

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6322971号
(P6322971)

(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018.5.16)

(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018.4.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 J

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-245006 (P2013-245006)
 (22) 出願日 平成25年11月27日 (2013.11.27)
 (65) 公開番号 特開2015-100618 (P2015-100618A)
 (43) 公開日 平成27年6月4日 (2015.6.4)
 審査請求日 平成28年11月8日 (2016.11.8)

(73) 特許権者 503313373
 株式会社 A Z E
 東京都港区港南2丁目13番29号
 (73) 特許権者 390002761
 キヤノンマーケティングジャパン株式会社
 東京都港区港南2丁目16番6号
 (74) 代理人 100208904
 弁理士 伊藤 秀起
 (72) 発明者 阪本 剛
 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸
 の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内
 (72) 発明者 浦山 博昭
 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸
 の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像診断支援装置、方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心臓を含む3次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定手段と、

前記特定手段により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出手段と、

前記算出手段が算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定手段と、
 を有することを特徴とする医用画像診断支援装置。

【請求項 2】

前記血液流路は、前記3次元医用画像データに含まれる心臓の上行大動脈から左心室心尖部までの領域を少なくとも含むことを特徴とする請求項1に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 3】

前記決定手段は、前記長手方向に沿う複数の断面における前記輪郭周囲長の計測値の比較結果に基づいて、前記大動脈弁輪の位置を決定することを特徴とする請求項1または2に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 4】

前記特定手段により特定された血液流路の長手方向に延在する流路芯線を設定する設定手段を更に有し、

10

20

前記算出手段は、前記設定手段により設定された流路芯線に垂直な断面における血液流路の輪郭周囲長の計測値を算出することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 5】

前記決定手段により決定された前記大動脈弁輪の位置と前記輪郭周囲長の計測値に基づいて、前記大動脈弁輪の弁輪径に関する値を推定する推定手段を更に有することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 6】

前記推定手段は、前記弁輪径に関する値として、前記大動脈弁輪の最大径、最小径、平均径、周囲長および面積の少なくともいずれか 1 つの値を推定することを特徴とする請求項 5 に記載の医用画像診断支援装置。

10

【請求項 7】

前記特定手段により特定された血液流路に含まれる上行大動脈の領域に基づいて冠動脈起始部の位置を特定する冠動脈起始部特定手段を更に有し、

前記決定手段により決定された前記大動脈弁輪の位置と前記冠動脈起始部特定手段により特定された冠動脈起始部の位置とに基づいて、前記 3 次元データにおける冠動脈起始部から前記大動脈弁輪部までの最短距離を算出する距離算出手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 8】

前記血液流路の輪郭周囲長の計測値の長手方向における変化状態を表示手段に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像診断支援装置。

20

【請求項 9】

前記表示制御手段は、前記決定手段により決定された前記大動脈弁輪の位置における断面であって、前記血液流路の長手方向に対して直交する断面の断面画像を表示手段に表示させることを特徴とする請求項 8 に記載の医用画像診断支援装置。

【請求項 10】

心臓を含む 3 次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定工程と、

前記特定工程により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出工程と、

30

前記算出工程で算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定工程と、
を有することを特徴とする医用画像診断支援装置の制御方法。

【請求項 11】

医用画像診断支援装置上で実行可能なコンピュータプログラムであって、心臓を含む 3 次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定工程と、

前記特定工程により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出工程と、

40

前記算出工程で算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定工程と、
を医用画像診断支援装置に実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療分野等における画像診断を支援する技術に関するものであり、特に、大動脈の弁輪部に関する画像診断支援に好適な医用画像診断支援装置、方法およびプログラ

50

ムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、大動脈弁置換術は、正中開胸（胸骨正中切開）を伴うものが一般的であり、大動脈弁に病変を持つ患者であっても患者の状態や病態によっては手術が適応外になることも多かった。一方、2002年に最初の施術例が報告された経カテーテル大動脈弁置換術（TAVR：Transcatheter Aortic Valve Replacement）または経カテーテル大動脈弁埋込（留置）術（TAVI：Transcatheter Aortic Valve Implantation）と称される手術が知られている。この手術は、通常の大動脈弁置換術では適応外の患者でも適応可能な場合があることから注目されており、近年、特に欧米において実施する病院や術者が増えつつある。日本国内においては近年中に、臨床現場での実施が開始される見込みとなっている。

10

【0003】

TAVR（TAVI）においては、人工弁メーカーから購入するなどした置換用の人工弁を予め用意して手術に臨む。したがって、人工弁を留置する部分である、大動脈の弁輪部の大きさ（径や面積、周囲長等）など、施術に際し必要な情報を事前に把握しておく必要がある。拍動により大きく形状が変化する心臓の観察等には、心エコー（心臓超音波検査）による画像が用いられることが多く（例えば、下記特許文献1を参照）、TAVR（TAVI）が普及している欧米では一般的に、心エコーの大動脈短軸表示による弁輪部の画像を用いて、弁輪部の大きさが計測されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平9-131345号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

心エコーは非侵襲的に何度でも測定し得るという利点を有している。しかし、心エコーによって得られる画像情報は2次元的なものが一般的であり、プローブ操作によっては大動脈弁輪部の正確な短軸表示の画像を得ることができないことも多い。このため、心エコーによって得られた画像情報に基づく計測は再現性が低いという問題がある。また、TAVR（TAVI）においては、大動脈の弁輪や弁尖と冠動脈起始部との距離を事前に把握しておくことも求められるようになっている。しかし、心エコーによって得られる2次元的な画像情報によって、これらの距離情報を求めることは困難である。

30

【0006】

本発明は、このような事情に鑑みなされたものであり、大動脈弁輪部に関する再現性の高い所望の情報（大動脈弁輪の位置や大きさ等の情報）を取得することが可能な医用画像診断支援装置、方法およびプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明に係る医用画像診断支援装置、方法およびプログラムは、以下の特徴を備えている。

40

【0008】

すなわち、本発明に係る医用画像診断支援装置は、心臓を含む3次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定手段と、前記特定手段により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出手段と、前記算出手段が算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定手段と、を有することを特徴とする。この態様の本発明によれば、画像データ上において大動脈弁輪位置を再現性良く高精度に特定することができる。また、大動脈弁輪位置を高精度に特定することにより、この大動脈弁輪位置の情報に基づいて医師や技師等が、大動脈弁輪部に関する所望の

50

情報を取得し易くなるように支援することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

本発明に係る医用画像診断支援方法は、心臓を含む3次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定工程と、前記特定工程により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出工程と、前記算出工程で算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定工程と、を有することを特徴とする。この態様の本発明によれば、画像データ上において大動脈弁輪位置を再現性良く高精度に特定することができ、この大動脈弁輪位置の情報に基づいて医師や技師等が、大動脈弁輪部に関する所望の情報を取得し易くなるように支援することが可能となる。

10

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係るコンピュータプログラムは、医用画像診断支援装置上で実行可能なコンピュータプログラムであって、心臓を含む3次元医用画像データに基づいて、上行大動脈を含む血液流路を特定する特定工程と、前記特定工程により特定された血液流路の断面であって、該血液流路の長手方向に対して直交する断面における輪郭周囲長の計測値を算出する算出工程と、前記算出工程で算出した前記輪郭周囲長の計測値が最小となる位置に基づいて、大動脈弁輪の位置を決定する決定工程と、を医用画像診断支援装置において実行せしめることを特徴とする。この態様の本発明によれば、画像データ上において大動脈弁輪位置を再現性良く高精度にコンピュータに特定させることができ、この大動脈弁輪位置の情報に基づいて医師や技師等が、大動脈弁輪部に関する所望の情報を取得し易くなるように支援することが可能となる。

20

【 0 0 1 5 】

上記「3次元医用画像データ」とは、X線CT (Computed Tomography) やMRI (Magnetic Resonance Imaging) 等の画像診断装置により得られた、形態情報を担持した3次元的な画像データ (ボリュームデータ) を意味する。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明に係る医用画像診断支援装置、方法およびプログラムによれば、X線CTやMRI等の画像診断装置により得られた3次元医用画像データに基づき大動脈弁輪位置を特定するので、大動脈弁輪部に関する再現性の高い所望の情報を取得することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図1】本発明の一実施形態に係る医用画像生成装置の概要を示す図 ((A) は概略構成図、(B) は演算処理装置の内部構成を示すブロック図) である。

【図2】図1に示す演算処理装置の機能的構成を示すブロック図である。

【図3】大動脈弁輪部に関する医用画像診断支援処理の手順の流れを示すフローチャートである。

【図4】胸部の体軸断面画像 (体軸方向頭側から (A)、(B)、(C) の順) を示す図である。

40

【図5】領域拡張法により領域範囲が仮確定された上行大動脈の流路空間のVR画像を示す図である。

【図6】上行大動脈の流路空間のVR画像を示す ((A) は拡張処理により領域外方に拡張された上行大動脈の流路空間を示し、(B) は拡張処理前後における上行大動脈の流路空間の差分を示す) 図である。

【図7】左心室心尖部の先端領域を示す画像 ((A) は体軸断面画像、(B) はVR画像) である。

【図8】上行大動脈の上端部から左心室心尖部の先端まで延びる流路芯線を表示するVR画像を示す図である。

【図9】上行大動脈の上端部から左心室心尖部の先端まで延びる流路芯線を表示するCP

50

R 画像（直線表示）を示す図である。

【図 1 0】流路空間の輪郭周囲長の変化状態を示す輪郭周囲長変化グラフ（A）と、対応する上行大動脈および左心室の流路空間の C P R 画像（直線表示）を示す図（B）である。

【図 1 1】大動脈弁輪位置における流路空間の、流路芯線に対し垂直な断面画像を示す図である。

【図 1 2】冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの最短距離を算出する方法を説明するための模式図である。

【図 1 3】左冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの最短距離を表示する C P R 画像（曲線表示）を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について、上述の図面を参照しつつ詳細に説明する。まず、図 1、2 を参照しながら本発明の一実施形態に係る医用画像診断支援装置の構成について説明する。

【0019】

本実施形態の医用画像診断支援装置 1 は、心臓を含む空間領域の 3 次元医用画像データに基づき、大動脈弁輪部の位置や弁輪径等の情報を取得するものであり、図 1（A）に示すように、コンピュータ等からなる演算処理装置 10 と、キーボード 21 やマウス 22 等からなる入力装置 20 と、液晶表示パネル等からなる画像表示部 31 を有する画像表示装置 30 とを備えてなる。

【0020】

上記演算処理装置 10 は、図 1（B）に示すように、画像処理等の各種演算を実行する C P U（Central Processing Unit）101 と、処理プログラムや処理すべき画像データ等が置かれる、D R A M（Dynamic Random Access Memory）等からなるメインメモリ 102 と、C P U 101 やメインメモリ 102 等へのデータの入出力を制御するチップセット 103 とを備えている。また、C P U 101 から送られた画像データや処理命令に基づき表示用画像を構成する G P U（Graphic Processing Unit）105 および該 G P U 105 により構成された表示用画像を記憶する V R A M（Video Random Access Memory）106 を有するグラフィックスボード 104 と、ハードディスク等からなる記憶装置 107 と、これら各構成要素間におけるデータ等のやり取りを仲介するデータバス 108 とを備えている。さらに、当該演算処理装置 10 と、入力装置 20 および画像表示装置 30 との間におけるデータ等のやり取りを仲介するインターフェース 109 を備えている。

【0021】

また、この演算処理装置 10 は、機能的な観点から説明すれば、図 2 に示すように、画像データ取得部 11、画像データ解析部 12 および画像生成部 13 を備えている。なお、図 2 に示す各ブロックは、図 1（B）に示す C P U 101、メインメモリ 102、グラフィックスボード 104、記憶装置 107 等のハードウェアや、C P U 101 や G P U 105 が実行する各種プログラム（本発明に係る医用画像診断支援プログラムを含む）等により実現される各機能を具象化し、構成要素として示したものである。

【0022】

上記画像データ取得部 11 は、X 線 C T 装置や M R I 装置等の各種の医用画像診断装置により得られた種々の医用画像データを取得するものである。なお、以下では、画像データ取得部 11 が、マルチスライス X 線 C T 装置により得られた C T 画像データ（例えば、心電図同期法を適用して撮影された心臓領域の造影 C T 画像データ）を取得する場合を例にとって説明する。

【0023】

上記画像データ解析部 12 は、画像データ取得部 11 により取得された C T 画像データに基づき、各種の解析や計測を行うものであり、流路空間特定部 121、流路芯線設定部 122、輪郭計測値算出部 123、大動脈弁位置特定部 124、大動脈弁輪径算出部 12

10

20

30

40

50

5 および距離算出部 1 2 6 を備えている。

【 0 0 2 4 】

流路空間特定部 1 2 1 (流路空間特定手段に相当する) は、取得された C T 画像データにより構築される画像空間 (以下、適宜「ボクセル空間」と称する) において、大動脈および左心室により形成される血液流路の一部 (本実施形態では、上行大動脈の上端部から左心室心尖部まで) を構成する流路空間を特定するように構成されている。

【 0 0 2 5 】

流路芯線設定部 1 2 2 (流路芯線設定手段に相当する) は、流路空間特定部 1 2 1 により特定された流路空間において、当該流路空間の長さ方向に延びる流路芯線 C (図 8、9 等を参照) を設定するように構成されている。

10

【 0 0 2 6 】

輪郭計測値算出部 1 2 3 (輪郭計測値算出手段に相当する) は、流路芯線設定部 1 2 2 により設定された流路芯線 C に沿って、当該流路芯線 C に垂直な各断面における上記流路空間の輪郭の大きさに関する計測値 (本実施形態では、輪郭周囲長) を算出するように構成されている。

【 0 0 2 7 】

大動脈弁位置特定部 1 2 4 (大動脈弁輪位置特定手段に相当する) は、輪郭計測値算出部 1 2 3 により算出された、流路芯線 C に垂直な各断面における上記流路空間の輪郭周囲長の計測値に基づき、流路空間の長さ方向における所定区間 (詳しくは後述する) 内において、流路空間の輪郭周囲長が最小となる位置を大動脈弁輪位置として特定するように構成されている。

20

【 0 0 2 8 】

大動脈弁輪径算出部 1 2 5 (大動脈弁輪径推定値算出手段に相当する) は、大動脈弁位置特定部 1 2 4 により特定された大動脈弁輪位置における上記流路空間の輪郭周囲長の計測値に基づき、大動脈の弁輪径に関する各推定値 (詳しくは後述する) を算出するように構成されている。

【 0 0 2 9 】

距離算出部 1 2 6 (距離算出手段に相当する) は、流路空間特定部 1 2 1 により特定された流路空間の画像データに基づき、冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの最短距離を算出するように構成されている。

30

【 0 0 3 0 】

一方、上記画像生成部 1 3 は、画像データ取得部 1 1 により取得された C T 画像データや、画像データ解析部 1 2 により求められた各種の解析または計測結果に基づき、画像診断支援に供する種々の画像を生成するものであり、断面画像生成部 1 3 1、V R 画像生成部 1 3 2 および輪郭グラフ作成部 1 3 3 を備えている。

【 0 0 3 1 】

断面画像生成部 1 3 1 (弁輪断面画像生成手段としても機能する) は、上記ボクセル空間において設定 (指定) される任意の断面 (平面または曲面) における画像情報 (C T 値等) を担持した断面画像を、M P R (Multiplanar Reconstruction) 法や C P R (Curbed Planar

40

Reconstruction) 法等を用いて生成するように構成されている。

【 0 0 3 2 】

V R 画像生成部 1 3 2 は、上記ボクセル空間において設定 (指定) される任意の空間領域に対応したボリュームレンダリング画像 (V R 画像) を、ボリュームレンダリング法を用いて作成するように構成されている。ボリュームレンダリング法とは、ボクセル空間を構成するボクセル毎に、各ボクセルが担持するデータ値 (C T 値等) に対応させて色や不透明度 (オパシティ) を付与し、それらの情報を視線方向に所定の方法で積算して画像化する手法である。

【 0 0 3 3 】

輪郭グラフ作成部 1 3 3 (輪郭グラフ作成手段に相当する) は、上記輪郭計測値算出部

50

1 2 3 により算出された計測値に基づき、上記所定区間内における上記流路空間の輪郭周囲長の変化状態を示すグラフを作成するように構成されている。

【 0 0 3 4 】

次に、本実施形態の医用画像診断支援装置 1 による大動脈弁輪部に関する医用画像診断支援処理の手順について、主に図 4 ~ 図 1 3 を参照しながら説明する。この医用画像診断支援処理は、本発明の一実施形態に係る医用画像診断支援プログラムに基づき実行されるものであり、大別すると以下の 1 ~ 8 の手順からなる。

【 0 0 3 5 】

1 上記ボクセル空間において、上行大動脈の上端部から左心室心尖部までを構成する流路空間を特定する（流路空間特定ステップ；図 3 のステップ S 1 参照）。この流路空間の特定は、詳細には例えば、以下の手順で行われる。

【 0 0 3 6 】

まず、上記ボクセル空間において、上行大動脈に該当する流路空間領域を特定する。具体的には、上記ボクセル空間における各体軸断面上のデータを体軸方向の頭側から足側に向けて検索する。そして、各体軸断面上において、円形度が高く（例えば、0 . 8 以上）かつ C T 値の高い領域（造影血管の C T 値を有する領域）のうち、体軸に近い方の領域を上行大動脈の領域として特定する。下行大動脈の領域は、各体軸断面上において、上行大動脈よりも体軸から離れた背側に位置するためである。なお、円形度は、下式（1）で表される。

【 0 0 3 7 】

$$4 \quad S / L^2 \quad \cdots \quad (1)$$

ここで、 π は円周率、S は領域の面積、L は領域の周囲長である。

【 0 0 3 8 】

図 4（A）～（C）の各体軸断面画像上において矢印で指し示す領域（以下「関心領域」と称する）が、体軸に近くてかつ C T 値の高い領域となる。同図（A）、（B）中の関心領域は円形度が高いため、上行大動脈の領域と判断されるが、同図（C）中の関心領域は円形度が低いため、上行大動脈の領域とは判断されない。なお、図 4（A）～（C）の各体軸断面画像は、上行大動脈の領域の特定方法を分かり易く説明するためのもので、上行大動脈の領域を特定する際に、このような体軸断面画像を生成して表示することは必須ではない（医師等の確認用として表示してもよい）。

【 0 0 3 9 】

次に、上行大動脈の領域範囲（特に、その下端部の領域範囲）を仮確定（流路芯線 C を設定するために概略的に確定）する。具体的には、各体軸断面において上行大動脈の領域に属すると判断された画像データを 3 次元的に連結してなる画像データ群（特に、その下端側の部分）に対し、領域拡張法（region growing）を適用して上行大動脈の領域範囲を仮確定する。図 5 は、領域拡張法により領域範囲が仮確定された上行大動脈の V R 画像を示している。なお、図 5 の V R 画像は、説明を分かり易くするためのもので、このような V R 画像を生成して表示することは必須ではないが、医師等の確認用として表示してもよい（他の V R 画像についても同様）。

【 0 0 4 0 】

次いで、冠動脈起始部の領域を特定する。具体的には、仮確定した上行大動脈の領域を、拡張処理（dilation）により領域外方に所定量（例えば、1 ボクセル分）拡張し（図 6（A）参照）、拡張処理前の上行大動脈の領域との差分を求める。このとき、差分によって残った領域（詳細にはその領域に属する画像データ）のうち、造影血管の C T 値を有する 2 つの領域（図 6（B）参照）を、冠動脈起始部（左冠動脈起始部および右冠動脈起始部）の領域として特定する。図 6（B）の V R 画像において、右側の矢印で指し示す領域が左冠動脈起始部の領域であり、左側の矢印で指し示す領域が右冠動脈起始部の領域である。

【 0 0 4 1 】

次に、上記ボクセル空間において、左心室に該当する流路空間領域を特定する。具体的

10

20

30

40

50

には、上行大動脈の下端部から体軸方向の足側に向けて、各体軸断面上のデータを検索する。そして、各体軸断面上において、CT値の高い領域（造影血管のCT値を有する領域）を左心室の領域として特定する。このとき、左心室の領域として特定する部分のうち、上行大動脈の下端部から3次的に体軸方向足側の最遠に位置する部分を、左心室心尖部の先端領域として特定することができる。図7（A）の体軸断面画像および図7（B）のVR画像において、矢印で指し示す領域が左心室心尖部の先端領域である。以上の手順により、上記ボクセル空間において、上行大動脈の上端部から左心室心尖部までの流路空間を概略的に特定することができる。

【0042】

2 上記 1 の手順により特定された流路空間において、上行大動脈の上端部から左心室心尖部の先端まで延びる流路芯線C（図8を参照）を設定する（流路芯線設定ステップ；図3のステップS2参照）。具体的には、上行大動脈の領域については、各体軸断面上において上行大動脈に該当すると判断された各領域の中心または重心の座標点を3次的にスプライン曲線等により滑らかに連結した線を、上行大動脈の領域における流路芯線Cとして設定する。一方、左心室の領域については、簡便的に、上行大動脈の領域において設定した流路芯線Cの下端位置と左心室心尖部の先端位置とを、スプライン曲線等により滑らかに連結した線を、左心室における流路芯線Cとして設定する。

【0043】

なお、流路芯線Cを設定することにより、この流路芯線Cに沿った断面（詳細には、流路芯線Cと交差する同一方向（方向は任意に設定可）の直線群により構成される断面で、一般的に曲面となる）における画像情報を担持したCPR画像を生成することができる。このようなCPR画像は、流路芯線Cに沿った流路空間の径方向の変化状態を医師等が視覚的に識別するのに適している（特に、流路芯線Cが3次的に直線となるように断面画像を再構成して表示するCPR画像の直線表示が好適である）。このため、本実施形態では、流路芯線Cに沿った流路空間の径方向の変化状態を提示する画像として、このようなCPR画像（直線表示）を生成して表示し得るようになっている（図9参照）。

【0044】

3 上記 2 の手順により設定された流路芯線Cに沿って、この流路芯線Cに垂直な各断面（以下、適宜「芯線垂直断面」と称する）における上記流路空間の輪郭周囲長を算出する（輪郭計測値算出ステップ；図3のステップS3参照）。この輪郭周囲長の算出は、詳細には例えば、以下の手順で行われる。

【0045】

まず、上行大動脈の流路空間領域について、各芯線垂直断面における流路空間の輪郭を詳細に特定（評価）する。具体的には、各芯線垂直断面において、例えば、流路芯線Cを中心とする円形状の領域（流路空間領域を含むように少し大きめにとる）を設定し、設定した円形状の領域内におけるCT値の分布を求める。このCT値の分布は一般的にガウス分布状の分布となるので、その最大値の半値分のCT値に対応する各座標点を滑らかに連結した曲線を、各芯線垂直断面における流路空間の輪郭として特定する。そして、特定した輪郭の周囲長を、芯線垂直断面ごとに算出する。

【0046】

次に、左心室の流路空間領域についても、各芯線垂直断面における流路空間の輪郭を特定（評価）する。具体的には、上行大動脈の流路空間領域の輪郭特定と同様に、各芯線垂直断面において、流路空間領域を含む大きさの領域（形状は任意とし得る）を設定し、設定した領域内におけるCT値の分布を求める。そして、そのCT値の分布において最大値の半値分のCT値に対応する各座標点を滑らかに連結した曲線を、各芯線垂直断面における流路空間の輪郭として特定し、特定した輪郭の周囲長を芯線垂直断面ごとに算出する。

【0047】

4 上記 3 の手順により算出された、上行大動脈の上端部から左心室心尖部までの流路空間の、芯線垂直断面ごとの輪郭周囲長に基づき、流路空間の輪郭周囲長の変化状態を示すグラフ（以下「輪郭周囲長変化グラフ」と称する）を作成して表示する（輪郭

10

20

30

40

50

変化グラフ作成ステップ；図3のステップS4参照）。

【0048】

図10(A)に示すグラフが、その輪郭周囲長変化グラフである。なお、本実施形態では、輪郭周囲長変化グラフと流路空間との対応関係（流路芯線C方向の位置関係）を分かり易くするため、図10(B)に示すように、直線表示のCPR画像（図9の画像とは異なる）を生成し、輪郭周囲長変化グラフの画像と並べて表示するようになっている。

【0049】

図10(A)に示す曲線Pが、上行大動脈の上端部から左心室心尖部までの流路空間の、芯線垂直断面ごとの輪郭周囲長を表している。より詳細には、図10(A)に示す直線Xが流路芯線Cに沿った位置の座標軸を表し、この直線Lの各位置から曲線Pの各位置までの、直線Lに垂直な方向の距離（図中の水平距離）が、流路芯線Cに沿った各座標位置における輪郭周囲長を表している。なお、図10(A)に斜めの直線が表示されているが、これはグラフ作成処理の過程で生成される制御用の直線であり、輪郭周囲長とは直接関係しない。

【0050】

5 上記3の手順により算出された、上行大動脈の上端部から左心室心尖部までの流路空間の、芯線垂直断面ごとの輪郭周囲長に基づき、大動脈弁輪部の位置を特定する（大動脈弁輪位置特定ステップ；図3のステップS5参照）。この大動脈弁輪部の位置特定は、詳細には例えば、以下の手順で行われる。

【0051】

まず、上記流路空間において、大動脈弁輪部の位置を検索するための検索区間を設定する。この検索区間は、流路空間の長さ方向（流路芯線Cの方向）において、少なくとも、大動脈と左心室との境界部を含むように設定される。本実施形態では、左冠動脈起始部の位置（図10(A)のグラフにおいて一番上の矢印が指し示す位置。また、同図(B)のCPR画像において矢印が指し示す位置）から、流路空間の輪郭周囲長が最大となる位置（図10(A)のグラフにおいて一番下の矢印が指し示す位置）までを、この検索区間として設定する。

【0052】

次に、設定した検索区間内において、流路空間の輪郭周囲長が最小となる位置（図10(A)のグラフにおいて上から2番目の矢印が指し示す位置。また、同図(B)のCPR画像において流路芯線Cと直交する短い直線の位置）を、大動脈弁輪部の位置（大動脈弁輪位置）として特定する。なお、図10においては、同図(A)のグラフにおける左冠動脈起始部の位置から同図(B)の方向に延びる矢線も示している。この矢線は、グラフとCPR画像における各左冠動脈起始部の位置とを分かり易く対応付けるためのもので、大動脈弁輪位置の特定とは直接関係しない。

【0053】

6 上記5の手順により特定された大動脈弁輪位置における流路空間の、流路芯線Cに対し垂直な断面画像を生成する（大動脈弁輪位置断面画像生成ステップ；図3のステップS6参照）。

【0054】

図11に示す画像が、その大動脈弁輪位置における断面画像である。より詳細には、図11に示す画像の中央部分に映る円形状の領域（輪郭線も表示されている）が、大動脈弁輪位置における流路空間の断面画像となる。

【0055】

7 上記5の手順により特定された大動脈弁輪位置における、上記3の手順により算出された流路空間の輪郭周囲長に基づき、大動脈の弁輪径に関する各推定値を算出する（大動脈弁輪径推定値算出ステップ；図3のステップS7参照）。

【0056】

本実施形態においては、上記各推定値として、大動脈弁輪の最大径、最小径、平均径、周囲長および面積を算出する。算出方法としては種々の態様が考えられる。例えば、特定

10

20

30

40

50

された大動脈弁輪位置における流路空間の輪郭をそのまま大動脈弁輪とみなし、当該輪郭の最大径（図 1 1 において右下がりの線分で示す）、最小径（図 1 1 において右上がりの線分で示す）、平均径、周囲長および面積を算出し、それらの算出値を、それぞれ、大動脈弁輪の最大径、最小径、平均径、周囲長および面積の各推定値とすることが挙げられる。

【 0 0 5 7 】

一方、大動脈弁輪の解剖学的特徴に基づき、特定された大動脈弁輪位置における流路空間の輪郭の各算出値を補正して、大動脈弁輪の各推定値としてもよい。具体的には、解剖学的な知見によれば大動脈弁輪は、平面的な形状（全体が一平面内に位置する形状）を有するものではなく、立体的な形状を有することが知られているので、この点を考慮して、流路空間輪郭の各算出値を補正することが挙げられる。また、推定した大動脈弁輪部の 3 次元的な形状情報を担持する V R 画像や M P R 画像を作成して表示し、これらの画像に基づき医師等が、大動脈弁輪の形状等を修正する（例えば、マウス 2 2 等を用いて、画像上において弁輪形状を定めている制御点等を移動する）ことができるようにしてもよい。

【 0 0 5 8 】

8 上記 1 の手順により特定された上記流路空間の画像データ、および上記 5 の手順により特定された大動脈弁輪位置に基づき、冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの最短距離を算出する（距離算出ステップ；図 3 のステップ S 8 参照）。この最短距離の算出は、詳細には例えば、以下の手順で行われる。

【 0 0 5 9 】

すなわち、特定された大動脈弁輪位置における流路空間の輪郭を大動脈弁輪部 V（図 1 2 参照）とみなし、この大動脈弁輪部 V 上の各点と左冠動脈起始部 L K（図 1 2 参照）との間の直線距離（3 次元的な直線距離）のうち、最短となる直線距離を、左冠動脈起始部 L K から大動脈弁輪部 V までの最短距離として算出する。同様に、大動脈弁輪部 V 上の各点と右冠動脈起始部 R K（図 1 2 参照）との間の直線距離（3 次元的な直線距離）のうち、最短となる直線距離を、右冠動脈起始部 R K から大動脈弁輪部 V までの最短距離として算出する。なお、大動脈弁輪の解剖学的特徴を考慮して、冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの最短距離を算出するようにしてもよい。

【 0 0 6 0 】

図 1 3 は、左冠動脈起始部 L K から大動脈弁輪部 V までの最短距離を、曲線表示の C P R 画像上に表示したものであり、左冠動脈起始部 L K と大動脈弁輪部 V 上の 1 点とを結ぶ直線の近傍に、当該最短距離の数値が表示されるようになっている。

【 0 0 6 1 】

以上説明した本実施形態の医用画像診断支援装置 1 によれば、大動脈弁輪の最大径、最小径、平均径、周囲長および面積の各推定値や、冠動脈起始部（左冠動脈起始部または右冠動脈起始）から大動脈弁輪部までの最短距離などを、再現性良く自動的に算出することができる。したがって、T A V R（T A V I）の施術において有益な情報（例えば、人工弁のサイズ等を決定するための情報）を提供することが可能となる。

【 0 0 6 2 】

以上、本発明の一実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、種々に実施の態様を変更することが可能である。

【 0 0 6 3 】

例えば、上述の実施形態では、大動脈弁輪部の位置や弁輪径の情報、冠動脈起始部から大動脈弁輪部までの距離情報等を自動的に求めるように構成されているが、一旦求めた情報を医師等が修正するように指示した場合には、その修正指示に基づき情報を自動修正するように構成してもよい。例えば、一旦求めた大動脈弁輪部の位置を、医師等が別の位置に修正するように指示した場合には、その指示された別の位置の画像データに基づき、弁輪径等の計測値を算出し直すように構成することが挙げられる。

【 0 0 6 4 】

また、上記実施形態では、大動脈弁輪部の位置等の情報を取得するために好適な 3 次元

10

20

30

40

50

医用画像データとして、心電図同期法を適用してX線C T画像診断装置により取得されたC T画像データを用いているが、M R I画像診断装置により得られたM R I画像データなど他の医用画像データを用いてもよい。

【符号の説明】

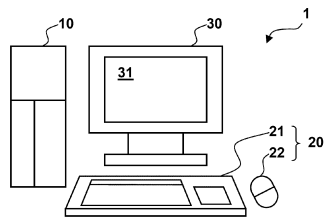
【0065】

- 1 医用画像診断支援装置
- 10 演算処理装置
- 20 入力装置
- 21 キーボード
- 22 マウス
- 30 画像表示装置
- 31 画像表示部
- C 流路芯線
- V 大動脈弁輪部
- L K 左冠動脈起始部
- R K 右冠動脈起始部

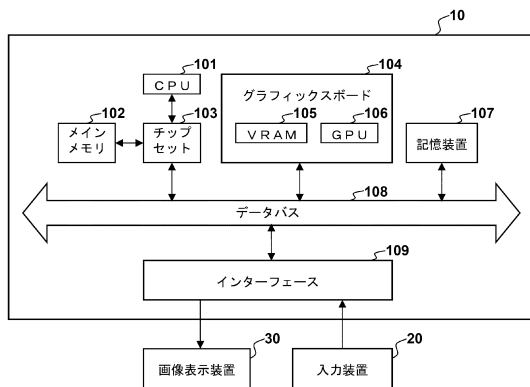
10

【図1】

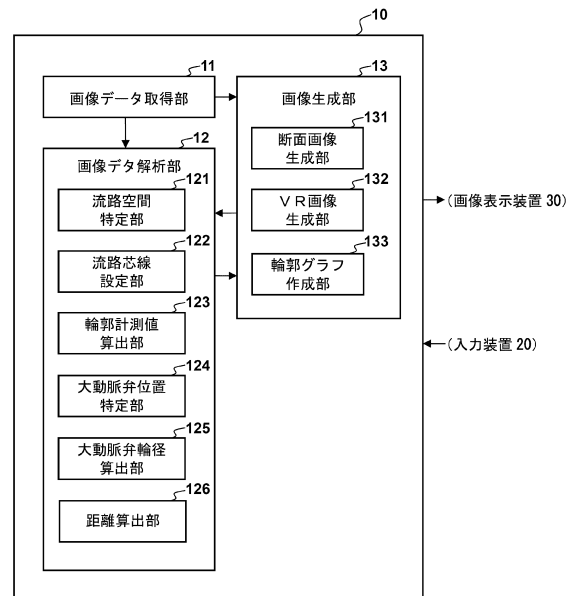
(A)



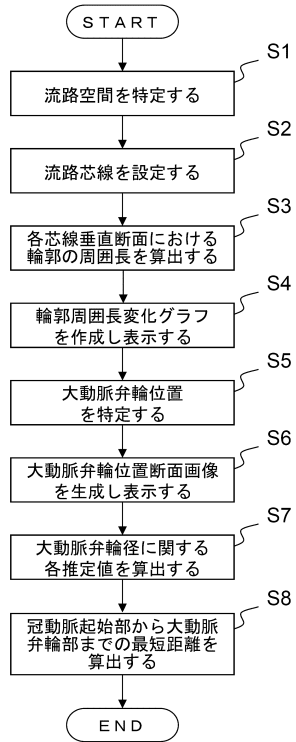
(B)



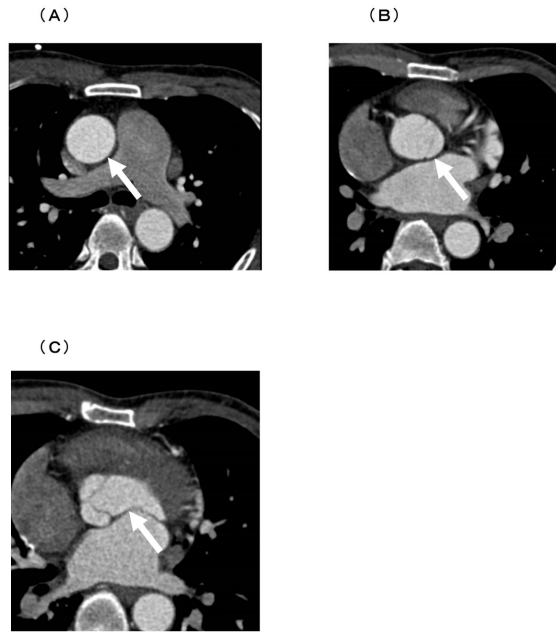
【図2】



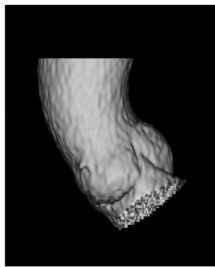
【図 3】



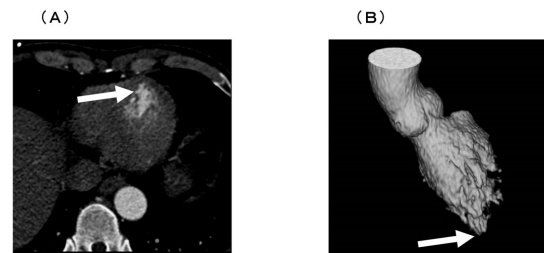
【図 4】



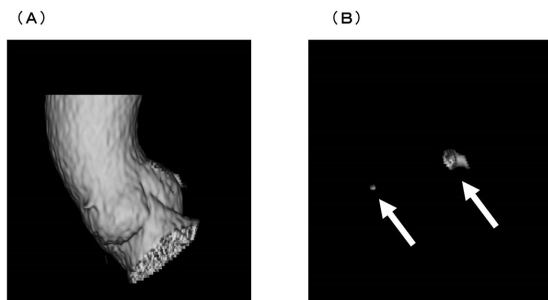
【図 5】



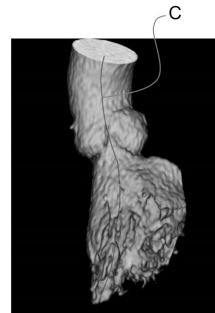
【図 7】



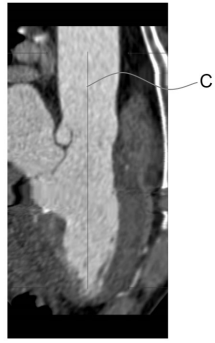
【図 6】



【図 8】



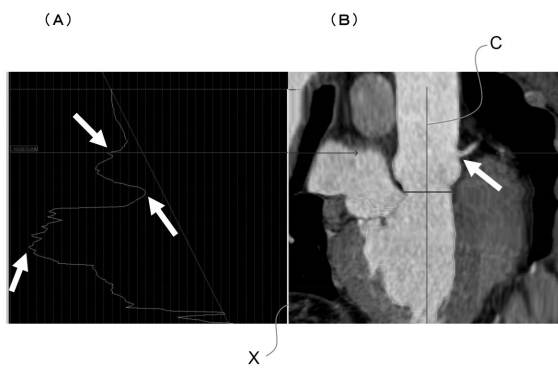
【図 9】



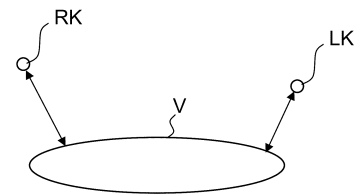
【図 11】



【図 10】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 畦元 将吾

東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社A Z E 内

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特表2013-524923(JP, A)

特開2004-201873(JP, A)

特開2011-072500(JP, A)

特開2004-329929(JP, A)

米国特許出願公開第2012/0323545(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

A61B 5/055