

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5068336号
(P5068336)

(45) 発行日 平成24年11月7日 (2012. 11. 7)

(24) 登録日 平成24年8月24日 (2012. 8. 24)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 N

A 6 1 B 6/03 3 6 0 B

A 6 1 B 6/03 3 7 0 Z

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2010-63411 (P2010-63411)
 (22) 出願日 平成22年3月19日 (2010. 3. 19)
 (65) 公開番号 特開2011-193997 (P2011-193997A)
 (43) 公開日 平成23年10月6日 (2011. 10. 6)
 審査請求日 平成23年12月8日 (2011. 12. 8)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (72) 発明者 榎本 潤
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内

審査官 亀澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像変換装置および方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

同一被写体の心臓および／または肺を短い時間間隔で連続して撮影を行うことにより取得された、時系列順に表示することにより、前記心臓および／または肺の動きを再生することが可能な一連の時系列医用画像を取得する画像取得手段と、

前記一連の時系列医用画像内の画素位置を、前記一連の時系列医用画像間において位置合わせする位置合わせ手段と、

前記一連の時系列医用画像において、前記心臓および／または肺の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換する変換手段とを備えたことを特徴とする医用画像変換装置。

【請求項 2】

前記位置合わせの前に、前記一連の時系列画像を平滑化する平滑化手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像変換装置。

【請求項 3】

前記変換された一連の時系列画像を、時系列順に表示する表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の医用画像変換装置。

【請求項 4】

前記時系列医用画像は、3次元医用画像であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の医用画像変換装置。

【請求項 5】

前記変換手段は、前記一連の時系列医用画像のそれぞれの時相から、基準となる１つの基準時相を選択し、前記一連の時系列医用画像において、前記心臓および／または肺の対応する画素位置の信号値を、前記基準時相の時系列医用画像における表示画素値に変換する手段であることを特徴とする請求項１から４のいずれか１項記載の医用画像変換装置。

【請求項６】

同一被写体の心臓および／または肺を短い時間間隔で連続して撮影を行うことにより取得された、時系列順に表示することにより、前記心臓および／または肺の動きを再生することが可能な一連の時系列医用画像を取得し、

前記一連の時系列医用画像内の画素位置を、前記一連の時系列医用画像間において位置合わせし、

前記一連の時系列医用画像において、前記心臓および／または肺の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換することを特徴とする医用画像変換方法。

【請求項７】

同一被写体の心臓および／または肺を短い時間間隔で連続して撮影を行うことにより取得された、時系列順に表示することにより、前記心臓および／または肺の動きを再生することが可能な一連の時系列医用画像を取得する手順と、

前記一連の時系列医用画像内の画素位置を、前記一連の時系列医用画像間において位置合わせする手順と、

前記一連の時系列医用画像において、前記心臓および／または肺の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換する手順とを有することを特徴とする医用画像変換方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、心臓等の臓器の動きを表すための時系列医用画像を、例えばボリュームレンダリング表示するために変換する医用画像変換装置および方法、並びに医用画像変換方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関するものである。

【背景技術】

【０００２】

近年、医療機器（例えば多検出器型ＣＴ等）の進歩により質の高い３次元画像が画像診断に用いられるようになってきている。ここで、３次元画像は多数の２次元の断層画像から構成され情報量が多いため、医師が所望の観察部位を見つけ診断することに時間を要する場合がある。そこで、注目する構造物を認識し、注目する構造物を含む３次元画像から、例えば最大値投影法（ＭＩＰ法）および最小値投影法（ＭｉｎＩＰ法）等の方法を用いて、注目する構造物の３次元画像を作成してＭＩＰ表示等を行ったり、３次元画像のボリュームレンダリング（ＶＲ）表示を行ったり、ＣＰＲ（Curved Planer Reconstruction）表示を行ったりすることにより、構造物全体、さらには構造物に含まれる病変の視認性を向上させる各種技術が提案されている。

【０００３】

ところで上述した多検出器型のＣＴにおいては、複数の検出器を用いて一度に多数の断層画像を取得することができ、現在では１回転で３００スライスを超える断層画像を取得することが可能となっている。また、検出器１回転に要する時間は０．３秒程度であるため、特定の臓器のみであれば、複数の３次元画像を短い時間間隔により時系列で取得することが可能となっている。このように時系列で取得した３次元画像に含まれる注目する臓器を時系列順に表示する、すなわち、３次元に時間を含めた４次元表示することにより、注目する臓器が動く様子を動画像を見るように観察することが可能となる（特許文献１参照）。

【０００４】

このように３次元画像を４次元表示することにより、とくに循環器分野における心臓解析等が可能となる。また、心臓、肺等の動きのある臓器のみならず、造影剤を用いて３次

10

20

30

40

50

元画像を取得するに際し、造影剤の流れる様子を4次元表示することにより、造影剤効果による肝臓等の特定の臓器の診断を行うことが可能となる。

【0005】

なお、3次元画像をVR表示する場合、注目する臓器を抽出し、抽出した臓器の3次元画像の各画素位置の信号値（CT画像の場合はCT値）に応じて、各画素の信号値に色（R，G，B）および不透明度（オパシティ）を設定して3次元表示が行われる。VR画像の4次元表示は、複数の3次元画像のそれぞれについて色および不透明度を設定してVR画像を作成し、作成したVR画像を時系列順に表示することにより行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0006】

【特許文献1】特開2005-322252号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、特定の臓器を時系列順に短い時間間隔で撮影することにより取得した3次元画像においては、3次元画像のそれぞれに含まれる臓器の対応する画素位置の信号値は同一となるはずである。しかしながら、実際には撮影時のノイズ等の影響により、同一の臓器の対応する画素位置の信号値が異なるものとなってしまうことが多い。このように、同一の臓器の対応する画素位置の信号値が異なると、VR画像を4次元表示した際に、臓器の同一位置の色および不透明度がその臓器の動きに併せて変動してしまう。このように、臓器の色および不透明度が変動すると、その位置の3次元動的な動きを錯覚してしまい、正確な診断を行うことができなくなるおそれがある。

20

【0008】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、医用画像を時系列順に表示する場合の色等の変動を防止することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明による医用画像変換装置は、特定臓器についての時相が異なる一連の時系列医用画像を取得する画像取得手段と、

30

前記一連の時系列医用画像内の画素位置を、前記一連の時系列医用画像間において位置合わせする位置合わせ手段と、

前記一連の時系列医用画像において、前記特定臓器の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換する変換手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】

「時相が異なる一連の時系列医用画像」としては、同一被写体の特定臓器を短い時間間隔で連続して撮影を行うことにより取得し、時系列順に表示することにより、特定臓器の動きを再生することが可能であれば、任意の画像を用いることができる。具体的には、3次元画像、3次元画像から抽出した3次元の特定臓器の画像、3次元画像において特定臓器を含む特定のスライス位置における2次元画像、さらには単純X線撮影により取得した特定臓器の画像等を用いることができる。

40

【0011】

なお、本発明による医用画像変換装置においては、前記位置合わせの前に、前記一連の時系列画像を平滑化する平滑化手段をさらに備えるものとしてもよい。

【0012】

また、本発明による医用画像変換装置においては、前記変換された一連の時系列画像を、時系列順に表示する表示手段をさらに備えるものとしてもよい。

【0013】

また、本発明による医用画像変換装置においては、前記時系列医用画像を、3次元医用画像としてもよい。

50

【 0 0 1 4 】

また、本発明による医用画像変換装置においては、前記特定臓器を、心臓および／または肺としてもよい。

【 0 0 1 5 】

本発明による医用画像変換方法は、特定臓器についての時相が異なる一連の時系列医用画像を取得し、

前記一連の時系列医用画像内の画素位置を、前記一連の時系列医用画像間において位置合わせし、

前記一連の時系列医用画像において、前記特定臓器の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換することを特徴とするものである。

10

【 0 0 1 6 】

なお、本発明による医用画像変換方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、特定臓器についての時相が異なる一連の時系列医用画像を取得し、一連の時系列医用画像内の画素位置を、一連の時系列医用画像間において位置合わせし、一連の時系列医用画像において、特定臓器の対応する画素位置の信号値を同一の表示画素値に変換するようにしたものである。このため、一連の時系列医用画像を時系列順に表示しても、特定臓器内のある部分の表示画素値が、臓器の動きに併せて変動することがなくなる。したがって、特定臓器内の対応する位置の動きを錯覚してしまうことがなくなり、その結果、時系列順に表示された医用画像を用いての診断を正確に行うことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】本発明の実施形態による医用画像変換装置の構成を示す概略ブロック図

【図 2】心臓の 3 次元画像の位置合わせ結果を示す図

【図 3】カラーテンプレートを示す図

【図 4】本実施形態において行われる処理を示すフローチャート

【図 5】本発明の他の実施形態による医用画像変換装置の構成を示す概略ブロック図

【発明を実施するための形態】

30

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図 1 は本発明の実施形態による医用画像変換装置の構成を示す概略ブロック図である。なお、図 1 に示す医用画像変換装置 1 の構成は、補助記憶装置に読み込まれた医用画像変換処理プログラムをコンピュータ上で実行することにより実現される。このとき、この医用画像変換処理プログラムは、C D - R O M 等の記憶媒体に記憶され、もしくはインターネット等のネットワークを介して配布され、コンピュータにインストールされる。

【 0 0 2 0 】

本実施形態による医用画像変換装置 1 は、ボリュームデータ取得部 1 0、記憶部 2 0、位置合わせ部 3 0、変換部 4 0、表示制御部 5 0 および入力部 6 0 を備える。

40

【 0 0 2 1 】

ボリュームデータ取得部 1 0 は、C T 装置または M R I 装置等のモダリティ 2 において、所定の時間間隔 t で被写体の特定臓器を撮影して得られた複数の 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 からなる 3 次元ボリュームデータ群 1 1 0 を取得する、通信インターフェースの機能を有する。なお、3 次元ボリュームデータ群 1 1 0 は L A N 経由でモダリティ 2 から送信される。また、本実施形態においては、特定臓器を心臓とする。

【 0 0 2 2 】

ここで、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 は、診断対象となる心臓を断層面に垂直な方向に沿って順に得られる 2 次元の断層像データを積層することによって取得されるものであり、本実施形態においては、C T 装置または M R I 装置等のモダリティ 2 において撮影さ

50

れた複数の断層画像を重ね合わせるにより生成される。なお、CT装置を用いて取得したボリュームデータは、ボクセル（すなわち画素位置）毎にX線の吸収量を蓄えたデータとなり、各画素位置に対して1つの信号値（CT装置で撮影した場合は、X線の吸収量を示す値）が与えられたデータとなる。

【0023】

3次元ボリュームデータ群110は、例えば、被写体を一定の時間間隔 t からなる異なる時相 t_1 、 t_2 、 \dots 、 t_n で撮影を行うことにより取得した、一連の3次元ボリュームデータ100から構成される。

【0024】

なお、3次元ボリュームデータ100には、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格で規定された付帯情報が付加される。付帯情報は、例えば、個々の3次元ボリュームデータ100により表される3次元画像を識別するための画像ID、被写体を識別するための患者ID、検査を識別するための検査ID、画像情報毎に割り振られるユニークなID (UID)、その画像情報が生成された検査日、検査時刻、その画像情報を取得するための検査で使用されたモダリティの種類、患者氏名、年齢、性別等の患者情報、検査部位（撮影部位、本実施形態においては心臓）、撮影条件（造影剤の使用有無や、放射線量等）、1回の検査で複数の画像を取得したときのシリーズ番号あるいは採取番号等の情報が含まれうる。

【0025】

記憶部20は、ハードディスク等の大容量の記憶装置であり、3次元ボリュームデータ群110が記憶される。なお、記憶部20には、被写体が異なる（すなわち患者が異なる）、あるいは同一被写体で撮影時期が異なる複数の3次元ボリュームデータ群110が記憶される。

【0026】

位置合わせ部30は、3次元ボリュームデータ100のそれぞれについて、心臓部分における対応する画素位置を3次元ボリュームデータ100間において位置合わせする。具体的には、「W.M. Wells III, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis, Multi modal volume registration by maximization of mutual information, Med. Image Anal., vol.1, no.1, pp.35-51, 1996.」（参考文献1）、「Rueckert, D., Sonoda, L.I., Hayes, C., Hill, D.L.G., Leach, M.O., Hawkes, D.J., Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol.18, pp.712-721, 1999.」（参考文献2）、「Masumoto J, Sato Y, Hori M, Murakami T, Johkoh T, Nakamura H, Tamura S: A similarity measure for nonrigid volume registration using known joint distribution of target tissue: Application to dynamic CT data of the liver, Medical Image Analysis, vol.7, no.4, pp.553-564, 2003.」（参考文献3）、「Yongmei Wang, Lawrence H. Staib, Physical model-based non-rigid registration incorporating statistical shape information, Medical Image Analysis (2000) volume 4, number 1, pp 7-21」（参考文献4）に記載された手法を用いて対応する画素位置を対応づけることができる。

【0027】

参考文献1に記載された手法は、剛体レジストレーション手法を用いた位置合わせを行うものであり、異なるモダリティにより取得した3次元医用画像間において、相互情報量が最大となるように、画素の位置および方向を調整することにより画素の位置合わせを行う手法である。参考文献2に記載された手法は、非剛体レジストレーション手法を用いた位置合わせを行うものであり、「free from deformation」(FFT)というBスプライン関数を基本とした変形推定手法により、MRI画像の位置合わせを行う手法である。参考文献3に記載された手法は、非剛体レジストレーション手法を用いた位置合わせを行うものであり、時系列順に取得されたCT画像において、肝臓等の対象とする組織の結合分布 (joint distribution) を用いて、対象組織と非対象組織との境界において組織をスライドさせることにより類似度を測定して位置合わせを行う手法である。参考文献4に記載さ

10

20

30

40

50

れた手法は、非剛体レジストレーション手法を用いた位置合わせを行うものであり、物体の形状をあらかじめ与えておき、その形状となるように物体を変形させることにより、物体間の位置合わせを行う手法である。

【 0 0 2 8 】

また、特表 2 0 0 5 - 5 2 8 9 7 4 号公報および特表 2 0 0 7 - 5 1 6 7 4 4 号公報に記載された手法を用いることも可能である。特表 2 0 0 5 - 5 2 8 9 7 4 号公報に記載された手法は、対象の関心領域から第 1 および第 2 の画像データセットを取得し、関心領域に対する呼吸および心臓運動等の生理学的運動のモデルを作成し、生理学的モデルを第 1 の画像データセットに対して適合させ、変換のために対象特有の生理学的ファントムを第 2 の画像データセットに適用し、この変換を第 1 の画像データセットに対して適用することにより、位置合わせを行う手法である。

10

【 0 0 2 9 】

また、特表 2 0 0 7 - 5 1 6 7 4 4 号公報に記載された手法は、2 つの画像間における目印となる位置の類似性に基づいて、目印の位置を位置合わせすることにより画像の位置合わせを行う手法である。

【 0 0 3 0 】

位置合わせ部 3 0 は、これらの手法を用いて 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 により表される 3 次元画像に含まれる心臓間の位置合わせを行う。これにより、3 次元画像に含まれる心臓間において、同一位置を表す画素が互いに対応づけられる。

【 0 0 3 1 】

20

なお、位置合わせ手法は上記各種法に限定されるものではなく、公知の任意の手法を用いることができる。また、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 を順次モニタ 4 に表示し、入力部 6 0 からの入力により操作者が位置合わせを行うようにしてもよい。また、心臓部分のみならず、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 の全画素位置の位置合わせを行うようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

図 2 は、心臓の 3 次元画像の位置合わせ結果を示す図である。なお、図 2 においては、3 つの 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 A , 1 0 0 B , 1 0 0 C に含まれる心臓の位置合わせ結果を示す。図 2 に示すように、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 A に含まれる心臓上の画素 P 1 は、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 B , 1 0 0 C の画素 P 2 , P 3 とそれぞれ対応づけられることとなる。

30

【 0 0 3 3 】

変換部 4 0 は、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 のそれぞれの画素位置における信号値を、ボリュームレンダリング (V R) 表示のために表示画素値に変換する。図 3 は、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 を変換するためのカラーテンプレートを示す図である。なお、カラーテンプレートは、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 に含まれる部位のうち、抽出して V R 表示したい部位に応じて複数用意されており、本実施形態においては、心臓の V R 表示のためのカラーテンプレート T 0 を選択するものとする。図 3 に示すように、カラーテンプレート T 0 は横軸に 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 の信号値、縦軸に色 (R , G , B) および不透明度が設定された 1 次元のルックアップテーブルである。なお、図 3 においては 1 つのカラーテンプレートのみを示しているが、実際には、R , G , B の各色および不透明度のそれぞれについて 4 つのカラーテンプレートが用意されている。

40

【 0 0 3 4 】

変換部 4 0 は、カラーテンプレート T 0 を参照して、3 次元ボリュームデータ 1 0 0 の各画素の信号値を、R , G , B および不透明度からなる表示画素値に変換する。この際、変換部 4 0 は、複数の 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 のそれぞれの時相のうちの基準となる 1 つの基準時相 B を選択する。そして、基準時相以外の時相における 3 次元ボリュームデータ 1 0 0 の各画素位置の信号値を、基準時相 B における 3 次元ボリュームデータ (以下、基準 3 次元ボリュームデータ 1 2 0 とする) の対応する画素位置の信号値に変換する。

50

【 0 0 3 5 】

なお、基準時相 B の選択は、例えば、3次元ポリウムデータ群 1 1 0 の時相における先頭の時相、中間の時相、最後の時相、あるいはノイズが最も少ない3次元ポリウムデータ 1 0 0 を取得した時相等、あらかじめ定められた時相を選択するするようにすればよい。また、入力部 6 0 からの入力によりいずれの時相を基準時相 B とするかの選択を受け付けるようにしてもよい。この際、操作者は最もノイズが少ない3次元ポリウムデータ 1 0 0 を取得した時相等を基準時相 B として選択すればよい。

【 0 0 3 6 】

そして、変換部 4 0 は、すべての3次元ポリウムデータ 1 0 0 の各画素位置の信号値を基準3次元ポリウムデータ 1 2 0 の対応する画素位置の信号値に変換した後に、カラーテンプレート T 0 を用いて、各3次元ポリウムデータ 1 0 0 の信号値を表示画素値に変換する。これにより、3次元ポリウムデータ 1 0 0 は、心臓が抽出された V R 画像を表すものとなる。

10

【 0 0 3 7 】

またこれにより、図 2 に示す3つの3次元ポリウムデータ 1 0 0 A , 1 0 0 B , 1 0 0 C の対応する画素位置 P 1 , P 2 , P 3 は、例えばそれぞれの信号値がノイズ等の影響により 1 0 0 , 1 1 0 , 1 0 7 となっている場合であっても、同じ色および不透明度の表示画素値に変換されることとなる。例えば、3つの3次元ポリウムデータ 1 0 0 A , 1 0 0 B , 1 0 0 C のうち、基準時相 B における3次元ポリウムデータを3次元ポリウムデータ 1 0 0 B とした場合、画素位置 P 1 , P 3 の信号値はそれぞれ 1 1 0 に変換され、その結果、カラーテンプレート T 0 における 1 1 0 の信号値に対応する色および不透明度に変換されることとなる。

20

【 0 0 3 8 】

表示制御部 5 0 は、変換された一連の3次元ポリウムデータ 1 0 0 により表される V R 画像を時系列順にディスプレイ 4 に表示する。なお、本実施形態においては、心臓を表示するものであるため、心臓が拍動する様子がディスプレイ 4 に表示されることとなる。

【 0 0 3 9 】

入力部 6 0 は、キーボードおよびマウス等の公知の入力装置からなる。

【 0 0 4 0 】

次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図 4 は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。なお、複数の心臓の3次元ポリウムデータ群 1 1 0 は、ポリウムデータ取得部 1 0 により取得されて、記憶部 2 0 に記憶されているものとする。操作者が入力部 6 0 を操作することにより、表示する3次元画像の選択がなされると(ステップ S T 1 肯定)、位置合わせ部 3 0 が、選択された3次元画像に対応する3次元ポリウムデータ群 1 1 0 を記憶部 2 0 から読み出し、3次元ポリウムデータ群 1 1 0 を構成する3次元ポリウムデータ 1 0 0 間の画素位置を位置合わせする(ステップ S T 2)。これにより、3次元ポリウムデータ 1 0 0 間の画素位置が対応づけられる。

30

【 0 0 4 1 】

そして、変換部 4 0 が、基準時相 B を選択し(ステップ S T 3)、すべての3次元ポリウムデータ 1 0 0 の各画素位置の信号値を、基準時相 B における基準3次元ポリウムデータ 1 2 0 の対応する画素位置の信号値に変換し(ステップ S T 4)、さらに、選択されたカラーテンプレート T 0 を用いて、各3次元ポリウムデータ 1 0 0 の信号値を表示画素値に変換する(ステップ S T 5)。そして、表示制御部 5 0 が、変換された3次元ポリウムデータ 1 0 0 により表される心臓の V R 画像をディスプレイ 4 に時系列順に表示し(ステップ S T 6)、処理を終了する。

40

【 0 0 4 2 】

このように、本実施形態においては、位置合わせ部 3 0 が、3次元ポリウムデータ群 1 1 0 を構成する3次元ポリウムデータ 1 0 0 の画素位置を、3次元ポリウムデータ 1 0 0 間において位置合わせすることにより対応づけ、変換部 4 0 が基準時相 B を選択し

50

、すべての３次元ボリュームデータ１００の各画素位置の信号値を基準時相Ｂにおける基準３次元ボリュームデータ１２０の対応する画素位置の信号値に変換し、さらにカラーテンプレートＴ０を用いて、各３次元ボリュームデータ１００の信号値を、Ｒ、Ｇ、Ｂおよび不透明度からなる表示信号値に変換するようにしたものである。

【００４３】

このため、３次元ボリュームデータ群１１０を時系列順に表示した場合に、心臓内のある画素位置における色および不透明度が、心臓の動きに併せて変動することがなくなる。したがって、心臓内の色および不透明度が変動することによる心臓の３次元的な動きを錯覚することがなくなり、その結果、時系列順に表示された３次元ボリュームデータ群１１０を用いての診断を正確に行うことができる。

10

【００４４】

なお、上記実施形態においては、心臓の３次元ボリュームデータ群を用いているが、肺の３次元ボリュームデータ群を用いてもよい。この場合、呼吸による肺の３次元的な動きを表すように、ＶＲ画像が４次元表示されることとなる。また、心臓および肺の双方を含む循環器系の３次元ボリュームデータ群を用いてもよい。この場合、心臓の拍動による３次元的な動きおよび呼吸による肺の３次元的な動きの双方を表すように、ＶＲ画像が４次元表示されることとなる。

【００４５】

また、上記実施形態において、図５に示すように、平滑化部７０を設け、３次元ボリュームデータ１００間の画素位置を位置合わせする前に、各３次元ボリュームデータ１００を平滑化するようにしてもよい。具体的には、所定サイズ（例えば３×３×３）の平滑化フィルタを用いて、３次元ボリュームデータ１００の各画素位置の信号値の平均値を算出することにより、各３次元ボリュームデータ１００を平滑化すればよい。これにより、位置合わせを行う場合に、３次元ボリュームデータ１００に含まれるノイズの影響を低減できるため、より正確に位置合わせを行うことができる。

20

【００４６】

また、上記実施形態においては、心臓の３次元ボリュームデータ群１１０を時系列順にＶＲ表示する場合について説明しているが、各３次元ボリュームデータ１００の同一位置のスライス面における心臓の断面を表す２次元画像を３次元ボリュームデータ１００からそれぞれ抽出し、抽出した２次元画像の濃度および／または色を変換して時系列順に表示する場合にも、本発明を適用できることはもちろんである。また、時系列画像としては、３次元ボリュームデータ１００に限定されるものではなく、単純Ｘ線撮影により所定の時間間隔により取得した一連の画像からなる画像群を用いることも可能である。

30

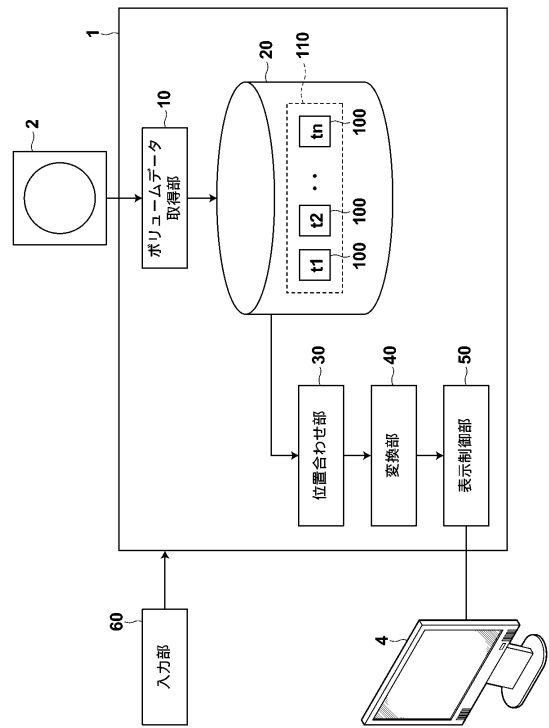
【符号の説明】

【００４７】

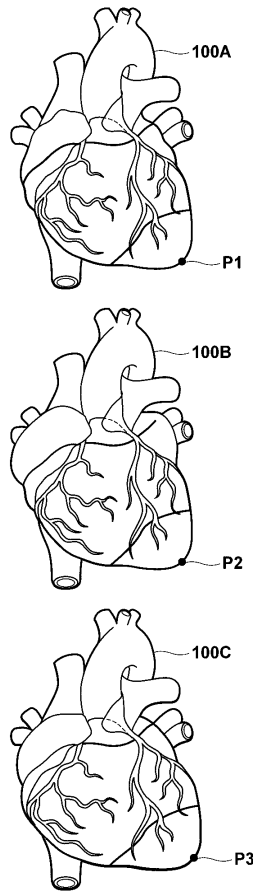
- １ 医用画像変換装置
- ２ モダリティ
- ４ ディスプレイ
- １０ ボリュームデータ取得部
- ２０ 記憶部
- ３０ 位置合わせ部
- ４０ 変換部
- ５０ 表示制御部
- ６０ 入力部
- ７０ 平滑化部
- １００ ３次元ボリュームデータ
- １１０ ３次元ボリュームデータ群

40

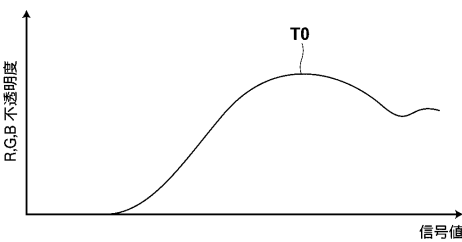
【図1】



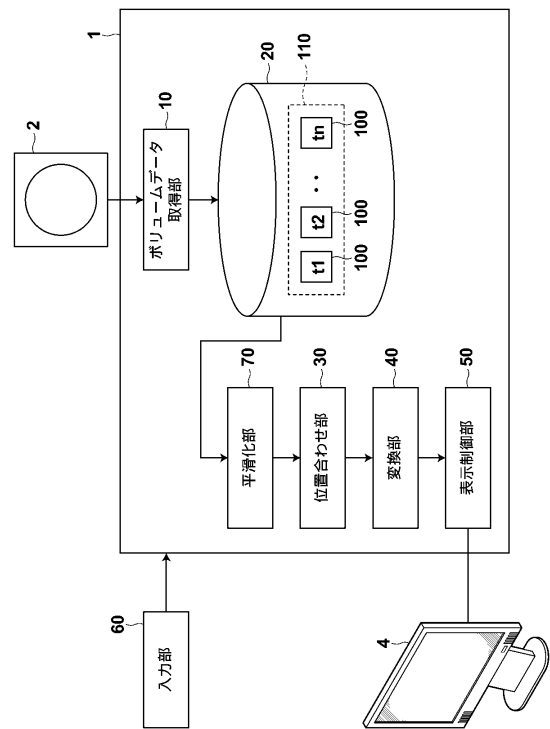
【図2】



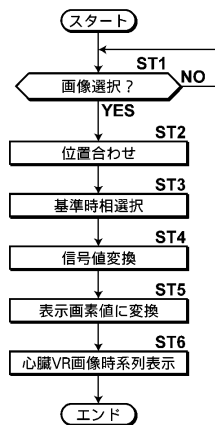
【図3】



【図5】



【図4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-108073(JP,A)
特開2008-284197(JP,A)
特開2010-000306(JP,A)
特表2008-517670(JP,A)
特開2008-173236(JP,A)
特開2008-148886(JP,A)
特開2007-159643(JP,A)
特開2006-167169(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03
A61B 5/055