0027】

なお、3 D グラフィックデータ 16 がグラフィック部分 16 A のみを有していてもよく、その場合において、断面を表すグラフィック要素などについては、レンダリング後の表示画像に対してオーバーレイの形式で重ねて表示するようにしてもよい。

20

【0028】

本実施形態においては、符号 28 で示すように、実際に計測された 3 D 超音波データ 10 と人工的な 3 D グラフィックデータ 16 とが空間的に合成され、すなわち上述したように 3 D 超音波データ 10 に対して 3 D グラフィックデータ 16 における各グラフィック要素が埋め込まれる。この場合において、3 D グラフィックデータ 16 におけるグラフィック要素以外の余白部分については、基本的にデータ合成にあたって寄与しない。もちろん、そのような余白部分をオフセット情報として利用することも可能である。

【0029】

また、符号 28 で示すように、3 D 超音波データ 10 と 3 D グラフィックデータ 16 とが空間的に合成された後、例えばボリュームレンダリング法などの投影法を用いて、三次元空間を通過する各レイ（視線）上のボクセルデータ列に対して逐次的にボクセル演算が実行され、各レイごとに画素値が求められ、それが二次元プレーン上にマッピングされる。これによって、(C) に示すように、組織及びグラフィック要素が立体的に表現された 3 D 画像 30 が構成される。この 3 D 画像 30 は、組織 36 を立体的に表現し、またグラフィック要素を立体的に表現したものであり、本実施形態においては特に心臓における弁との関係においてサンプルゲートの位置や両者の位置的关系を空間的にかつ直感的に認識することが可能である。

30

【0030】

図 1 に示す例では弁の開口部にサンプルゲートが設定されている様子が立体的に表現されている。また、超音波パルスドブラ法によりドブラ観測を行っているドブラビーム方位については方位マーカー 34 から直感的に認識することが可能である。

40

【0031】

以上のような空間的合成後のレンダリングによれば、グラフィック要素についても組織のデータと同様にレンダリングがなされるため、あたかも組織中にマーカーに相当するような人工物が存在しているかのような奥行き感ある画像を構築できるという利点があり、単純にオーバーレイによって各マーカーを表現した場合に、生ずる不自然さあるいは前後関係の認識の困難さといった問題を解消することが可能である。

【0032】

また、図 1 に示した例では、3 つの断面についてもプレーンマーカーがレンダリングさ

50

れているため、組織との関係において、各断面相互の位置的关系や断面間の交差関係を容易に認識することができる。特に、レンダリングされたゲートマーカー 32 及び方位マーカー 34 から、弁の開口に対して、サンプルゲート等が適正な空間的位置に設定されたか否かを容易に確認できる。

【0033】

更に、本実施形態では、実際のサンプルゲートの形状を反映させた形状でゲートマーカーを表示できるので、そのようなゲートマーカーの視覚的な観察を通じて、組織との関係において三次元空間内に設定されたサンプルゲートの様子を確認、認識することができる。

【0034】

ちなみに、レンダリング後の表示画像においては、血流部分についてはその輝度が軟組織に比べて低いために透明部分のように表現され、また、そのような表現がなされるように、ボリュームレンダリング法におけるオパシティ関数を適宜設定するのが望ましい。また、ボリュームレンダリング法において各グラフィック要素が高輝度で表現されるように、あらかじめグラフィック要素について大きなボクセル値を与えておくのが望ましい。例えば、3D超音波データ10と3Dグラフィックデータ16との間で階調(ビット数)を同じにする場合には、3Dグラフィックデータについてはグラフィック部分のボクセル値を最高輝度に設定し、余白部分のボクセル値を輝度ゼロに設定しておいてもよい。また、ゲートマーカー20や方位マーカー18などについては、白黒組織に対して視認性を向上するために着色を施すようにしてもよい。その場合には、R、G、Bのそれぞれごとに合

10

20

【0035】

図2には、本発明に係る超音波画像処理装置としての超音波診断装置がブロック図として示されている。この超音波診断装置は、図1に示した空間合成機能を具備しているものである。3Dプローブ40は、例えば二次元的に配列された複数の振動素子からなる2Dアレイ振動子を有している。2Dアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームを二次元走査することによって、生体内に三次元エコーデータ取込空間(三次元空間)が形成される。超音波ビームの電子走査方式としては電子セクタ走査などをあげることができる。1Dアレイ振動子を機械的に走査し、これによって三次元空間を構築するようにしてもよい。

30

【0036】

送受信部42は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。送受信部42は、複数の送信信号を一定の遅延関係をもって複数の振動素子へ供給する。これによって送信ビームが形成される。また、複数の振動素子から出力される受信信号に対して整相加算処理することにより整相加算後の受信信号を生成している。すなわち電子的に受信ビームを形成している。ちなみに、三次元空間全体のビーム走査を行いながら、超音波パルスドブラ法に基づくドブラ計測を同時に行う場合には、超音波ビームの二次元走査を行いながら間欠的に特定の方位に対してドブラ観測用の超音波ビームが形成される。そのような送受信シーケンスは後述する制御部78によって制御される。送受信部42から出力される整相加算後の受信信号はボクセルデータとして3Dメモリ44に格納される。そのような3Dメモリ44への書き込みに先立って、必要に応じて、受信信号に対して検波処理、対数圧縮処理、ノイズ除去処理、座標変換処理などの信号処理を行うようにしてもよい。

40

【0037】

もちろん、座標変換前の形式でボクセルデータを3Dメモリ44に格納するようにしてもよい。3Dメモリ44には、図1の(A)に示した3D超音波データが格納される。3Dメモリ44は、三次元空間に対応するデータ空間を有しており、3Dメモリ44のアドレスは三次元座標に対応する。

【0038】

一方、ドブラビーム方位において超音波ビームを繰り返し形成することによって取得さ

50

れた受信信号は、送受信部 42 からゲート回路 65 を介してドブラ演算部 66 へ出力される。ゲート回路 65 は、設定されたサンプルゲート内に存在する受信信号を切り出し、その信号をドブラ演算部 66 に出力している。ドブラ演算部 66 は、従来同様に、入力された信号に対して直交検波処理や FFT 演算（周波数解析演算）などを実行し、これによってドブラ情報から血流の速度スペクトルを得ている。それを表す情報は後述する表示処理部 68 に設けられたドブラ波形形成部 74 に出力されている。

【0039】

データ処理ユニット 46 は、ソフトウェアの機能としてあるいはハードウェアの機能として実現され、本実施形態において、3D グラフィックデータ生成部 48、グラフィック画像生成部 50、52 を有している。

10

【0040】

3D グラフィックデータ生成部 48 は、図 1 (B) に示した 3D グラフィックデータ 16 を生成するモジュールである。具体的には、3D グラフィックデータ生成部 48 は、制御部 78 から提供された設定情報としてのサンプルゲート情報に従ってサンプルゲートを表すゲートマーカーを生成する機能と、制御部 78 から提供された設定情報としての断面情報に従って各断面を表すプレーンマーカーを生成する機能とを有している。図 1 においては、特に前者の機能に関連するゲート形状生成部 49 が機能ブロックとして示されている。

【0041】

ゲート形状生成部 49 は、後に図 6 を用いて説明するように、サンプルゲート情報を構成するドブラビームの太さ（つまりサンプルゲートの太さ）を表す情報、サンプルゲート長を表す情報、その他の情報に基づいて、サンプルゲートの三次元形状（ゲート形状）を生成する。このように生成されたゲート形状を三次元空間内の特定の位置に特定のスケールで埋め込むことによって、3D グラフィックデータの要素としてのゲートマーカーが構成される。その埋め込みの際には、ドブラビーム方位、サンプルゲート深さ、などの情報が参照される。それらの情報は、サンプルゲート（の中心位置）の三次元座標とゲート形状の埋め込み姿勢（三次元傾き角度）を特定する情報である。ゲート形状生成部 49 が三次元空間内にゲートマーカーを直接的に生成するようにしてもよい。

20

【0042】

なお、各断面を表すプレーンマーカー及びその他のグラフィック要素についても、上記同様に、制御部 78 から渡された設定情報に基づいてグラフィック要素として生成される。

30

【0043】

上記のように、3D グラフィックデータ生成部 48 によって生成された 3D グラフィックデータは、3D グラフィックデータ生成部 48 から 3D メモリ 54 へ出力され、その 3D メモリ 54 には 3D グラフィックデータが格納される。この 3D メモリ 54 は、上述した 3D メモリ 44 と同様に、三次元空間に対応したデータ空間を有しており、そのアドレスは三次元座標に対応付けられている。本実施形態において、3D 超音波データと 3D グラフィックデータはともに三次元空間に対応し、これと同様に、3D メモリ 44 と 3D メモリ 54 も同じアドレス空間を有している。すなわち、2つの 3D メモリ 44、54 に対して、アドレスを共通に指定すると、そのアドレスに対応づけられた三次元座標に与えられた 2つのボクセルデータが読み出されることになる。

40

【0044】

データ処理ユニット 46 におけるグラフィック画像生成部 50 は、図 1 の (C) に示した 3D 画像（すなわち表示画像）にオーバーレイされるグラフィック画像を生成している。たとえば、そのような合成処理により、断面の位置を表すプレーンマーカーをレンダリング後に合成することが可能となる。グラフィック画像生成部 52 は、3つの断面に対応する 3つの断層画像に対して合成される 3つのグラフィック画像を生成している。

【0045】

前処理部 56 は、必要に応じて設けられ、3D メモリ 44 から出力されるボクセルデー

50

タに対して、レンダリングに先立ってデータ加工が必要な場合に、一定機能を発揮する。例えば、血流相当のボクセルデータについて値をゼロにするあるいは低くするなどの処理を行ってもよい。

【 0 0 4 6 】

合成演算部 5 8 は、図 1 を用いて説明したように、3 D 超音波データと 3 D グラフィックデータとを空間的に合成するデータ演算を実行する。その合成として各種のものをあげることができ、例えば最大値抽出法、加算法、平均化法などを用いることができる。

【 0 0 4 7 】

例えば最大値法においては、ある三次元座標 i, j, k が指定された場合において、3 D メモリ 4 4 から出力されるボクセルデータ $e(i, j, k)$ で表し、3 D メモリ 5 4 から出力されるボクセルデータ、 $m(i, j, k)$ で表した場合に、以下のような演算が実行される。 10

【 0 0 4 8 】

$$y(i, j, k) = \text{MAX}\{m(i, j, k), e(i, j, k)\} \cdots (1)$$

【 0 0 4 9 】

すなわち、最大値法では、2つのボクセルデータの内で大きい方のデータが合成データ $y(i, j, k)$ として選択される。

【 0 0 5 0 】

一方、加算法が用いられる場合には、以下の演算が実行される。

【 0 0 5 1 】

$$y(i, j, k) = \text{ADD}\{m(i, j, k), e(i, j, k)\} \cdots (2)$$

【 0 0 5 2 】

上記の演算式を用いる場合において、 y の値が最大の階調すなわち最大値を越える場合には、その値をメモリの最大値に置き換えるなどの処理がなされる。平均値法が用いられる場合には、2つのボクセルデータの平均値が演算されることになる。重み付け加算や重み付け平均などを行ってもよい。

【 0 0 5 3 】

上記の (1) 式を用いた演算によれば、表示画像上において、組織中にゲートマーカーが埋め込まれたような画像を構築することが可能となり、上記の (2) 式に示した演算を行えば、例えば生体組織中においてゲートマーカーが半透明で挿入されたような画像を構築することが可能となる。したがって、複数の合成条件を用意しておいて、ユーザーの選択によりあるいは各種の条件に応じてそのような複数の合成方法の中からいずれかの合成方法を選択して適用するようにしてもよい。また、そのような演算条件を各種パラメータに応じて適応的に可変してもよい。 30

【 0 0 5 4 】

図 2 に示す 3 D メモリ 6 0 には、合成演算された合成データが格納される。この 3 D メモリ 6 0 も上記の 3 D メモリ 4 4, 5 4 と同様のメモリ空間を有している。

【 0 0 5 5 】

レンダリング部 6 4 は、例えば上記で説明したボリュームレンダリング法に基づいて各レイごとにそのレイ上に存在する個々のボクセルデータに対して透過光量の演算を逐次的に実行し、その結果として、各レイごとに画素値を決定している。レンダリングの手法としては、そのようなボリュームレンダリング法以外においても各種の手法を用いることができ、例えば最大値法、積算法などの投影法を用いるようにしてもよい。また、場合によってはサーフェスレンダリング法などを用いることも可能である。レンダリングによって生成された画像データは、表示処理部 6 8 に設けられた画像合成部 7 2 に出力されている。 40

【 0 0 5 6 】

マルチ断層画像形成部 6 2 は、ユーザーによって設定された互いに直交する 3 つの断面に相当するボクセルデータを 3 D メモリ 4 4 から読み出して、それぞれの断面に相当する断層画像 (B モード画像) を形成し、その画像データを画像合成部 7 0 に出力している。 50

ここで、表示処理部 68 は、上述した画像合成部 70、画像合成部 72 及びドブラ波形形成部 74 を有している。画像合成部 70 は、上述のように形成された 3 つの断層画像に対してグラフィック画像生成部 52 によって生成された 3 つのグラフィック画像を合成している。

【0057】

画像合成部 72 は、三次元空間を表す三次元超音波画像（表示画像）に対して、グラフィック画像生成部 50 が生成したグラフィック画像を合成している。そのようなグラフィック画像には例えばテキストや記号あるいは座標系などを表すラインが含まれてもよい。ドブラ波形形成部 74 は、ドブラ演算部 66 から出力される周波数解析後の情報に基づいて公知のドブラ波形を形成するモジュールである。ドブラ波形における横軸は時間軸であり、その縦軸はドブラ変位周波数すなわち血流速度を表す。また、ドブラ波形上における各画素の輝度はパワーに相当する。

10

【0058】

表示部 76 においては、上述のように形成される各画像が同時にあるいは選択的に表示される。

【0059】

制御部 78 は、図 2 に示される各構成の動作制御を行っており、制御部 78 には操作パネル 80 が接続されている。操作パネル 80 はトラックボールやキーボードなどを有し、その操作パネル 80 を利用して、ユーザーによりサンプルゲートの位置やサイズ、各断面の位置などを自在に設定することが可能である。その場合においては、三次元画像及び 3 つの断層画像を表示させながら、リアルタイムで断面位置を調整するようにしてもよい。

20

【0060】

図 3 には、図 2 に示した表示部 76 に表示される画像の一例が示されている。この図 3 に示す例では、表示画面 82 上において、3 つの断面に相当する 3 つの断層画像（トリプレーン画像）84、86、88 と、三次元画像（3D 画像）30 とが同時に表示されている。断層画像 84 は、三次元空間を上方から流れた場合における所定深さにおける切断面を表しており、断層画像 86 は三次元空間を横方向から見た場合における所定深さにおける切断面を表しており、断層画像 88 は三次元空間を正面から見た場合におけるある深さの切断面を表している。上方、横方向、正面は便宜上のもので任意に定義できる。各断層画像にはサンプルゲート中心位置を表すポイントマーカー 94 が表されており、またサンプルゲート中心位置の三次元座標を表すためのガイドライン 92 も表示されている。サンプルゲート中心位置に各断面の位置を合致させれば、ガイドラインはある断面上における他の 2 つの断面の位置を表すものとなる。これに関して、3 つの断面の位置をユーザー設定させ、それらの交点をサンプルゲート中心位置として自動的に認識させるようにしてもよい。そして、サンプルゲート中心位置を通過する方向としてドブラビーム方位を自動的に設定させるようにしてもよい。

30

【0061】

三次元画像 30 においては、上述したように組織が立体的に表現され、同時に、その組織との関係においてゲートマーカー 32 及び方位マーカー 34 が表現されている。さらに、各断面の位置を表すプレーンマーカー等も表示されている。

40

【0062】

したがって、本実施形態においては、3D 超音波データをそのままレンダリングするのではなく、そのレンダリングに先立って 3D グラフィックデータの空間的合成すなわち埋め込みがなされているため、人工的なグラフィック要素があたかも実際に存在しているような感覚を生じさせる三次元画像を構築することが可能である。すなわち、例えば心臓の弁との関係において、奥行き感をもってサンプルゲート位置を確認できるという利点がある。

【0063】

また、ゲートマーカー 32 は、実際のサンプルゲートの位置及び形態を反映したものと表現されているので、表示画像から、組織との空間的關係をもって、サンプルゲート

50

の位置、大きさ、太さなどを直感的に認識できる。ちなみに、実際のサンプルゲートのサイズが非常に小さく、それをそのままのスケールで表示した場合には、表示画像上でその表示態様が小さ過ぎて観察上支障が生じるようであれば、実際のサンプルゲートよりも大きなサイズをもってつまり誇張してゲートマーカを表示するようにしてもよい。その場合でも、サンプルゲートの長さや太さの変化に連動して、表示されたゲートマーカの長さや太さが変化すれば、ユーザーの認識上あるいは設定上の便宜を図れるという利点がある。なお、サンプルゲートの設定情報が不変であっても、表示倍率を変化させた場合には画像スケールが変化し、それに伴ってゲートマーカなどの表示スケールも変更される。

【 0 0 6 4 】

図 4 に示す表示例においては、上述した三次元画像 3 0 と共にドブラ波形 1 0 0 が示されている。このドブラ波形 1 0 0 はサンプルゲート内から得られたドブラ情報に基づいて作成されるものである。

【 0 0 6 5 】

次に、図 5 乃至図 1 0 を用いてゲートマーカの生成について詳述する。

【 0 0 6 6 】

既に説明したように、本実施形態では、三次元空間において、ゲートマーカが円柱の形状で表現されている。図 5 に示すように、円柱の三次元形状は長さ l と半径 r とで特定できる。ここで、長さ l はゲート長に相当し、半径 r はビーム太さに相当する。なお、 l は円柱の中心軸を示しており、 P は円柱の中心位置を示している。

【 0 0 6 7 】

図 6 には、ゲートマーカの生成プロセスの一例が概念図として示されている。ドブラビームの太さ (1 2 0) 及びゲート長 (1 2 2) に応じて、ゲート形状が生成される (1 2 4)。そのゲート形状は三次元空間内に埋め込まれるが (1 3 2)、その場合、その埋め込み座標及び埋め込み姿勢を決定するために、ドブラビーム方位 (1 2 8) 及びその方位上におけるサンプルゲート深さ (1 2 9) が参照される。また、計測分解能 (倍率) 及び表示分解能 (倍率) を表すスケール情報 (1 2 6) が参照され、それに従ったスケールでゲート形状の埋め込みがなされる。これにより、生体組織との関係において実際のサンプルゲートと同様の位置及び大きさで (あるいは一定の変換率で) ゲートマーカを三次元空間内に形成できる。その場合、表現方法が選択され (1 3 0)、円柱としてのゲートマーカを、単なる外形ラインだけのオブジェクトとするか、表面が塗り潰された中空のオブジェクトとするか、あるいは、有意なボクセル値が中身に詰まった中実のオブジェクトとするか、が選択される。つまり、表現方法が選択される (1 3 0)。

【 0 0 6 8 】

なお、ドブラビーム方位は、円柱の中心軸に一致し、それ故、ドブラビーム方位は三次元空間内における円柱の姿勢を特定する。円柱の中心位置の三次元座標は、ドブラビーム方位上において、サンプルゲート中心位置の深さから特定される。よって、それらの情報に代えて、直接的に、円柱の中心位置の座標と円柱の三次元傾き角度とを与えるようにしてもよい (1 3 6)。ゲートマーカ及びその他のオブジェクトについてはカラーコーディング (1 3 4) によってカラーデータとして取り扱うようにしてもよい。図 6 に示した例では、ゲート形状の生成後にそれを三次元空間に適応させているが、上記のように、三次元空間座標系の下でゲートマーカを直接生成することも可能である。

【 0 0 6 9 】

次に、図 7 乃至図 1 0 を用いてゲート形状の他の例について説明する。図 7 の (A) には、2 つの円錐を底面でつなげた形状が示され、図 7 の (B) には細長の楕円球が示されている。ここで、 l はゲート長に応じて変化し、 r はビーム太さに応じて変化する。

【 0 0 7 0 】

図 8 には、ゲート深さに応じてゲート形状のパターンを切り換える変形例が示されている。(A) には、ゲート深さが送信フォーカス深さよりも浅い場合を示し、この例では上部 (プローブ側) に向かって太くなった略円錐の形状となっている。上面の半径が r_1 で下面の半径が r_2 であって、 $r_1 > r_2$ の関係となっている。(B) には、ゲート深さが

10

20

30

40

50

送信フォーカス深さに近い場合が示され、この例では円柱の形状となっている。つまり、 $r_1 = r_2$ である。(C)には、ゲート深さが送信フォーカス深さよりも遠い場合が示され、この例では上部が先細の略円錐となっている。つまり、 $r_1 < r_2$ である。このように、ゲート深さと送信フォーカス深さとの位置的关系によって形状パターンを切り換えれば、ゲートマーカの表示態様から、ゲート深さと送信フォーカスとの位置的关系を直感的に認識できる。

【0071】

図9に示す例では、(A)及び(B)ともに中央がくびれた形状となっており、(A)は円弧状のくびれ形状を示し、(B)は「く」の字のようなくびれ形状を示す。上面の半径は r_3 であり、中間部の半径は r_4 であり、下面の半径は r_5 である。ここでは $r_3 = r_5 > r_4$ の関係がある。図10の(A)にはシンプルな角柱が示され、その横断面における一辺の長さは r_6 である。(B)には2つの四角錐を底面で接合したような形状が示されている。その底面の長さは r_7 である。一般に、多角形(特に矩形)の形状の方が円形の形状よりも形状演算が容易かつ迅速であるので、図10に示す構成例は実用的価値がある。

10

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明に係る実施形態の原理を説明するための概念図である。

【図2】本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図3】表示の一例を示す図である。

20

【図4】表示の他の例を示す図である。

【図5】ゲートマーカとしての円柱を示す図である。

【図6】ゲートマーカの生成プロセスを説明するための図である。

【図7】ゲートマーカの他の例を示す図である。

【図8】ゲートマーカの形状パターンの切り換えを説明する図である。

【図9】くびれ形状をもったゲートマーカを示す図である。

【図10】断面矩形のゲートマーカを示す図である。

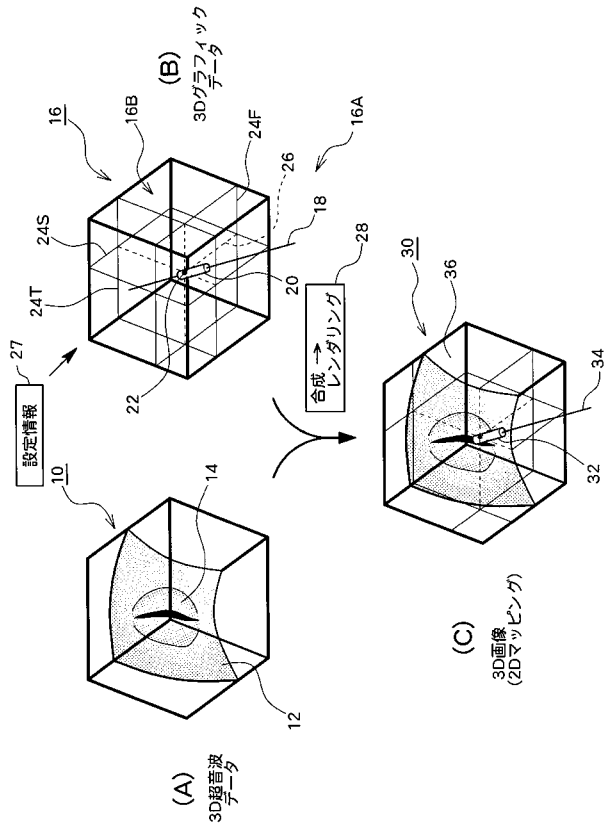
【符号の説明】

【0073】

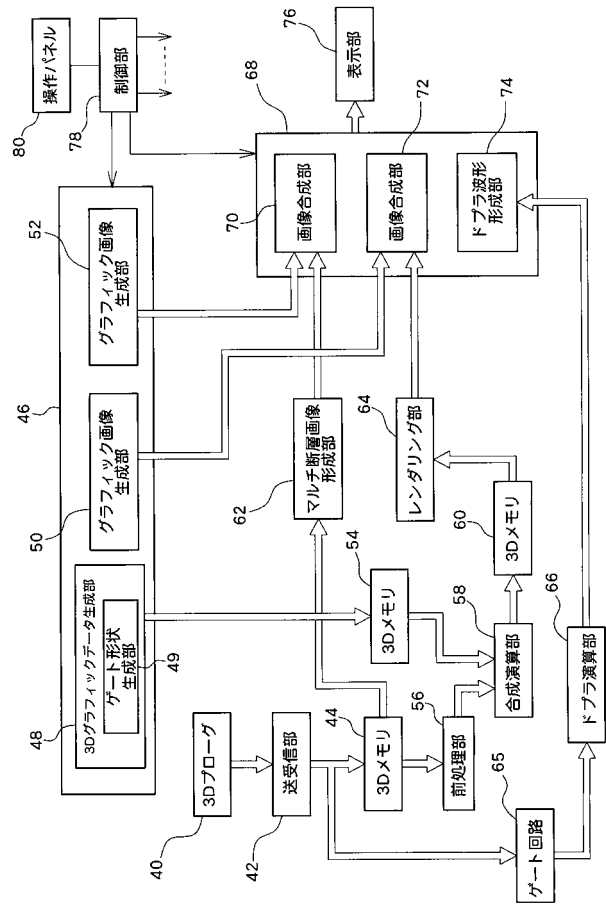
10 3D超音波データ、16 3Dグラフィックデータ、30 3D画像、48 3Dグラフィックデータ生成部、49 ゲート形状生成部、58 合成演算部、64 レンダリング部、66 ドブラ演算部、68 表示処理部。

30

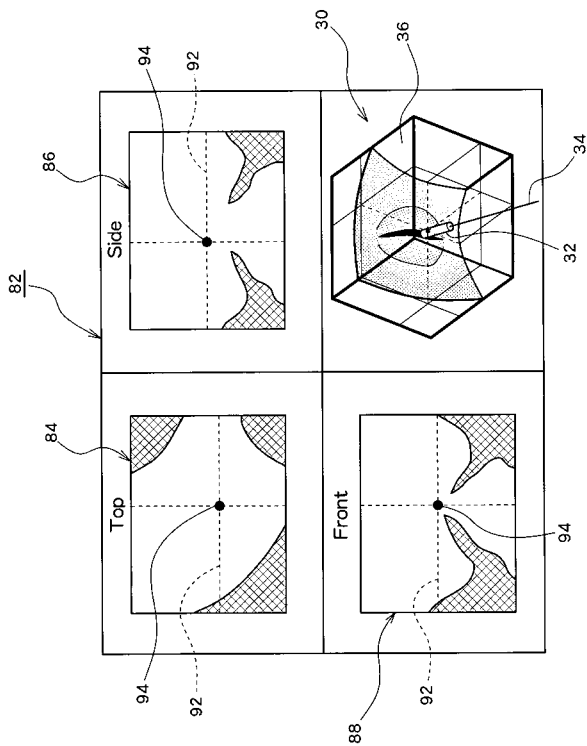
【図 1】



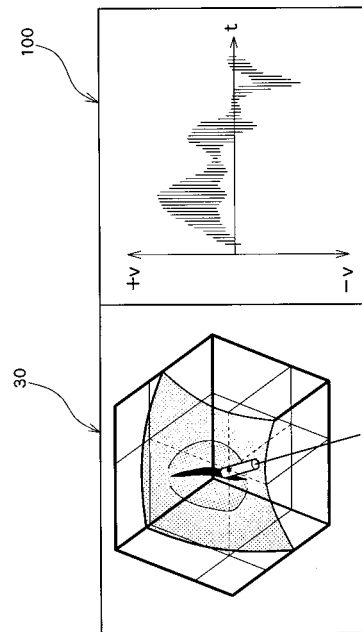
【図 2】



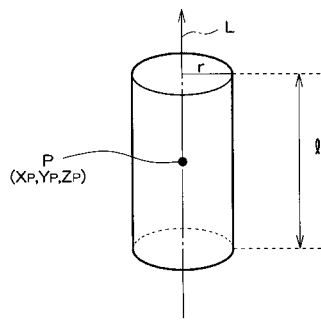
【図 3】



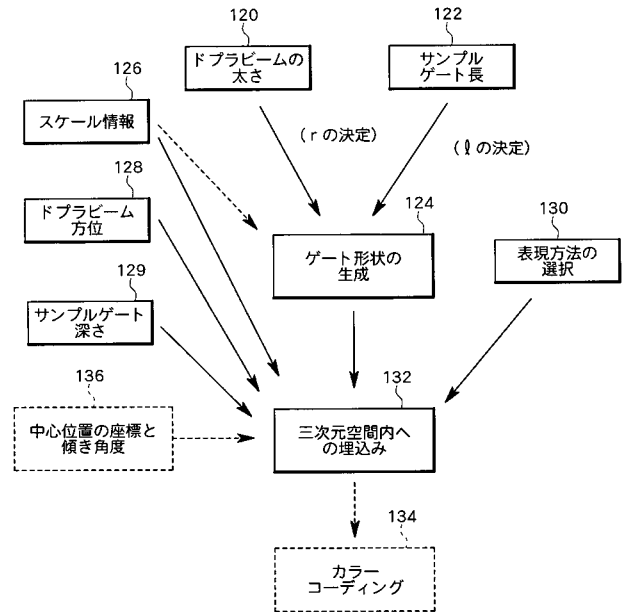
【図 4】



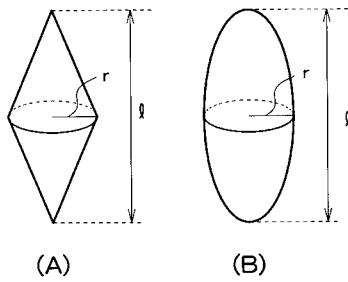
【図 5】



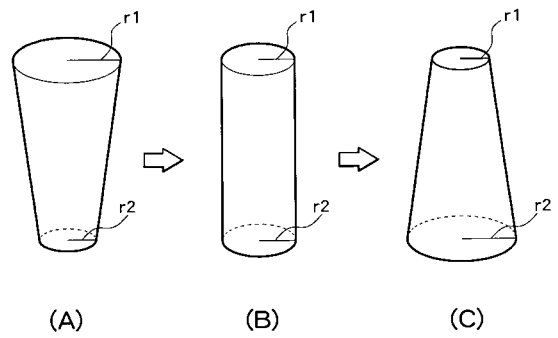
【図 6】



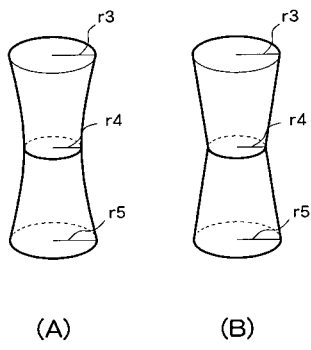
【図 7】



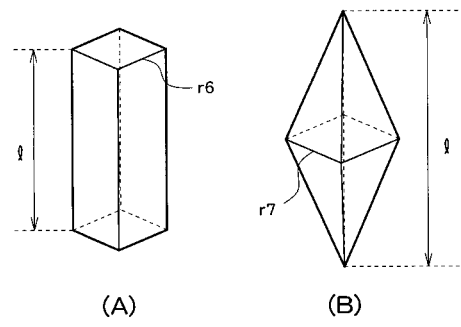
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2005095279A	公开(公告)日	2005-04-14
申请号	JP2003331090	申请日	2003-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月 剛		
发明人	望月 剛		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH29 4C601/JB16 4C601/JB45 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK47		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4113485B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用户能够在视觉上识别三维空间中的样本门集，特别是掌握样本门相对于组织的位置，大小，形状等。 解决方案：3D图形数据包括指示样本门的门标记。浇口标记以例如圆柱体的形式表示，并且其长度和厚度根据样品浇口的实际长度和厚度确定。在3D图形数据和3D超声数据在空间上组合之后，渲染合成数据，从而形成3D显示图像。 .
The

