

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6517031号
(P6517031)

(45) 発行日 令和1年5月22日(2019.5.22)

(24) 登録日 平成31年4月26日(2019.4.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 A 6 1 B 5/055 3 8 2
 A 6 1 B 5/055 3 8 0

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-20929 (P2015-20929)	(73) 特許権者	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成27年2月5日(2015.2.5)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2016-140683 (P2016-140683A)	(72) 発明者	伴苗 修平 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
(43) 公開日	平成28年8月8日(2016.8.8)	(72) 発明者	大湯 重治 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成29年12月26日(2017.12.26)	(72) 発明者	吉田 昌史 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置および磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

空間3次元と時間から成る4次元の速度3方向ベクトル情報を持つ血流データが入力される入力部と、

前記血流データから、血流の大きさと方向を示す流速ベクトルを算出する流速ベクトル算出部と、

前記流速ベクトルの大きさに基づいて大血管の血液の流れの軌跡を可視化した第1の血流画像を生成する第1の血流画像生成部と、

前記流速ベクトルに基づいて大血管から分岐する分枝血管の位置を特定する分枝血管特定部と、

特定された前記分枝血管の位置を可視化した第2の血流画像を生成する第2の血流画像生成部と、

前記第1の血流画像および第2の血流画像を表示する表示部と、

を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項2】

前記第1の血流画像の複数の断面のうち1つを開始断面とし、前記開始断面から前記流速ベクトルの方向と垂直な複数の下流断面を決定し、前記断面ごとに前記断面ごとの流量を表す前記流速ベクトルの面内積分値を算出する流量算出部と、

前記断面ごとに算出された前記流量を1つ前の断面から算出された前記流量と比較する流量判定部と、

をさらに備え、

前記分枝血管特定部は、前記流量が1つ前の断面から算出された前記流量より小さい場合に前記断面に分枝血管が存在すると特定する、

ことを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項3】

前記第1の血流画像生成部は、第1の閾値に基づいて前記流速ベクトルの大きさを判定して前記第1の血流画像を生成し、

前記第2の血流画像生成部は、前記分枝血管特定部で分枝血管が存在すると特定された前記断面について、前記第1の閾値よりも小さい第2の閾値に基づいて前記流速ベクトルの大きさを判定して第2の血流画像を生成する、

ことを特徴とする請求項2に記載の医用画像処理装置。

10

【請求項4】

前記第2の血流画像生成部は、前記第1の血流画像に前記分枝血管の位置を示す分枝マーカを表示した前記第2の血流画像を生成する、

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処理装置。

【請求項5】

前記第1の血流画像に基づいて大血管領域の外側近傍の分枝血管領域を特定する範囲特定部をさらに備え、

前記分枝血管特定部は、前記流速ベクトルを前記大血管の血液の流れと水平な方向である軸成分と垂直な方向である垂直成分とに分離し、前記分枝血管領域内の前記垂直成分の分布に基づいて前記分枝血管を特定する、

ことを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

20

【請求項6】

前記流速ベクトル算出部は、時間ごとに算出された前記流速ベクトルを積算した累積流速ベクトルを算出する、

ことを特徴とする請求項1から5のいずれか1項に記載の医用画像処理装置。

【請求項7】

前記血液の流れの軌跡を描出するための複数のトレース方法を記憶するトレース方法記憶部をさらに備え、

前記第2の血流画像生成部は、前記第1の血流画像の複数の断面における前記流速ベクトルに基づいて、前記複数のトレース方法が適合するか否かを判定して、前記第2の血流画像を生成する、

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処理装置。

30

【請求項8】

前記トレース方法は、(a)1つ前の断面に対して前記流速ベクトルが垂直となるように血液の流れの軌跡を真直ぐトレースする方法、(b)前記複数の断面において流量が保存されるように血液の流れの軌跡をトレースする方法、(c)前記流速ベクトルに直交する成分がゼロになるように血液の流れの軌跡をトレースする方法、の少なくともいずれか1つを含む、

ことを特徴とする請求項7に記載の医用画像処理装置。

40

【請求項9】

前記第2の血流画像生成部は、前記トレース方法の重要度に従い重み付けした結果に基づいて前記第2の血流画像を生成する、

ことを特徴とする請求項7または8に記載の医用画像処理装置。

【請求項10】

前記第2の血流画像生成部は、前記流速ベクトルの大きさに応じた色を割り当てたカラー表示の前記第1の血流画像および前記第2の血流画像を生成する、

ことを特徴とする請求項1から9のいずれか1項に記載の医用画像処理装置。

【請求項11】

空間3次元と時間から成る4次元の速度3方向ベクトル情報を持つ血流データを取得する

50

撮像部と、

前記血流データから、血流の大きさと方向を示す流速ベクトルを算出する流速ベクトル算出部と、

前記流速ベクトルの大きさに基づいて大血管の血液の流れの軌跡を可視化した第1の血流画像を生成する第1の血流画像生成部と、

前記流速ベクトルに基づいて大血管から分岐する分枝血管の位置を特定する分枝血管特定部と、

特定された前記分枝血管の位置を可視化した第2の血流画像を生成する第2の血流画像生成部と、

前記第1の血流画像および第2の血流画像を表示する表示装置と、

を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての実施形態は、医用画像処理装置および磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング装置は、静磁場中に置かれた患者の原子核スピンをラーモア周波数の高周波（RF：Radio Frequency）信号で励起し、励起に伴って患者から発生する磁気共鳴信号を再構成して画像を生成する撮像装置である。磁気共鳴イメージング装置はX線をを用いるような画像診断装置と異なり、放射線による被ばくがないことから、低侵襲に画像診断が行える装置として医療の現場で普及してきている。

20

【0003】

また磁気共鳴イメージング装置では、造影剤を使用しない非造影による血管の描出が可能であり、非造影撮像法が様々に開発されている。非造影撮像はTOF（Time Of Flight）法や位相コントラスト法などの基本的な撮像方法に基づいて、これらを応用した様々な撮像方法が開発されている（たとえば、特許文献1等）。特許文献1では、磁気共鳴イメージング装置における心同期スキャンで得られた空間3次元と時間とを備えた4次元ベクトル情報に基づいて、血管を描出する技術が提供されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-034385号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のような非造影により取得された血流画像（以下、単に血流画像と呼ぶ）は、血流速や血流量を視覚的に表現した画像である。動脈硬化症、虚血性心疾患や脳虚血などの血管にかかわる疾患を的確に診断し治療するためには、これらの血流画像を解析し、より正確な情報が得られることが重要である。

40

【0006】

磁気共鳴イメージング装置で上述のような方法で取得したデータを従来の医用画像処理装置で解析した際、大動脈や肺動脈など血管径が比較的大きい血管（以下、大血管と呼ぶ）については十分な情報を取得できる。しかしながら、大血管に接続しており、比較的径の小さい血管（以下、分枝血管と呼ぶ）については十分な情報を得ることが難しい。たとえば、位相コントラスト法を用いた特許文献1等では、ボクセルごとに算出された流速ベクトルをトレースすることで血液の流れの軌跡を描出していた。ボクセルのサイズよりも分枝血管の血管径が小さい場合、大血管から分岐する位置に分枝血管の流速ベクトルが算出されていないため描出されない。通常1つのボクセルには1つの流速ベクトルが算出さ

50

れており、1つの流速ベクトルから大血管と分枝血管の血液の流れの軌跡を描出することはできない。したがって、このような分枝血管を描出するためには空間分解能を上げる必要があり、撮像時間が増大するという問題がある。

【0007】

また、画像診断で分枝血管の情報を十分に得られないと、虚血などの症状が観察されるのに原因となる部位が特定できない場合がある。分枝血管は主要な動脈などに接続しており、これらの血管の情報を十分に取得できれば虚血性の心疾患や脳虚血などの発生を早期に予測したり診断したりすることができる。また、分枝血管の情報が得られれば、ステント等の治療により分枝血管を塞いでしまい重要な臓器への栄養が遮断されてしまうことも回避できる。さらに、悪性腫瘍で血管新生により出現した新しい血管は、腫瘍の悪性度を急激に進展させる要因であり、これらの血管が観察されれば腫瘍の早期発見にもつながる。

10

【0008】

そこで、分枝血管を観察可能な血流画像を生成できる医用画像処理装置および磁気共鳴イメージング装置が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本実施形態に係る医用画像処理装置は、本実施形態に係る医用画像処理装置は、空間3次元と時間から成る4次元の速度3方向ベクトル情報を持つ血流データが入力される入力部と、前記流速ベクトルの大きさに基づいて大血管の血液の流れの軌跡を可視化した第1の血流画像を生成する第1の血流画像生成部と、前記流速ベクトルに基づいて大血管から分岐する分枝血管の位置を特定する分枝血管特定部と、特定された前記分枝血管の位置を可視化した第2の血流画像を生成する第2の血流画像生成部と、前記第1の血流画像および第2の血流画像を表示する表示部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0010】

また、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、空間3次元と時間から成る4次元の速度3方向ベクトル情報を持つ血流データを取得する撮像部と、前記流速ベクトルの大きさに基づいて大血管の血液の流れの軌跡を可視化した第1の血流画像を生成する第1の血流画像生成部と、前記流速ベクトルに基づいて大血管から分岐する分枝血管の位置を特定する分枝血管特定部と、特定された前記分枝血管の位置を可視化した第2の血流画像を生成する第2の血流画像生成部と、前記第1の血流画像および第2の血流画像を表示する表示装置と、を備えたことを特徴とする。

30

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る医用画像処理装置の一例を示す概念的な構成図。

【図2】第1の実施形態に係る医用画像処理装置の機能構成例を示す機能ブロック図。

【図3】第1の実施形態に係る医用画像処理装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図4】4DFlowMRIで取得される血流データおよび流速ベクトルの算出方法を説明する図。

【図5】分枝血管の血液の流れの軌跡が観察できない理由を説明する図。

40

【図6】第1の実施形態に係る分枝血管の特定方法を説明する図。

【図7】血流画像における分枝血管の表示例を説明する図。

【図8】第1の実施形態の変形例に係る動作の一例を示すフローチャート。

【図9】大血管領域と分枝血管領域を説明する図。

【図10】第1実施形態の変形例に係る分枝血管の特定方法を説明する図。

【図11】第2の実施形態に係る医用画像処理装置の機能構成例を示す機能ブロック図。

【図12】第2の実施形態に係る医用画像処理装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図13】第2の実施形態に係る第2の血流画像の生成方法を説明する図。

【図14】実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の一例を示す概念的な構成図。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 3 】

(全体構成)

図1は、実施形態に係る医用画像処理装置の一例を示す概念的な構成図である。図1に示すように、医用画像処理装置100は、通信制御装置61、主制御部60、入力部62、表示部64、記憶部66を備えた構成である。医用画像処理装置100は、通信制御装置61を介して電子ネットワーク経由で医用画像一元管理サーバ(PACS: Picture Archiving and Communication Systems)200および磁気共鳴イメージング装置1と接続している。通信制御装置61は、ネットワーク形態に応じた種々の通信プロトコルを実装する。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全体を意味し、病院基幹LAN、無線/有線LANやインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバー通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワークおよび衛星通信ネットワークなどを含む。医用画像処理装置100はPACS200または、磁気共鳴イメージング装置1からデータを電子ネットワーク経由で取得する。本実施形態に係る医用画像処理装置100には、たとえば、読影装置や医用画像表示装置などが含まれる。

10

【 0 0 1 4 】

なお、PACS200および医用画像処理装置100は、クラウド上のシステムとして構成されていてもよい。

【 0 0 1 5 】

磁気共鳴イメージング装置1またはPACS200から医用画像処理装置100に入力されるデータは、4DFlowMRIと呼ばれる方法により取得された、空間3次元と時間から成る4次元(4D)の速度3方向ベクトル情報を持つ血流データである。この4DFlowMRIは、ECG同期シネ撮像(ECG gated CINE imaging)(心同期スキャン)および位相コントラスト法を用いて、時間ごとに各軸(X軸、Y軸、Z軸)の血流の速度情報を取得する撮像方法である。

20

【 0 0 1 6 】

位相コントラスト法は双極性傾斜磁場の印加を伴う撮像方法であり、移動する組織の核スピンの位相が、傾斜磁場方向の速度成分に比例した分だけ変化することを利用して、血液の速度情報を取得することが可能な撮像方法である。具体的には、静止している組織では双極性傾斜磁場が印加されると、極性の異なる傾斜磁場が同じ時間で同じ強度印加されるため、前半の傾斜磁場(たとえば、正の傾斜磁場)により回転した核スピンの位相は、後半の傾斜磁場(たとえば、負の傾斜磁場)により同じ量回転し、もとに状態に戻る。一方、血液などの動きのある組織では、速度に応じて位相のずれが生じる。流速が早いほど位相のずれが大きくなる。このように流れのある血液では、双極性傾斜磁場の印加により位相のずれ(位相シフト)が発生し、位相シフト量から流速を算出することができる。4DFlowMRIではX軸、Y軸、Z軸の各軸それぞれの流速を時間ごとに取得し、4次元(空間3次元の速度ベクトル情報と時間)を有する血流データを取得することができる。4DFlowMRIで取得されるデータについては後述する。

30

【 0 0 1 7 】

記憶部66に格納されたプログラムがプロセッサなどを備えた主制御部60により実行されることで、流速ベクトルの算出や血流画像の生成が行われる。

40

【 0 0 1 8 】

記憶部66は、RAMとROMをはじめとする記憶媒体などにより構成され、磁気的もしくは光学的記憶媒体または半導体メモリなどの、主制御部60により読み取り可能な記憶媒体を含んだ構成を有し、これらの記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部は電子ネットワークを介してダウンロードされるように構成してもよい。

【 0 0 1 9 】

表示部64は、たとえば液晶ディスプレイやOLED(Organic Light Emitting Diode)ディスプレイなどの一般的な表示装置により構成されるほか、主制御部60の制御に従

50

って画像をディスプレイ表示する。

【0020】

入力部62は、たとえばキーボード、タッチパネル、テンキー、マウスなどの一般的な入力装置により構成される。入力部62はユーザの開始断面の選択といった操作や、画像処理などに対応した入力信号を主制御部60に出力する。

【0021】

以下、流速ベクトルに基づいて分枝血管が存在する断面を特定し、血流画像を生成する際の流速ベクトルの閾値を変化させて分枝血管の血液の流れの軌跡を表示する方法を「第1の実施形態」とし、流速ベクトルに基づいて複数のトレース方法が適用できるかを判定し、その結果に応じて血液の流れの軌跡をトレースする方法を「第2の実施形態」として

10

【0022】

(第1の実施形態)

第1の実施形態は、流速ベクトルに基づいて分枝血管が存在する断面を特定し、血流画像を生成する際の流速ベクトルの閾値を変化させて分枝血管の血液の流れの軌跡を表示する方法に関する。

【0023】

(1)構成

図2は、第1の実施形態に係る医用画像処理装置100の機能構成例を示す機能ブロック図である。図2に示すように、医用画像処理装置100は、血流データ入力部601、流速ベクトル算出部602、第1の血流画像生成部603a、第2の血流画像生成部603b、分枝血管特定部604、流量算出部605、流量判定部606、範囲特定部607を備えて構成される。上記構成は、記憶部66に格納されたプログラムを主制御部60が実行することによって実現される機能である。

20

【0024】

血流データ入力部601は、血流データが入力される。血流データは空間3次元と時間から成る4次元の速度3方向ベクトル情報を持つデータである。上述のとおり、血流データは4DFLOWMRIによって取得されたデータであり時間ごとのX軸、Y軸、Z軸の速度ベクトル情報を備えたデータである。血流データについては後述する。

【0025】

流速ベクトル算出部602は、血流データに基づいて血液の流れの軌跡を示す時間ごとの流速ベクトルを算出する。

30

【0026】

第1の血流画像生成部603aは、流速ベクトルの大きさに基づいて大血管の血液の流れの軌跡を可視化した第1の血流画像を生成する。

【0027】

分枝血管特定部604は、流速ベクトルに基づいて大血管から分岐する分枝血管の位置を特定する。分枝血管の位置の特定方法については後述する。

【0028】

流量算出部605は、血流画像の複数の断面のうち1つを開始断面とし、開始断面から流速ベクトルの方向と垂直な複数の下流断面を決定し、断面ごとに断面ごとの流量を示す流速ベクトルの面内積分値を算出する。具体的には、断面に含まれるボクセルごとに算出された流速ベクトルの大きさをすべて積算することで断面ごとの流量を算出する。それぞれの断面の決定方法および流量の算出方法については後述する。

40

【0029】

流量判定部606は、断面ごとに算出された流量を1つ前の断面から算出された流量と比較する。

【0030】

第2の血流画像生成部603bは、特定された分枝血管の位置を可視化した第2の血流画像を生成する。

50

【0031】

範囲特定部607は、第1の血管画像に基づいて大血管領域の外側近傍の分枝血管領域を特定する。大血管領域と分枝血管領域については後述する。

【0032】

(2)動作

図3は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置1の動作の一例を示すフローチャートである。

【0033】

ST101では、血流データ入力部601に血流データが入力される。

【0034】

ST103では、流速ベクトル算出部602が入力された血流データに基づいて流速ベクトルを算出する。

【0035】

図4は、4DFlowMRIで取得される血流データおよび流速ベクトルの算出方法を説明する図である。図4の最上部は心電波形を示しており、図4では心電図波形に観察されるQRS波のうちR波の間隔(R-R間隔)で複数のデータを取得する場合を例示している。図4ではR-R間隔で1からNの時間のデータを取得する例が示されている。それぞれの時間では、プロトン密度3次元(3D)データ、X軸速度3Dデータ、Y軸速度3Dデータ、Z軸速度3Dデータがそれぞれ取得される。このように、4DFlowMRIは、時間ごとに各軸(X軸、Y軸、Z軸)の血流の速度情報を取得する撮像方法である。上述のとおり、4DFlowMRIは位相コントラスト法を用いた撮像方法である。4DFlowMRIのパルスシーケンスでは、基準となるプロトン密度画像の撮像、X軸、Y軸、Z軸を速度エンコーディングした撮像が順に実行される。

【0036】

このように取得した時間ごとのX軸、Y軸、Z軸の速度3Dデータから流速ベクトルが算出される。流速ベクトルはボクセルごとの血流の大きさおよび方向を示すベクトル情報である。図4に示すように、流速ベクトルは時間ごとに算出される。

【0037】

4DFlowMRIで取得された血流データから流速ベクトルが算出されると、流速ベクトルに基づいて血流画像を生成することができる。血流画像とは、血流速や血流量を視覚的に表現した画像のことであり、血液の流れの軌跡を観察することができる画像のことである。分枝血管では大血管と比べて血流速度が遅いため、血液の流れの軌跡を検出することが難しく分枝血管を血流画像に表示することができなかった。

【0038】

図5は、分枝血管の血液の流れの軌跡が観察できない理由を説明する図である。図5は、ボクセルデータを大血管の軸方向に対して垂直な方向から観察した例を示している。図5に示した血管壁は、プロトン密度画像などから予測される血管壁を示している。各ボクセルの矢印は流速ベクトルを示しており、従来は各ボクセルの流速ベクトルをつなげることで、血液の流れの軌跡を描出していた。また各ボクセルには流速ベクトルが1つしかないため、図5に実線で示す方向と同時に破線で示す方向に血液の流れの軌跡を描出することはできない。このような分枝血管について血液の流れの軌跡を描出するためには、1つのボクセルの大きさを小さくし、すなわち空間分解能を上げて、より細かく流速ベクトルを算出する必要がある。しかしながら、空間分解能を上げるためには撮像時間を延長しなければならないという問題が生じる。

【0039】

分枝血管の位置が特定されていないと、大きさが小さい流速ベクトルはノイズとの区別が難しい。そのため、従来は、大血管の血液の流れの軌跡が描出されるように、ある閾値以上の流速ベクトルを用いて血流画像を生成していた。

【0040】

そこで、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置1は、流速ベクトルに基づいて分

10

20

30

40

50

枝血管を特定することで、空間分解能を上げることなく分枝血管の血液の流れの軌跡が観察可能な血流画像を生成する技術を提供する。

図3に戻って説明を続ける

【0041】

ST105では、第1の血流画像生成部603aが第1の血流画像を生成する。

【0042】

ST107では、表示部64に第1の血流画像が表示される。第1の血流画像は、第1の閾値よりも値が大きい流速ベクトルにより血液の流れの軌跡が描出された画像であり、大血管の血液の流れの軌跡が描出される。

【0043】

ST109では、流量算出部605が開始断面と下流断面とを決定する。開始断面は入力装置62からユーザが任意の断面を選択してもよいし、4DFLOWMRIによって取得された生データから再構成された形態画像（プロトン密度画像）の解剖学的情報に基づいて自動で選択されてもよい。また、第1の血流画像生成部603aで生成された第1の血流画像に基づいて、血液の流れがある領域の開始断面が選択されてもよい。たとえば、第1の血流画像は大血管の血液の流れの軌跡が描出されており、表示部64に表示された第1の血流画像に基づいて、ユーザが開始断面を決定してもよい。下流断面は、開始断面よりも下流に位置する断面であって、流速ベクトルの方向に垂直に自動で設定されてもよいし、形態画像に基づいて設定されてもよい。

【0044】

ST111では、流量算出部605が各断面の流量として流速ベクトルの面内積分値を算出する。

【0045】

ST113では、流量判定部606が1つ前の断面と比較して流量が小さいか否かを判定する。流量が1つ前の断面により小さい場合（Yes）は、分枝血管特定部604がその断面に分枝血管が存在すると特定する（ST115）。一方、流量が1つ前の断面と同じ場合（No）は、次の断面の流量を取得（ST117）してST113の判定を繰り返す。

【0046】

ST119では、第2の血流画像生成部603bが特定された分枝血管特定部604で特定された分枝血管の位置に基づいて第2の血流画像を生成する。第2の血流画像は、たとえば、第1の閾値よりも小さい第2の閾値に基づいて生成される。分枝血管が存在すると特定された断面について流速ベクトルの閾値を第1の閾値よりも小さい第2の閾値に基づいて表示することで、分枝血管の血液の流れの軌跡を表示した第2の血流画像を生成することができる。

【0047】

ST121では、表示部64に第2の血流画像が表示される。

【0048】

図6は、第1の実施形態に係る分枝血管の特定方法を説明する図である。図6(a)および図6(b)の上図は図5と同様にボクセルデータを大血管の軸方向と垂直な方向から観察した例を示している。図6(a)上図は第1の血流画像を生成する方法を示しており、図6(b)上図は第2の血流画像を生成する方法を示している。図6(a)下図は第1の血流画像の例を、図6(b)下図は第2の血流画像の例をそれぞれ示している。

【0049】

図6(a)上図では各ボクセルに示した数値は流速ベクトルの大きさを示している。第1の血流画像は第1の閾値「5」より大きい流速ベクトルに基づいて血液の流れの軌跡が描出されている。したがって、流速ベクトルの大きさが「4」のボクセルの流速ベクトルは血流画像では表示されず、図6(a)下図のように大血管の血液の流れの軌跡のみが表示された画像が生成される。

【0050】

10

20

30

40

50

このような第1の血流画像に基づいて、分枝血管特定部604で各断面が決定すると、流量算出部605が各断面に含まれる、第1の閾値「5」より大きい流速ベクトルを積算し、流量を算出する。たとえば、図6(a)上図の断面1は流速ベクトルの大きさがそれぞれ「10」である。したがって、断面の流量は「20」となる。断面2以降では、流速ベクトルの大きさが「10」、「6」であり断面の流量は「16」である。流量判定部606では、断面2について断面1と比較して流量が小さいことが判定される。その結果、分枝血管特定部604は、断面2に分枝血管が存在すると特定する。第2の血流画像生成部603bは、図6(b)上図に示すように、断面2について第1の閾値「5」よりも小さい、第2の閾値「3」に基づいて流速ベクトルを表示する。このようにして図6(b)下図に示すような第2の血流画像において分枝血管の血液の流れの軌跡が表示される。

10

【0051】

上述の動作では1つの分枝血管が特定された時点で第2の血流画像を生成する例を示しているが、すべての分枝血管を特定し、すべての断面について分枝血管の位置が特定されたのちに第2の血流画像を生成してもよい。

【0052】

このように断面ごとに分枝血管の有無を特定し、分枝血管が描出された第2の血流画像が生成される。なお、図3の例では大血管を基準としその軸方向に沿った方向に断面を決定し、分枝血管を特定する方法を示したが、上述の手順で分枝血管として特定された血管を基準として同じ処理を繰り返すことで、分枝血管に接続するさらなる分枝血管を特定してもよい。

20

【0053】

図7は、血流画像における分枝血管の表示例を説明する図である。

【0054】

図7(a)は、分枝血管が存在すると特定された位置に分枝マーカを表示する例を示している。たとえば、第1の血流画像に分枝マーカを表示し、分枝マーカの位置を表示するようにしてもよいし、第2の血流画像に分枝マーカを表示してもよい。また、分枝マーカは分枝血管の開始位置を図形や記号等で示してもよい。

【0055】

図7(b)は、断面ごとの流量に応じてカラーを割り当てて表示する例を示している。図7(b)では、流量が多いほど濃い色を割り当てた例を示している。図6(b)上図において断面1の流量は「20」だが、それ以降の断面では「16」に減少している。また分枝血管の流量は一番低い値となる。このような流量に応じた色を割り当てることで、流量が多い部分を一見で観察することができ、かつ、色の違いにより分枝血管を明確に特定することができる。

30

【0056】

また、断面をいくつかの領域に分け、その領域ごとに流速ベクトルの大きさが保存されているかどうかを判定し分枝血管の位置を特定してもよいし、前後の断面で対応する流速ベクトルの流量が保存されているか否かに基づいて、分枝血管の位置を特定してもよい。

【0057】

上述の方法を用いれば、流量の違いに基づいて分枝血管の位置を特定し、分枝血管がある断面については血流画像の生成に使用する流速ベクトルの閾値を変えることで、分枝血管の血液の流れの軌跡を表示することができる。上述のように流量に基づいて分枝血管を特定する方法に限らず、流速ベクトルの成分に基づいて分枝血管の位置を特定することもできる。

40

【0058】

以下で第1の実施形態の変形例として、流速ベクトルの成分に基づいた分枝血管の位置を特定する方法について説明する。

【0059】

図8は、第1実施形態の変形例に係る動作の一例を示すフローチャートである。図3に示した第1の実施形態と同じ動作については同じ符号を付し、説明を省略する。

50

【0060】

ST151では、範囲特定部607が大血管領域と分枝血管領域とを特定する。

【0061】

ST153では、分枝血管特定部604が流速ベクトルを軸成分と垂直線分に分離する。

【0062】

図9は、大血管領域と分枝血管領域を説明する図である。図9において実線で示した領域が大血管領域、2点鎖線で示した領域が分枝血管領域である。大血管領域は第1の血流画像で血液の流れの軌跡が観察された領域の外縁であってもよいし、プロトン密度画像などから解剖学的に大血管と判断される部分の輪郭等であってもよい。分枝血管領域は大血管領域の外側に存在する領域として特定される。

10

【0063】

分枝血管特定部604は、ボクセルデータに含まれるすべての流速ベクトルを大血管の軸方向と水平な方向の軸成分と、大血管の軸方向と垂直な方向の垂直成分とに分離する。図9では、ある断面の流速ベクトルについて、垂直成分と軸成分とを分離した例を示している。

図8に戻って説明を続ける。

【0064】

ST155では、分枝血管特定部604が分枝血管領域内の垂直成分の分布に基づいて分枝血管の位置を特定する。分枝血管は大血管の軸方向に対して垂直に伸長することを特徴とする血管であることから、流速ベクトルから分離した垂直成分の分布に基づいて分枝血管の位置を特定することができる。

20

【0065】

図10は、第1実施形態の変形例に係る分枝血管の特定方法を説明する図である。図10の上部は図9を軸方向(上)から見た場合のある断面の図を例示している。図10上部に示すように、ある断面の分枝血管領域にはいくつかの垂直成分が観察される。そのうち、たとえば、ある閾値以上の垂直成分が存在する位置を分枝血管の位置と特定し、図10下部に示すように、第2の血流画像を生成する。

【0066】

また、断面に含まれる全ての流速ベクトルを対象とせず、分枝血管領域やその周辺の領域に含まれる流速ベクトルの垂直成分の分布から分枝血管の位置を特定してもよい。

30

【0067】

上述の実施形態では、時間ごとに算出された流速ベクトルを用いる例を示したが、全時間の流速ベクトルを積算した累積流速ベクトルを用いてもよい。累積流速ベクトルを用いた場合も、第1の実施形態およびその変形例で説明した動作と同一の動作で分枝血管を特定し、第2の血流画像を生成することができる。このように、累積流速ベクトルを用いることで、静止した組織と血流がある領域との差をより明確にすることができ、流れのある領域の検出精度を向上させることができる。

【0068】

このように、本実施形態に係る医用画像処理装置100では、空間分解能を上げることなく分枝血管を観察可能な血流画像を生成できる。流速ベクトルに基づいて分枝血管の位置を特定し、分枝血管が存在する位置について流速ベクトルの閾値を変えることで、分枝血管についても血液の流れの軌跡が観察可能な血流画像を生成することができる。すなわち、従来と同じ方法で取得した血流データに基づいて分枝血管を観察可能な血流画像を生成することができる。

40

【0069】

(第2の実施形態)

第2の実施形態は、流速ベクトルに基づいて所定のトレース方法が適用できるかを判定し、その結果に応じて血液の流れの軌跡をトレースする方法に関する。

【0070】

50

(1) 構成

図 1 1 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 の機能構成例を示す機能ブロック図である。第 1 の実施形態と同一の構成については同一の符号を付し、説明を省略する。図 1 1 に示すように、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 は、第 1 の実施形態に加えてトレース方法記憶部 6 6 1 を備えて構成される。

【 0 0 7 1 】

トレース方法記憶部 6 6 1 は、血液の流れの軌跡を描出するための複数のトレース方法を記憶する。トレース方法記憶部 6 6 1 には、たとえば、1 つ前の断面に対して流速ベクトルが垂直であり血液の流れの軌跡を真直ぐトレースする方法、1 つ前の断面と流量とが保存されるように血液の流れの軌跡をトレースする方法、流速ベクトルに直行する成分が 0 になるように血液の流れの軌跡をトレースする方法、などの複数のトレース方法が記憶されている。

10

【 0 0 7 2 】

第 2 の血流画像生成部 6 0 3 b は、複数の断面の流速ベクトルについて複数のトレース方法に適合するか否かに基づいて第 2 の血流画像を生成する。トレース方法に基づいた第 2 の血流画像を生成する方法については後述する。

【 0 0 7 3 】

(2) 動作

図 1 2 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 の動作の一例を示すフローチャートである。図 3 に示した第 1 の実施形態と同じ動作については同じ符号を付し、説明を省略する。

20

【 0 0 7 4 】

S T 2 0 1 では、第 2 の血流画像生成部 6 0 3 b でトレース方法への適合の有無が判定される。たとえば、ある断面の流速ベクトルが 1 つ前の断面に対して流速ベクトルが垂直であり血液の流れの軌跡を真直ぐトレースする方法に適合するかが判断される。1 つ前の断面に対して流速ベクトルが垂直であれば血液の流れの軌跡は真直ぐである。したがって、垂直であるか否かに応じて真直ぐトレースできるかが決まる。一方、垂直ではない場合は真直ぐトレースできない。このようにあるトレース方法に適合しない場合はそのトレース方法についてペナルティを計上する。たとえば垂直かどうかを 1 つ前の断面に対する流速ベクトルの角度に応じて、複数の段階に分けてペナルティを計上してもよい。

30

【 0 0 7 5 】

S T 2 0 3 では、第 2 の血流画像生成部 6 0 3 b で複数のトレース方法について判断された結果に応じて第 2 の血流画像が生成される。複数のトレース方法に基づいて計上されたペナルティに応じて、これらの方法をバランス良く満たすトレース方法で血液の流れの軌跡を描出することで、第 2 の血流画像を生成する。

【 0 0 7 6 】

図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る第 2 の血流画像の生成方法を説明する図である。図 1 3 (a) の表にはトレース方法として方法 1 から 3 が示されており、それぞれのトレース方法とそのトレース方法の模式図が示されている。方法 1 は、1 つ前の断面に対して流速ベクトルが垂直であり血液の流れの軌跡を真直ぐトレースする方法が示されている。同様に方法 2 には、1 つ前の断面と流量が保存されるように血液の流れの軌跡はトレースする方法が示されている。さらに、方法 3 には流速ベクトルに直交する成分が 0 になるように血液の流れの軌跡はトレースする方法が示されている。

40

【 0 0 7 7 】

たとえば、図 1 3 (b) に示すような流速ベクトルについて血液の流れの軌跡をトレースする場合、方法 3 を適用し流速ベクトルと平行 (同一平面上) に血液の流れの軌跡をトレースすると、方法 1 にペナルティが発生する。一方、方法 1 に合わせると方法 3 にペナルティが発生する。このように、複数のトレース方法に基づいてそれぞれの方法を採用した時のペナルティが最小になるように、トレース方法を組み合わせて血液の流れの軌跡を描出する。

50

【 0 0 7 8 】

なお、方法 2 は第 1 の実施形態で説明した流量に基づく分枝血管の特定方法に基づいて血液の流れの軌跡をトレースする方法を示している。たとえば、方法 1 で真直ぐトレースしようとした場合に、方法 2 において流量が保存されていない場合、方法 2 にペナルティが生じる。流量が保存されていない場合は分枝血管が存在する場合があります、流量が保存されるようにトレースすると方法 1 のペナルティは大きくなる。分枝血管の存在を加味して流量が保存されるようにしつつ、方法 1 のペナルティが最小になるように血液の流れの軌跡をトレースすることで、分枝血管を含めた第 2 の血流画像を生成することができる。

【 0 0 7 9 】

なお、図 1 3 (a) に示した 3 つの方法以外にも第 1 の実施形態の変形例で示した方法を用いたトレース方法を使用してもよい。

10

【 0 0 8 0 】

また、それぞれのトレース方法ごとに適合度を算出して、適合度が最大になるように血液の流れの軌跡をトレースしてもよい。また、すべての方法を適用するのではなく、一番ペナルティが最小のトレース方法に基づいてトレースしてもよい。さらに、それぞれのトレース方法に重み付けを行ってもよいし、あるトレース方法によく適合する場合、すなわちある方法のペナルティが非常に低い場合は、他の方法のペナルティの重み付けを大きくしてもよい。

【 0 0 8 1 】

上述では、流速ベクトルに基づいて分枝血管を特定し、分枝血管についても血液の流れの軌跡を描出可能な医用画像処理装置 1 0 0 について説明したが、実施形態はこれに限定されず磁気共鳴イメージング装置でも実現可能である。

20

【 0 0 8 2 】

図 1 4 は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の一例を示す概念的な構成図である。図 1 4 が示すように、磁気共鳴イメージング装置 1 は、撮像部 3 0 とコンピュータ 5 8 とを備えて構成される。撮像部 3 0 は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石 2 2、静磁場用磁石 2 2 の内側において軸を同じにして設けられた筒状のシムコイル 2 4、傾斜磁場コイル 2 6、送信用あるいは受信用の R F コイル 2 8、被検体 (患者) P が乗せられる寝台 3 2、静磁場電源 4 0、シムコイル電源 4 2、傾斜磁場電源 4 4、R F 送信器 4 6、R F 受信器 4 8、シーケンスコントローラ 5 6 を備えている。コンピュータ 5 8 は、その内部構成として、演算装置 6 0、入力装置 6 2、表示装置 6 4、記憶装置 6 6 等を有している。

30

【 0 0 8 3 】

静磁場用磁石 2 2 は静磁場電源 4 0 に接続され、静磁場電源 4 0 から供給される電流により撮像空間に静磁場を形成させる。シムコイル 2 4 はシムコイル電源 4 2 に接続され、シムコイル電源 4 2 から供給される電流により静磁場を均一化する。静磁場用磁石 2 2 は、超伝導コイルで構成される場合が多く、励磁の際に静磁場電源 4 0 に接続されて電流が供給されるが、一旦励磁された後は非接続状態とされるのが一般的である。なお、静磁場電源 4 0 を設けずに、静磁場用磁石 2 2 を永久磁石で構成してもよい。

【 0 0 8 4 】

傾斜磁場電源 4 4 は、X 軸傾斜磁場電源 4 4 x、Y 軸傾斜磁場電源 4 4 y、および Z 軸傾斜磁場電源 4 4 z とで構成されている。なお、図 1 4 においては、静磁場用磁石 2 2 およびシムコイル 2 4 の軸方向を Z 軸方向、鉛直方向を Y 軸方向、これらに直交する方向を X 軸方向としている。

40

【 0 0 8 5 】

傾斜磁場コイル 2 6 は、X 軸傾斜磁場コイル 2 6 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 6 y、および Z 軸傾斜磁場コイル 2 6 z を有し、静磁場用磁石 2 2 の内側で筒状に形成されている。X 軸傾斜磁場コイル 2 6 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 6 y、および Z 軸傾斜磁場コイル 2 6 z はそれぞれ、X 軸傾斜磁場電源 4 4 x、Y 軸傾斜磁場電源 4 4 y、Z 軸傾斜磁場電源 4 4 z に接続されている。

50

【 0 0 8 6 】

各傾斜磁場電源 4 4 x、4 4 y、4 4 z から傾斜磁場コイル 2 6 x、2 6 y、2 6 z にそれぞれ供給される電流により、X 軸、Y 軸、および Z 軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z が撮像空間にそれぞれ形成される。

【 0 0 8 7 】

装置座標系の 3 軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を合成して、論理軸としてのスライス方向傾斜磁場 G_{ss} 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_{pe} 、および、読み出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_{ro} の各方向を任意に設定できる。スライス方向、位相エンコード方向、および、読み出し方向の各傾斜磁場は、静磁場に重畳される。

【 0 0 8 8 】

R F 送信器 4 6 は、シーケンスコントローラ 5 6 から入力される制御情報に基づいて、核磁気共鳴を起こすためのラーモア周波数の R F パルスを生じ、これを送信用の R F コイル 2 8 に送信する。シーケンスコントローラ 5 6 は図示しないがプロセッサや記憶装置を備えて構成されており、シーケンスコントローラ 5 6 には様々な撮像方法に対応する種々のパルスシーケンスが記憶されている。パルスシーケンスは R F パルスの発生や傾斜磁場の制御を規定した制御情報である。

【 0 0 8 9 】

R F コイル 2 8 には、R F パルスを送信すると共に被検体からの磁気共鳴信号（MR 信号）を受信する送受信全身コイル（W B C : Whole Body Coil）や、寝台 3 2 または被検体 P の近傍に設けられる受信専用のコイル（ローカルコイルとも呼ばれる）などがある。

【 0 0 9 0 】

R F 受信器 4 8 は、受信した MR 信号に対して、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A / D（Analog to Digital）変換を施すことで、デジタル化された複素データである生データを生成する。R F 受信器 4 8 は、生成した MR 信号の生データをシーケンスコントローラ 5 6 に入力する。

【 0 0 9 1 】

シーケンスコントローラ 5 6 は、コンピュータ 5 8 の記憶装置 6 6 に記憶された所定の撮像条件やパルスシーケンス、およびこれらに基づく演算装置 6 0 の指令に従って、傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z および R F パルスを生じさせる。また、シーケンスコントローラ 5 6 は、これらの R 傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z および R F パルスにตอบสนองして受信された MR 信号を、生データとして R F 受信器 4 8 から入力し、演算装置 6 0 へ出力する。

【 0 0 9 2 】

演算装置 6 0 は、プロセッサ等を備えて構成されており、磁気共鳴イメージング装置 1 全体のシステム制御を行うほか、入力した生データに対して、逆フーリエ変換等を含む再構成処理や各種の画像処理を行って被検体の画像データを生成する。生成された画像データは、表示装置 6 4 に表示される。入力装置 6 2 は、ユーザ操作による撮像条件や各種情報の入力に使用される。演算装置 6 0 は通信制御装置をさらに備え、記憶装置 6 6 の記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部を電子ネットワークを介してダウンロードしてもよい。

【 0 0 9 3 】

本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 は、図示しない心電図（E C G : ElectroCardioGram）計を備え、4 D F l o w M R I により、空間 3 次元と時間から成る 4 次元（4 D）の速度 3 方向ベクトル情報を持つ血流データを取得する。4 D F l o w M R I に対応するパルスシーケンスによって取得された生データはシーケンスコントローラ 5 6 を介して演算装置 6 0 に入力され、演算装置 6 0 で血流データが生成される。第 1 および第 2 の実施形態の説明では、医用画像処理装置 1 0 0 を例として説明したが、図 1 4 ではコンピュータ 5 8 は各種画像処理や表示等を担っており、本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 はコンピュータ 5 8 と同等の構成を有する。したがって、磁気共鳴イメージング

10

20

30

40

50

装置 1 のコンピュータ 5 8 は第 1 および第 2 の実施形態で説明した動作を実行することができる。

【 0 0 9 4 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

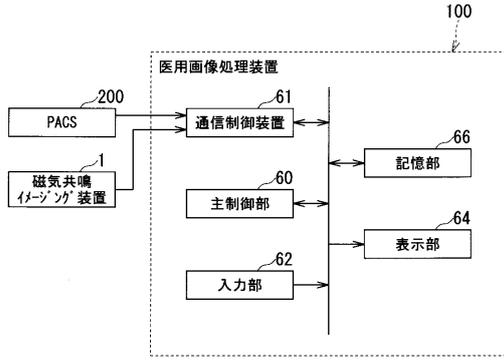
【 符号の説明 】

10

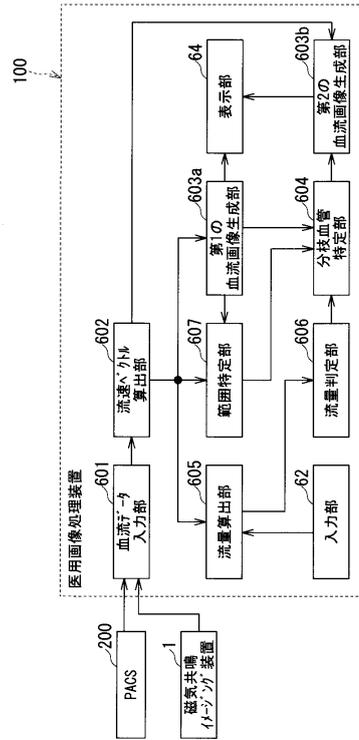
【 0 0 9 5 】

1	磁気共鳴イメージング装置	
2 2	静磁場用磁石	
2 4	シムコイル	
2 6	傾斜磁場コイル	
2 8	R F コイル	
3 0	撮像部	
3 2	寝台	
4 0	静磁場電源	
4 2	シムコイル電源	20
4 4	傾斜磁場電源	
4 6	R F 送信器	
4 8	R F 受信器	
5 6	シーケンスコントローラ	
5 8	コンピュータ	
6 0	主制御部、演算装置	
6 1	通信制御装置	
6 2	入力部、入力装置	
6 4	表示部、表示装置	
6 6	記憶部、記憶装置	30
1 0 0	医用画像処理装置	
6 0 1	血流データ入力部	
6 0 2	流速ベクトル算出部	
6 0 3 a	第 1 の血流画像生成部	
6 0 3 b	第 2 の血流画像生成部	
6 0 4	分枝血管特定部	
6 0 5	流量算出部	
6 0 6	流量判定部	
6 0 7	範囲特定部	
6 6 1	トレース方法記憶部	40

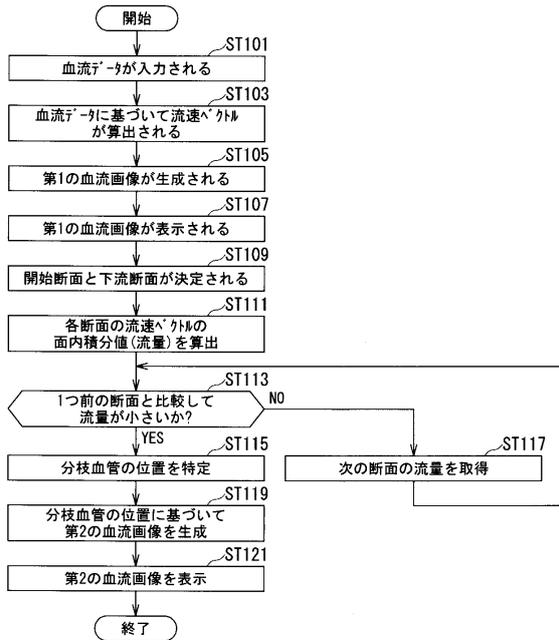
【図1】



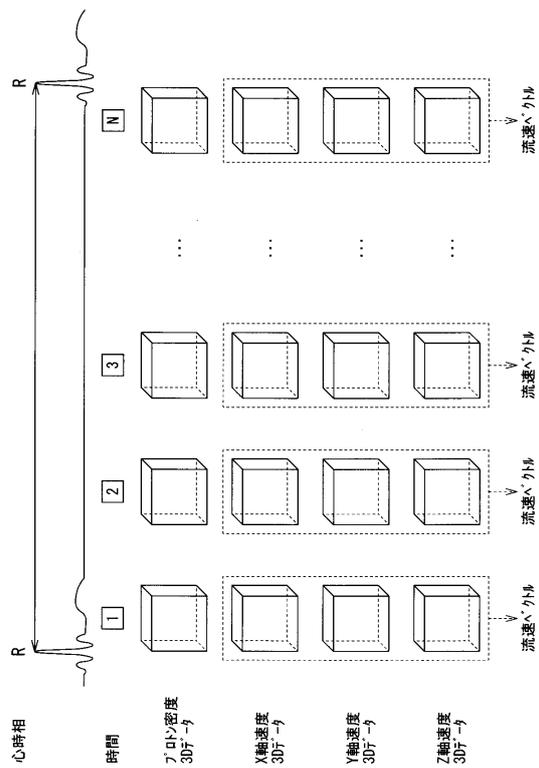
【図2】



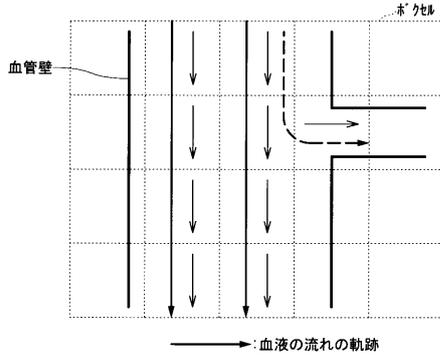
【図3】



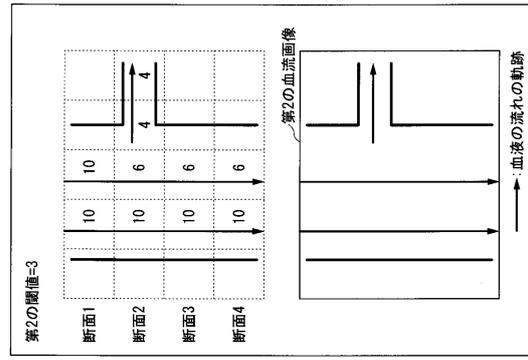
【図4】



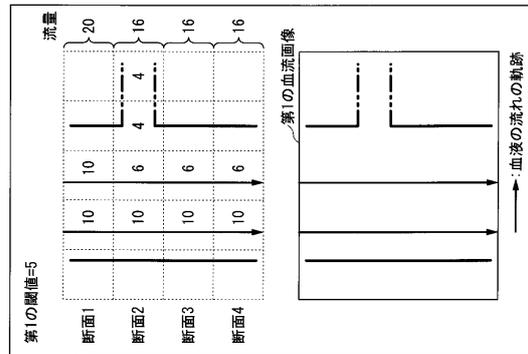
【図5】



【図6】



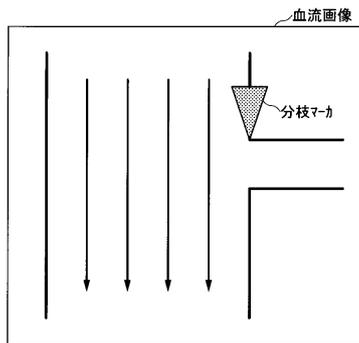
(b)



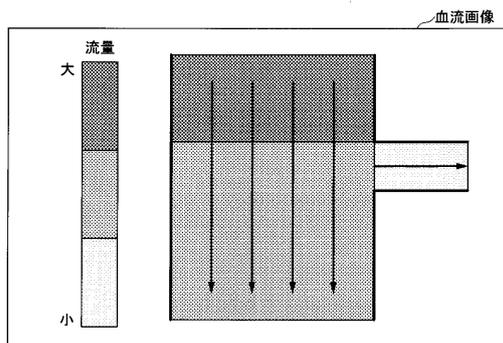
(a)

【図7】

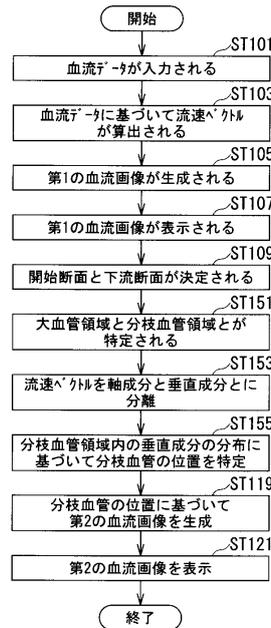
(a)



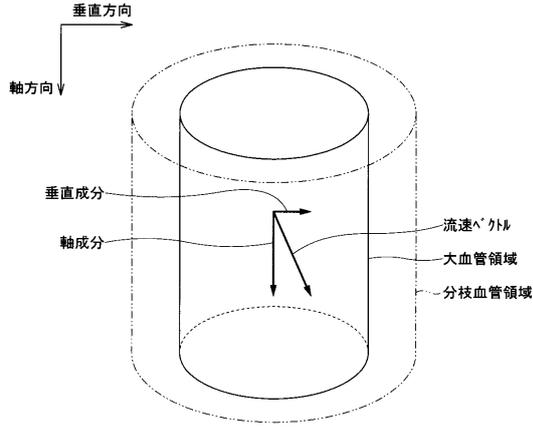
(b)



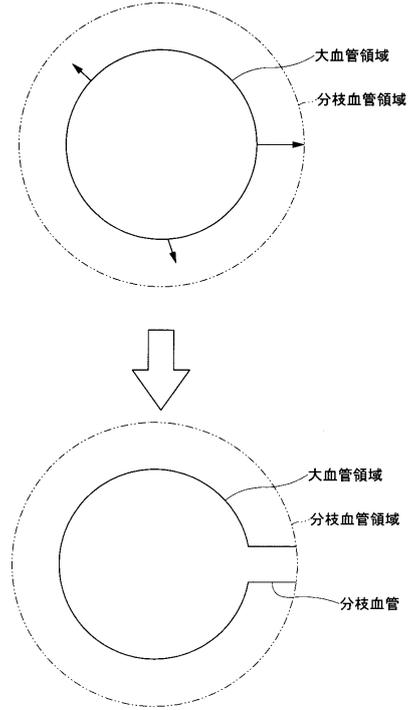
【図8】



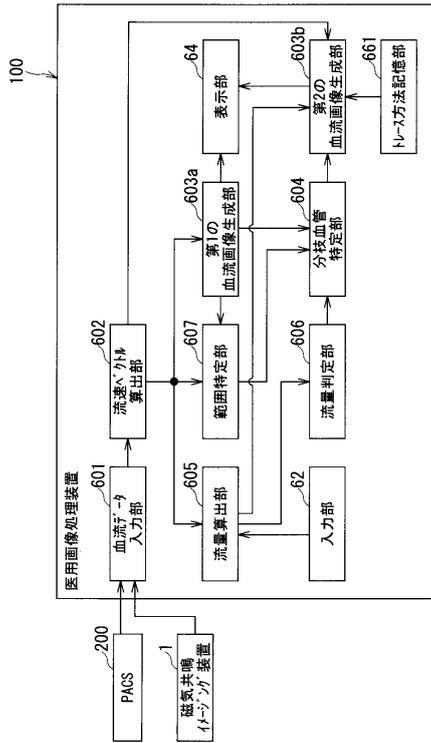
【図9】



【図10】



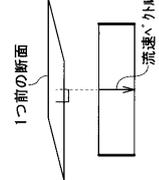
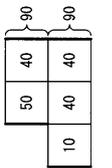
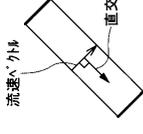
【図11】



【図12】

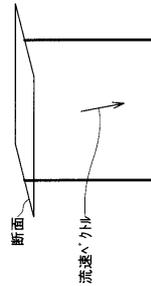


【図13】

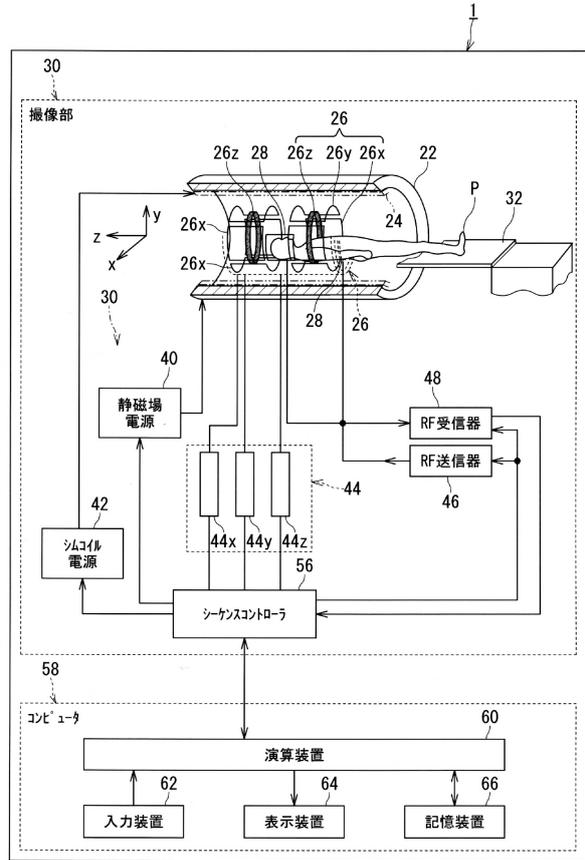
	条件1	条件2	条件3	...
トレス方法	1つ前の断面に対して 流速ベクトルが垂直であり 真直ぐトレスできるか	1つ前の断面と 流速が保存されるように トレスできるか	流速ベクトルに直交する 成分が0になるように トレスできるか	...
模式図	 <p>1つ前の断面 流速ベクトル</p>	 <p>流量 90 40 10</p>	 <p>流速ベクトル 直交成分</p>	...

(a)

(b)



【図14】



フロントページの続き

- (72)発明者 池田 佳弘
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中野 史樹
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鎌田 光和
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 横田 哲也
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 木本 達也
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 油井 正生
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 福永 智久
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 久原 重英
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 青柳 康太
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 特開2013-184063(JP,A)
 特開平08-154917(JP,A)
 特開2012-096024(JP,A)
 特開2000-166897(JP,A)
 特開2007-135894(JP,A)
 米国特許出願公開第2013/0234707(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/01
 A61B 5/02 - 5/03
 A61B 5/055
 A61B 6/00 - 6/14
 G01R 33/28 - 33/64