

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-87237

(P2005-87237A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

G06T 1/00

G06T 3/00

G06T 15/00

F I

A61B 8/06

G06T 1/00 290D

G06T 3/00 300

G06T 15/00 200

テーマコード (参考)

4C601

5B057

5B080

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2003-320810 (P2003-320810)

(22) 出願日 平成15年9月12日 (2003.9.12)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二

(74) 代理人 100096976

弁理士 石田 純

(72) 発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DE03 EE09 JB16 JB36

JB45 JC21 JC26 KK03 KK17

KK24 KK31

5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 CE08

CH01

最終頁に続く

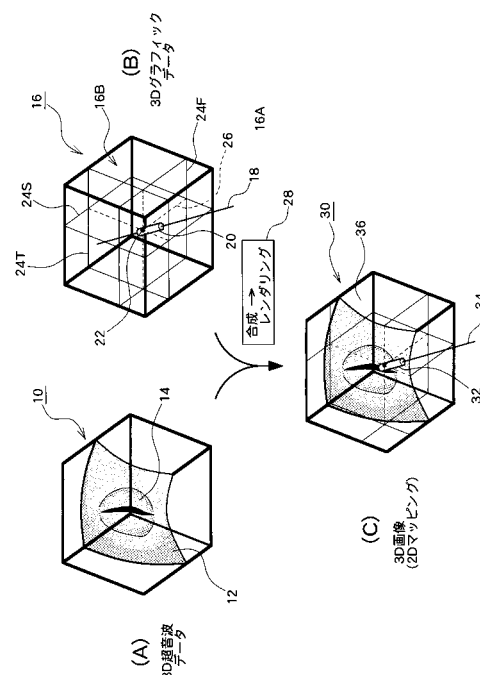
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 三次元超音波データと共にグラフィックデータを表示する場合に、奥行き感を損なうことなく、組織との関係において計測部位などを直感的に把握できるようにする。

【解決手段】 超音波の送受波により3D超音波データ10が取り込まれ、その一方、3Dグラフィックデータ16が生成される。3D超音波データ10のレンダリングに先立って、その3D超音波データ10と3Dグラフィックデータ16とが空間的に合成され、その結果として得られた3D合成データに対してレンダリング処理が実行される(符号28参照)。これによって3D画像30が形成される。3Dグラフィックデータ16には、サンプルゲートを表すゲートマーカー20、ビーム方位を表す方位マーカー18などが含まれる。

【選択図】 図1



【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、

三次元グラフィックデータを生成する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のレンダリングに先立って、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合成して三次元合成データを生成する三次元合成手段と、

前記三次元合成データに対してレンダリングを実行し、これにより表示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診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記三次元グラフィックデータを構成する各ボクセルデータは前記三次元空間における三次元座標に対応付けられたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記三次元合成手段は、前記三次元超音波データを構成する複数のボクセルデータと、前記三次元グラフィックデータを構成する複数のボクセルデータとの間で、各三次元座標ごとに合成演算を実行することを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

前記合成演算は、2つのボクセルデータを比較していずれかを選択する演算であ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 3 記載の装置において、

前記合成演算は、2つのボクセルデータを加算する演算であることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記三次元グラフィックデータを構成する各ボクセルデータは、前記三次元超音波データを構成する各ボクセルデータが有する階調数に合致する階調数を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記グラフィックデータは、前記三次元空間内に設定された計測箇所を表す少なくとも1つのマーカーを含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記グラフィックデータは、前記マーカーとして、ドプラ情報を抽出するサンプルゲートを表すゲートマーカーを含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

40

【請求項 9】

請求項 7 記載の装置において、

前記グラフィックデータは、前記マーカーとして、ビーム方位を表す方位マーカーを含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の装置において、

前記グラフィックデータは、前記三次元空間に対する断面位置を表すプレーンマーカー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】**

50

【 0 0 0 1 】

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

20

【 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 】

上記特許文献 2 においては、サンプルゲートは断面（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。これは、その他のグラフィック要素を表示する場合においても指摘できる。

【 0 0 0 6 】

30

なお、レンダリング後の画像に対して二次元のグラフィック画像をオーバーレイによって単純合成すると、奥行き感が損なわれ、例えば、計測部位と組織との前後関係が不自然になるという問題が指摘される。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、三次元空間内に設定された計測箇所や断面位置などを奥行き感を損なうことなく組織ともに空間的に表現できるようにすることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

（ 1 ）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、三次元グラフィックデータを生成する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のレンダリングに先立って、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合成して三次元合成データを生成する三次元合成手段と、前記三次元合成データに対してレンダリングを実行し、これにより表示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。

40

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

50

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。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。合成の手法としては、各種の方法をあげることができるが、その合成時にグラフィック部分が強調されあるいは表現上強調されるように、グラフィック部分について値付けをしておくのが望ましい。その場合にカラー処理を行って例えばグラフィック要素について色付けがなされるようにしてもよい。レンダリングの手法としては各種の方式をあげることができ、例えばオパシティ（不透明度）をパラメータとした各種のボリュームレンダリング法などをあげることができる。

10

【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記三次元グラフィックデータを構成する各ボクセルデータは前記三次元空間における三次元座標に対応付けられる。望ましくは、前記三次元合成手段は、前記三次元超音波データを構成する複数のボクセルデータと、前記三次元グラフィックデータを構成する複数のボクセルデータとの間で、各三次元座標ごとに合成演算を実行する。ここで、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。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記合成演算は、2つのボクセルデータを比較していずれかを選択する演算である。望ましくは、前記合成演算は、2つのボクセルデータを加算する演算である。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記三次元グラフィックデータを構成する各ボクセルデータは、前記三次元超音波データを構成する各ボクセルデータが有する階調数に合致する階調数を有する。両者が同じダイナミックレンジを有する場合、グラフィックデータにおけるグラフィック部分の値（輝度）を高めておけば（例えば最高輝度にしておけば）、表示画像上においてグラフィック部分を強調表現できる。グラフィックデータを二値データとし、合成演算においてグラフィック要素を認識するようにしてもよい。

20

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記グラフィックデータは、前記三次元空間内に設定された計測箇所を表す少なくとも1つのマーカーを含む。望ましくは、前記グラフィックデータは、前記マーカーとして、ドブラ情報を抽出するサンプルゲートを表すゲートマーカーを含む。望ましくは、前記グラフィックデータは、前記マーカーとして、ビーム方位を表す方位マーカーを含む。

30

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記グラフィックデータは、前記三次元空間に対する断面位置を表すプレーンマーカーを含む。レンダリング前に三次元超音波データに人工的に合成されるグラフィック要素としては、図形やシンボル、テキスト、ラインなどをあげることができる。

【 発明の効果 】**【 0 0 1 6 】**

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計測箇所や切断面位置などを奥行き感を損なうことなく組織と共に空間的に自然に表現できる。

40

【 発明を実施するための最良の形態 】**【 0 0 1 7 】**

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。

【 0 0 1 8 】

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

50

、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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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、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、円筒の表面のみを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。

【0022】

ドブラ情報を抽出するためのビーム方位は、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応じて、方位マーカー18の角度や位置が変化する。また、サンプルゲートについても、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。

【0023】

グラフィック部分16B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24F、24T、24S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、3D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24F、24T、24S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。

【0024】

本実施形態においては、グラフィック部分16B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、3D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。

【0025】

なお、3Dグラフィックデータ16がグラフィック部分16A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。

【0026】

本実施形態においては、符号28で示すように、3D超音波データ10と3D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3D超音波データ10に対して3D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、3D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

10

20

30

40

50

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。

【0027】

また、符号28で示すように、3D超音波データ10と3Dグラフィックデータ16とが空間的に合成された後、例えばポリウムレンダリング方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3D画像30が構成される。この3D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。

10

【0028】

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、超音波パルスドプラ法によりドプラ観測を行っているドプラビーム方位については方位マーカ-34から直感的に認識することが可能である。

【0029】

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-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-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。

20

【0030】

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-がレンダリングされているため、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-32及び方位マーカ-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。

【0031】

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、ポリウ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、ポリウ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16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-20や方位マーカ-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成演算及びレンダリング処理を行う。さらに、サンプルゲートをゲートマーカ-20として表現する場合において、実際のサンプルゲートのサイズに応じてゲートマーカ-20のサイズを変更するようにしてもよい。例えば、円筒形でサンプルゲートを表現する場合、その長さや直径などを変更するものである。

30

40

【0032】

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

50

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。

【００３３】

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。

10

【００３４】

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。

20

【００３５】

一方、ドブラ観測用の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、これによって血流の速度スペクトルに相当するドブラ情報を得ている。そのドブラ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。

【００３６】

データ処理ユニット４６は、ソフトウェアの機能あるいはハードウェアとして実現され、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。

30

【００３７】

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。その生成に当たっての条件は制御部７８から提供されており、すなわち、制御部７８から３Ｄグラフィックデータ生成部４８に対して、ドブラビームを形成する方位、サンプルゲートの位置やサイズなどの情報、などが与えられている。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。

【００３８】

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

【００３９】

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

50

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。そのようなグラフィック画像にはサンプル画像の中心点等を表すグラフィック要素が含まれる。

【0040】

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。

【0041】

合成演算部 58 は、図 1 を用いて説明したように、3D超音波データ 10 と 3Dグラフィックデータ 16 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。

【0042】

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、3Dメモリ 44 から出力されるボクセルデータ $e(i, j, k)$ で表し、3Dメモリ 54 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。

【0043】

$$y(i, j, k) = \text{MAX}\{m(i, j, k), e(i, j, k)\} \cdots (1) \quad 20$$

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

図 2 に示す 3Dメモリ 60 には、合成演算された合成データが格納される。この 3Dメモリ 60 も上記の 3Dメモリ 44, 54 と同様のメモリ空間を有している。

【0050】

レンダリング部 64 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

10

20

30

40

50

て生成された画像データは、表示処理部 68 に設けられた画像合成部 72 に出力されている。

【0051】

マルチ断層画像形成部 62 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 3D メモリ 44 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 70 に出力している。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。

10

【0052】

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ドブラ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。

【0053】

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。

20

【0054】

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、各断面の位置や向き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。

【0055】

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

40

【0056】

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 が立体的に表現されている。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。

【0057】

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

50

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。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示す表示例においては、上述した三次元画像 30 と共にドプラ波形 100 が示されている。このドプラ波形 100 はサンプルゲート内から得られたドプラ情報に基づいて作成されるものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 9 】

【 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。

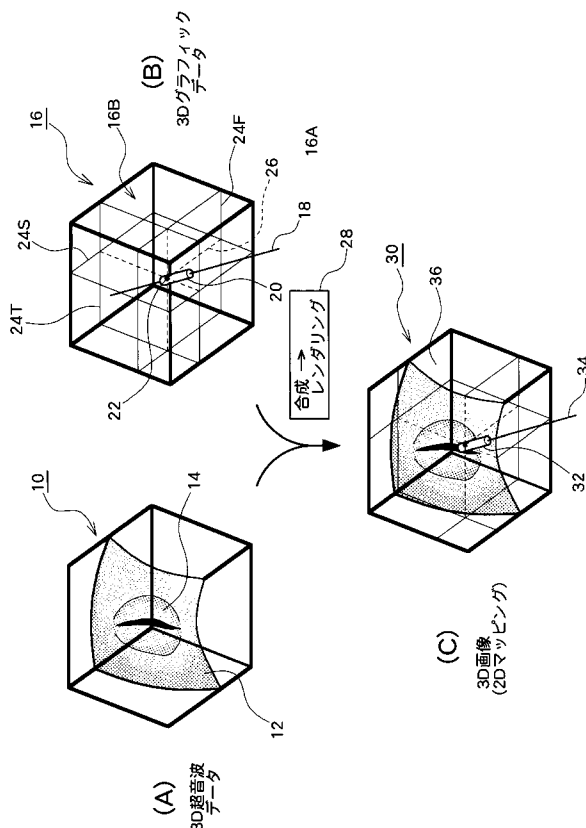
【 図 4 】 表示の他の例を示す図である。

【 符号の説明 】

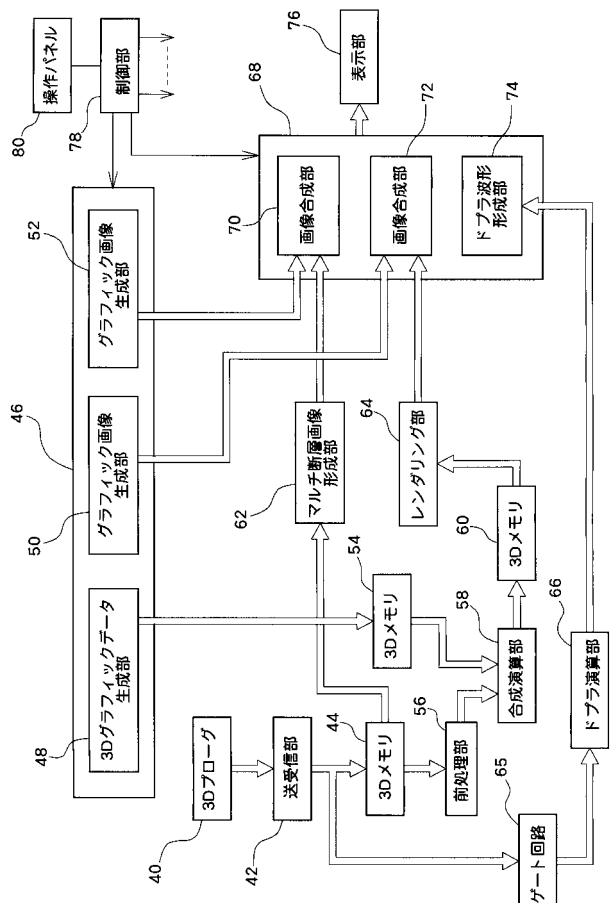
【 0 0 6 0 】

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、58 合成演算部、64 レンダリング部、66 ドプラ演算部、68 表示処理部。

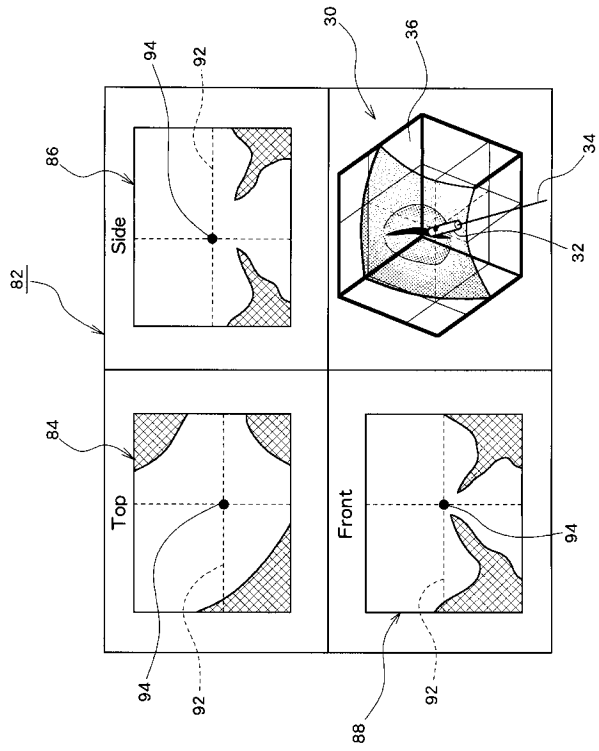
【 図 1 】



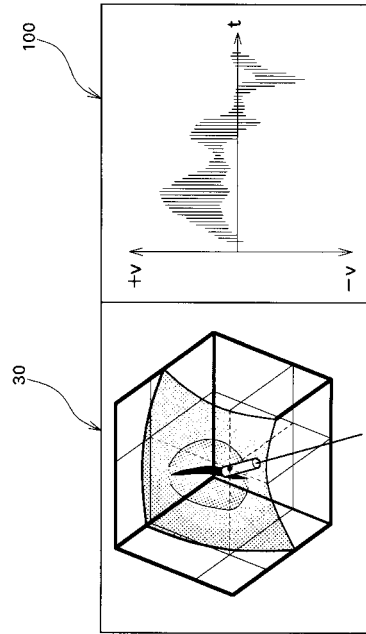
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5B080 AA17 AA19 BA02 FA02 FA03 FA05 FA08 FA17 GA00

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2005087237A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003320810	申请日	2003-09-12
[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 G06T1/00 G06T3/00 G06T15/08 G06T15/00		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 G06T15/00.200 G06T15/08 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB16 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/KK03 4C601/KK17 4C601/KK24 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CB13 5B057/CE08 5B057/CH01 5B080/AA17 5B080/AA19 5B080/BA02 5B080/FA02 5B080/FA03 5B080/FA05 5B080/FA08 5B080/FA17 5B080/GA00		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4199625B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在显示图形数据和三维超声波数据时，直观地掌握与组织的关系中的测量部分而不损害深度感。解决方案：在生成三维图形数据16的同时，通过发送/接收的超声波输入三维超声波数据10。在渲染三维超声波数据10之前，三维超声波数据10和三维图形数据16在空间上合成，并且对作为结果获得的三维合成数据执行渲染（参见符号）28）。由此形成三维图像30。三维图形数据16包括表示采样门的门标记20和表示波束方位角的方位标记18。Z

