

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/030731

発行日 平成20年5月15日 (2008.5.15)

(43) 国際公開日 平成18年3月23日 (2006.3.23)

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F 1

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号 特願2006-535872 (P2006-535872)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2005/016745
(22) 国際出願日 平成17年9月12日 (2005.9.12)
(31) 優先権主張番号 特願2004-265158 (P2004-265158)
(32) 優先日 平成16年9月13日 (2004.9.13)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(72) 発明者 林 哲矢
千葉県柏市北柏2-11-11-101
(72) 発明者 荒井 修
茨城県つくば市小野崎731
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE30 JC21 JC26 KK22

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び投影像生成方法

(57) 【要約】

お互いの組織間の位置関係を的確に把握できる三次元超音波像を生成する。そのため、本発明の超音波撮像装置及び投影像生成方法は、第1の3次元像データと第2の3次元像データとを取得し、第1の3次元像データと前記第2の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて第1の投影像を生成し、第2の3次元像データと第1の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて第2の投影像を生成する。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第1の3次元像の少なくとも一部の情報と第2の3次元像の少なくとも一部の情報とを含む投影像を生成する投影像生成方法であって、

複数の第1の2次元像データを蓄積する第1の蓄積工程と、

前記複数の第1の2次元像データから第1の3次元像データを生成する第1の3次元化工程と

、

複数の第2の2次元像データを蓄積する第2の蓄積工程と、

前記複数の第2の2次元像データから第2の3次元像データを生成する第2の3次元化工程と

、

前記第1の3次元像データをレンダリング処理して第1の投影像を生成する第1の投影工程と、

前記第2の3次元像データをレンダリング処理して第2の投影像を生成する第2の投影工程と、

を有し、

前記第1の投影工程は、前記第1の3次元像データと前記第2の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて前記第1の投影像を生成し、

前記第2の投影工程は、前記第2の3次元像データと前記第1の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて前記第2の投影像を生成することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 2】

請求項1記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程は、前記第1の投影像の少なくとも一部の領域の情報を前記第2の3次元像データに基づいて補正し、

前記第2の投影工程は、前記第2の投影像の少なくとも一部の領域の情報を前記第1の3次元像データに基づいて補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 3】

請求項2記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程は、前記第1の3次元像データと同じ位置の前記第2の3次元像データに基づいて前記第1の投影像の少なくとも一部の領域の情報を補正し、

前記第2の投影工程は、前記第2の3次元像データと同じ位置の前記第1の3次元像データに基づいて前記第2の投影像の少なくとも一部の領域の情報を補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 4】

請求項3記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程は、前記第1の3次元像データと重なる部分の前記第2の3次元像データに基づいて、該重なり部分に対応する前記第1の投影像の領域の情報を補正し、

前記第2の投影工程は、前記第2の3次元像データと重なる部分の前記第1の3次元像データに基づいて、該重なり部分に対応する前記第2の投影像の領域の情報を補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 5】

請求項2記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程は、前記第1の投影像の少なくとも一部の領域の輝度を前記第2の3次元像データに基づいて補正し、

前記第2の投影工程は、前記第2の投影像の少なくとも一部の領域の輝度を前記第1の3次元像データに基づいて補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 6】

請求項5記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程は、前記第1の投影像の少なくとも一部の領域の輝度に、前記2つの3次元像データの投影方向の重なり具合が反映されるように、前記第2の3次元像データに基づいて該輝度を補正し、

10

20

30

40

50

前記第2の投影工程は、前記第2の投影像の少なくとも一部の領域の輝度に、前記2つの3次元像データの投影方向の重なり具合が反映されるように、前記第1の3次元像データに基づいて該輝度を補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項7】

請求項1記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影工程と前記第2の投影工程との内のいずれか一方のみが選択されて行われることを特徴とする投影像生成方法。

【請求項8】

請求項7記載の投影像生成方法において、

前記第1の3次元像データと前記第2の3次元像データの内の情報量の多い方の投影像を生成する工程が選択されることを特徴とする投影像生成方法。

10

【請求項9】

請求項2記載の投影像生成方法において、前記第1の投影工程は、

前記第1の3次元像データから第1情報を求める第1算出工程と、

前記第2の3次元像データに基づいて前記第1の投影像の少なくとも一部の領域に対応する前記第1情報を補正する第1補正工程と、

前記第1の3次元像データと前記補正された第1情報とに基づいて前記第1の投影像を生成する第1の投影像生成工程と、

を有することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項10】

20

請求項2記載の投影像生成方法において、前記第2の投影工程は、

前記第2の3次元像データから第2情報を求める第2算出工程と、

前記第1の3次元像データに基づいて前記第2の投影像の少なくとも一部の領域に対応する前記第2情報を補正する第2補正工程と、

前記第2の3次元像データと前記補正された第2情報とに基づいて前記第2の投影像を生成する第2の投影像生成工程と、

を有することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項11】

請求項9記載の投影像生成方法において、

前記第1算出工程は、前記第1の3次元像データのボクセル毎に該ボクセルの値を用いて不透明度と該不透明度から減衰度を求め、

30

前記第2の投影工程は、前記第2の3次元像データのボクセル毎に該ボクセルの値を用いて不透明度を求める第2算出工程を有し、

前記第1補正工程は、前記第2の3次元像データのボクセル毎の不透明度を用いて前記第1の3次元像データのボクセル毎の減衰度を補正し、

前記第1の投影像生成工程は、前記第1の3次元像データとその前記不透明度及び前記補正された減衰度とに基づいて前記第1の投影像を生成することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項12】

請求項11記載の投影像生成方法において、

40

前記第2算出工程は、前記第2の3次元像データのボクセル毎の不透明度から該ボクセルの減衰度をボクセル毎に求め、

前記第2の投影工程は、

前記第1の3次元像データのボクセル毎の不透明度を用いて、前記第2の投影像の少なくとも一部の領域に対応する前記第2の3次元像データのボクセル毎の減衰度を補正する第2補正工程と、

前記第2の3次元像データとその前記不透明度及び前記補正された減衰度とに基づいて前記第2の投影像を生成する第2の投影像生成工程と、

を有することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項13】

50

請求項12記載の投影像生成方法において、

前記第1補正工程は、前記第2の3次元像データのボクセル毎の不透明度に第1補正係数を掛けた値を用いて前記第1の3次元像データのボクセル毎の減衰度を補正し、

前記第2補正工程は、前記第1の3次元像データのボクセル毎の不透明度に第2補正係数を掛けた値を用いて前記第2の3次元像データのボクセル毎の減衰度を補正することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項14】

請求項1記載の投影像生成方法において、

前記第1の蓄積工程は、前記第1の2次元像データとして断層像データを蓄積し、

第1の3次元化工程は、前記第1の3次元像データとして3次元断層像データを生成し、

10

前記第2の蓄積工程は、前記第2の2次元像データとしてドブラ像データを蓄積し、

第2の3次元化工程は、前記第2の3次元像データとして3次元ドブラ像データを生成し、

前記第1の投影像生成工程は、前記第1の投影像として組織投影像を生成し、

前記第2の投影像生成工程は、前記第2の投影像としてドブラ投影像を生成することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項15】

請求項1記載の投影像生成方法において、前記投影像生成工程の後に、

前記第1の投影像と前記第2の投影像とを合成して合成像を生成する合成工程を備えたことを特徴とする投影像生成方法。

【請求項16】

20

請求項15記載の投影像生成方法において、

前記合成工程は、前記第1の投影像の画素値を一軸とし、前記第2の投影像の画素値を他の一軸とするカラーマッピングテーブルに基づいて、前記合成像の画素値を求めることを特徴とする投影像生成方法。

【請求項17】

請求項15記載の投影像生成方法において、

前記第1の投影像と前記第2の投影像と前記合成像の内の少なくとも一つを表示する工程を有することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項18】

請求項12記載の投影像生成方法において、

30

前記第1の投影像生成工程と前記第2の投影像生成工程とは、共に

(a) 観察方向を設定する工程と、

(b) 前記観察方向に平行な最初の線を選択する工程と、

(c) 3次元像データにおいて、前記線上の最初のボクセルを選択する工程と、

(d) 前記ボクセルへの入力光量の初期値を設定する工程と、

(e) 前記ボクセルの値を用いて該ボクセルの自己発光量を求める工程と、

(f) 前記ボクセルの値を用いて該ボクセルの前記不透明度と前記減衰度とを求める工程と、

(g) 前記ボクセルに対応する他方の3次元像データの対応ボクセルの前記不透明度を用いて、前記ボクセルの減衰度を補正する工程と、

40

(h) 前記入力光量に前記補正された減衰度を掛けた値と、前記自己発光量に前記不透明度を掛けた値との和から前記ボクセルの出力光量を求める工程と、

(i) 前記3次元組織像データにおいて、前記線上で前記ボクセルに隣接するボクセルを選択する工程と、

(j) 前記ボクセルの前記出力光量を前記隣接するボクセルの前記入力光量とする工程と、

(k) (e)～(j)を繰り返す工程と、

(l) 前記出力光量を前記線上にある投影像のピクセル値とする工程と、

(m) 上記線の位置を変える工程と、

(n) (d)～(m)を繰り返す工程と、

50

を有することを特徴とする投影像生成方法。

【請求項 19】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子(10)と、該超音波探触子(10)に駆動信号を供給する送信手段(12)と、前記超音波探触子(10)から出力される反射エコー信号を受信する受信手段(14)と、該受信手段から出力される反射エコー信号を信号処理する信号処理手段(16, 18, 20)と、前記信号処理された反射エコー信号に基づき第1の3次元像データと第2の3次元像データとを生成する3次元像データ生成手段(19, 21)と、前記2つの3次元像データを記憶する記憶手段(26)と、前記第1の3次元像データのレンダリング処理による第1の投影像の生成と前記第2の3次元像データのレンダリング処理による第2の投影像の生成を行う投影像生成手段(28)と、を備えた超音波撮像装置において、

10

前記投影像生成手段は、前記第1の3次元像データと前記第2の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて前記第1の投影像を生成し、前記第2の3次元像データと前記第1の3次元像データの少なくとも一部とに基づいて前記第2の投影像を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 20】

請求項19記載の超音波撮像装置において、

前記投影像生成手段は、前記第1の投影像と前記第2の投影像とを合成して合成像を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 21】

請求項19記載の超音波撮像装置において、

20

前記投影像生成手段は、一方の前記投影像の少なくとも一部の領域のみを前記2つの3次元像データに基づいて生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置及び投影像生成方法に係り、特に、三次元超音波像を生成するのに好適な技術に関する。

【技術背景】

【0002】

超音波撮像装置は、超音波探触子を介し被検体との間で超音波を送受し、超音波探触子から出力される反射エコー信号に基づき被検体の超音波像(例えば、濃淡断層像やカラー血流像)を再構成して表示する。この様な超音波像に基づいて撮像部位の非侵襲的およびリアルタイムの診断が可能となる。

30

【0003】

このような超音波撮像装置においては、超音波探触子から出力される反射エコー信号に基づき三次元断層像データ(以下、断層像ボリュームデータという)と三次元ドプラ像データ(以下、ドプラ像ボリュームデータという)がそれぞれ取得され、取得された断層像ボリュームデータから生成される組織投影像と、ドプラ像ボリュームデータから生成されるドプラ投影像とが合成されて表示される。この合成像に基づいて、例えば血管と血管周囲の組織との位置関係を把握し、その位置関係から癌組織の栄養血管の状態を認識して癌組織が原発性なのか転移性なのかを判断することが行われる(例えば、特許文献1参照)。

40

【特許文献1】米国特許第6,280,387号公報

【0004】

しかしながら、特許文献1のように組織投影像とドプラ投影像を合成して表示する場合、診断者の視点側の画像が優先して表示されるため、例えばドプラ投影像の一部が組織投影像に隠れることがある。したがって、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係(例えば、組織に対する血管の貫通状態)を的確に把握するために、合成像の表示角度を回転させたり、合成像から不要な画像データを取り除いたりする操作が必要となり、使い勝手が悪いという問題がある。

【0005】

50

また、組織投影像とドブラ投影像の合成割合を可変して各画像を重ねて表示する場合、その合成割合の変更に伴って各画像の輝度が均等に変更されるため、表示された合成像からでは血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係、例えば投影方向から見た相互の重なり具合や重なっている領域における投影方向の奥行き感等を把握することが困難である。

【発明の開示】

【0006】

本発明の課題は、組織相互間の位置関係を的確に把握できる三次元超音波像を生成することにある。

上記課題を解決するため、本発明の超音波撮像装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子(10)と、該超音波探触子(10)に駆動信号を供給する送信手段(12)と、前記超音波探触子(10)から出力される反射エコー信号を受信する受信手段(14)と、該受信手段から出力される反射エコー信号を信号処理する信号処理手段(18, 20)と、前記信号処理された反射エコー信号に基づき第1のボリュームデータと第2のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段(19, 21)と、前記2つのボリュームデータを記憶する記憶手段(26)と、前記第1のボリュームデータのレンダリング処理による第1の投影像の生成と前記第2のボリュームデータのレンダリング処理による第2の投影像の生成を行う投影像生成手段(28)と、を備え、前記投影像生成手段は、前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータの少なくとも一部とに基づいて前記第1の投影像を生成し、前記第2のボリュームデータと前記第1のボリュームデータの少なくとも一部とに基づいて前記第2の投影像を生成することを特徴とする。

【0007】

また、上記課題を解決するため、本発明の投影像生成方法は、複数の第1の2次元像データを蓄積する第1の蓄積工程と、前記複数の第1の2次元像データから第1のボリュームデータを生成する第1の3次元化工程と、複数の第2の2次元像データを蓄積する第2の蓄積工程と、前記複数の第2の2次元像データから第2のボリュームデータを生成する第2の3次元化工程と、前記第1のボリュームデータをレンダリング処理して第1の投影像を生成する第1の投影工程と、前記第2のボリュームデータをレンダリング処理して第2の投影像を生成する第2の投影工程と、を有し、前記第1の投影工程は、前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータの少なくとも一部とに基づいて前記第1の投影像を生成し、前記第2の投影工程は、前記第2のボリュームデータと前記第1のボリュームデータの少なくとも一部とに基づいて前記第2の投影像を生成することを特徴とする。

【0008】

これらによれば、第1の投影像は、第1の3次元像データに第2の3次元像データの情報が加味されて生成されるため、画素ごとに第2の3次元像データとの重なり情報が輝度に反映されたものになる。したがって、第1の投影像の濃淡を参照すれば、第2の3次元像データとの重なり具合を把握でき、立体的かつ有効な診断を容易に行うことができる。

同様にして、第2の投影像は、第2の3次元像データに第1の3次元像データの情報が加味されて生成されるため、画素ごとに第1の3次元像データとの重なり情報が輝度に反映されたものになる。したがって、第2の投影像の濃淡を参照すれば、第1の3次元像データとの重なり具合を把握でき、立体的かつ有効な診断を容易に行うことができる。

【0009】

本発明によれば、組織相互間(例えば、血管と血管周囲)の位置関係を的確に把握できる三次元超音波像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明を適用した本実施形態の超音波撮像装置の構成図である。

【図2】図1の投影像生成部28の構成図である。

【図3】合成像を生成する動作を説明するための図である。

【図4】通常のボリュームレンダリング処理の説明図である。

【図5】ファントムを使って構成した合成像69の表示例である。

【図6】ボクセル値から不透明度を導く関係を示す図である。

【図7】投影像と合成像を求める処理フローを示すフローチャートである。

【図8】複数の異なるカラーマッピングテーブルを表示して、選択されたマップに基づいて合成像を生成する例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明を適用した超音波撮像装置及び投影像生成方法の一実施形態について図1乃至図8を参照して説明する。図1は、本実施形態の超音波撮像装置の構成図である。

【0012】

図1に示すように、超音波撮像装置は、被検体の三次元の超音波像ボリュームデータを取得する撮像処理系と、取得した三次元の超音波像ボリュームデータを表示する表示処理系に大別される。

10

撮像処理系は、被検体との間で超音波を送受する複数の振動子が2次元配列された超音波探触子10と、超音波探触子10に駆動信号を供給する送信部12と、超音波探触子10から出力される反射エコー信号を受信する受信部14と、受信部14から出力される反射エコー信号を整相加算する整相加算部16を備えている。また、整相加算部16から出力される反射エコー信号に基づき断層像ボリュームデータを取得する手段として、断層像系信号処理部18及び断層像ボリュームデータ作成部19が設けられている。さらに、整相加算部16から出力される反射エコー信号に基づきドブラ像ボリュームデータを取得する手段として、ドブラ像系信号処理部20及びドブラ像ボリュームデータ作成部21が設けられている。なお、超音波探触子10、送信部12、受信部14、整相加算部16、断層像系信号処理部18、ドブラ像系信号処理部20に制御指令(図1の矢印付点線)を出力する制御部22を有している。

20

【0013】

表示処理系は、撮像処理系から出力される断層像ボリュームデータ及びドブラ像ボリュームデータを取り込む通信ポート24と、通信ポート24から出力される各ボリュームデータを記憶するボリュームデータ記憶部26と、ボリュームデータ記憶部26から読み出されたボリュームデータに基づき投影像を生成する投影像生成部28と、投影像生成部28により生成された投影像がビデオメモリ30を介してモニタの表示画面に表示される表示部32を備えている。また、通信ポート24、ボリュームデータ記憶部26、投影像生成部28、ビデオメモリ30、表示部32に制御指令を出力する中央演算処理装置(以下、CPU34)が設けられている。このような通信ポート24、ボリュームデータ記憶部26、投影像生成部28、ビデオメモリ30、表示部32、CPU34は、共有バス36を介して相互に接続されている。なお、ボリュームデータ記憶部26の補助記憶装置として磁気ディスク装置27を設けることができる。ただし、磁気ディスク装置27に限らず、DVD Rなどその他の記憶装置を設けてもよい。

30

【0014】

また、撮像処理系及び画像処理系に操作卓38が接続されている。操作卓38は、キーボードやマウスなどの入力装置を有し、入力装置を介して入力される指令を撮像処理系の制御部22に出力したり、画像処理系のCPU34に共有バスを介して出力したりする。なお、説明の便宜上、制御部22とCPU34を別々に設ける例を説明するが、各制御機能を有した一体型の制御装置を用いてもよい。

40

【0015】

図2は、図1の投影像生成部28の構成図である。図2に示すように、投影像生成部28は、ボリュームデータ記憶部26から読み出される断層像ボリュームデータの各ボクセルに属する情報をドブラ像ボリュームデータの各ボクセルに属する情報に基づき補正し、補正された断層像ボリュームデータから濃淡(例えば白黒)組織投影像を生成する組織像レンダリング部40を備えている。なお、組織像レンダリング部40に付与する補正係数(ブレンド係数)R(又は後述するR1、R2)を格納するメモリ42を有している。

【0016】

また、ボリュームデータ記憶部26から読み出されるドブラ像ボリュームデータの各ボクセルに属する情報を断層像ボリュームデータの各ボクセルに属する情報に基づき補正し、

50

補正されたドブラ像ボリュームデータからカラードブラ投影像を生成するドブラ像レンダリング部44を備えている。また、ドブラ像レンダリング部44に付与する補正係数(ブレンド係数)S(又は後述するS1, S2)を格納するメモリ46を有している。なお、補正係数R, S(又は後述するR1, R2, S1, S2)は、操作卓38からの指令により「0」から「1」の範囲で可変設定される。なお、固定値としても良い。

【0017】

そして、組織像レンダリング部40により生成された組織投影像と、ドブラ像レンダリング部44により生成されたドブラ投影像とを重ねて合成像を生成し、生成された合成像を表示部32に表示させる合成部48が設けられている。なお、合成像に色彩データを付与するための合成用のカラーマッピングテーブルが格納されたメモリ50を有している。

10

【0018】

このように構成される超音波撮像装置の動作を説明する。まず、超音波探触子10を被検体の体表に接触させる。送信部12から組織撮像用の駆動信号が超音波探触子10に供給される。供給された駆動信号は、制御部22の指令に応じて選択された所定の振動子群に入力される。これによって、駆動信号が入力した各振動子から超音波が被検体に対し射出される。被検体から発生した反射エコー信号は、各振動子により受波された後に超音波探触子10から出力される。超音波探触子10から出力された反射エコー信号は、受信部14により増幅処理やアナログデジタル変換処理などが施される。受信部14から出力された反射エコー信号は、断層像系信号処理部18により検波などの処理が施されることによって、反射エコー信号の信号強度に基づいた白黒断層像データが取得される。

20

【0019】

このような組織撮像が所定のスライス間隔で設定された複数のスキャン面に対して繰り返されることにより、各スキャン面に対応した複数の断層像データが取得される。取得された各断層像データは、断層像ボリュームデータ作成部19に入力される。入力された複数の断層像データは、断層像ボリュームデータ作成部19によって位置データ(例えば、各スキャン面の座標データ)が各ボクセルに付与されることにより、断層像ボリュームデータとして構築される。構築された断層像ボリュームデータは、通信ポート24を介してボリュームデータ記憶部26に記憶される。

【0020】

一方、送信部12から血流撮像用の駆動信号が超音波探触子10に供給されることによって、超音波探触子10から超音波が被検体に対し射出される。被検体から発生した反射エコー信号は、各振動子により受波されて超音波探触子10から出力される。超音波探触子10から出力された反射エコー信号は、受信部14および整相加算部16を介してドブラ像系信号処理部20に入力される。入力された反射エコー信号に基づいて、ドブラ像系信号処理部20によりドブラ偏位(例えば、反射エコー信号の周波数変化や位相変化)が演算される。そして、演算されたドブラ偏位から血流速度、反射強度、分散などのカラードブラ像データが取得される。

30

【0021】

このような血流撮像が所定のスライス間隔で設定された複数のスキャン面に対して繰り返されることにより、各スキャン面に対応した複数のドブラ像データが取得される。取得された各ドブラ像データは、ドブラ像ボリュームデータ作成部21に入力される。入力された複数のドブラ像データは、ドブラ像ボリュームデータ作成部21によって位置データ(例えば、各スキャン面の座標データ)が各ボクセルに付与されることにより、ドブラ像ボリュームデータとして構築される。構築された断層像ボリュームデータは、通信ポート24を介してボリュームデータ記憶部26に記憶される。

40

【0022】

ボリュームデータ記憶部26に記憶された断層像ボリュームデータとドブラ像ボリュームデータは、CPU34の指令に応じて読み出されて投影像生成部28に入力される。入力された断層像ボリュームデータに基づき、白黒の組織投影像が投影像生成部28によって生成される。また、読み出されたドブラ像ボリュームデータに基づき、カラードブラ投影像が投影

50

像生成部28によって生成される。生成された組織投影像とドブラ投影像は、各画素の位置データが同一になるように重ねられることにより合成像として表示部32に表示される。なお、断層像ポリウムデータとドブラ像ポリウムデータが磁気ディスク装置27に保存されているときは、磁気ディスク装置27から各ポリウムデータを読み出して投影像生成部28に入力すればよい。

【0023】

図3は、各投影像とそれらの合成像を生成する動作を説明するための図である。図3に示すように、複数の断層像データP1～Pn(図3(A))に基づいて、断層像ポリウムデータ50が構築される(図3(B))。また、複数のドブラ像データQ1～Qn(図3(X))に基づいて、ドブラ像ポリウムデータ52が構築される(図3(Y))。

10

【0024】

断層像ポリウムデータ50は、組織像レンダリング部40により、操作卓38を介して設定された観察方向(視線方向)に基づいてポリウムレンダリング処理が施される。これによって、組織投影像54が生成される(図3(C))。このポリウムレンダリング処理において、組織像レンダリング部40は、断層像ポリウムデータ50の各ボクセルに属する情報をドブラ像ポリウムデータ52の各ボクセルに属する情報に基づき補正し、断層像ポリウムデータ50と補正された情報とに基づいて組織投影像54を生成する。

【0025】

例えば、各ボクセルに属する情報として不透明度と減衰度とを求める場合は、組織像レンダリング部40は、断層像ポリウムデータ50の各ボクセルに属する不透明度により決められるボクセルの減衰度を、そのボクセルに対応するドブラ像ポリウムデータのボクセルに属する不透明度と、操作卓38により可変設定された補正係数Rとに基づき補正し、断層像ポリウムデータ50と不透明度及び補正された減衰度とに基づいて組織投影像54を生成する。

20

【0026】

一方、ドブラ像ポリウムデータ52は、ドブラ像レンダリング部44により、操作卓38を介して設定された観察方向に基づいてポリウムレンダリング処理が施される。これによって、ドブラ投影像56が生成される(図3(Z))。このポリウムレンダリング処理において、ドブラ像レンダリング部44は、ドブラ像ポリウムデータ52の各ボクセルに属する情報を断層像ポリウムデータ50の各ボクセルに属する情報に基づき補正し、ドブラ像ポリウムデータ52と補正された情報とに基づいてドブラ投影像56を生成する。

30

【0027】

例えば、各ボクセルに属する情報として不透明度と減衰度とを求める場合は、組織像レンダリング部40は、ドブラ像ポリウムデータ52の各ボクセルに属する不透明度により決められるボクセルの減衰度を、そのボクセルに対応する断層像ポリウムデータ50のボクセルに属する不透明度と、操作卓38により可変設定された補正係数Sとに基づき補正し、ドブラ像ポリウムデータ52と不透明度及び補正された減衰度とに基づいてドブラ投影像56を生成する。

そして、組織投影像54とドブラ投影像56とを各画素の座標データが同一となるように重ねることにより、合成像58が生成される(図3(K))。

40

【0028】

2つの投影像54, 56の合成の際には、カラーマッピングテーブル59を用いて行う。このカラーマッピングテーブル59は、横軸に設定された組織投影像54の輝度値と、縦軸に設定されたドブラ投影像56の輝度値と、に対応する合成像58の輝度値を2次元マップで表したものである。例えば、組織投影像54の輝度値がaで、ドブラ投影像56の輝度値がbの場合に、このカラーマッピングテーブル59上の点(a, b)の値が合成像58の値(カラー(色)とその輝度)となる。

【0029】

また、このカラーマッピングテーブルを複数用意して、選択されたカラーマッピングテーブルに基づいて合成像を生成することにより、組織投影像とドブラ投影像との合成割合

50

、つまり、どちらを強調するかを調整することが可能になる。この例を図8に示す。図8は、右側に2つの異なるカラーマッピングテーブル82, 84と、左側に選択されたカラーマッピングテーブル82に基づいて合成された合成像80と、が並列に表示部32に表示された例を示している。カラーマッピングテーブルの選択は、例えば操作卓39からの入力により行われる。そして、図8は、テーブルの選択状態を、各テーブルの近傍にそのテーブルの選択状態 又は非選択状態 を表すマークで示す例を示している。

【0030】

カラーマッピングテーブル82は、白黒組織投影像を強調するテーブルであり、テーブル全体のカラー成分が少ないテーブルである。一方、カラーマッピングテーブル84は、カラードブラ投影像を強調するテーブルであり、テーブル全体のカラー成分が多いテーブルである。いずれかのカラーマッピングテーブルを選択することにより、そのカラーマッピングテーブルに基づいて合成像が合成される。また、合成像が合成された後にも、カラーマッピングテーブルの選択が変更されることによって、その新たに選択されたカラーマッピングテーブルに基づいて合成像が再合成される。なお、図8では2つの異なるカラーマッピングテーブルが表示される例を示しているが、表示されるカラーマッピングテーブルの数は3以上でも良い。

【0031】

上記の様に合成像を生成した後は、組織投影像54とドブラ投影像56と生成された合成像58の内の少なくとも一つは、表示部32の表示画面に表示される。好ましくは、合成像が優先して表示される。

【0032】

なお、以上の説明では、組織投影像とドブラ投影像を共に生成して、これらの2つの投影像を合成して合成像を生成する例を説明したが、組織投影像とドブラ投影像との内のいずれか一方の投影像のみ生成しても良い。好ましくは、情報量の多い方のボリュームデータから生成される投影像のみを生成して良い。つまり、情報量の少ないボリュームデータの情報を加味して、情報量の多いボリュームデータからその投影像を生成する。前述の例の場合には、一般的に断層像ボリュームデータの方がドブラ像ボリュームデータよりも情報量が多いので、血流像との重なり具合が反映された組織投影像の生成のみを選択して行うことができる。勿論、必要に応じてドブラ投影像の生成のみを選択して行うことも可能である。いずれか一方の投影像のみ生成された場合には、他方のボリュームデータのボクセル毎の減衰度を求める必要はない。また、前述の合成像を生成する必要もない。

【0033】

或いは、一方の投影像を前述の実施形態と同様に生成し、他方の投影像を従来技術と同様にそのボリュームデータのみに基づいて生成し、これらの2つの投影像を合成しても良い。例えば、組織投影像を前述の実施形態と同様に生成し、ドブラ投影像を従来技術と同様にドブラ像ボリュームデータのみから生成し、これら2つの投影像を合成して合成像を生成することもできる。逆に、組織投影像を従来技術と同様に断層像ボリュームデータのみから生成し、ドブラ投影像を前述の実施形態と同様に生成し、これら2つの投影像を合成して合成像を生成することもできる。

【0034】

次に、組織像レンダリング部40とドブラ像レンダリング部44のボリュームレンダリング処理について詳細に説明する。そのために、まず図4を参照して一般のボリュームレンダリング処理を説明する。図4は、胎児を撮像対象としたときの一般のボリュームレンダリング処理を示し、文献(馬場一憲、井尾裕子：産婦人科3次元超音波・メジカルビュー、東京、2000.)から引用したものである。

【0035】

図4(A)は、ボリュームレンダリングの概念を示す図である。図4(A)に示すように、ボリュームレンダリングとは、三次元ボリュームデータを貫く線60上のボクセルの輝度の値に対し、所定の演算を行って投影平面62上の各点の輝度を定める手法である。ここで、線60は、操作卓38を介して設定された観察方向(視線方向)と平行である。

【 0 0 3 6 】

図4(B)は、投影平面62上の各点の輝度を求める演算方法の概念を示す図である。図4(B)に示すように、1本の線60上の位置xにおけるボクセルの値であるV(x)に注目すると、ボクセルV(x)への入射光量をCin、ボクセルV(x)の不透明度を $\alpha(x)$ 、ボクセルV(x)の自己発光量をC(x)とすれば、ボクセルV(x)の出力光量Coutは、数1式のように表される。数1式から分かるように、ボクセルV(x)の出力光量Coutは、ボクセルV(x)への入射光量Cinを減衰度(1 - $\alpha(x)$)に応じて減衰すると共に、ボクセルV(x)自体の発光量C(x) × $\alpha(x)$ を付加することによって決められる。

$$Cout = Cin \times (1 - \alpha(x)) + C(x) \times \alpha(x) \quad (\text{数1})$$

ここで、自己発光量C(x)はボクセルV(x)の関数であり、例えばボクセルV(x)の対数とする($C(x) = a \times \log V(x) + b$; a,bは定数)ことができる。つまり、自己発光量C(x)はボクセル値V(x)に所定の変換を施した値である。或いは、ボクセル値V(x)そのもの(つまり、 $C(x) = V(x)$)でもよい。

【 0 0 3 7 】

また、不透明度 $\alpha(x)$ は、「0」～「1」の範囲の値であり、「0」に近いほどボクセルV(x)は透明であり、「1」に近いほどボクセルV(x)は不透明であることを意味する。この不透明度 $\alpha(x)$ を、ボクセル値V(x)によって定めることができる。その例を図6に示す。図6(a)の例は、ボクセル値V(x)の低い値から不透明度 $\alpha(x)$ を大きな値とする例であり、これにより入射光側の被検体表面の形状が投影像に大きく反映されることになる。図6(b)の例は、逆に、ボクセル値V(x)の高い値から不透明度 $\alpha(x)$ を大きな値とする例であり、これにより被検体内部の輝度の大きい部位(つまり、ボクセル値V(x)の大きい部位)の形状が投影像に大きく反映されることになる。図6(c)の例は、ボクセル値V(x)に比例させて不透明度 $\alpha(x)$ を設定する例であり、これによりポリウム全体がほぼ均等に投影像に反映されることになる。

【 0 0 3 8 】

次に、本発明の組織像レンダリング部40とドブラ像レンダリング部44のポリウムレンダリング処理について説明する。

【 0 0 3 9 】

組織像レンダリング部40は、断層像ポリウムデータ50のボクセルVbw(x)の減衰度をドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)に属する不透明度と、可変設定された補正係数Rとに基づき補正し、断層像ポリウムデータ50と不透明度及び補正された減衰度とに基づいて組織投影像54を生成する。例えば、断層像ポリウムデータ50のボクセルVbw(x)の自己発光量をCbw(x)、不透明度を $\alpha_{bw}(x)$ とし、ドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)の不透明度を $\alpha_{cf}(x)$ とすると、断層像ポリウムデータ50のボクセルVbw(x)の出力光量Coutは、数2式のように表される。要するに、ボクセルVbw(x)の元の減衰度(1 - $\alpha_{bw}(x)$)が、新たな減衰度(1 - $\alpha_{bw}(x) + \alpha_{cf}(x) \times R$)に補正されている。

$$Cout = Cin \times (1 - \alpha_{bw}(x) + \alpha_{cf}(x) \times R) + Cbw(x) \times \alpha_{bw}(x) \quad (\text{数2})$$

【 0 0 4 0 】

同様に、ドブラ像レンダリング部44は、ドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)の減衰度を、断層像ポリウムデータ50のボクセルVbw(x)に属する不透明度と、可変設定された補正係数Sとに基づき補正し、ドブラ像ポリウムデータ52と不透明度及び補正された減衰度とに基づいてドブラ投影像56を生成する。例えば、ドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)の自己発光量をCcf(x)、不透明度を $\alpha_{cf}(x)$ とし、断層像ポリウムデータ54のボクセルVbw(x)の不透明度を $\alpha_{bw}(x)$ とすると、ドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)の出力光量Coutは、数3式のように表される。要するに、ボクセルVcf(x)の元の減衰度(1 - $\alpha_{cf}(x)$)が、新たな減衰度(1 - $\alpha_{cf}(x) + \alpha_{bw}(x) \times S$)に補正されている。

$$Cout = Cin \times (1 - \alpha_{cf}(x) + \alpha_{bw}(x) \times S) + Ccf(x) \times \alpha_{cf}(x) \quad (\text{数3})$$

【 0 0 4 1 】

さらに、図3に示す様に、ドブラ像ポリウムデータ52のボクセルVcf(x)の発光量(= Cc

10

20

30

40

50

$f(x) \times \text{__cf}(x)$ に基づいた補正量を追加して断層像ボリウムデータ50のボクセル $V_{bw}(x)$ の出力光量 C_{out} を求めることもできる。つまり、数4式のように出力光量 C_{out} を求めることもできる。

$$C_{out} = C_{in} \times (1 - \text{__bw}(x) + \text{__cf}(x) \times R1) + C_{bw}(x) \times \text{__bw}(x) + C_{cf}(x) \times \text{__cf}(x) \times R2 \quad (\text{数4})$$

ここで、最後の項($C_{cf}(x) \times \text{__cf}(x) \times R2$)が補正量であり、 $R1$ と $R2$ は「0」～「1」の間で可変設定される補正係数であり、 $R1 = R$, $R2 = 0$ とすれば、上記数2式と同一となる。或いは、 $R1 = 0$, $R2 = 0$ としても良い。

【0042】

同様に、図3に示す様に、断層像ボリウムデータ50のボクセル $V_{bw}(x)$ の発光量($= C_{bw}(x) \times \text{__bw}(x)$)に基づいた補正量を追加してドブラ像ボリウムデータ52のボクセル $V_{cf}(x)$ の出力光量 C_{out} を求めることもできる。つまり、数5式のように出力光量 C_{out} を求めることもできる。

$$C_{out} = C_{in} \times (1 - \text{__cf}(x) + \text{__bw}(x) \times S1) + C_{cf}(x) \times \text{__cf}(x) + C_{bw}(x) \times \text{__bw}(x) \times S2 \quad (\text{数5})$$

ここで、最後の項($C_{bw}(x) \times \text{__bw}(x) \times S2$)が補正量であり、 $S1$ と $S2$ は「0」～「1」の間で可変設定される補正係数であり、 $S1 = S$, $S2 = 0$ とすれば、上記数3式と同一となる。或いは、 $S1 = 0$, $S2 = 0$ としても良い。

【0043】

このような演算方法によって求められる断層像ボリウムデータ50の出力光量 C_{out} に基づいて、投影平面上の各点の輝度が決められることにより、組織投影像54が生成される。同様に、ドブラ像ボリウムデータ52の出力光量 C_{out} に基づいてドブラ投影像56が生成される。

【0044】

本実施形態によれば、組織投影像54は、断層像ボリウムデータ50にドブラ像ボリウムデータ52の各ボクセルに属する情報を加味して生成されるため、画素ごとにドブラ像との重なり具合が輝度に反映されたものとなる。したがって、組織投影像54の濃淡を参照すれば、組織における血管の重なり具合を容易に把握でき、立体的かつ有効な診断を行うことができる。特に、数4式で示した様に補正量を追加して投影像を求めることにより、補正量追加の無い数2式を用いた投影像よりもより明確に組織における血管の重なり具合を容易に把握できるようになる。

【0045】

例えば、断層像ボリウムデータ50の各ボクセル $V(x)$ のうちドブラ像が重なるボクセル $V(x)$ の減衰度が補正される。したがって、断層像ボリウムデータ50と補正された減衰度とに基づいて組織投影像54を生成すると、生成された組織投影像54は、画素ごとに血流像との重なり具合が影として反映されたものになる(図3(C))。その結果、組織投影像54の影の濃淡を参照すれば、組織における血管の重なり具合を簡単に把握することができる。

【0046】

また、ドブラ投影像56は、ドブラ像ボリウムデータ52に断層像ボリウムデータ50の各ボクセル $V(x)$ に属する情報を加味して生成されるため、画素ごとに断層像との重なり具合が輝度に反映されたものになる。したがって、ドブラ投影像56を参照すれば、血管における組織の重なり具合を簡単に把握することができる。特に、数5式で示した様に補正量を追加して投影像を求めることにより、補正量追加の無い数3式を用いた投影像よりもより明確に血管における組織の重なり具合を容易に把握できるようになる。

【0047】

例えば、ドブラ像ボリウムデータ52の各ボクセル $V(x)$ のうち断層像が重なるボクセル $V(x)$ の減衰度が補正される。したがって、ドブラ像ボリウムデータ52と補正された減衰度とに基づいてドブラ投影像56を生成すると、生成されたドブラ投影像56は、断層像との重なり具合が画素ごとに影として反映されたものになる。その結果、ドブラ投影像56の影の濃淡を参照すれば、血管における組織の重なり具合を簡単に把握することができる。

【 0 0 4 8 】

また、組織投影像54とドブラ投影像56は、互いに重なり具合が影として反映されているため、組織投影像54とドブラ投影像56を合成することにより、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係が的確に現された合成像58が表示部32に表示される。したがって、表示された合成像58を参照することにより、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係を簡単に把握することができる。

【 0 0 4 9 】

また、補正係数 R 、 S (又は R_1 、 R_2 、 S_1 、 S_2)を必要に応じて操作卓38を介して可変することができるため、組織投影像54又はドブラ投影像56に現れる影の濃淡を調整できる。これにより、撮像部位の例えば組織特性に応じて合成像を表示することができることから、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係を示す合成像の視認性を向上させることができる。

10

【 0 0 5 0 】

図5は、ファントムを使って構成した合成像69の表示例である。図5(A)は、補正係数 R 、 S (又は R_1 、 R_2 、 S_1 、 S_2)を共に「0」に設定して構成した合成像69の表示例、図5(B)は、補正係数 R (又は R_1 、 R_2)を「1」に、 S (又は S_1 、 S_2)を「0.1」に設定して構成した合成像69の表示例であり、組織に血管が入り込んでいるが、ドブラ投影像に対する断層像ボリュームデータの寄与率が低い(つまり、補正係数 S が小さい)ので、組織の奥に入り込んでいる血管も表示される様子が理解される。また、図5(C)は、補正係数 R 、 S (又は R_1 、 R_2 、 S_1 、 S_2)を共に「1」に設定して構成した合成像69の表示例であり、血管が組織の奥に入り込むに従って次第に見えなくなる様子(つまり、投影方向の相互の重なり具合の様子)が的確に理解される。補正係数 R 、 S を共に「0」に設定して合成像を生成することは、従来技術と同等であるのに対し、補正係数 R 、 S を共に「0」以外に設定して生成された合成像が本発明に係る合成像である。

20

【 0 0 5 1 】

図5(A)の合成像69によれば、診断者の視点側の画像が優先して表示されることから、ドブラ投影像70の一部が組織投影像72に隠れている。したがって、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係(例えば、組織投影像72に係る物に対するドブラ投影像70に係る物の貫通状態)を的確に把握することが困難となっている。

【 0 0 5 2 】

補正係数 R 、 S (又は R_1 、 R_2 、 S_1 、 S_2)が共に「0」に設定されて生成された組織投影像72とドブラ投影像70は、互いのボリュームデータ情報が加味されずにそれぞれ独立に生成される従来技術の投影像と同等である。そして従来技術では、このようにして生成された組織投影像72とドブラ投影像70とから、所定の合成割合に基づき合成像69が生成される。合成割合を可変することにより組織投影像72又はドブラ投影像70のいずれか一方を強調して表示することができるが、その合成割合の変化に伴って組織投影像72又はドブラ投影像70の各画素の輝度が均等に変更されるため、この様にして表示された合成像69からでは血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係を把握することが困難である。

30

【 0 0 5 3 】

一方、本発明に係る図5(B)と図5(C)の合成像69によれば、ドブラ投影像70及び組織投影像72が互いに半透明で表示されることから、ドブラ投影像70と組織投影像72の立体的な位置関係を的確かつ簡単に視認することができる。

40

【 0 0 5 4 】

補正係数 R 、 S (又は R_1 、 R_2 、 S_1 、 S_2)が共に「0」以外に設定されて生成された組織投影像72とドブラ投影像70は、互いのボリュームデータ情報が加味されて生成されるので、これらの合成像69においても相互の立体的な位置関係が明瞭に反映されることになる。これにより、血管と血管周囲の組織との立体的な位置関係を簡単に把握することができるため、例えば癌の診断に有効な情報を容易に取得することができる。

【 0 0 5 5 】

次に、上記の断層像ボリュームデータとドブラ像ボリュームデータとを取得した後の、

50

各投影像の生成とこれらの投影像から合成像を生成するまでの各処理の流れを図7に示す。以下、このフローチャートにおける各処理ステップを個別に説明する。尚、各処理ステップの詳細な説明は、前述した通りであるので、省略して概要のみ説明する。

【 0 0 5 6 】

ステップS701で、投影像を生成するための観察方向(視線方向)を設定する。この観察方向に垂直な面が投影面となる。

ステップS702で、ステップS701で設定された観察方向に平行な最初の線を選択する。

ステップS703で、2つのボリュームデータにおいて、ステップS702で選択された線上で、最初のボクセルをそれぞれ選択する。

ステップS704で、2つのボリュームデータにおいて、入力光量Cinの初期値をそれぞれ設定する。例えば「0」とすることができる。

10

【 0 0 5 7 】

ステップS705で、断層像ボリュームデータのボクセル値Vbw(x)を用いて、このボクセルの自己発光量Cbw(x)を求める。また、ドブラ像ボリュームデータのボクセル値Vcf(x)を用いて、このボクセルの自己発光量Ccf(x)を求める。

ステップS706で、ボクセル値Vbw(x)を用いて、このボクセルの不透明度($\alpha_{bw}(x)$)と減衰度($1 - \alpha_{bw}(x)$)を求める。また、ボクセル値Vcf(x)を用いて、このボクセルの不透明度($\alpha_{cf}(x)$)と減衰度($1 - \alpha_{cf}(x)$)を求める。

【 0 0 5 8 】

ステップS707で、ボクセルVbw(x)とVcf(x)の減衰度をそれぞれ補正する。例えば、数2式を用いる場合は、減衰度($1 - \alpha_{bw}(x)$)を不透明度($\alpha_{cf}(x)$)と補正係数Rとを用いて補正し、補正された減衰度($1 - \alpha_{bw}(x) + \alpha_{cf}(x) \times R$)とする。また、数3式を用いる場合は、減衰度($1 - \alpha_{cf}(x)$)を不透明度($\alpha_{bw}(x)$)と補正係数Sとを用いて補正し、補正された減衰度($1 - \alpha_{cf}(x) + \alpha_{bw}(x) \times S$)とする。数4、5式を用いる場合は、出力光量Cout算出の際に追加すべき補正量をそれぞれ求める。

20

【 0 0 5 9 】

ステップS708で、ボクセルVbw(x)の出力光量Coutを前述の数2式又は数4式を用いて求める。また、ボクセルVcf(x)の出力光量Coutを前述の数3式又は数5式を用いて求める。

ステップS709で、ステップS708で求めた出力光量Coutを次のボクセルの入力光量Cinとする。

30

ステップS710で、線上の最後のボクセルであるか否かをチェックする。最後のボクセルであればステップS711に移行し、最後でなければステップS713に移行する。

ステップS711で、最後のボクセルVbw(x)の出力光量Coutを、線上にある組織投影像のピクセルの値とする。また、最後のボクセルVcf(x)の出力光量Coutを、線上にあるドブラ投影像のピクセルの値とする。

【 0 0 6 0 】

ステップS712で、線が最後の位置か否かをチェックする。最後の線であれば組織投影像とドブラ投影像の全てのピクセル値が求められたのでステップS715に移行し、最後でなければステップS714に移行する。

ステップS713で、断層像ボリュームデータとドブラ像ボリュームデータにおいて、線上の隣のボクセルをそれぞれ選択し、ステップS705に移行する。

40

ステップS714で、断層像ボリュームデータとドブラ像ボリュームデータにおいて、観察方向に平行な線的位置を変更し、ステップS703に移行する。

ステップS715で、組織投影像とドブラ投影像とを、カラーマッピングテーブルに基づいて合成し、合成像を得る。

【 0 0 6 1 】

以上、実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は、上記実施形態に限られるものではない。例えば、複数の振動子が二次元配列された超音波探触子10に代えて、位置センサ付きの超音波探触子を用いてもよい。要するに、断層像ボリュームデータ又はドブラ像ボリュームデータの各ボクセルに付与するためのスキャン面の位置データを取得できる

50

形態であればよい。

【0062】

また、組織撮像用の駆動信号と血流撮像用の駆動信号については、予め決めた順で時分割に送信部12から超音波探触子10に供給することができる。これにより、断層像ボリュームデータ50とドプラ像ボリュームデータ52をほぼ同時に作成することができる。ただし、時分割で供給する形態に限られず、断層像ボリュームデータとドプラ像ボリュームデータを取得できる形態であればよい。なお、組織撮像用の駆動信号については、組織断層像の画像分解能を向上させるために、単一のパルス波に相当する信号を用いるのがよい。また、血流撮像用の駆動信号については、ドプラ偏位の検出を容易にするために、単一のパルス波を複数（例えば8個）連結した信号を用いるのがよい。

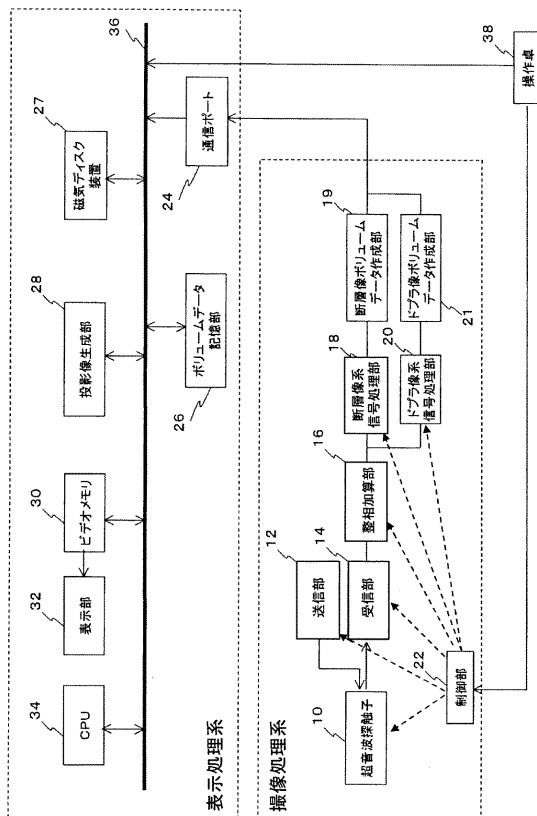
10

【0063】

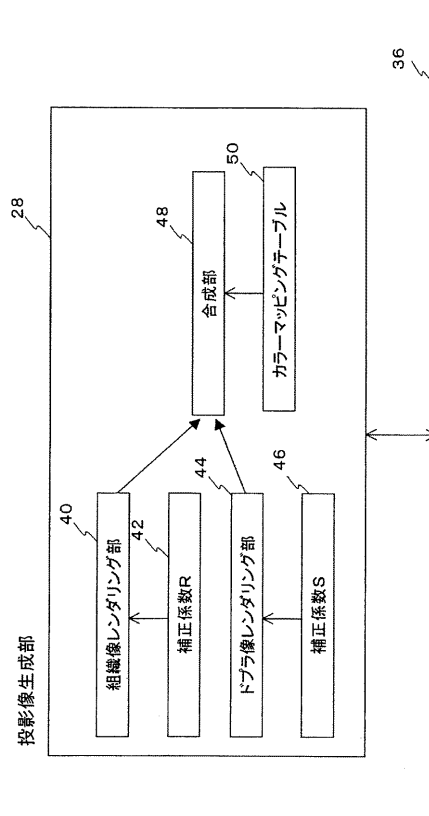
また、表示対象(例えば、癌組織や胎児)を取り囲むように操作卓38を介して関心領域(ROI)を設定することができる。これにより、周囲の不要部分を除去することができることから、組織像レンダリング部40又はドプラ像レンダリング部44の処理速度を向上させることができる。

また、断層像ボリュームデータとドプラ像ボリュームデータの例を説明したが、これらに限らず、2つの異なるボリュームデータに対して、本発明の投影像生成方法を適用することができる。

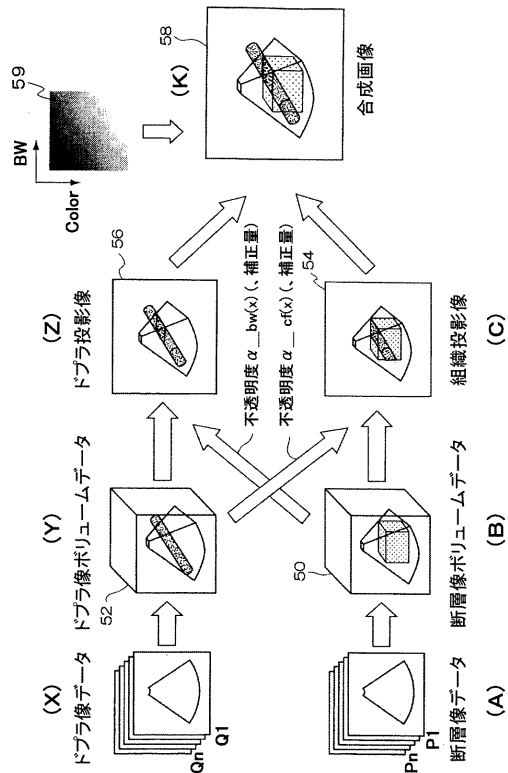
【図1】



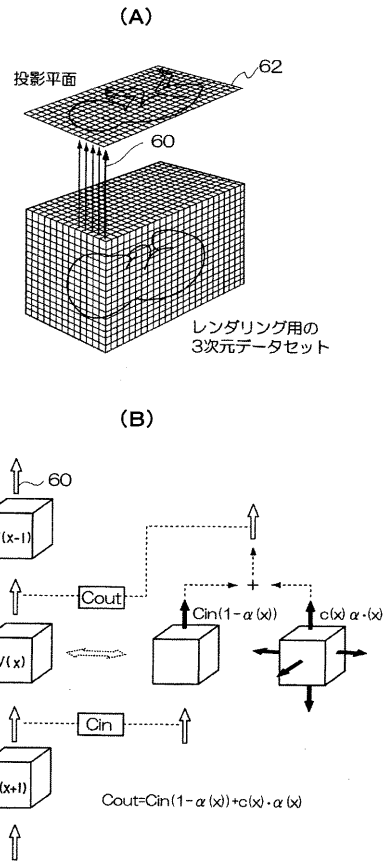
【図2】



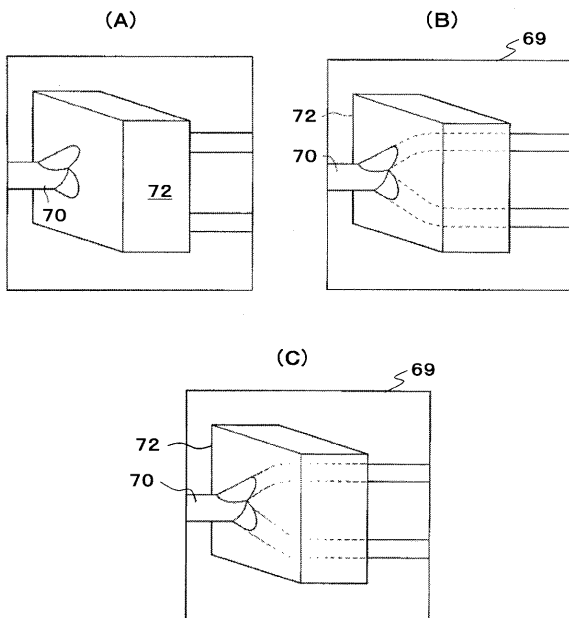
【図 3】



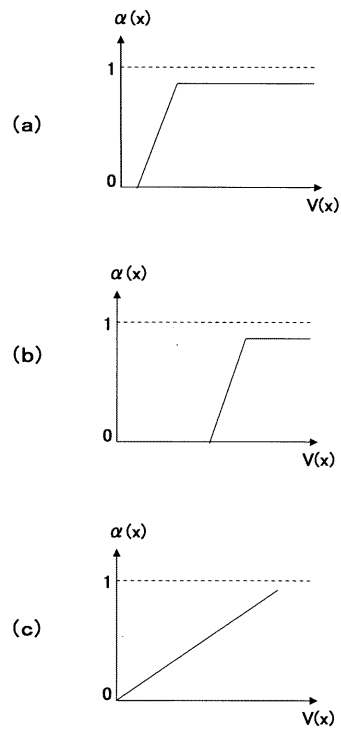
【図 4】



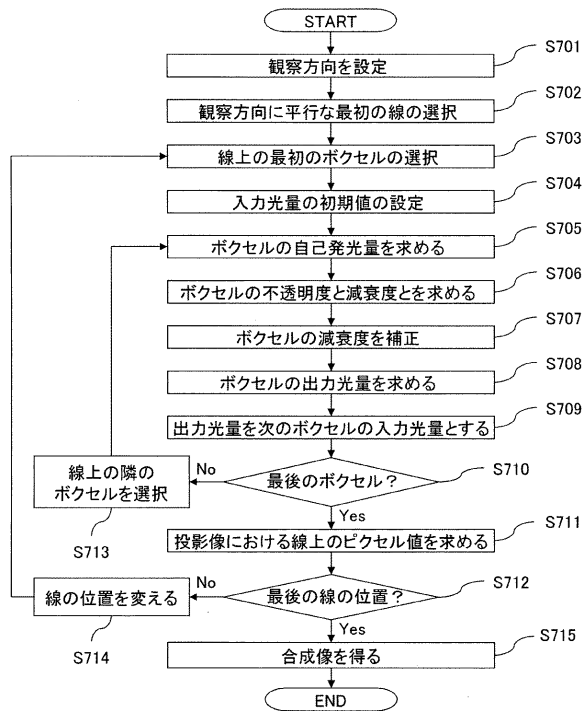
【図 5】



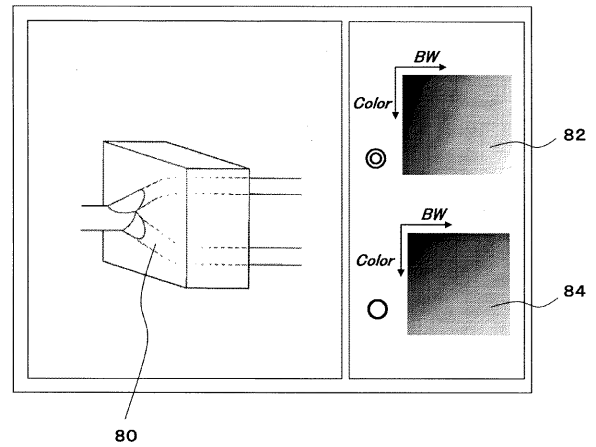
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/016745

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/06 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/06 (2006.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-262236 A (Advanced Technology Laboratories, Inc.), 07 October, 1997 (07.10.97), Column 9, lines 17 to 36; Figs. 2, 3 & US 5720291 A	1-21
A	US 6280387 B1 (Siemens Medical Systems, Inc.), 28 August, 2001 (28.08.01), Column 4, line 9 to column 5, line 18 (Family: none)	1-21
P,A	JP 2005-143733 A (Toshiba Corp.), 09 June, 2005 (09.06.05), Page 10, line 50 to page 12, line 37; Figs. 3 to 6 (Family: none)	1-21

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
02 December, 2005 (02.12.05)

Date of mailing of the international search report
13 December, 2005 (13.12.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/016745

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-17428 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 23 January, 2001 (23.01.01), Column 10, line 19 to column 11, line 50; Figs. 14 to 16 (Family: none)	1-21
A	JP 7-213522 A (Toshiba Corp.), 15 August, 1995 (15.08.95), Column 5, lines 38 to 46 (Family: none)	1-21
A	US 5857973 A (Siemens Medical Systems, Inc.), 12 January, 1999 (12.01.99), Column 1, lines 53 to 65 (Family: none)	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/016745													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06 (2006.01)															
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06 (2006.01)															
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2005年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2005年	日本国実用新案登録公報	1996-2005年	日本国登録実用新案公報	1994-2005年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2005年														
日本国実用新案登録公報	1996-2005年														
日本国登録実用新案公報	1994-2005年														
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)															
C. 関連すると認められる文献															
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号													
A	JP 9-262236 A (アドバンスト・テクノロジー・ラボラトリーズ・インコーポレイテッド) 1997. 10. 07 9欄17-36行目、図2, 3 & US 5720291 A	1-21													
A	US 6280387 B1 (Siemens Medical Systems, Inc.) 2001. 08. 28 4欄9行目-5欄18行目 (ファミリーなし)	1-21													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</td> <td>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</td> <td>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)</td> <td>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの														
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの														
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの														
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献														
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 02. 12. 2005		国際調査報告の発送日 13. 12. 2005													
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2Q 9808												
		電話番号 03-3581-1101	内線 3290												

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/016745

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
P, A	JP 2005-143733 A (株式会社東芝) 2005. 06. 09 10頁50行目-12頁37行目、図3-6 (ファミリーなし)	1-21
A	JP 2001-17428 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2001. 01. 23 10欄19行目-11欄50行目、図14-16 (ファミリーなし)	1-21
A	JP 7-213522 A (株式会社東芝) 1995. 08. 15 5欄38-46行目 (ファミリーなし)	1-21
A	US 5857973 A (Siemens Medical Systems, Inc.) 1999. 01. 12 1欄53-65行目 (ファミリーなし)	1-21

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,
BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,
CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,L
S,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM
,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超音波撮像装置及び投影像生成方法		
公开(公告)号	JPWO2006030731A1	公开(公告)日	2008-05-15
申请号	JP2006535872	申请日	2005-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	林哲矢 荒井修		
发明人	林 哲矢 荒井 修		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T15/08 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/483 G01S7/52071 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/KK22		
优先权	2004265158 2004-09-13 JP		
其他公开文献	JP4847334B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

生成可以可靠地把握组织之间的位置关系的三维超声图像。因此，根据本发明的超声成像设备和投影图像生成方法获取第一三维图像数据和第二三维图像数据，基于第一三维图像的至少一部分来生成第一投影图像。三维图像数据和第二三维图像数据，并基于第二三维图像数据和第一三维三维扫描仪图像数据的至少一部分生成第二投影图像。