

(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2005-143733

(P2005-143733A)

(43) 公開日 平成17年6月9日(2005.6.9)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00	5 B 0 5 7
G 0 6 T 15/00	G 0 6 T 15/00	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2003-384033 (P2003-384033)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成15年11月13日(2003.11.13)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100083161 弁理士 外川 英明
		(72) 発明者	田中 裕子 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

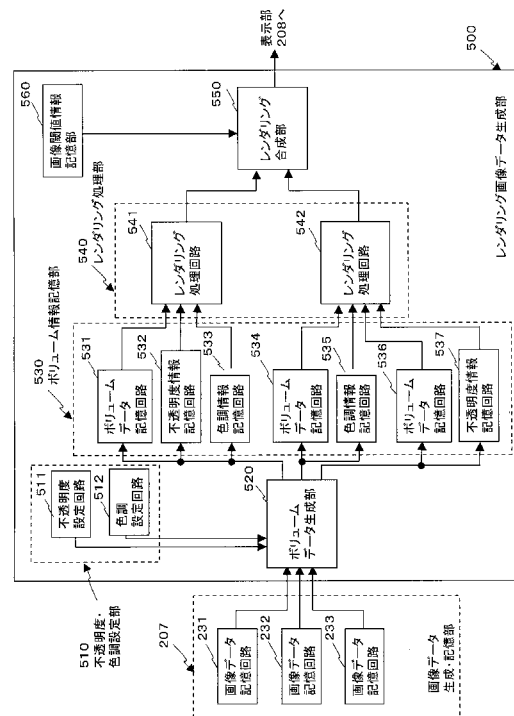
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、3次元画像データ表示装置及び3次元画像データ表示方法

(57) 【要約】

【課題】 ボリュームレンダリング画像データにおける情報量の増大と画質の改善を行なう。

【解決手段】 レンダリング画像データ生成部500のボリュームデータ生成部520は、被検体に対し超音波カラードプラ法を適用して得られた流速値データ及びパワー値データを用いて夫々のボリュームデータを生成する。次いで、レンダリング処理部540は、不透明度・色調設定部510が流速値ボリュームデータに基づいて設定した色調データとパワー値ボリュームデータに基づいて設定した不透明度データによって3次元のカラードプラレンダリングデータを生成する。そして、レンダリング合成部550は、画像閾値情報記憶部560の選択基準に基づいて前記カラードプラレンダリングデータと別途生成されたBモードレンダリングデータの何れかをボクセル単位で選択して合成し、ボリュームレンダリング画像データの生成を行なう。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の 3 次元領域に対して超音波の送受波を行なう超音波送受波手段と、
この超音波送受波手段によって得られた受信信号を信号処理して第 1 の超音波物理量及び
前記第 1 の超音波物理量とは異なる種類の第 2 の超音波物理量に関するデータを生成する
信号処理手段と、
前記第 1 の超音波物理量に関する第 1 のボリュームデータと前記第 2 の超音波物理量に関
する第 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と、
ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第 1 のボリュームデータに基
づいて行ない、色調の設定を前記第 2 のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色
調設定手段と、
この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第 1 のボリュームデータに対する 3
次元の不透明度情報と前記第 2 のボリュームデータに対する 3 次元の色調情報に基づいて
3 次元のレンダリングデータを生成するレンダリングデータ生成手段と、
前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するレンダ
リング画像データ生成手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記信号処理手段は、第 1 の超音波物理量としてカラードプラ法における流速値デー
タを、又、第 2 の超音波物理量としてカラードプラ法におけるパワー値データを生成するこ
とを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記信号処理手段は、第 1 の超音波物理量としてカラードプラ法における流速値及び分
散値に関するデータを、又、第 2 の超音波物理量としてカラードプラ法におけるパワー値
に関するデータを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体の 3 次元領域に対して超音波の送受波を行なう超音波送受波手段と、
この超音波送受波手段によって得られた受信信号を信号処理して第 1 の超音波物理量、第
2 の超音波物理量及び第 3 の超音波物理量に関するデータを生成する信号処理手段と、
前記第 1 の超音波物理量に関する第 1 のボリュームデータと前記第 2 の超音波物理量に関
する第 2 のボリュームデータと前記第 3 の超音波物理量に関する第 3 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と、
ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第 1 のボリュームデータ及び
前記第 3 のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第 2 のボリュームデー
タ及び前記第 3 のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色調設定手段と、
この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第 1 のボリュームデータに対する 3
次元の不透明度情報と前記第 2 のボリュームデータに対する 3 次元の色調情報によって第
1 のレンダリングデータを生成し、前記第 3 のボリュームデータに対する 3 次元の不透明
度情報と 3 次元の色調情報によって第 2 のレンダリングデータを生成するレンダリングデ
ータ生成手段と、
このレンダリングデータ生成手段によって生成された前記第 1 のレンダリングデータと前
記第 2 のレンダリングデータを合成してボリュームレンダリング画像データを生成するレ
ンダリング画像データ生成手段を
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【請求項 5】

前記信号処理手段は、第 1 の超音波物理量としてカラードプラ法における流速値デー
タを、第 2 の超音波物理量としてカラードプラ法におけるパワー値データを、又、第 3 の超
音波物理量として B モードデータを生成することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断
装置。

【請求項 6】

50

前記不透明度・色調設定手段は、レンダリング処理における不透明度及び色調の設定を前記ボリュームデータのボクセル単位で行なうことを特徴とする請求項 1 又は請求項 4 に記載した超音波診断装置。

【請求項 7】

入力手段を備え、前記不透明度・色調設定手段は、入力手段が設定したボクセル値 - 不透明度特性及びボクセル値 - 色調特性に基づいてボリュームデータの不透明度と色調の設定を行なうことを特徴とする請求項 1 又は請求項 4 に記載した超音波診断装置。

【請求項 8】

画像閾値設定手段を備え、前記レンダリング画像データ生成手段は、前記画像閾値設定手段が設定する選択基準に基づいて、同一部位のボクセルにおける前記第 1 のレンダリングデータと前記第 2 のレンダリングデータの何れかを選択し、選択した前記第 1 のレンダリングデータと前記第 2 のレンダリングデータを合成して前記ボリュームレンダリング画像データを生成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

医用画像診断装置によって収集された第 1 の計測物理量に基づいた第 1 のボリュームデータと前記第 1 の計測物理量とは異なる種類の第 2 の計測物理量に基づいた第 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と、

ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第 1 のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第 2 のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色調設定手段と、

20

この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第 1 のボリュームデータに対する 3次元の不透明度情報と前記第 2 のボリュームデータに対する 3次元の色調情報に基づいて 3次元のレンダリングデータを生成するレンダリングデータ生成手段と、

前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するレンダリング画像データ生成手段を

備えたことを特徴とする 3次元画像データ表示装置。

【請求項 10】

医用画像診断装置によって収集された第 1 の計測物理量に基づいた第 1 のボリュームデータと前記第 1 の計測物理量とは異なる種類の第 2 の計測物理量に基づいた第 2 のボリュームデータを生成するステップと、

30

ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第 1 のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第 2 のボリュームデータに基づいて行なうステップと、前記第 1 のボリュームデータに対する 3次元の不透明度情報と前記第 2 のボリュームデータに対する 3次元の色調情報に基づいて 3次元のレンダリングデータを生成するステップと、

前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するステップを

有することを特徴とする 3次元画像データ表示方法。

【請求項 11】

被検体の 3次元領域に対して超音波の送受波を行ない、得られた受信信号を信号処理して第 1 の超音波物理量及び前記第 1 の超音波物理量とは異なる種類の第 2 の超音波物理量に関するデータを生成するステップと、

40

前記第 1 の超音波物理量に関する第 1 のボリュームデータと前記第 2 の超音波物理量に関する第 2 のボリュームデータを生成するステップと、

ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第 1 のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第 2 のボリュームデータに基づいて行なうステップと、前記第 1 のボリュームデータに対する 3次元の不透明度情報と前記第 2 のボリュームデータに対する 3次元の色調情報に基づいて 3次元のレンダリングデータを生成するステップと、

前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するステッ

50

ブを

有することを特徴とする 3 次元画像データ表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体に対して収集された複数枚の医用画像データを合成して 3 次元表示する超音波診断装置、3 次元画像データ表示装置及び 3 次元画像データ表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断技術は、1970年代のコンピュータ技術の発展に伴って実用化された X 線 CT 装置や MRI 装置などによって急速な進歩を遂げ、今日の医療において必要不可欠なものとなっている。特に近年の超音波診断装置、X 線 CT 装置、核医学装置、更には MRI 装置では、生体情報の検出機能や演算処理機能の高速化、高性能化に伴い、画像データのリアルタイム表示が可能となり、更に、3 次元画像データの生成と表示も容易に行なわれるようになった。

10

【0003】

上述の画像診断装置の各々では、被検体の異なる物理量が検出されて画像化されている。例えば、X 線 CT 装置では被検体を透過する X 線量、核医学装置では投与した放射性同位体から放射される X 線、MRI 装置では静磁場中に置かれた被検体組織の原子核スピンの発生する磁気共鳴信号、超音波診断装置では被検体に入射した超音波の反射波信号に基づいて画像化が行なわれている。

20

【0004】

又、超音波診断装置では、超音波反射波の大きさを用いて生体内の組織構造を画像化する B モード法や、超音波ドプラ効果を用いて血流の流れや臓器の移動速度を画像化するカラードプラ法などの複数の撮影モードがあり、更に、カラードプラ法においては血流の速度や分散を表示する速度 - 分散表示モードや血流量を表示するパワー表示モード等の画像表示モードがある。

【0005】

そして、医師や検査技士（以下、操作者と呼ぶ。）は、複数の画像診断装置や撮影モード、更には複数の画像表示モードによって収集された種々の医用画像データに基づいて診断及び治療を行なっている。

30

【0006】

例えば、超音波診断装置によって肝臓腫瘍を診断する場合には、B モード法による画像データ（B モード画像データ）によって腫瘍の位置や形状、更には内部構造の観察を行ない、カラードプラ法による画像データ（カラードプラ画像データ）によって血管の位置や走行、更には血流状態の観測が行なわれる。そして、これらの B モード画像データとカラードプラ画像データを合成表示することによって、腫瘍と血管との位置関係や腫瘍に対する栄養血管の有無を把握し良性悪性の鑑別診断や進行度の診断、更には治療計画の策定を行なっている。

【0007】

VRI (Vascular Recognition Imaging) と名づけられている上述の画像合成法では、血流の方向と平均流速値（以下、流速値）に対して画像の色調（たとえば赤 / 青）と明るさを対応させ、血流の乱れを示す分散値に対して色相を対応させた速度 - 分散表示モードと、血流の方向とドプラパワー値（以下、パワー値）に対して画像の色調（例えば赤 / 青）と明るさを対応させたパワー表示モードによってカラードプラ画像データを生成し、略同時に得られる B モード画像データとの合成が行なわれる。

40

【0008】

一方、3 次元的に得られた医用画像データの表示方法として、3 次元画像データ（以下、ボリュームデータと呼ぶ。）の各ボクセル値の大きさに基づいて不透明度と色調を割り当てて表示する、所謂ボリュームレンダリング法があり、この方法を適用した B モード画

50

像データやカラードブラ画像データの3次元表示方法が提案されている(例えば、特許文献1参照)。この場合、カラードブラ画像データが優先表示される場合もあるが、ボクセル毎にBモード画像データとカラードブラ画像データのボクセル値を比較し、予め設定された表示優先度テーブルに基づいて何れかの画像データを選択して表示する方法が一般にとられている。

【特許文献1】特開平11-164833号公報(第6-7頁、第12-13図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上記特許文献1に記載されている方法によれば、カラードブラ画像データによって生成される血管のボリュームレンダリング画像における不透明度と色調の設定は、同一の計測物理量の値(例えば、流速値)に基づいて行なわれており、このため、複数の計測物理量(例えば、流速とパワー)のデータを同一のボリュームレンダリング画像にて観察することは不可能であった。

10

【0010】

又、心臓等の循環器臓器に対して得られる流速値-分散値データや腹部臓器等に対して得られる流速値データに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成する場合、例えば、血管壁近傍のように比較的流速の部位における上記流速値-分散値データあるいは流速値データの収集はパワー値データの収集と比較して困難であり、このため血管の正確な形状を3次元表示することはできなかった。

20

【0011】

本発明は、上記の問題点を鑑みてなされるものであり、その目的は、被検体に対して得られた複数枚の2次元画像データに基づいてボリュームレンダリング画像データの生成を行なう際、不透明度の設定と色調の設定を、異なる計測物理量に基づいて行なうことによって、ボリュームレンダリング画像データにおける情報量の増大と画質の改善を可能とする超音波診断装置、3次元画像データ表示装置及び3次元画像データ表示方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の3次元領域に対して超音波の送受波を行なう超音波送受波手段と、この超音波送受波手段によって得られた受信信号を信号処理して第1の超音波物理量及び前記第1の超音波物理量とは異なる種類の第2の超音波物理量に関するデータを生成する信号処理手段と、前記第1の超音波物理量に関する第1のボリュームデータと前記第2の超音波物理量に関する第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と、ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第1のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第2のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色調設定手段と、この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第1のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と前記第2のボリュームデータに対する3次元の色調情報に基づいて3次元のレンダリングデータを生成するレンダリングデータ生成手段と、前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するレンダリング画像データ生成手段を備えたことを特徴としている。

30

40

【0013】

又、請求項4に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の3次元領域に対して超音波の送受波を行なう超音波送受波手段と、この超音波送受波手段によって得られた受信信号を信号処理して第1の超音波物理量、第2の超音波物理量及び第3の超音波物理量に関するデータを生成する信号処理手段と、前記第1の超音波物理量に関する第1のボリュームデータと前記第2の超音波物理量に関する第2のボリュームデータと前記第3の超音波物理量に関する第3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と、ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第1のボリュームデータ及び前記第3の

50

ボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第2のボリュームデータ及び前記第3のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色調設定手段と、この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第1のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と前記第2のボリュームデータに対する3次元の色調情報によって第1のレンダリングデータを生成し、前記第3のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と3次元の色調情報によって第2のレンダリングデータを生成するレンダリングデータ生成手段と、このレンダリングデータ生成手段によって生成された前記第1のレンダリングデータと前記第2のレンダリングデータを合成してボリュームレンダリング画像データを生成するレンダリング画像データ生成手段を備えたことを特徴としている。

【0014】

10

更に、請求項9に係る本発明の3次元画像データ表示装置は、医用画像診断装置によって収集された第1の計測物理量に基づいた第1のボリュームデータと前記第1の計測物理量とは異なる種類の第2の計測物理量に基づいた第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と、ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第1のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第2のボリュームデータに基づいて行なう不透明度・色調設定手段と、この不透明度・色調設定手段によって設定された前記第1のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と前記第2のボリュームデータに対する3次元の色調情報に基づいて3次元のレンダリングデータを生成するレンダリングデータ生成手段と、前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するレンダリング画像データ生成手段を備えたことを特徴としている。

20

【0015】

一方、請求項10に係る本発明の3次元画像データ表示方法は、医用画像診断装置によって収集された第1の計測物理量に基づいた第1のボリュームデータと前記第1の計測物理量とは異なる種類の第2の計測物理量に基づいた第2のボリュームデータを生成するステップと、ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第1のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第2のボリュームデータに基づいて行なうステップと、前記第1のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と前記第2のボリュームデータに対する3次元の色調情報に基づいて3次元のレンダリングデータを生成するステップと、前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するステップを有することを特徴としている。

30

【0016】

又、請求項11に係る本発明の3次元画像データ表示方法は、被検体の3次元領域に対して超音波の送受波を行ない、得られた受信信号を信号処理して第1の超音波物理量及び前記第1の超音波物理量とは異なる種類の第2の超音波物理量に関するデータを生成するステップと、前記第1の超音波物理量に関する第1のボリュームデータと前記第2の超音波物理量に関する第2のボリュームデータを生成するステップと、ボリュームレンダリング処理における不透明度の設定を前記第1のボリュームデータに基づいて行ない、色調の設定を前記第2のボリュームデータに基づいて行なうステップと、前記第1のボリュームデータに対する3次元の不透明度情報と前記第2のボリュームデータに対する3次元の色調情報に基づいて3次元のレンダリングデータを生成するステップと、前記レンダリングデータに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成するステップを有することを特徴としている。

40

【発明の効果】**【0017】**

本発明により、複数枚の2次元画像データに基づいて生成されたボリュームレンダリング画像データにおいて、従来の方法では実現し得なかった複数の計測物理量の情報を同時に反映させることが可能となるため情報量が増大し、更に、表示能が改善する。このため診断精度と診断効率を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0018】**

50

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0019】

本実施例の特徴は、超音波カラー Doppler 法の 2 次元画像データに基づいて生成されたボリュームデータを用いて血管のボリュームレンダリング画像データを生成する際、血流の流速値データに基づいて色調設定を行ない、パワー値データに基づいて不透明度の設定を行なうことにある。

【0020】

(装置の構成)

以下では、セクタ走査方式の超音波診断装置に本発明を適用した第 1 の実施例の構成につき図 1 乃至図 7 を用いて説明する。尚、図 1 は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び信号処理部のブロック図、又、図 3 は、本発明の主要部分である画像データ生成・記憶部とレンダリング画像データ生成部を示す。

10

【0021】

図 1 に示す超音波診断装置 10 は、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブ 150 と、超音波の送受信における指向特性を設定すると共に超音波プローブ 150 に対して駆動信号の送信と反射信号の受信を行なう送受信部 200 と、得られた受信信号を信号処理して B モードデータとカラー Doppler データを生成する信号処理部 201 と、信号処理部 201 において生成された B モードデータとカラー Doppler データを順次蓄積して生成した複数枚の B モード画像データと複数枚のカラー Doppler 画像データを保存する画像データ生成・記憶部 207 を備えている。

20

【0022】

更に、超音波診断装置 10 は、画像データ生成・記憶部 207 に一旦保存された複数枚の前記画像データを用いてボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータに基づいてボリュームレンダリング画像データの生成を行なうレンダリング画像データ生成部 500 と、得られたボリュームレンダリング画像データを表示する表示部 208 と、ボリュームレンダリング画像データの色調及び不透明度の設定や各種のコマンド信号の入力を行なう入力部 209 と、これら各ユニットを統括して制御するシステム制御部 210 を備えている。

30

【0023】

尚、上述の複数枚の B モード画像データとカラー Doppler 画像データは、例えば、超音波プローブ 150 を被検体近傍で移動することによって設定される連続した複数のスライス面において生成される。

【0024】

超音波プローブ 150 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、1 次元に配列された複数個 (N 個) の圧電振動子とその先端部分に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス (駆動信号) を超音波パルス (送信超音波) に変換し、また受信時には超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有している。そして、超音波プローブ 150 は小型、軽量に構成され、N チャンネルのケーブルを介して送受信部 200 に接続されている。尚、上述の超音波プローブ 150 は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、これらの超音波プローブの中から診断部位に応じて任意に選択されるが、以下ではセクタ走査対応の超音波プローブ 150 を用いた場合について述べる。

40

【0025】

図 2 に示した送受信部 200 は、超音波プローブ 150 から所定の方向に送信超音波を放射するための駆動信号を生成する超音波送信部 202 と、この超音波プローブ 150 の圧電振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行ない所定方向からの受信超音波に基づく受信信号を検出する超音波受信部 203 を備えている。

【0026】

50

そして、超音波送信部 202 は、レートパルス発生器 211 と、送信遅延回路 212 と、パルサ 213 を備えている。レートパルス発生器 211 は、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 212 に供給する。一方、送信遅延回路 212 は、超音波プローブ 150 において送信に使用される圧電振動子と同数 (N チャンネル) の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための集束用遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 213 に供給する。

【0027】

パルサ 213 は、送信に使用される圧電振動子と同数 (N チャンネル) の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 150 に内蔵された N 個の圧電振動子を駆動し、被検体に対して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

10

【0028】

一方、超音波受信部 203 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 214 及び受信遅延回路 215 と、加算器 216 を備えている。プリアンプ 214 は、圧電振動子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅し十分な S/N を確保する。又、受信遅延回路 215 は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための収束用遅延時間と、所定の方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ 214 の出力に与えた後、加算器 216 に送り、加算器 216 は受信遅延回路 215 から供給される N チャンネルの受信信号を整相加算して 1 チャンネルに纏める

20

【0029】

次に、信号処理部 201 は、超音波受信部 203 の加算器 216 において整相加算された受信信号に対して B モードデータを生成する B モード信号処理部 204 と、上記受信信号からドブラ信号の検出を行なうドブラ信号検出部 205 と、検出されたドブラ信号の周波数スペクトラムにおける中心周波数や面積の演算を行ない、更に、得られた中心周波数と面積に基づいて血流の平均流速値 (流速値) とパワー値を算出して流速値データとパワー値データを生成するドブラ信号処理部 206 を有している。

【0030】

そして、B モード信号処理部 204 は、対数変換器 217 と、包絡線検波器 218 と、A/D 変換器 219 を備えている。そして、B モード信号処理部 204 の入力信号は、対数変換器 217 にて対数変換されて弱い信号が相対的に強調され、次いで、対数変換器 217 の出力は、包絡線検波器 218 による包絡線検波と A/D 変換器 219 による A/D 変換が行なわれて B モードデータが生成される。

30

【0031】

一方、ドブラ信号検出部 205 は、基準信号発生器 220、 $\pi/2$ 移相器 221、ミキサ 222 - 1 及び 222 - 2、LPF (ローパスフィルタ) 223 - 1 及び 223 - 2 を備え、更に、A/D 変換器 224 - 1 及び 224 - 2 とドブラ信号記憶回路 225 を備えている。そして、超音波の受信信号に対して直交位相検波を行なってドブラ成分の I Q 信号を検出する。

40

【0032】

即ち、超音波受信部 203 から供給されるドブラ信号検出部 205 の入力信号は、ミキサ 222 - 1 及び 222 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 211 のレートパルスと同期した基準信号発生器 220 の連続波出力は、ミキサ 222 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$ 移相器 221 に供給され、 $\pi/2$ 移相器 221 において位相が 90 度シフトされてミキサ 222 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 222 - 1 及び 222 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 223 - 1 及び 223 - 2 に供給され、ドブラ信号検出部 205 の入力信号周波数と基準信号発生器 220 の出力信号周波数との和の成分が除去され、差の成分のみが検出される。

50

【0033】

次いで、A/D変換器224-1及び224-2は、LPF223-1及び223-2の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号を所定のサンプリング周期でサンプリングした後デジタル信号に変換し、ドブラ信号記憶回路225に保存する。

【0034】

この場合、ドブラ信号検出部205は、所定の走査方向に対して行なわれる連続した複数回(L回)の超音波送受信において得られる受信信号に対して直交位相検波を行なう。そして、この直交位相検波によって得られたI成分(ドブラ信号の実数成分)及びQ成分(ドブラ信号の虚数成分)を順次ドブラ信号記憶回路225に保存する。

【0035】

次に、ドブラ信号処理部206は、MTIフィルタ226と、自己相関器227と、演算器228を備え、ドブラ信号検出部205のドブラ信号記憶回路225に保存されている同一走査方向の所定距離から得られたL個のIQ信号を用いて周波数解析を行ない、更に、この解析結果に基づいて上述の流速値データ及びパワー値データを生成する。

【0036】

即ち、上記MTIフィルタ226は、高域通過用のデジタルフィルタであり、ドブラ信号記憶回路225に一旦保存されたIQ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ信号成分(組織ドブラ成分)の除去を行なう。

【0037】

一方、自己相関器227は、MTIフィルタ226によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関処理を行ない、演算器228は、この自己相関処理結果に基づいて血流の流速値やパワー値を算出する。

【0038】

尚、上述の自己相関器227と演算器228によって行なわれる演算は、MTIフィルタ226の出力信号の周波数スペクトラムを時間領域において解析するものである。

【0039】

次に、図1に示した画像データ生成・記憶部207とレンダリング画像データ生成部500の詳細な構成につき図3のブロック図を用いて説明する。

【0040】

図3の画像データ生成・記憶部207は、図1の信号処理部201におけるBモード信号処理部204から供給されるBモードデータを順次保存して複数枚の2次元Bモード画像データを生成する画像データ記憶回路231と、ドブラ信号処理部206から供給される流速値データを保存して複数枚の2次元流速値データを生成する画像データ記憶回路232と、前記ドブラ信号処理部206から供給されるパワー値データを保存して複数枚の2次元パワー値データを生成して保存する画像データ記憶回路233を有している。そして、これらの画像データの各々には超音波プローブ150が被検体近傍で移動する際に設定される走査断面(スライス面)の位置データが付帯情報として含まれている。

【0041】

一方、レンダリング画像データ生成部500は、画像データ生成・記憶部207において生成された複数枚の2次元画像データから得られたボリュームデータの各ボクセル値に対して不透明度あるいは色調を設定する不透明度・色調設定部510と、画像データ生成・記憶部207において生成された複数枚の2次元画像データに基づいてボリュームデータを生成し、更に、不透明度・色調設定部510から得られた不透明度データ及び色調データに基づいて前記ボリュームデータに対応した3次元の不透明度情報及び3次元の色調情報を生成するボリュームデータ生成部520と、得られた前記ボリュームデータ、不透明度情報及び色調情報を保存するボリューム情報記憶部530を備えている。

【0042】

更に、レンダリング画像データ生成部500は、ボリューム情報記憶部530に保存されたボリュームデータ、不透明度情報及び色調情報に基づいて3次元のBモードレンダリングデータと3次元のカラードブラレンダリングデータを生成するレンダリング処理部5

10

20

30

40

50

40と、これらのレンダリングデータを合成してポリュームレンダリング画像データを生成するレンダリング合成部550と、このレンダリングデータの合成における優先度を決定するための閾値情報が2次元テーブルとして予め保存されている画像閾値情報記憶部560を備えている。

【0043】

そして、不透明度・色調設定部510は、不透明度を設定する不透明度設定回路511と色調を設定する色調設定回路512を備えており、入力部209において設定されたボクセル値・不透明度特性及びボクセル値・色調特性の情報はそれぞれの図示しない記憶回路に保存される。そして、不透明度設定回路511は、ボクセル値・不透明度特性に基づいて、ポリュームデータの各ボクセル値に対して不透明度を設定し、色調設定回路512は、ボクセル値・色調特性に基づいて、ポリュームデータの各ボクセル値に対して色調を設定する。

10

【0044】

図4(a)は、不透明度設定回路511において設定されるポリュームデータのボクセル値と不透明度の関係を、又、図4(b)は、ポリュームデータのボクセル値と色調(色と明るさ)の関係を模式的に示したものであり、この図のようにポリュームデータのボクセル値と不透明度及び色調は一義的に決定される。

【0045】

一方、ポリュームデータ生成部520は、画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路231に保存されている複数枚のBモード画像データを用いてポリュームデータ(以下、Bモードポリュームデータと呼ぶ。)を生成し、不透明度・色調設定部510の不透明度設定回路511及び色調設定回路512が設定した不透明度データと色調データに基づいて、前記Bモードポリュームデータに対する3次元のBモード不透明度情報とBモード色調情報を生成する。

20

【0046】

次いで、画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路232に保存されている複数枚の流速値データを用いてポリュームデータ(以下、流速値ポリュームデータと呼ぶ。)を生成し、不透明度・色調設定部510の色調設定回路512が設定した色調データに基づいて、前記流速値ポリュームデータに対して3次元の流速値色調情報を生成する。

【0047】

更に、画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路233に保存されている複数枚のパワー値データを用いてポリュームデータ(以下、パワー値ポリュームデータと呼ぶ。)を生成し、不透明度・色調設定部510の不透明度設定回路511が設定した不透明度データに基づいて、前記パワー値ポリュームデータに対して3次元のパワー値色調情報を生成する。

30

【0048】

そして、ポリューム情報記憶部530は、上述の各種ポリュームデータと、これらのポリュームデータに対応した3次元の色調情報及び不透明度情報の保存を行なう。即ち、ポリューム情報記憶部530は、Bモードポリュームデータを保存するポリュームデータ記憶回路531と、このBモードポリュームデータに対して設定された不透明度情報及び色調情報を保存する不透明度情報記憶回路532及び色調情報記憶回路533を備えている。

40

【0049】

又、ポリューム情報記憶部530は、流速値ポリュームデータを保存するポリュームデータ記憶回路534と、この流速値ポリュームデータに対して設定された色調情報を保存する色調情報記憶回路535を備え、更に、パワー値ポリュームデータを保存するポリュームデータ記憶回路536と、このパワー値ポリュームデータに対して設定された不透明度情報を保存する不透明度情報記憶回路537を備えている。

【0050】

次に、レンダリング処理部540は、ポリュームレンダリング画像データを生成するた

50

めの3次元データ(以下、レンダリングデータと呼ぶ。)の生成を行なう。即ち、レンダリング処理部540は、Bモードボリュームデータとその不透明度情報及び色調情報とからBモードレンダリングデータを生成するレンダリング処理回路541と、流速値ボリュームデータとその色調情報及びパワー値ボリュームデータとその不透明度情報からカラードラレンダリングデータを生成するレンダリング処理回路542を有している。

【0051】

このレンダリング処理部540において行なわれるレンダリングデータの生成方法について図5を用いて説明する。

【0052】

図5(a)は、Bモードボリュームデータ601とその不透明度情報及び色調情報に基づいてレンダリング処理を行ない、Bモードレンダリングデータを生成する場合を示したものであり、同様にして図5(b)及び図5(c)は流速値ボリュームデータ602及びパワー値ボリュームデータ603とその不透明度情報及び色調情報に基づいてカラードラレンダリングデータを生成する場合を示したものである。

10

【0053】

図5のボリュームデータ601乃至603に対して、同一位置及び同一方向に設定された投影面604乃至606の面上における所定位置P(x1, y1, 0)からこれらの投影面に対して垂直な投影光を設定する。このとき、例えば図5(a)において、Bモードボリュームデータ601の投影光軸上607に設定された注目点Q(x1, y1, zn)から投影面604までの距離をznとすれば、この注目点Q(x1, y1, zn)における透明度Tp1(x1, y1, zn)は、注目点Q(x1, y1, zn)までの途上にあるボクセルBx1乃至Bxnのボクセル値V1(x1, y1, z1)乃至V1(x1, y1, zn)に対応した不透明度Op1(z1)乃至Op1(zn)を用いて

20

【数1】

$$Tp1(x1, y1, zn) = 1 - \sum_n \Delta Op1(zn) \quad (1)$$

で示される。

30

【0054】

一方、前記注目点Q(x1, y1, zn)のボクセルBxnにおけるボクセル値V1(x1, y1, zn)に対応した色調をC1(x1, y1, zn)、ボクセルBxnと周囲のボクセルのボクセル値から設定される法線ベクトル608と前記投影光軸607との余弦によって算出される反射光の強さをR1(x1, y1, zn)とすれば、このボクセルBxnのBモードレンダリングデータIb(x1, y1, zn)は

【数2】

$$Ib(x1, y1, zn) = R1(x1, y1, zn) * Tp1(x1, y1, zn) * C1(x1, y1, zn) \quad (2)$$

40

となる。但し、上記の演算は $0 < Tp1(x1, y1, zn) < 1$ の範囲において行なわれる。

【0055】

又、図5(c)において、P(x1, y1, 0)からボリュームデータ603の投影光軸上に設定された注目点Q(x1, y1, zn)における透明度Tp3(x1, y1, zn)は、注目点Q(x1, y1, zn)までの途上にあるボクセルBx1乃至Bxnのボクセル値V3(x1, y1, z1)乃至V1(x1, y1, z1)に対応した不透明度Op3(z1)乃至Op1(zn)から

【数 3】

$$Tp3(x1, y1, zn) = 1 - \sum_n \Delta Op3(zn) \quad (3)$$

で示される。

【0056】

更に、図5(b)において注目点Q(x1, y1, zn)のボクセルBxnにおけるボクセル値V2(x1, y1, zn)に対応した色調をC2(x1, y1, zn)、ボクセルBxnと周囲のボクセルのボクセル値から設定される法線ベクトルと投影光軸との余弦によって算出される反射光の強さをR2(x1, y1, zn)とすれば、このボクセルのカラーブラレンダリングデータIc(x1, y1, zn)は

【数 4】

$$Ic(x1, y1, zn) = R2(x1, y1, zn) * Tp3(x1, y1, zn) * C2(x1, y1, zn) \quad (4)$$

となる。

【0057】

次に、図3のレンダリング合成部550は、レンダリング処理部540にて生成された3次元のBモードレンダリングデータとカラーブラレンダリングデータを用いてボリュームレンダリング画像データを生成する。この場合、同一位置のボクセルにおけるBモードレンダリングデータIb(x, y, z)とカラーブラレンダリングデータIc(x, y, z)の何れかを画像閾値情報記憶部560において予め設定されている選択基準に基づいて選択し、選択されたBモードレンダリングデータIb(x, y, z)あるいはカラーブラレンダリングデータIc(x, y, z)をZ方向に積算することによってボリュームレンダリング画像データの生成を行なう。

【0058】

一方、画像閾値情報記憶部560は、既に述べたように、同一位置のボクセルにおけるBモードレンダリングデータIbとカラーブラレンダリングデータIcの何れかを選択するための閾値が設定された2次元テーブルを備えている。図6は、前記2次元テーブルを模式的に示したものであり、例えば、Bモードレンダリングデータの絶対値|Ib|とカラーブラレンダリングデータの絶対値|Ic|によって形成された2次元テーブルにおいて、Bモード優先領域701とカラーブラ優先領域702が予め設定されており、例えば|Ib|=1、|Ic|=1のCase Aの場合にはカラーブラレンダリングデータが選択され、|Ib|=2、|Ic|=2のCase Bの場合にはBモードレンダリングデータが選択される。

【0059】

次に、図1の表示部208は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とカラーモニタを備えている。表示用データ生成回路は、レンダリング画像データ生成部500のレンダリング合成部550において生成されたボリュームレンダリング画像データと入力部209から入力された各種の付帯情報を合成して表示用データを生成し、この表示用データを変換回路におけるD/A変換とテレビフォーマット変換によって映像信号に変換した後、CRTあるいは液晶などのカラーモニタに表示する。

【0060】

又、入力部209は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報や各種コマンド信号の入力、画像データ収集モードの設定などを行なう。更に、表示パネルに表示される流速値ボリュームデータのボクセル値のヒストグラム、あるいはパワー値ボリュームデータのボクセル値のヒストグラムに基づいてボクセル値 - 不透明度特性及びボク

セル値 - 色調特性の設定を行なう。

【 0 0 6 1 】

図 7 は、上記設定において、入力部 2 0 9 の表示パネルに表示される設定画面の 1 例を示したものであり、この図 7 を用いて、流速値ボリュームデータに対する色調設定とパワー値ボリュームデータに対する不透明度設定について述べる。

【 0 0 6 2 】

即ち、図 7 では、流速値に対する色調を表示するためのカラーグラデーションテーブル 7 1 1 と、このカラーグラデーションテーブル 7 1 1 に対して、正方向血流（超音波プローブ 1 5 0 に近づいて流れる血流）の最大流速に対応する色調を設定する色調設定ボタン 7 1 2、最小流速の色調を設定する色調設定ボタン 7 1 3、更には、負方向血流の最大流速に対応する色調を設定する色調設定ボタン 7 1 4 が表示されている。そして、操作者は、色調設定ボタン 7 1 2 乃至 7 1 4 の何れかを入力部 2 0 9 の入力デバイスを用いて選択することによって表示パネル上に色調設定テーブルを表示し、表示された複数の色調の中から所望の色調を選択して設定する。そして、設定された色調に基づいたグラデーションテーブル 7 1 1 が前記表示パネルに表示される。

10

【 0 0 6 3 】

更に、この設定画面には、パワー値に対する不透明度を設定するための不透明度カーブ 7 1 5 が表示され、操作者は、表示された不透明度カーブ 7 1 5 を入力デバイスによって変更して B モードボリュームデータやパワー値ボリュームデータの各ボクセル値に対する不透明度の設定や更新を行なう。又、色調や不透明度の設定を行なう際の参照データとして、流速値ボリュームデータにおけるボクセル値のヒストグラム 7 1 6 及びパワー値ボリュームデータにおけるボクセル値のヒストグラム 7 1 7 が表示パネル上に重畳表示される。

20

【 0 0 6 4 】

次に、システム制御部 2 1 0 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 2 0 9 からの指示信号に基づいて、上記各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【 0 0 6 5 】

（ボリュームレンダリング画像データの生成手順）

次に、本実施例における超音波診断装置 1 0 の基本動作と、この超音波診断装置 1 0 によるボリュームレンダリング画像データの生成手順につき図 1 乃至図 8 を用いて説明する。尚、図 8 は、ボリュームレンダリング画像データの生成手順を示すフローチャートである。

30

【 0 0 6 6 】

被検体に対する超音波検査に先だって、操作者は、入力部 2 0 9 の入力デバイスを用いて患者 ID などの患者情報、画像データ収集モード、カラー Doppler レンダリングデータの不透明度に対応する計測物理量と色調に対応する計測物理量を設定する。ここでは不透明度に対応する計測物理量としてパワー値を、又、色調に対応する計測物理量として流速値を選択して設定する（図 8 のステップ S 1）。

【 0 0 6 7 】

上述の設定が完了したならば、システム制御部 2 1 0 は、図 2 に示した超音波送信部 2 0 2 のレートパルス発生器 2 1 1 に対して送信制御信号を供給し、レートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 2 1 0 からの制御信号に同期して被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 2 1 2 に供給する。

40

【 0 0 6 8 】

次いで、送信遅延回路 2 1 2 は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、第 1 の走査方向（ 1 ）に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 2 1 3 に供給する。そして、パルサ 2 1 3 は、レートパルスの駆動によって生成される駆動信号を、ケーブルを介して超音波プローブ 1 5 0 における N 個の圧電振動子に供給し、被検体の 1 方向に超音波パルスを放射する。

50

【0069】

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【0070】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波（受信超音波）は、超音波プローブ150の圧電振動子によって受信されて電気信号（受信信号）に変換され、この受信信号は、超音波受信部203におけるNチャンネルの独立なプリアンプ214にて増幅されてNチャンネルの受信遅延回路215に送られる。

【0071】

受信遅延回路215は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第1の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器216に送る。そして、加算器216は、受信遅延回路215から出力されるNチャンネルの受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、Bモード信号処理部204とドプラ信号検出部205に供給する。

【0072】

そして、Bモード信号処理部204に供給された加算器216の出力信号は、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、図3の画像データ生成・記憶部207における画像データ記憶回路231にBモードデータとして保存される。

【0073】

一方、カラードプラ画像データの生成においては、受信信号のドプラ偏移を求めるために上述と同様な手順によって、前記第1の走査方向に連続して複数回（L回）の超音波送受信を行ない、このとき得られる受信信号に対して周波数解析を行なう。

【0074】

即ち、図2のドプラ信号検出部205に供給された加算器216の出力信号は、ミキサ222-1、222-2及びLPF223-1、223-2によって直交位相検波されて2チャンネルのIQ信号に変換される。そして、このIQ信号のI成分及びQ成分の各々はA/D変換器224-1、224-2にてデジタル信号に変換された後、ドプラ信号記憶回路225に保存される。次いで、前記第1の走査方向に対するL回の超音波送受信によって得られた受信信号についても同様な処理を行なってIQ信号を収集し、ドプラ信号記憶回路225に保存する。

【0075】

第1の走査方向（1）に対するL回の超音波送受信によって得られたIQ信号のドプラ信号記憶回路225への保存が終了したならば、システム制御部210は、ドプラ信号記憶回路225に保存されているIQ信号の中から所定位置に対応したI成分及びQ成分を順次読み出し、ドプラ信号処理部206のMTIフィルタ226に供給する。そして、MTIフィルタ226は、供給された前記I成分及びQ成分に対して送受信番号方向でフィルタ処理を行ない、例えば、心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドプラ成分（クラッタ成分）を排除して血流の流れによって生ずる血流ドプラ成分のみを抽出する。

【0076】

血流情報が抽出されたIQ信号の供給を受けた自己相関器227は、このIQ信号を用いて自己相関処理を行ない、演算器228は、自己相関処理結果に基づいて血流の流速値とパワー値などを算出する。このような演算を、前記所定位置以外の反射体からのIQ信号に対しても行ない、算出された第1の走査方向における流速値とパワー値を、図3の画像データ生成・記憶部207における画像データ記憶回路232及び画像データ記憶回路233に流速値データ及びパワー値データとして保存する。

【0077】

次いで、システム制御部210は、第2の走査方向（2方向）乃至第Mの走査方向（M方向）に対しても同様な超音波送受信を行なう。そして、このとき得られたBモードデータ、流速値データ及びパワー値データを、画像データ生成・記憶部207における画

10

20

30

40

50

像データ記憶回路231乃至233に夫々保存する。更に、超音波プローブ150を第1の走査方向乃至第Mの走査方向によって形成される走査面に対して垂直な方向に並行移動あるいは煽り移動しながら上述の手順を繰り返し、このとき得られたBモードデータ、流速値データ及びパワー値データについても同様にして画像データ記憶回路231乃至233に保存する。

【0078】

即ち、超音波プローブ150を移動しながら得られた複数枚のBモード画像データが画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路231に、又、同様にして得られた複数枚の流速値データとパワー値データが画像データ記憶回路232及び画像データ記憶回路233において保存される(ステップS2)。

10

【0079】

上記3種類の画像データの収集と保存が終了したならば、操作者によって入力部209よりボリュームデータ生成のためのコマンド信号が入力され、このコマンド信号を受信したシステム制御部210は、レンダリング画像データ生成部500のボリュームデータ生成部520にボリュームデータ生成の指示信号を供給する。

【0080】

次に、ボリュームデータ生成部520は、画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路231に保存されている複数枚のBモード画像データを読み出す。そして、必要に応じて補間処理した後合成してBモードボリュームデータを生成し、ボリューム情報記憶部530のボリュームデータ記憶回路531に保存する。更に、画像データ記憶回路232に保存されている複数枚の流速値データを読み出して流速値ボリュームデータを生成し、更に、画像データ記憶回路233に保存されている複数枚のパワー値データを読み出してパワー値ボリュームデータを生成する。そして、生成した流速値ボリュームデータとパワー値ボリュームデータをボリューム情報記憶部530のボリュームデータ記憶回路534及びボリュームデータ記憶回路536に保存する(ステップS3)。

20

【0081】

一方、不透明度・色調設定部510は、生成された流速値ボリュームデータ及びパワー値ボリュームデータの各ボクセル値に基づいて流速値のヒストグラムとパワー値のヒストグラムを算出し、入力部209の表示パネルに表示する(図7のヒストグラム716及びヒストグラム717)。

30

【0082】

操作者は、表示されたこれらのヒストグラムを参照し、入力部209の入力デバイスと表示パネルを用いて流速値ボリュームデータ及びパワー値ボリュームデータに対する色調と不透明度カーブの設定を行なう。例えば、図7の設定画面における色調設定ボタン712によって赤色、色調設定ボタン713によって白色、色調設定ボタン714によって青色が夫々設定され、更に不透明度カーブ715の形状が設定される。

【0083】

同様にして、不透明度・色調設定部510は、生成されたBモードボリュームデータのボクセル値に基づいてヒストグラムを算出し表示パネルに表示する。そして、操作者は表示されたヒストグラムを参照してBモードボリュームデータに対する色調と不透明度カーブの設定を行なう。そして、上述のボクセル値 - 不透明度特性は不透明度設定回路511の記憶回路に、又、ボクセル値 - 色調特性は色調設定回路512の記憶回路に夫々保存される(ステップS4)。

40

【0084】

上述のボクセル値 - 不透明度特性とボクセル値 - 色調特性の設定が終了したならば、操作者によって入力されるボリュームレンダリング画像データ生成のコマンド信号に従って、不透明度・色調設定部510の不透明度設定回路511は、Bモードボリュームデータのボクセル値 - 不透明度特性に基づいてBモードボリュームデータの各ボクセル値に対して不透明度データを設定し、色調設定回路512は、Bモードボリュームデータのボクセル値 - 色調特性に基づいてBモードボリュームデータの各ボクセル値に対して色調デー

50

タを設定する。

【0085】

更に、不透明度・色調設定部510の不透明度設定回路511は、パワー値ボリュームデータのボクセル値・不透明度特性に基づいてパワー値ボリュームデータの各ボクセル値に対して不透明度データを設定し、色調設定回路512は、流速値ボリュームデータのボクセル値・色調特性に基づいて流速値ボリュームデータの各ボクセル値に対して色調データを設定する。

【0086】

そして、ボリュームデータ生成部520は、不透明度・色調設定部510から供給される不透明度データ及び色調データに基づいてBモードボリュームデータに対する3次元のBモード不透明度情報と3次元のBモード色調情報を生成し、ボリューム情報記憶部530の不透明度情報記憶回路532及び色調情報記憶回路533に保存する。

10

【0087】

更に、ボリュームデータ生成部520は、流速値ボリュームデータに対する3次元の流速値色調情報とパワー値ボリュームデータに対する3次元のパワー値不透明度情報を生成し、ボリューム情報記憶部530の色調情報記憶回路535及び不透明度情報記憶回路537に保存する(ステップS5)。

【0088】

次に、レンダリング処理部540のレンダリング処理回路541は、ボリューム情報記憶部530のボリュームデータ記憶回路531、不透明度情報記憶回路532、色調情報記憶回路533に保存されているBモードボリュームデータとその不透明度情報及び色調情報を読み出し、これらのデータに基づいて3次元のBモードレンダリングデータを生成する。

20

【0089】

一方、レンダリング処理部540のレンダリング処理回路542は、ボリューム情報記憶部530のボリュームデータ記憶回路534と色調情報記憶回路535に保存されている流速値ボリュームデータとその色調情報、更には、ボリュームデータ記憶回路536と不透明度情報記憶回路537に保存されているパワー値ボリュームデータとその不透明度情報を読み出し、これらのデータに基づいて3次元のカラーDブラレンダリングデータを生成する(ステップS6)。

30

【0090】

そして、レンダリング処理部540にて生成された3次元のBモードレンダリングデータと3次元のカラーDブラレンダリングデータが供給されたレンダリング合成部550は、画像閾値情報記憶部560において予め設定されている表示優先度情報に基づいて、同一部位のボクセルにおけるBモードレンダリングデータとカラーDブラレンダリングデータの何れかを選択し、選択したBモードレンダリングデータとカラーDブラレンダリングデータをZ軸方向に合成することによってボリュームレンダリング画像データを生成する(ステップS7)。

【0091】

上述の手順によってボリュームレンダリング画像データの生成が終了したならば、表示部208の表示用データ生成回路は、レンダリング合成部550において生成されたボリュームレンダリング画像データと入力部209から入力された各種の付帯情報を合成して表示用データを生成し、この表示用データを変換回路におけるD/A変換とテレビフォーマット変換によって映像信号に変換した後カラーモニタに表示する(ステップS8)。

40

【0092】

以上述べた第1の実施例によれば、ボリュームレンダリング画像データにおける不透明度と色調を、独立の計測物理量に基づいて設定しているため、多くの情報を1枚のボリュームレンダリング画像において表示することができる。更に、超音波診断装置のカラーDブラ法によって得られたパワー値に基づいて不透明度を、又、流速値に基づいて色調を設定することによって、血管形状の連続性に優れるパワー値データと、血流量の定量化に優

50

れる流速値データが反映されたボリュームレンダリング画像データの生成が可能となる。このため、特に血管の低流速領域における描出能と診断能が大幅に改善される。

【0093】

尚、上述の超音波診断装置においては、複数枚の画像データの収集を超音波プローブの移動によって行なったが、圧電振動子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブを用い、電子的な方法によって前記画像データの収集を行なってもよい。

【実施例2】

【0094】

次に、本発明の第2の実施例について説明する。この実施例の第1の実施例との差異は、ボリュームレンダリング画像データの生成と表示を行なう3次元画像データ表示装置が、医用画像診断装置に対して独立に設けられていることにある。

10

【0095】

(装置の構成)

以下に、本発明の第2の実施例における3次元画像データ表示装置の構成につき、図9を用いて説明する。尚、上記3次元画像データ表示装置の概略構成のブロック図を示す図9において、図1の第1の実施例と同様な機能を有するユニットは、同一番号で示し、その説明を省略する。

【0096】

図9の3次元画像データ表示装置20は、医用画像診断装置において生成された複数種類の複数枚の2次元画像データを保存する画像データ記憶部307と、画像データ記憶部307に保存された複数枚の前記画像データを用いて複数種類のボリュームデータを生成し、更に、これらのボリュームデータに基づいてボリュームレンダリング画像データの生成を行なうレンダリング画像データ生成部500と、得られたボリュームレンダリング画像データを表示する表示部208と、ボリュームレンダリング画像データの色調及び不透明度の設定や各種のコマンド信号の入力を行なう入力部309と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部310を備えている。

20

【0097】

そして、画像データ記憶部307は、例えば、図示しない超音波診断装置からネットワーク、あるいは記憶媒体を介して供給される複数枚の2次元Bモード画像データと、複数枚の2次元流速値データと、複数枚の2次元パワー値データをその付帯情報である位置情報と共に保存する。

30

【0098】

入力部309は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報や各種コマンド信号の入力などを行なう。更に、表示パネルに表示される流速値ボリュームデータのボクセル値、あるいはパワー値ボリュームデータのボクセル値のヒストグラム等に基づいてボクセル値・不透明度特性及びボクセル値・色調特性の設定を行なう。

【0099】

一方、システム制御部310は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部309からの指示信号に基づいて、レンダリング画像データ生成部500及び表示部208をはじめシステム全体の制御を統括して行なう。

40

【0100】

尚、図10に示したレンダリング画像データ生成部500及び表示部208は、図1に示した第1の実施例の場合と同様であるため説明を省略する。

【0101】

(ボリュームレンダリング画像データの生成手順)

次に、3次元画像データ表示装置20によるボリュームレンダリング画像データの生成手順につき図3、図9及び図10を用いて説明する。尚、図10は、ボリュームレンダリング画像データの生成手順を示すフローチャートであり、図8に示した第1の実施例の手順と同一の手順は同一の符号を付加し、詳細な説明は省略する。

50

【0102】

先ず、超音波診断装置のBモード法によって得られた複数枚のBモード画像データとカラードブラ法によって得られた複数枚の流速値データ及びパワー値データを、図示しないネットワークや記憶媒体を介して図10の画像データ記憶部307の各記憶領域に保存する(図10のステップS1a)。次いで、操作者は、入力部309の入力デバイスを用いてカラードブラレンダリングデータの不透明度に対応する計測物理量(パワー値)と色調に対応する計測物理量(流速値)を設定する(図10のステップS2a)。

【0103】

上述の各画像データの保存と計測物理量の設定が終了したならば、入力部309よりボリュームデータ生成のためのコマンド信号が入力され、システム制御部310を介してこのコマンド信号を受信したレンダリング画像データ生成部500のボリュームデータ生成部520は、画像データ生成・記憶部207に保存されている複数枚のBモード画像データ、流速値データ及びパワー値データを読み出す。そして、Bモードボリュームデータ、流速値ボリュームデータ及びパワー値ボリュームデータを生成し、ボリューム情報記憶部530に保存する(図10のステップS3)。

10

【0104】

一方、不透明度・色調設定部510は、Bモードボリュームデータの各ボクセルにおける色調データと不透明度データを設定し、更に、流速値ボリュームデータ及びパワー値ボリュームデータの各ボクセルにおける色調データと不透明度データの設定を行なう(図10のステップS4a)。

20

【0105】

そして、ボリュームデータ生成部520は、不透明度・色調設定部510から供給される不透明度データ及び色調データに基づいて3次元のBモード不透明度情報とBモード色調情報、更には、流速値色調情報とパワー値不透明度情報を生成してボリューム情報記憶部530に保存する(図10のステップS5)。

【0106】

次に、レンダリング処理部540のレンダリング処理回路541は、ボリューム情報記憶部530に保存されているBモードボリュームデータとその不透明度情報及び色調情報を読み出して3次元のBモードレンダリングデータを生成し、更に、流速値ボリュームデータとその色調情報、更には、パワー値ボリュームデータとその不透明度情報を読み出して3次元のカラードブラレンダリングデータを生成する(図10のステップS6)。

30

【0107】

一方、レンダリング合成部550は、画像閾値情報記憶部560において予め設定されている表示優先度情報に基づいて、同一部位のボクセルにおけるBモードレンダリングデータとカラードブラレンダリングデータの何れかを選択する。そして、選択したBモードレンダリングデータとカラードブラレンダリングデータをZ軸方向に合成してボリュームレンダリング画像データを生成し(図10のステップS7)、表示部208に表示する(図10のステップS8)。

【0108】

以上述べた第2の実施例によれば、第1の実施例と同様にしてボリュームレンダリング画像データにおける不透明度と色調を独立の計測物理量の計測値に基づいて設定しているため、より多くの医用情報を1枚のボリュームレンダリング画像において表示することができる。

40

【0109】

更に、この実施例の3次元画像データ表示装置は、画像データを収集するための医用画像診断装置に対して独立に構成されているため、超音波診断装置のみならず、CT装置やX線診断装置、あるいはMRI装置によって得られた画像データに対しても情報量に優れたボリュームレンダリング画像データの生成と表示を行なうことが可能となる。

【0110】

尚、上述の第2の実施例の説明では、超音波診断装置によって得られる2次元画像デー

50

タに基づいてボリュームレンダリング画像データを生成する場合について述べたが、X線診断装置やCT装置、更にはMRI装置によって得られる画像データであってもよい。例えば、X線診断装置やCT装置の場合には造影剤を注入して生成したロードマップ画像データによって不透明度を設定し、治療時の透視画像データによって色調の設定を行なってもよい。又、MRI装置の場合には、異なるパルスシーケンスによって得られた夫々の画像データに基づいて不透明度及び色調を設定してもよい。

【0111】

以上、本発明の実施例について述べたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例の画像データ生成・記憶部207の画像データ記憶回路232には2次元の流速値データの他に血流の乱れの状態を反映した2次元の分散値画像データが保存され、レンダリング画像データ生成部500の不透明度・色調設定部510における色調設定回路512は、ボリュームデータ生成部520が流速値データ及び分散値画像データに基づいて生成した流速値ボリュームデータ及び分散値ボリュームデータの各ボクセルに基づいて色調データの設定を行なってもよい。図11に、このとき入力部309の表示パネルに表示されるボクセル値 色調特性の設定画面を示す。

10

【0112】

即ち、図11においては、流速値及び分散値に対する色調を設定するためのカラーグラデーションテーブル721と、最大流速及び最小流速の色調を設定する色調設定ボタン722乃至724と、最大流速時における最大分散値に対応する色調を設定する色調設定ボタン725及び726が表示され、例えば、色設定ボタン725によって黄色が、又、色設定ボタン726によって緑色が設定される。

20

【0113】

更に、カラーグラデーションテーブル721には、パワー値に対する不透明度を設定するための不透明度カーブ727と、流速値ボリュームデータ、分散値ボリュームデータにおけるボクセル値のヒストグラム728及びヒストグラム729と、パワー値ボリュームデータにおけるボクセル値のヒストグラム730が重畳表示される。

【0114】

尚、上述の実施例では、カラードブラ法におけるパワー値を不透明度に、又、流速値あるいは流速値と分散値を色調に対応させたが、他の組み合わせであってもよい。更に、Bモードレンダリングデータとの合成を行わずに血流情報のみのボリュームレンダリング画像データの生成と表示を行なってもよい。又、カラーグラデーションテーブルの設定は、図7あるいは図11に示した色調に限定されない。

30

【図面の簡単な説明】

【0115】

【図1】本発明の第1の実施例における超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】同実施例における送受信部及び信号処理部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例における画像データ生成・記憶部とレンダリング画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図4】同実施例におけるボリュームデータのボクセル値と不透明度及び色調の関係を示した模式図。

40

【図5】同実施例におけるレンダリングデータの生成方法を示す図。

【図6】同実施例における2種類のレンダリングデータに対して表示優先度を決定するための閾値情報が設定された2次元テーブルの模式図。

【図7】同実施例におけるボリュームデータのボクセル値に対して不透明度あるいは色調を設定するための設定画面を示す図。

【図8】同実施例におけるボリュームレンダリング画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図9】本発明の第2の実施例における3次元画像データ表示装置の概略構成を示すブロック図。

50

【図10】同実施例におけるボリュームレンダリング画像データの生成手順を示すフローチャート。

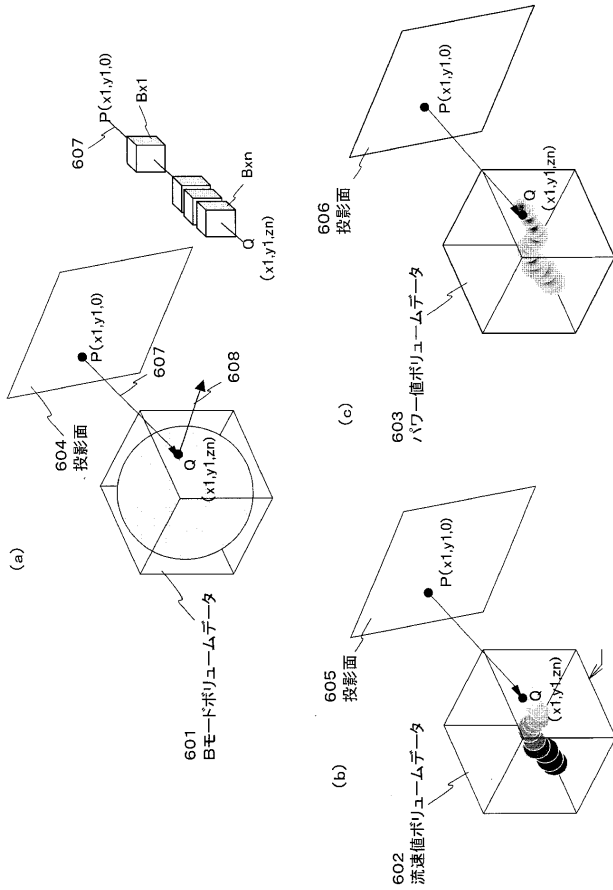
【図11】本発明の第1の実施例及び第2の実施例の変形例においてボリュームデータのボクセル値に対する不透明度あるいは色調を設定するための設定画面を示す図。

【符号の説明】

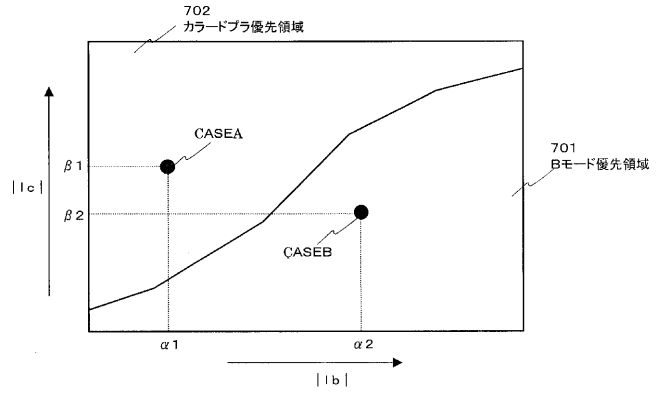
【0116】

10 ... 超音波診断装置	
150 ... 超音波プローブ	
200 ... 送受信部	
201 ... 信号処理部	10
202 ... 超音波送信部	
203 ... 超音波受信部	
204 ... Bモード信号処理部	
205 ... ドブラ信号検出部	
206 ... ドブラ信号処理部	
207 ... 画像データ生成・記憶部	
208 ... 表示部	
209 ... 入力部	
210 ... システム制御部	
231, 232, 233 ... 画像データ記憶回路	20
500 ... レンダリング画像データ生成部	
510 ... 不透明度・色調設定部	
511 ... 不透明度設定回路	
512 ... 色調設定回路	
520 ... ボリュームデータ生成部	
530 ... ボリューム情報記憶部	
531, 534, 536 ... ボリュームデータ記憶回路	
532, 537 ... 不透明度情報記憶回路	
533, 535 ... 色調情報記憶回路	
540 ... レンダリング処理部	30
541, 542 ... レンダリング処理回路	
550 ... レンダリング合成部	
560 ... 画像閾値情報記憶部	

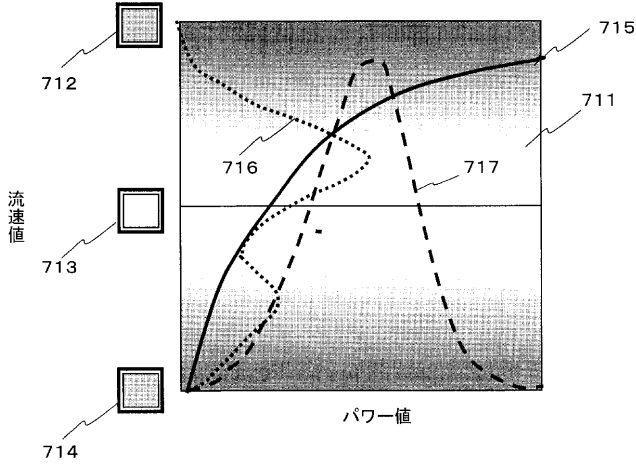
【 図 5 】



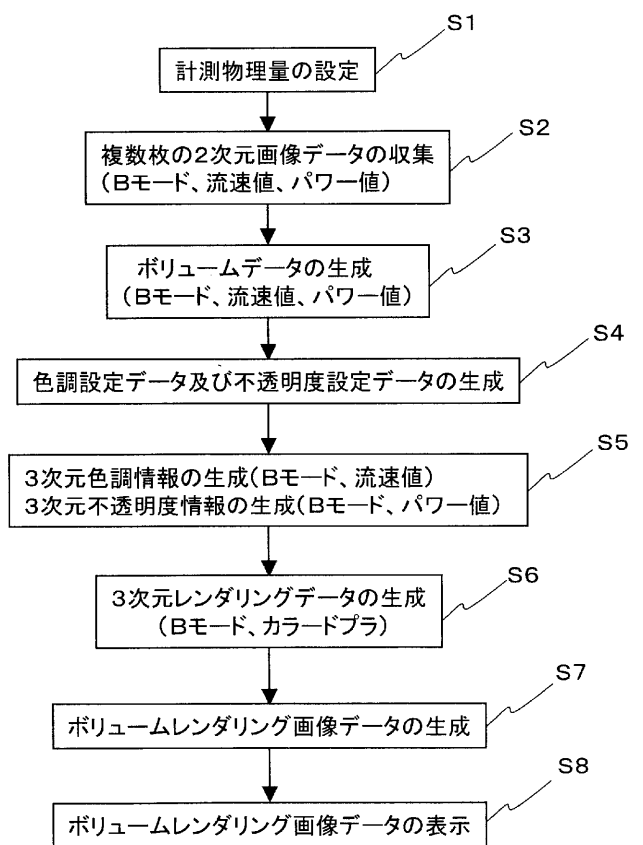
【 図 6 】



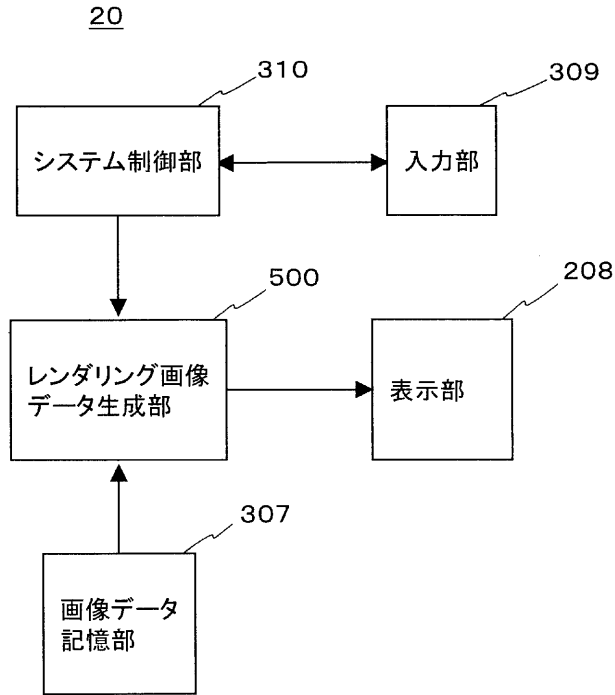
【 図 7 】



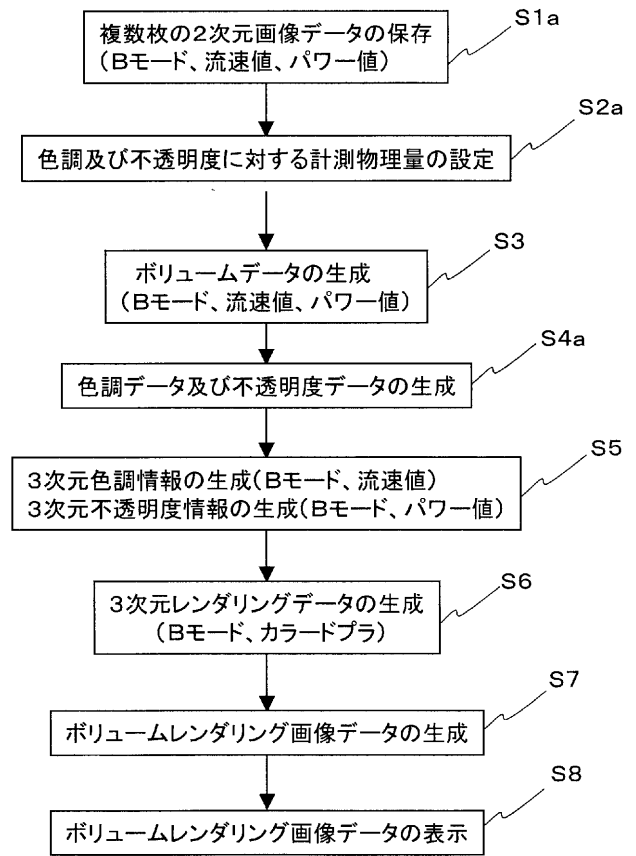
【 図 8 】



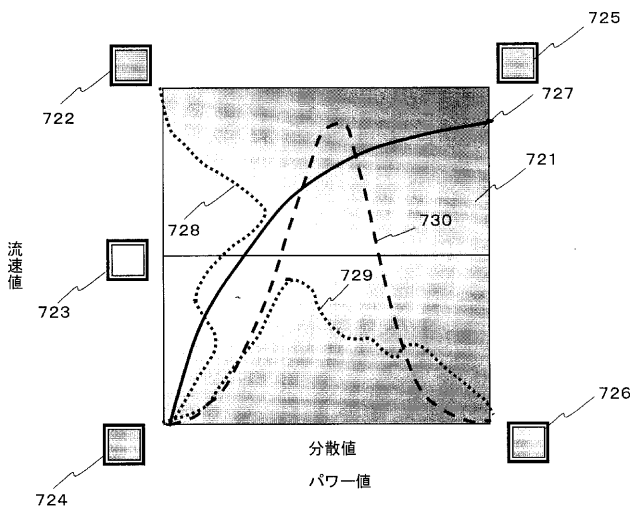
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 DE04 DE05 EE04 EE09 JC26 KK02 KK12 KK19 KK22
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB13 CB16
CC01 CD14 CE14 CE16 DA04 DA16 DB02 DB05 DB09
5B080 AA17 FA02 FA17 GA00

专利名称(译)	超声诊断设备，三维图像数据显示设备和三维图像数据显示方法		
公开(公告)号	JP2005143733A	公开(公告)日	2005-06-09
申请号	JP2003384033	申请日	2003-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	田中裕子		
发明人	田中 裕子		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00 G06T15/08 G06T15/00		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JC26 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD14 5B057/CE14 5B057/CE16 5B057/DA04 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B080/AA17 5B080/FA02 5B080/FA17 5B080/GA00 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：增加大量渲染图像数据中的信息量并提高图像质量。渲染图像数据生成单元500的体数据生成单元520使用通过将超声彩色多普勒方法应用于对象而获得的流速值数据和功率值数据来生成各个体数据。要做。接下来，渲染处理单元540基于由流速/体积值数据和基于速度值体积数据设置的不透明度数据，基于由不透明度/色调设置单元510设置的色调数据，生成三维彩色多普勒渲染数据。要做。然后，渲染合成单元550基于图像阈值信息存储单元560的选择标准，以体素为单位选择并合成彩色多普勒渲染数据或单独生成的B模式渲染数据以及体绘制图像。生成数据。[选择图]图3

