

(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2011-36458

(P2011-36458A)

(43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J	4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-187101 (P2009-187101)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年8月12日 (2009.8.12)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(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
		(74) 代理人	100088720
			弁理士 小川 眞一
		(74) 代理人	100118430
			弁理士 中原 文彦
		(72) 発明者	篠田 健輔
			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

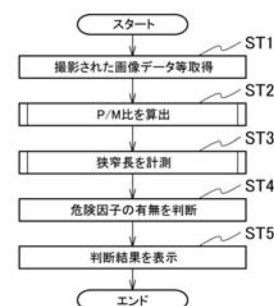
(54) 【発明の名称】 医用画像表示装置及び医用画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】塞栓性合併症の危険因子であるP/M比及び狭窄長を表示させた画像の生成、表示を自動で行うことで、医師の作業量を軽減しスループットの向上を図るとともに術前のC A S適用可否の判断を容易にさせ、被検体に対しても低侵襲な画像生成に必要な画像データ取得を行うことのできる医用画像表示装置及び医用画像表示方法を提供する。

【解決手段】被検体を撮影することにより取得された画像データを用いて、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域及び筋領域を抽出する抽出処理手段12と、プラーク領域内信号値及び筋領域内信号値を用いてP/M比を算出するとともに、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域を用いて血管内の狭窄長を計測する計測算出処理手段13と、P/M比及び狭窄長の情報を基に危険因子の有無を判断する判断手段14と、を備える画像データ解析手段10と、画像データ解析手段による解析結果を表示する表示手段1gとを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を撮影することにより取得された画像データを用いて、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域及び筋領域を抽出する抽出処理手段と、

前記プラーク領域内の信号値及び前記筋領域内の信号値を用いて P/M 比を算出するとともに、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域を用いて血管内の狭窄長を計測する計測算出処理手段と、

前記 P/M 比及び前記狭窄長の情報を基に危険因子の有無を判断する判断手段と、を備える画像データ解析手段と、

前記画像データ解析手段による解析結果を表示する表示手段と、

を備えることを特徴とする医用画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記医用画像表示装置は、さらに、前記筋領域の推定に際して使用される血管－筋領域位置モデル及び前記判断手段が危険因子の有無を判断する際の条件を記憶する記憶手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

【請求項 3】

被検体を撮影することにより取得された画像データを基に P/M 比を算出するステップと、

血管内腔における狭窄長を計測するステップと、

前記 P/M 比及び前記狭窄長を基に危険因子の有無を判断するステップと、

前記危険因子有無の判断結果を表示するステップと、

を備えることを特徴とする医用画像表示方法。

20

【請求項 4】

前記 P/M 比を算出するステップは、

血管内のプラーク領域を抽出し、前記プラーク領域内の信号値を算出するステップと、

血管領域を抽出し、分類するステップと、

血管内腔領域を抽出するステップと、

筋領域を抽出するステップと、

前記筋領域内の信号値を算出するステップと、

前記プラーク領域内の信号値と前記筋領域内の信号値とを基に P/M 比を算出するステップと、

を備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の医用画像表示方法。

30

【請求項 5】

前記筋領域を抽出するステップは、

前記筋領域を抽出するに基礎となる血管領域を前記血管領域の中から特定するステップと、

前記筋領域に近接する近接血管領域を前記血管領域の中から特定するステップと、

前記基礎血管領域の中心と前記近接血管領域の中心とを結ぶ半直線を設定するステップと、

前記近接血管領域の血管径と同じ長さ分さらに前記半直線を延伸させるステップと、

前記延伸された半直線上の領域を筋領域と推定するステップと、

を備えていることを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像表示方法。

40

【請求項 6】

前記筋領域を抽出するステップは、

前記分類された血管領域に対して細線化処理を行い、解析モデルを生成するステップと

、

前記解析モデルと、血管と筋領域との位置関係を予め定める血管－筋領域位置モデルとを位置合わせするステップと、

前記血管－筋領域位置モデルにて筋領域とされる領域を前記解析モデルにおける筋領域と推定するステップと、

50

を備えていることを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像表示方法。

【請求項 7】

前記狭窄長を計測するステップは、

前記血管領域の細線化処理を行い、血管芯線を取得するステップと、

前記血管領域、前記プラーク領域及び前記血管芯線を重複させるステップと、

前記血管芯線を用いて前記プラーク領域の端部から予め定められた距離だけ離れた位置を検索するステップと、

前記血管芯線上で検索された位置における第 1 の血管径を計測するステップと、

前記血管内腔領域を用いて前記血管芯線に沿った各位置における第 2 の血管径を計測するステップと、

10

前記第 1 の血管径と前記第 2 の血管径とに基づいて前記血管内腔領域の各位置における狭窄率を算出するステップと、

予め定められた閾値を超える狭窄率を備える前記血管内腔領域の位置を血管芯線上にて把握するステップと、

前記把握された予め定められた閾値を超える狭窄率を備える前記血管内腔領域の位置が連続する長さを計測し、狭窄長を求めるステップと、

を備えることを特徴とする請求項 3 ないし請求項 6 のいずれかに記載の医用画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、画像生成装置で撮影された被検体内部の画像を加工し、表示させることによって術前の治療選択を支援する医用画像表示装置及び医用画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内部の情報を収集し、この収集された画像データに基づいて被検体内部を画像化して医用画像を生成、表示する医用画像表示装置が用いられるようになっている。この医用画像表示装置が、例えば、頸動脈狭窄症の治療において使用される場合の一つの使用方法を示しているのが、以下に示す特許文献 1 である。

【0003】

30

この特許文献 1 に開示されている発明は、頸動脈狭窄症に対する治療、患者行動修正または継続管理による疾患の変化を評価する目的で、縦断的検査において冠動脈プラーク病変の特性変化を自動的に、経時的に追跡、検出するものである。

【0004】

頸動脈狭窄症に対する治療法として、外科手術である頸動脈内膜剥離術や血管内治療である頸動脈ステント留置術（C A S : Carotid Artery Stenting）等が挙げられる。この特許文献 1 のような発明が開示されるのは、このうち、C A S の方が治療時の患者（被検体）への負担が低い点で注目されているからである。

【0005】

ところで、この C A S については、低侵襲であるものの術中に飛散するプラーク等の破片（デブリ）が末梢血管へと移動し、遠位塞栓（塞栓性合併症）を起こす可能性が指摘されている。遠位塞栓を防ぐために、バルーンやフィルタといった末梢血管保護デバイスが使用される。但し、脳内の血流を維持したまま手技が可能なフィルタを使用する場合、デブリの大きさがフィルタの孔のサイズ以下であった場合、フィルタを通過してしまう可能性がある。このことから、塞栓性合併症の防止効果が確実ではない点も指摘される。

40

【0006】

この、塞栓性合併症との関連性が高い危険因子として、「P/M 比」と「狭窄長」が挙げられる。「P/M 比」とは、術前の M R I（磁気共鳴診断装置：magnetic resonance imaging）画像診断で Black Blood 法 T 1 強調画像を使用する際の、プラーク領域内の信号値と近接する筋の信号値との比である。また、「狭窄長」は、血管内に存在するプラーク

50

によって高い狭窄率を示す領域を、血管の長手方向に沿って示す長さのことである。そのため、これら「P/M比」及び「狭窄長」は塞栓性合併症の発症の有無を判断するに好適な目安であるといえる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-289861号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上記特許文献1において開示されている発明では、次の点について配慮がなされていない。

【0009】

すなわち、上述したような冠動脈プラーク病変の特性変化を検出するに当たっては、造影剤を用いて患者（被検体）を撮影し必要な画像を取得するため、被検体に対する侵襲度が高い。そのため、被検体にとって大きな負担となる。

【0010】

また、上述した危険因子のうち特にP/M比の算出には、これまでは算出に必要なプラーク領域内の信号値及び筋領域内の信号値を手動で取得していた。これら信号値の取得は手間が掛かる上、CAS適用の可否を判断するために用いる画像の解析に多くの時間が必要とされていた。

【0011】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、塞栓性合併症の危険因子であるP/M比及び狭窄長を表示させた画像の生成、表示を自動で行うことによって、医師の作業量を軽減しスループットの向上を図るとともに術前のCAS適用可否の判断を容易にさせ、併せて、被検体に対しても低侵襲な画像生成に必要な画像データ取得を行うことのできる医用画像表示装置及び医用画像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】

請求項1に記載の発明の特徴は、医用画像表示装置において、被検体を撮影することにより取得された画像データを用いて、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域及び筋領域を抽出する抽出処理手段と、プラーク領域内の信号値及び筋領域内の信号値を用いてP/M比を算出するとともに、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域を用いて血管内の狭窄長を計測する計測算出処理手段と、P/M比及び狭窄長の情報を基に危険因子の有無を判断する判断手段と、を備える画像データ解析手段と、画像データ解析手段による解析結果を表示する表示手段とを備える。

【0013】

請求項3に記載の発明の特徴は、医用画像表示方法において、被検体を撮影することにより取得された画像データを基にP/M比を算出するステップと、血管内腔における狭窄長を計測するステップと、P/M比及び狭窄長を基に危険因子の有無を判断するステップと、危険因子有無の判断結果を表示するステップとを備える。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、塞栓性合併症の危険因子であるP/M比及び狭窄長を表示させた画像の生成、表示を自動で行うことによって、医師の作業量を軽減しスループットの向上を図るとともに術前のCAS適用可否の判断を容易にさせ、併せて、被検体に対しても低侵襲な画像生成に必要な画像データ取得を行うことのできる医用画像表示装置及び医用画像表示方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の実施の形態における医用画像表示装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の実施の形態における画像データ解析手段の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の実施の形態における医師が C A S 適用の可否を判断する際に利用する画像の生成、表示についての基本的な流れを示すフローチャートである。

【図 4】本発明の実施の形態における P / M 比算出の流れを示したフローチャートである。

【図 5】P / M 比算出の流れにおいて抽出された血管領域を表わした模式図である。

【図 6】頸部を M R I で撮影して示すアキシャル断面画像において、主要組織の解剖学的位置を示す模式図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態において採用する筋領域の抽出処理の流れを示すフローチャートである。

【図 8】筋領域の抽出処理の方法を説明するための模式図である。

【図 9】本発明の実施の形態における狭窄長を計測する流れを示すフローチャートである。

【図 10】狭窄長を計測する方法を説明するための模式図である。

【図 11】表示手段に表示される画像の一例を示す模式図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施の形態における筋領域の推定を行う流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0017】

(第 1 の実施の形態)

図 1 は、本発明の実施の形態における医用画像表示装置 1 の内部構成を示すブロック図である。医用画像表示装置 1 は、被検体を撮影することにより取得された画像データを用いて医師に対して C A S 適用の可否を判断する上で最適な画像を生成、表示させる装置である。この表示される画像には、塞栓性合併症との関連性が高い危険因子である「P / M 比」や「狭窄長」を表示させることが可能である。

【0018】

なお、医用画像表示装置 1 にて使用される被検体の画像データは、例えば、上述した M R I の他、X 線診断装置や C T (computed tomography: コンピュータ断層撮影) 装置において取得される。

【0019】

医用画像表示装置 1 は、C P U (Central Processing Unit) 1 a と、R O M (Read Only Memory) 1 b と、R A M (Random Access Memory) 1 c 及び入出力インターフェイス 1 d がバス 1 e を介して接続されている。入出力インターフェイス 1 d には、入力手段 1 f と、表示手段 1 g と、通信制御手段 1 h と、記憶手段 1 i と、リムーバブルディスク 1 j と、画像データ解析手段 1 o とが接続されている。

【0020】

C P U 1 a は、入力手段 1 f からの入力信号に基づいて R O M 1 b から医用画像表示装置 1 を起動するためのブートプログラムを読み出して実行し、記憶手段 1 i に格納されている各種オペレーティングシステムを読み出す。また C P U 1 a は、入力手段 1 f や入出力インターフェイス 1 d を介して、図 1 において図示していないその他の外部機器からの入力信号に基づいて各種装置の制御を行う。さらに C P U 1 a は、R A M 1 c や記憶手段 1 i 等に記憶されたプログラム及びデータを読み出して R A M 1 c にロードするとともに、R A M 1 c から読み出されたプログラムのコマンドに基づいて、画像生成のための処理やデータの計算、加工等、一連の処理を実現する処理装置である。

【0021】

10

20

30

40

50

入力手段 1 f は、医用画像表示装置 1 の操作者（例えば、医師や検査技師）が各種の操作を入力するキーボード、ダイヤル等の入力デバイスにより構成されており、操作者の操作に基づいて入力信号を作成しバス 1 e を介して CPU 1 a に送信される。また、医用画像表示装置 1 には、キーボード等だけでなく専用の操作パネルが設けられており、その操作パネル上の入力デバイスを介して操作画面に対する操作を行うこともできる。

【0022】

表示手段 1 g は、例えば液晶ディスプレイである。この表示手段 1 g は、CPU 1 a からバス 1 e を介して出力信号を受信し、例えば画像処理や生成された画像を表示する際の諸条件の設定を行うにあたって必要な画像等、或いは CPU 1 a の処理結果等を表示する。

10

【0023】

通信制御手段 1 h は、LAN カードやモデム等の手段であり、医用画像表示装置 1 をインターネットや LAN 等の通信ネットワークに接続することを可能とする手段である。通信制御手段 1 h を介して通信ネットワークと送受信したデータは入力信号または出力信号として、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して CPU 1 a に送受信される。

【0024】

記憶手段 1 i は、半導体や磁気ディスクで構成されており、CPU 1 a で実行されるプログラムやデータが記憶されている。また、後述する筋領域の推定の際に使用される血管－筋領域位置モデル等が事前に記憶されている。

【0025】

リムーバブルディスク 1 j は、光ディスクやフレキシブルディスクのことであり、ディスクドライブによって読み書きされた信号は、入出力インターフェイス 1 d 及びバス 1 e を介して CPU 1 a に送受信される。

20

【0026】

画像データ解析手段 1 o は、被検体について撮影された画像データを解析して、塞栓性合併症の危険因子である P/M 比及び狭窄長を算出、計測するとともに、併せてこれらを表示させた画像の生成を行う。

【0027】

なお、本発明の実施の形態においては画像データ解析手段 1 o が一連の画像処理を行うが、その処理は画像データ解析手段 1 o によってではなく、記憶手段 1 i、或いはリムーバブルディスク 1 j に格納されている画像データ解析プログラムを利用することで行うこともできる。この場合は、これらに格納されている画像データ解析プログラムが CPU 1 a に読み込まれ実行されることにより、画像データ解析手段が医用画像表示装置 1 に実装されることになる。

30

【0028】

図 2 は、本発明の実施の形態における画像データ解析手段 1 o の内部構成を示すブロック図である。画像データ解析手段 1 o は、受信手段 1 1 と、抽出処理手段 1 2 と、計測算出処理手段 1 3 と、判断手段 1 4 と、送信手段 1 5 と、から構成されている。

【0029】

抽出処理手段 1 2 は、取得した被検体の画像データを基に、後述する例えば、血管領域等を抽出する。計測算出処理手段 1 3 は、抽出された血管領域等を利用して P/M 比、及び狭窄長を計測、或いは算出する。判断手段 1 4 は、計測、算出された P/M 比、及び狭窄長を基に危険因子の有無を判断するとともに、医師が CAS 適用の可否の際の条件として生成された画像とともに提示する。

40

【0030】

次に、医師が CAS 適用の可否を判断する際に利用する画像の生成、表示についての流れを図 3 ないし図 10 に示すフローチャート及び適宜、理解の一助となる模式図も利用して説明する。

【0031】

図 3 は、本発明の実施の形態における医師が CAS 適用の可否を判断する際に利用する

50

画像の生成、表示についての基本的な流れを示すフローチャートである。危険因子として表示の対象とする項目は「P/M比」と「狭窄長」である。従って、これら2つの因子をどのように計測、算出し、表示させるかが以下に説明する流れの主題となる。

【0032】

「P/M比 (Plaque/Muscle Ratio)」は、上述したように、プラーク領域内の信号値と近接する筋の信号値との比である。この比が高い方がより危険性が高い、と判断される。一方、「狭窄長」は、血管内に存在するプラークによって高い狭窄率を示す領域を、血管の長手方向に沿って示す長さのことである。この「狭窄長」はその数値が大きい方が血管内において狭窄が生じている領域が大きい（長い）ことになるため、より危険性が高いと判断される。

10

【0033】

画像データ解析手段10は、まず被検体の頸部の画像データをMRI等の画像撮影装置から取得する(ST1)。ここで、図示してはいないが、画像データ解析手段10は、ネットワークを介してMRI等のモダリティ、或いは、画像の保管を行っている、例えばサーバーと接続されている。

【0034】

この場合には、医用画像表示装置1が、例えば、病院情報管理システム(HIS: Hospital Information System)、放射線部門情報管理システム(RIS: Radiological Information System)、医用画像管理システム(PACS: Picture Archiving Communication System)といった医療機関内に構築された各種管理システムと組み合わされて用いられても良い。

20

【0035】

このネットワークの例としては、LAN (Local Area Network) やインターネット等のネットワークを挙げることができる。また、このネットワークで使用される通信規格は、DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 等、いずれの規格であっても良い。

【0036】

画像データ解析手段10が画像撮影装置から取得する画像データは、Black Blood法T1強調画像及び3次元画像である。これらの画像データには、画像種や被検体に対する撮影位置等の付帯情報も付いているが、併せて取得される。

30

【0037】

画像データ解析手段10は、受信手段11で受信した画像データを抽出処理手段12へと送信する。抽出処理手段12では、取得した画像データを基に、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域、及び筋領域を抽出する。このうち、血管領域、血管内腔領域、プラーク領域の抽出に当たっては、既存の抽出処理を施すことによって、各血管領域、血管内腔領域、プラーク領域を取得することができる。なお、抽出は、例えば、予め記憶手段1iに記憶されている解析条件を基に行われる。

【0038】

次に、P/M比の算出処理(ST2)について、図4のP/M比算出の流れを示したフローチャートを利用して述べる。

40

【0039】

P/M比の算出に当たっては、「プラーク領域内の信号値」と「筋領域内の信号値」の2種類の信号値が必要となる。従って、まず、抽出処理手段12においてプラーク領域の抽出処理が行われる(ST21)。Black Blood法T1強調画像においては、血管が黒く見えるように表示されるが、プラークが存在する領域は、白く見えるように表示される。抽出処理手段12は、画像データのうち、アキシャル断面の各画像スライスごとにそれぞれプラーク領域を抽出する。

【0040】

プラーク領域が抽出されると、計測算出処理手段13において、抽出されたプラーク領域内の信号値を計測し、さらに、ヒストグラムを作成する。ヒストグラムは、計測された

50

信号値を適当な階調に分け、階調ごとの頻度を示したものである。そして、ヒストグラムから中央の値を算出し、その値をブランク領域内の信号値とする（S T 2 2）。

【0041】

ここで、ブランク領域内の信号値は画像スライスごとに計測されるものであり、画像スライスの数分信号値が計測される。従って、計測された信号値の中には極端な値を示すものも含まれる可能性がある。そこで、そのような値を除くためにヒストグラムを作成して適切な信号値を算出することとしている。このように信号値を算出することは、医師に生成された画像を表示する際に、より精度の高い画像を提供することができることにつながる。

【0042】

次に、抽出処理手段12において血管領域を抽出する（S T 2 3）。図5は、抽出された血管領域を表わす模式図である。但し、この状態ではどの位置にどのような血管が配置されているのかは分かりづらい。そこで、抽出処理手段12では、細線化処理を施し、分類を行う（S T 2 4）。血管を分類することによって、解剖学的な位置関係から筋領域の位置を推定することが容易になる。従って、血管領域の抽出、分類は、筋領域内の信号値を算出するために行われる。

【0043】

細線化処理によって、図5に示されているように、血管は「内頸動脈O」、「外頸動脈P」、「総頸動脈Q」、及び「椎骨動脈R」の4つの血管に分類される。なお、本発明の実施の形態においては、頸動脈に近接する筋領域として、胸鎖乳突筋Mを例に挙げて以下説明する。従って、算出する対象となる筋領域内の信号値は、胸鎖乳突筋M内の信号値ということになる。

【0044】

さらに、図6は、頸部をMRIで撮影して示すアキシャル断面画像において、主要組織の解剖学的位置を示す模式図である。模式図の中心付近に脊椎Aが、脊椎Aの上の位置に背骨Bが表わされている。脊椎Aの周囲には、椎骨動脈Rがあり、この椎骨動脈Rよりも表皮Sに近い位置に総頸動脈Qが位置する。そして、胸鎖乳突筋Mは、総頸動脈Qのさらに表皮Sに近い場所に位置する。従って、椎骨動脈Rから表皮Sに向かって、総頸動脈Q、胸鎖乳突筋Mの順に位置することになる。これら互いの位置関係は、解剖学的にはほぼ決まっている。

【0045】

次に、血管内腔領域が抽出される（S T 2 5）。この血管内腔領域は、狭窄長を計測する際に使用される。従って、狭窄長を計測するステップにおいて説明する。

【0046】

血管領域、血管内腔領域が抽出されると、筋領域の抽出処理が行われる（S T 2 6）。上述したように、解剖学的位置関係からすれば、図6に示すように表わした場合には椎骨動脈R、総頸動脈Q、胸鎖乳突筋M、それぞれの大まかな位置は把握できる。但し、実際には図6に示す模式図は作成されないため、画像データ上胸鎖乳突筋Mの位置は予想できるが、これだけでは求める筋領域内の信号値を算出することはできない。そこで、以下の手順を用いて筋領域内の信号値を算出する。

【0047】

図7は、第1の実施の形態において採用する筋領域の抽出処理の流れを示すフローチャートである。また、図8は、筋領域の抽出処理の方法を説明するための模式図である。なお、図8においては、模式図において、左側に表皮Sが示されており、図示されていないが、右側に脊椎Aが存在する。従って、解剖学的位置からすれば、模式図の右から左に向かって椎骨動脈R、総頸動脈Q、胸鎖乳突筋Mが存在することが予想できる。

【0048】

まず、既に抽出処理が行われている血管領域の中から、取得した画像スライスごとに椎骨動脈Rの血管領域RR及び総頸動脈Qの血管領域QRを特定する（S T 2 6 A）。その上で、椎骨動脈血管領域RRの中心から総頸動脈血管領域QRの中心へ向けて半直線Hを

10

20

30

40

50

引く（ST26B）。すなわち、この半直線Hの向きは、椎骨動脈Rから胸鎖乳突筋Mの位置する方向である。

【0049】

ここで、椎骨動脈血管領域RRは、筋領域（胸鎖乳突筋M）を抽出する際の基礎となる血管領域であるといえる。また、総頸動脈血管領域QRは、筋領域（胸鎖乳突筋M）に近接する近接血管領域であるといえる。従って、求める筋領域が異なれば、基礎血管領域と近接血管領域はそれぞれ異なることになる。

【0050】

次に、総頸動脈血管領域QRは既に特定されていることから、この総頸動脈血管領域QRの直径Xを求め、さらにこの直径Xと同じ距離（距離X'）分、半直線Hを延伸する（ST26C）。 10

【0051】

このように総頸動脈血管領域QRの直径X分延伸させることとしたのは、近接血管領域である総頸動脈血管領域QRは、文字通り目標とする筋領域（胸鎖乳突筋M）に近接して位置している。従って、距離X'分半直線Hを延伸させることによって、この半直線Hには筋領域（胸鎖乳突筋M）内に位置する部分が現われることになる。そこで、延伸された距離X'上に存在する半直線Hは、少なくともその一部がこの筋領域（胸鎖乳突筋M）内にある、と推定することができる。換言すれば、このような状態を作出することにより、筋領域（胸鎖乳突筋M）を推定することが可能になる（ST26D）。よって、筋領域の抽出が終了する。 20

【0052】

筋領域が抽出されると、その抽出された筋領域内の信号値が計測算出処理手段13において算出される（図4のフローチャート、ST27）。筋領域内の信号値を算出する場合も、上述したプラーク領域内の信号値を算出する場合同様、ヒストグラムを作成した上で、中央値を求め、この中央値を筋領域内の信号値とする。

【0053】

以上で「プラーク領域内の信号値」及び「筋領域内の信号値」が算出されたことになる。そこで、これら両信号値を基に、計測算出処理手段13が各画像スライスごとにP/M比を算出する（ST28）。 30

【0054】

次に「狭窄長」の計測を行う（図3のフローチャート、ST3）。具体的な計測の流れは、図9に示すフローチャートに表わされている。また、図10は、狭窄長を計測する方法を説明するための模式図である。

【0055】

まず、ステップ23（図4のフローチャートを参照）において抽出された血管領域を基に、抽出処理手段12が各血管の細線化処理を行い、血管芯線を求める（ST31）。そして、プラーク領域と、血管領域と、細線化処理され血管芯線が求められた血管領域と、をそれぞれ重ねる（ST32）。図10においては、説明の便宜上、内頸動脈O、外頸動脈P、及び総頸動脈Qを示し、さらに、それぞれ二点鎖線、一点鎖線、破線で示される血管芯線も表わされている。また、図10において、内頸動脈Oから総頸動脈Qにかけて斜線で示される領域にプラークが認められる。 40

【0056】

次にプラーク領域の端部から所定の距離離れた位置を血管芯線上で検索する（ST33）。これは、図10を用いて説明すると、N点（プラーク領域の端部）から所定の距離L離れた位置N'を検索するという意味である。プラーク領域の端部Nから所定の距離L離れた位置N'を検索したのは、内頸動脈Oの内径 α を計測するためである。この位置N'であれば、内頸動脈Oにおけるプラークの影響を受けずに内頸動脈Oの内径 α を計測することができるからである。従って、所定の距離Lは任意に設定可能ではあるが、プラーク領域の端部Nから十分離れた位置となるように設定することが好ましい。

【0057】

10

20

30

40

50

内頸動脈 O の内径 α が計測算出処理手段 13 によって計測されると (S T 34)、次に血管内腔領域を利用して内頸動脈 O の各位置における内径 β を計測する (S T 35)。これは、既に抽出処理されている血管領域を基に、血管芯線に沿ってそれぞれの画像スライスごとに内径 β を計測する。例えば、図 10 に示されている内径 β のように、血管内にプラーク領域が存在する位置における内径 β は、プラーク領域のない位置における内径 α に比してプラークの存在によって血管内腔の距離は短くなる。

【0058】

計測算出処理手段 13 は、内径 α 及び内径 β の両者が計測されると、それぞれの画像スライスごとに α 値及び β 値を用いて狭窄率を算出する (S T 36)。狭窄率の算出に当たっては、例えば、 $(1 - \beta / \alpha) \times 100$ といった式を採用する、N A S C E T 法を用いることができる。

10

【0059】

全ての画像スライスにおいて狭窄率が算出されると、次に予め定められている所定の狭窄率を超える位置を血管芯線上で把握する (S T 37)。狭窄率は 100% に近くなるに従って、より血管内にプラークが堆積していることを示している。この所定の狭窄率は、任意に設定することができ、予め定められて記憶手段 1i 内に記憶されている。

【0060】

そして、血管内に存在するプラークによって高い狭窄率を示す位置をつなぎ、血管の長手方向に沿って距離 (長さ) を計測する (S T 38)。この長さが狭窄長である。

【0061】

以上説明した流れによって、「P/M 比」及び「狭窄長」が計測、算出される。そこで、計測算出処理手段 13 は、求められた値を判断手段 14 に送信する。両値を受け取った判断手段 14 は、これらの値から危険因子の有無を判断する (S T 4、図 3 のフローチャートを参照)。危険因子の有無の判断は、予め記憶手段 1i に記憶されている閾値を基に行われる。判断手段 14 は、所定の閾値以上の P/M 比と狭窄長とを備える血管領域を危険因子のある領域であると判断する。

20

【0062】

併せて、判断手段 14 は、表示手段 1g に表示させる画像を生成し、判断結果等を併せて表示させる (S T 5)。生成される画像としては、例えば、S V R (Shaded Volume Rendering) 画像や M P R (Multiple Planer Reconstruction) 画像を挙げることができる。これらの画像に、危険因子がある領域と判断した領域を重ね合わせて表示させたり、定量的な数値データを文字情報として併せて表示させたりする。

30

【0063】

図 11 は、表示手段 1g に表示される画像の一例を示す模式図である。ここでは、P/M 比の分布、P/M 比及び狭窄長の危険因子と判断した条件を示している。さらに、特に危険な領域には、その領域を囲むことで強調表示をしている。

【0064】

なお、表示手段 1g にどのような情報を表示させるか、或いは、画像や文字情報の表示レイアウト、S V R 画像、M P R 画像といった生成される画像種等については、医師等が入力手段 1f 等を用いて任意に設定することが可能である。

40

【0065】

以上説明したように、予め判断条件等を設定しておきさえすれば、塞栓性合併症の危険因子である P/M 比及び狭窄長を表示させた画像の生成、表示を自動で行うことによって、医師の作業量を軽減しスループットの向上を図るとともに術前の C A S 適用可否の判断を容易にさせ、併せて、被検体に対しても低侵襲な画像生成に必要な画像データ取得を行うことのできる医用画像表示装置及び医用画像表示方法を提供することができる。

【0066】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明における第 2 の実施の形態について説明する。なお、第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符

50

号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【0067】

第2の実施の形態は、P/M比を算出する際の筋領域の抽出処理の方法（図4に示すフローチャートのST26を参照）のみが第1の実施の形態と異なる。第2の実施の形態においては、「血管－筋領域位置モデル」を使用して、解剖学的な位置関係から、より精度良く筋領域の位置を推定し、筋領域内の信号値を算出することを目的とする。

【0068】

ここで、「血管－筋領域位置モデル」とは、血管領域と筋領域との位置関係を示す統計的な情報である。この「血管－筋領域位置モデル」には、特徴量として、血管芯線の形状、分岐点が表示されている。また、それらの特徴量を基準とした筋組織の相対的な分布位置が筋組織の種類ごとに保持される。血管の走行には奇形が存在するため、特に分岐に注目した奇形種別ごとの血管－筋領域位置モデルが用意されている。第2の実施の形態においては、記憶手段1i内にこれらの各モデルが予め記憶されている。

【0069】

図12は、第2の実施の形態における筋領域の推定を行う流れを示すフローチャートである。ここでは、まず、抽出された血管領域を基に細線化処理及び、分類処理を行う。この結果を、「解析モデル」として生成する（ST26a）。この「解析モデル」は、「血管－筋領域位置モデル」に対して、いわば各被検体ごとに生成されるその被検体特有の血管領域と筋領域との位置関係をしめすモデルであるといえる。

【0070】

次に、生成された解析モデルと血管－筋領域位置モデルとを互いに位置合わせする（ST26b）。その上で、「血管－筋領域位置モデル」にて筋領域であるとされる領域を、解析モデル上の筋領域と推定する（ST26c）。

【0071】

以上説明したように、「血管－筋領域位置モデル」を利用して筋領域の推定を行うことによって、より早く精度良く筋領域の推定、信号値の算出を行うことができる。特に、「血管－筋領域位置モデル」の種類を多く記憶手段1iに予め記憶しておくことによって、より多くの被検体の解析モデルに対応することができる。

【0072】

そして、塞栓性合併症の危険因子であるP/M比及び狭窄長を表示させた画像の生成、表示を自動で行うことによって、医師の作業量を軽減しスループットの向上を図るとともに術前のCAS適用可否の判断を容易にさせ、併せて、被検体に対しても低侵襲な画像生成に必要な画像データ取得を行うことのできる医用画像表示装置及び医用画像表示方法を提供することができる。

【0073】

この発明は、上記実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。例えば、P/M比、狭窄長の算出等については、医用画像表示装置を用いて各処理を行ったが、同様の装置構成を備える、例えばMRI等のモダリティにて各処理を行っても良い。

【0074】

また、上記実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることにより種々の発明を形成できる。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。更に、異なる実施の形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

【0075】

- 1 医用画像表示装置
- 10 画像データ解析手段
- 11 受信手段
- 12 週出処理手段

10

20

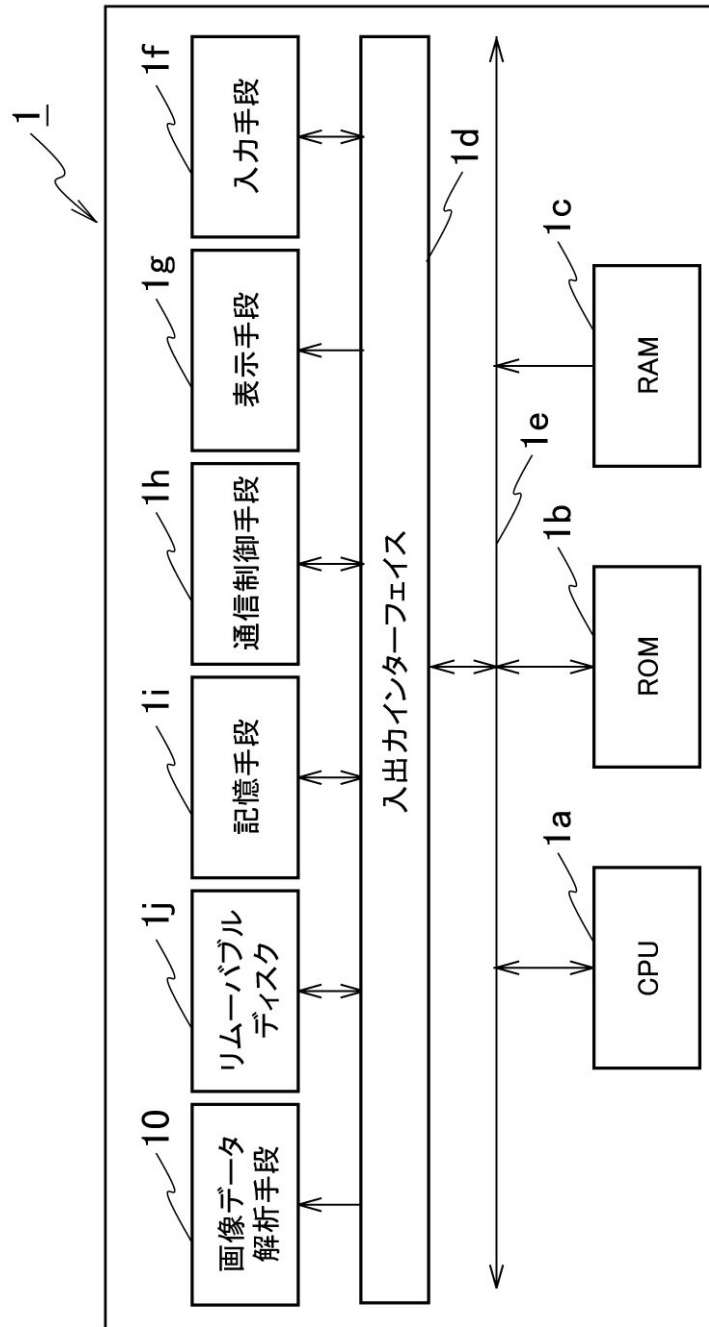
30

40

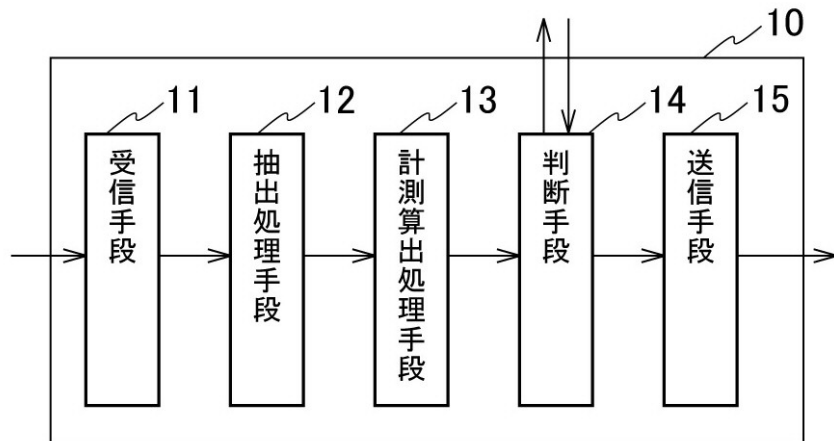
50

- 1 3 計測算出処理手段
- 1 4 判断手段
- 1 5 送信手段

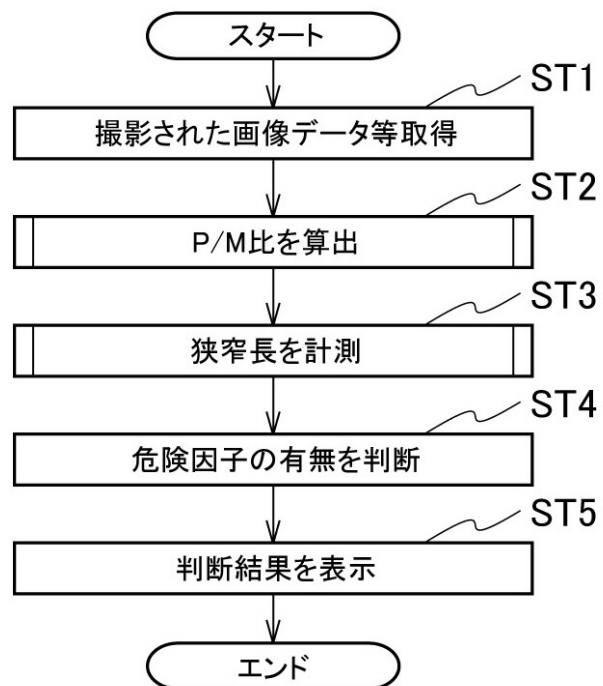
【図 1】



【図 2】



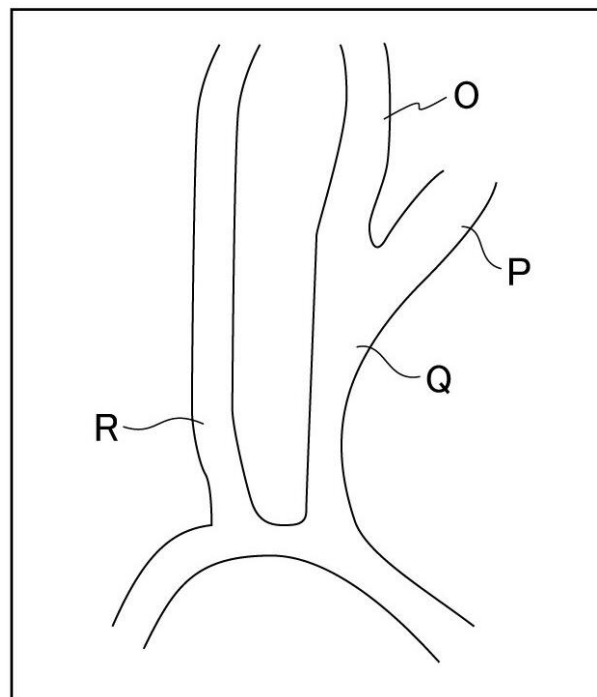
【図 3】



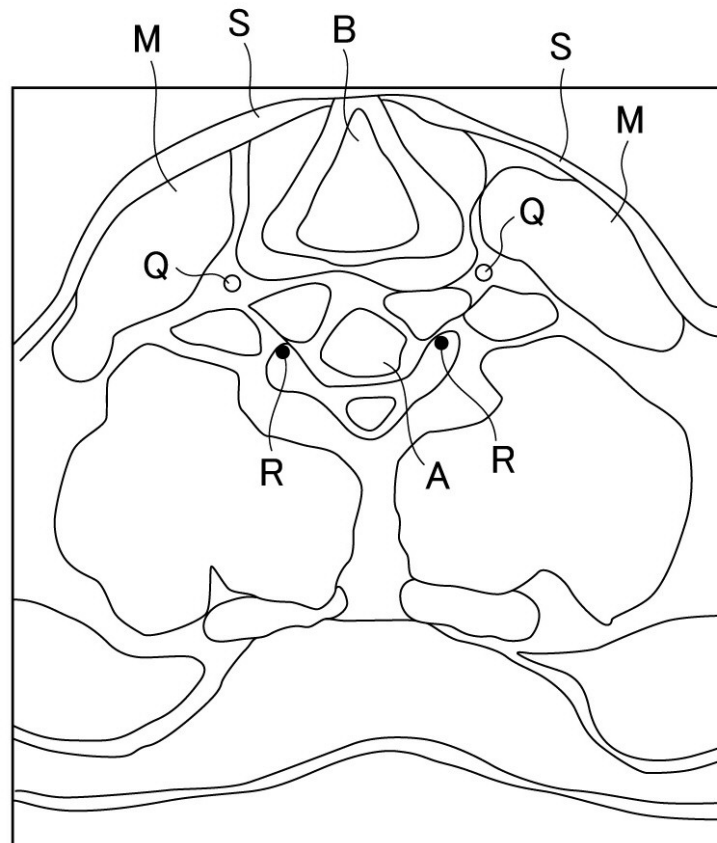
【図 4】



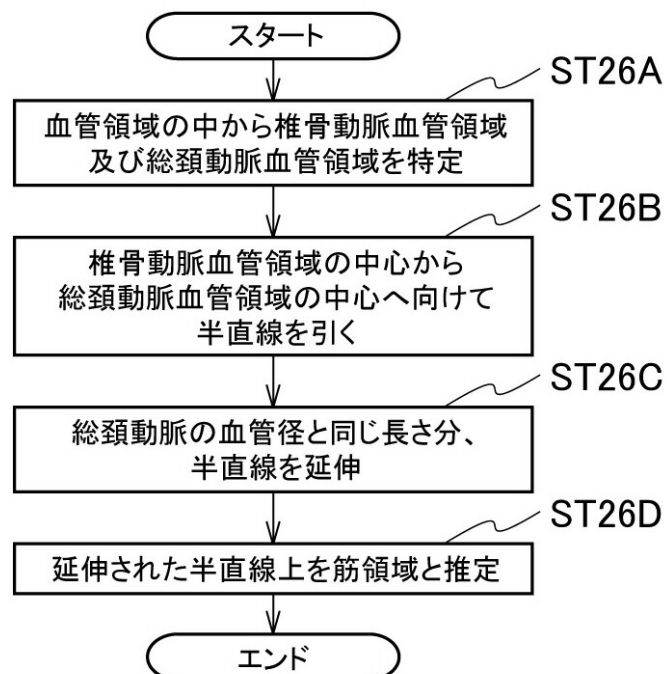
【図 5】



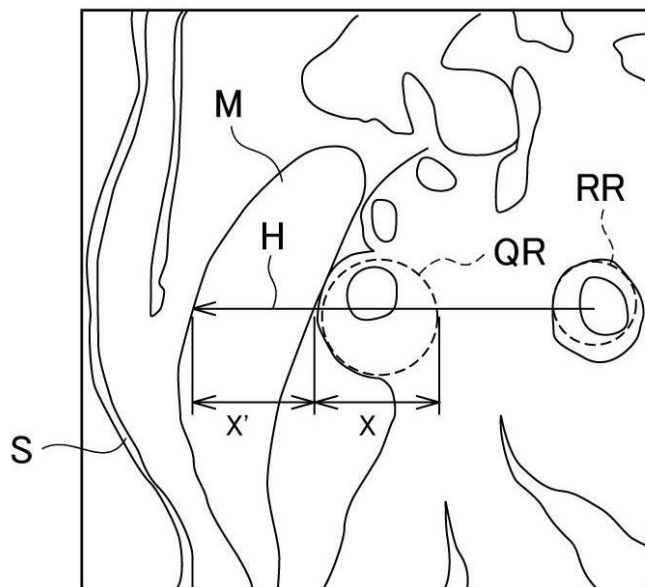
【図 6】



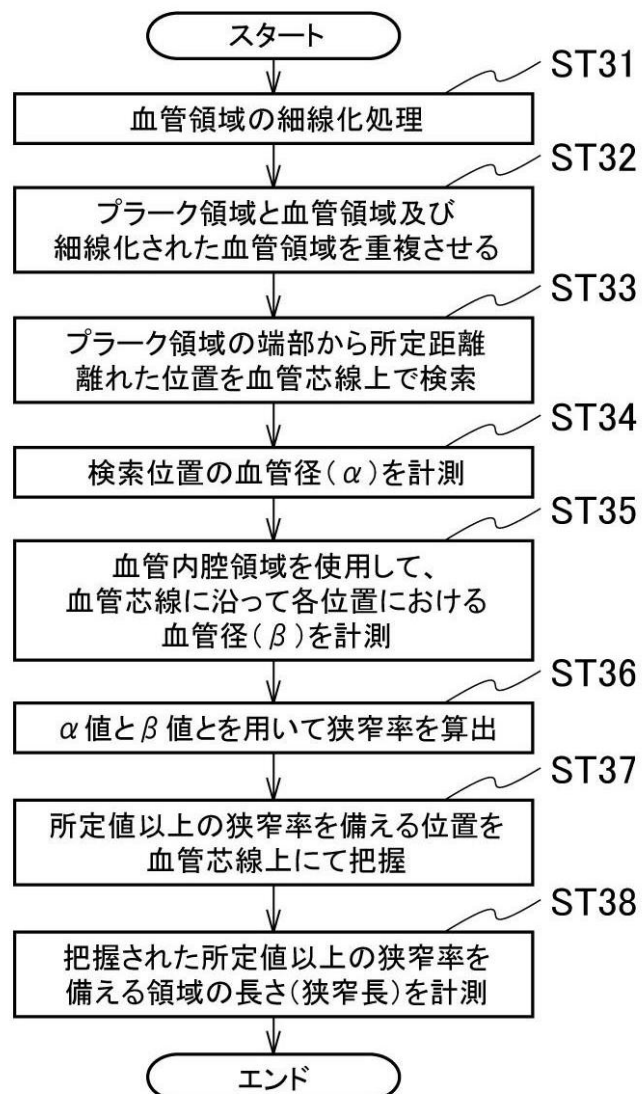
【図 7】



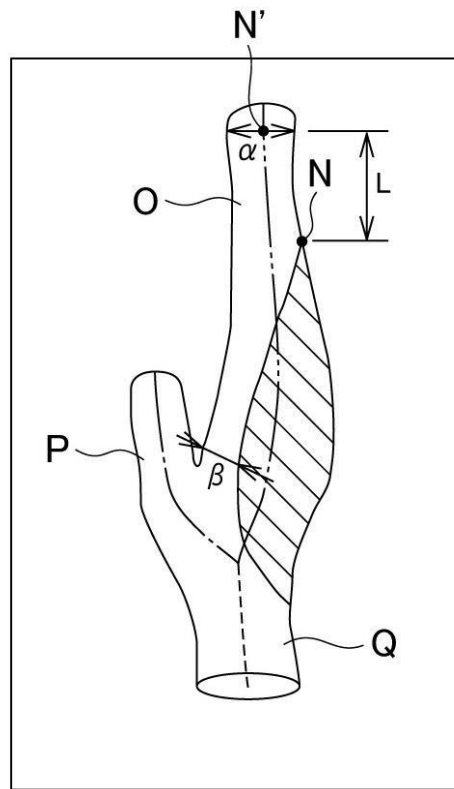
【図 8】



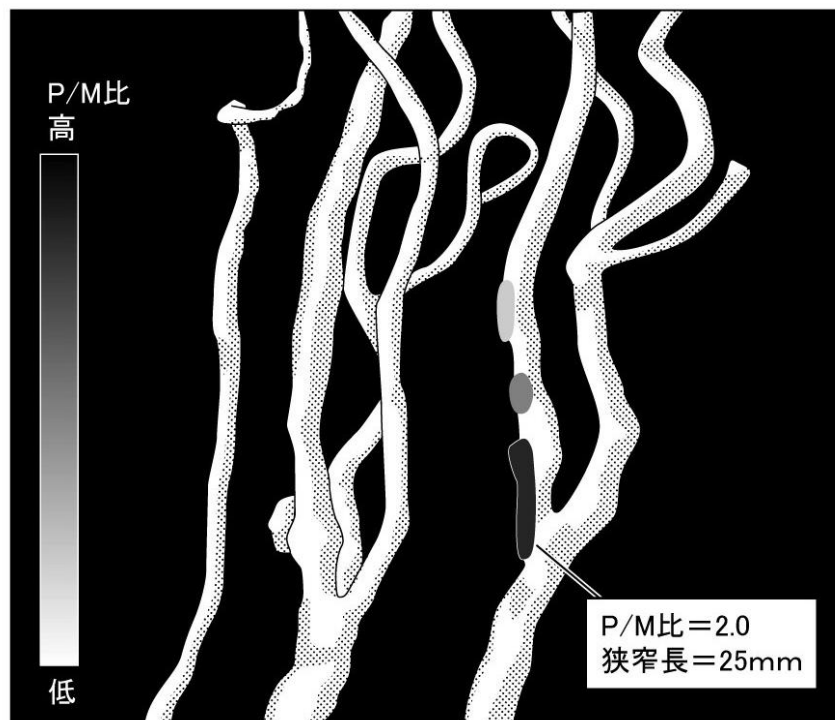
【図 9】



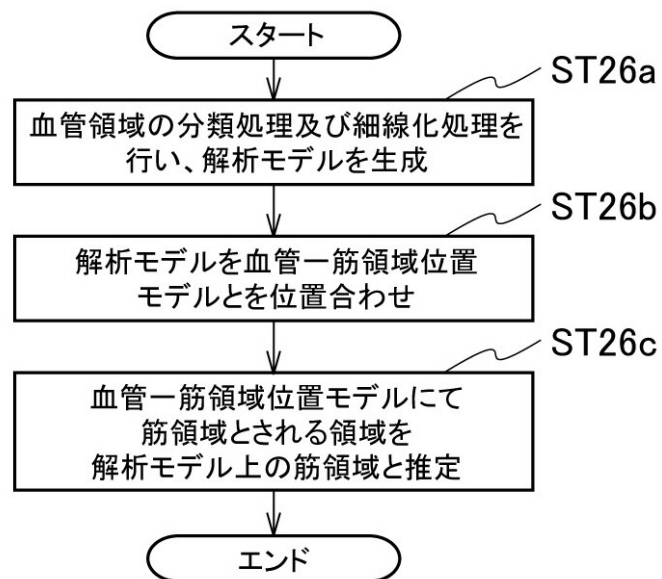
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 山形 仁

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

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA15 DA02 FD09 FF16 FF17 FF19 FF22 FF42 FF43
FF46 FG04 FG16 FH03
4C096 AA03 AB36 AC03 AD14 AD15 AD16 DC19 DC20 DC21 DC23
DC36 DC37 DD08 DD16 DE03