

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4421203号
(P4421203)

(45) 発行日 平成22年2月24日(2010.2.24)

(24) 登録日 平成21年12月11日(2009.12.11)

(51) Int.Cl.	F I	
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 D
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 B
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 J
G 0 1 R 33/32 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 P

請求項の数 8 (全 69 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2003-79117 (P2003-79117)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成15年3月20日 (2003.3.20)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2004-283373 (P2004-283373A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成16年10月14日 (2004.10.14)	(74) 代理人	100078765
審査請求日	平成18年3月17日 (2006.3.17)		弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253
			弁理士 古川 潤一
		(72) 発明者	近藤 泰平
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管腔状構造体の解析処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の3次元の画像データを取得する取得手段と、
 前記3次元の画像データに基づいてボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及びMIP（最大値投影）画像のうちの少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段と、
 前記3次元の画像データに基づいて曲面リフォーマット画像を生成する曲面リフォーマット画像生成手段と、
 前記3次元の画像データに基づいて管腔状構造体の芯線の3次元的位置情報を生成する芯線生成手段と、
 前記ボリュームレンダリング画像、前記平面リフォーマット画像、及び前記MIP画像のうち1つの画像から成る参照画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する参照画像表示手段と、
 前記曲面リフォーマット画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する曲面リフォーマット画像表示手段と、
 前記参照画像表示手段によって表示された前記参照画像上に重畳される前記芯線の形状を修正可能な芯線修正手段と、
 前記芯線修正手段による前記参照画像上の前記芯線の形状修正に連動して前記芯線の形状修正に対してほぼ同時に、前記3次元の画像データを基に前記曲面リフォーマット画像表示手段によって表示される前記曲面リフォーマット画像を再生成し、前記芯線との重畳表

示を更新する曲面リフォーマット画像更新手段と、
前記管腔状構造体の形態に関する解析を行う解析手段と、
前記参照画像及び前記曲面リフォーマット画像上に表示される前記芯線の位置情報が妥当か否かを表す信号を受け付ける受付手段と、
前記受付手段によって受け付けた前記信号が、前記芯線の位置情報が妥当であることを表す場合に、前記解析手段が前記管腔状構造体の形態に関して解析することを許可する分析許可手段と、
を備えたことを特徴とする管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 2】

被検体の 3 次元の画像データを取得する取得手段と、
前記 3 次元の画像データに基づいてボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及び M I P 画像のうち少なくとも 1 つの画像を生成する画像生成手段と、
前記 3 次元の画像データに基づいて曲面リフォーマット画像を生成する曲面リフォーマット画像生成手段と、
前記 3 次元の画像データに基づいて管腔状構造体の芯線の 3 次元的位置情報を生成する芯線生成手段と、
前記ボリュームレンダリング画像、前記平面リフォーマット画像、及び前記 M I P 画像のうち 1 つの画像から成る参照画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する参照画像表示手段と、
前記曲面リフォーマット画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する曲面リフォーマット画像表示手段と、
前記参照画像表示手段によって表示された前記参照画像上に重畳される前記芯線の形状を修正可能な芯線修正手段と、
前記芯線修正手段による前記参照画像上の前記芯線の形状修正に連動して前記芯線の形状修正に対してほぼ同時に、前記 3 次元の画像データを基に前記曲面リフォーマット画像表示手段によって表示される前記曲面リフォーマット画像を再生成し、前記芯線との重畳表示を更新する曲面リフォーマット画像更新手段と、
前記参照画像上で、前記管腔状構造体の所望の両端位置と、それら両端位置の間に位置する所望の 0 個以上の通過位置とを示す複数のマーカを指定する指定手段と、
前記複数のマーカの順序を前記指定の順序に基づいて決め且つ複数のマーカ対に分ける手段と、
前記各マーカ対を成すマーカ同士を繋ぐ線を前記参照画像上に表示する手段と、
前記参照画像上で前記通過位置を追加のマーカとして追加指定可能な追加指定手段と、
前記追加指定手段を介してマーカが追加指定された場合、追加されたマーカが、それまでに指定されていた複数のマーカ対のうちどのマーカ対間に挿入されるべきかを決定して前記マーカ対の順序を再決定する手段と、
前記管腔状構造体の芯線を、前記再決定されたマーカ対に基づいて再生成する手段と、
を備えたことを特徴とする管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 3】

前記追加指定したマーカを前記参照画像上で移動可能な手段と、
前記追加指定したマーカの移動に呼応して前記曲面リフォーマット画像を前記 3 次元の画像データに基づいて更新して再表示する手段と、を備え、
前記追加指定マーカの移動と前記曲面リフォーマット画像の更新は、前記追加指定マーカの移動に連動してほぼ同時に実行されることを特徴とする請求項 2 に記載の管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 4】

被検体の 3 次元の画像データを取得する取得手段と、
前記 3 次元の画像データに基づいてボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及び M I P 画像のうち少なくとも 1 つの画像を生成する画像生成手段

10

20

30

40

50

と、

前記 3 次元の画像データに基づいて管腔状構造体の 3 次元位置情報を有する芯線のデータを生成する芯線生成手段と、

前記芯線のデータに基づいて前記管腔状構造体の伸展画像又は直交断面画像のデータを生成する手段と、

前記芯線を含む前記参照画像と前記芯線を含む前記伸展画像又は前記直交断面画像とを並べて表示する手段と、

前記参照画像及び前記伸展画像それぞれの前記芯線上に、前記構造体に対する視線情報及び着目点情報を示す位置変更が可能なマーカを指定する手段と、

前記伸展画像上のマーカの位置変更に応じて前記位置変更を反映させた前記参照画像を再表示する手段と、

前記直交断面画像上に前記視線情報を表す方向変更が可能な視線情報マーカを表示する手段と、

前記視線情報マーカの方向が変更されたときに、当該変更に応じて前記参照画像を再表示する手段と、

を備えたことを特徴とする管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 5】

前記参照画像上に前記伸展画像の断面の向きを示す表示体を表示する手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 6】

前記表示体は、前記伸展画像上の前記管腔状構造体の両壁部の任意の位置に各別に付す 2 つのマーカと、この両壁部の位置にそれぞれ対応する前記参照画像上の前記管腔状構造体の両壁部に各別に付す 2 つのマーカとを有し、前記伸展画像上の 2 つのマーカと前記参照画像上の 2 つのマーカとは相当する壁部同士で位置的に同じであることを特徴とする請求項 5 に記載の管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 7】

前記表示体は、前記参照画像上の 2 つのマーカを通過して前記参照画像に重畳し、かつ、前記管腔状構造体の輪郭形状を示すマーカを更に有することを特徴とする請求項 6 に記載の管腔状構造体の解析処理装置。

【請求項 8】

前記表示体は、前記伸展画像上の任意の位置に付すカーソルバーと、前記カーソルバーの位置に対応する前記参照画像上の前記管腔状構造体の両壁部に各別に付す 2 つのマーカとを有することを特徴とする請求項 5 に記載の管腔状構造体の解析処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、管腔状構造体の解析処理装置に係り、とくに、医用画像診断装置（医用モダリティ）により撮影された被検体の 3 次元画像データに基づいて血管、腸、気管、食道などの管腔状構造体（組織）を診断的に有用な態様で 3 次元的に観察できるとともに、その管腔状構造体の太さ（狭窄や瘤などの局所的変化を含む）や長さなど、診断に有用な指標を定量的に解析できるようにした管腔状構造体の解析処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の血管の診断は、主に、被検体に血管造影剤を投与した状態で X 線像を撮影し、その画像値に基づいて形態的な異常を見つけるという手法で行われていた。

【0003】

このような中で、近年の X 線 CT（コンピュータ断層法）スキャナ、MRI（磁気共鳴イメージング）などの撮影技術の進歩により、被検体内の診断したい血管を含む領域の 3 次元画像を容易に得ることができるようになってきている。このため、そのような 3 次元画像を用いた血管の形態診断が可能になりつつある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

X線血管造影検査が造影剤の動脈注入を必要とするのに対して、X線CT、MRIを用いた血管の3次元撮影は静脈注入により血管を造影することができるという特徴がある。静脈注入は、動脈注入に比べて侵襲度が低く患者の負担を著しく低減できる。

【 0 0 0 5 】

また、造影剤を全く用いない血管撮影法も検討されている。とくに、MRIによる造影剤を用いない検査は、非侵襲であるため、短期間に検査を繰り返した場合でも、患者の負担を小さく抑えることができる。

【 0 0 0 6 】

また、診断に用いる画像の次元による得失もある。X線画像は2次元画像であるため、この画像に基づく形態異常の評価には限界がある。例えば1方向から撮影したX線画像を用いる場合、血管の狭窄の程度を実際よりも過小評価した診断になる傾向がある。3次元画像を用いれば3次元的な形態を観察することができ、狭窄の診断精度が向上すると考えられる。そのほか、血管走行や動脈瘤の3次元的な形態を把握するのに3次元画像は効果的である。現在、X線血管造影検査はまた、細い血管の描出能が低いといわれているが、今後、3次元画像の画質が向上すれば、3次元画像を用いた診断の適応領域は広がっていくと考えられる。

10

【 0 0 0 7 】

このような環境のもとで、血管の3次元的な形態を観察する方法として、現在、以下のような方法が提案されている。

20

【 0 0 0 8 】

例えば、特許文献1には、X線CT、MRI、超音波診断装置などにより得られた3次元画像データに写り込んだ管腔状組織の長手方向ベクトルを「ベクトル検出装置」により算出し、得られた長手方向ベクトルから管腔状組織に垂直な断面を演算し、この断面で切断した画像を作成して表示する方法が示されている。

【 0 0 0 9 】

また、特許文献2には、撮影された3次元画像に含まれる管腔状組織の画像から管腔状組織の芯線を抽出し、この芯線に沿って管腔状組織をその長手方向に伸展させて真直ぐに伸びた状態にした、いわゆる伸展画像を表示するとともに、その画像に対応するボリュームレンダリング画像と平面リフォーマット画像を表示する例が示されている。

30

【 0 0 1 0 】

さらに、特許文献3は、抽出した血管の芯線（例えば中心線）に直交する断面のMPR画像を血管の芯線に沿った方向の順序で作成し、その順序に従って動画として表示する手法を示している。この表示法により、複雑な血管の3次元構造の把握を容易にしようとしている。

【 0 0 1 1 】

一方、血管の芯線を抽出するための様々な技術も既に提案されている。例えば、非特許文献1は、血管の芯線を3次元座標で表される点の列として求め、この芯線の点列の各点にて芯線に直交する断面での血管の輪郭を抽出する方法を提示している。これにより、血管芯線と血管の輪郭（血管表面）の3次元抽出を可能にしている。このように、血管の芯線と輪郭を抽出すれば、血管芯線に沿う各位置に対して血管の面積や血管の径を求めることができる。この非特許文献1には、血管の直径を縦軸にとり、血管芯線に沿った距離を横軸にとったグラフも示されている。

40

【 0 0 1 2 】

血管の狭窄率は、狭窄がないとした場合の仮想的な血管径Aと実際の狭窄部の血管径Bとを用い、「 $100 \times (1 - (B/A))$ 」(%)で算出される。従って、狭窄率を求めるには、仮想的な正常時の血管径を求めることが必要になる。この算出法の一例が非特許文献4に示されており、2次元のX線画像に写り込んだ血管造影像からその正常時の血管径を推定し、狭窄率を計算するというものである。

【 0 0 1 3 】

50

【特許文献 1】

特公平 3 - 1 0 9 8 5 号公報

【 0 0 1 4 】

【特許文献 2】

米国特許 5 , 8 9 1 , 0 3 0 号公報

【 0 0 1 5 】

【特許文献 3】

特開 2 0 0 1 - 1 7 5 8 4 7 号公報

【 0 0 1 6 】

【特許文献 4】

特開平 5 - 2 6 4 2 3 2 号公報

【 0 0 1 7 】

【非特許文献 1】

“Onno Wink et al., “Fast delineation and visualization of vessels in 3-D angiographic images”, IEEE Trans. Med. Imag., vol. 19, no. 4, 337-346, 2000”

【 0 0 1 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、血管などの管腔状構造体は一般に 3 次元的に複雑に走行するなど、複雑な形態をしていることから、擬似 3 次元表示像（ポリウムレンダリング像など）を観察したとしても、狭窄や瘤などの病変部の位置や状態を見つけ難く、一方、任意断面の 2 次元画像を観察する場合には、その断面位置を的確に設定することは相当に難しく、医師などの操作者に操作上の負担を強いていた。

【 0 0 1 9 】

かかる状況を詳述すれば、従来 of 血管や大腸などの管腔状組織を 3 次元的に観察する手法には、以下に記載するような様々な未解決の問題があった。

【 0 0 2 0 】

第 1 に、曲面リフォーマット画像を用いる場合、曲面リフォーマット画像内の点が 3 次元的にどの位置にあって、どの向きを向いているのかということ、容易には把握し難いという問題がある。

【 0 0 2 1 】

また、第 2 に、フライスルー表示において視点位置を通る断面を表示する手法の場合、フライスルー画面上で観察できる位置の断面の位置が血管上のどの位置にあるのかについての情報が得られない。

【 0 0 2 2 】

さらに、第 3 に、血管探索を行って、血管の芯線と輪郭を 3 次元的に描出する手法の場合、芯線に垂直な断面上での輪郭線で 3 次元的なサーフェースを表していることから、芯線がスムーズでないと、輪郭線同士が交差することがある。そのような事態が招来されると、輪郭の凹凸が大きくなるなど、その描出が不自然になり、したがって、血管の断面積や太さなどの定量解析の精度が低下するという問題がある。

【 0 0 2 3 】

また、そのような血管の芯線や輪郭は多数の制御点で表されているので、そのマニュアル編集に余計な手間が掛かる。

【 0 0 2 4 】

ところで、血管疾患には血管が瘤状化する動脈瘤という疾患があるが、その最大径の大きさが例えば 5 c m 程度以上、あるいは最大径の経時変化が例えば 3 m m / 年程度以上の病状の場合、動脈瘤が破裂する恐れがあるため、外科手術を行う必要があるとされている。しかしながら、現状では、動脈瘤の最大径をアキシャル像を用いて観察・計測しているため、動脈瘤の 3 次元的な形態や径の経時変化の把握が難しく、医師の診断能力や経験などに依存するところが大きかった。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

本発明は、上述した従来の管腔状構造体（管腔状組織）の観察及び解析の手法に係る様々な問題に鑑みてなされたもので、被検体内の血管などの管腔状構造体の3次元形状の全体及び部分をより容易に把握でき、これにより、狭窄や瘤などの病変部の如く、観察したい部位の位置や状態を容易に発見・観察可能にするとともに、診断及び観察を行う操作者の操作上の負担を著しく軽減でき、これにより、操作能率を向上可能な管腔状構造体の解析処理装置を提供することを、その主要な目的とする。

【0026】

また、本発明は、上述した主目的に加え、管腔状構造体と他の組織との位置関係をより容易に把握できるようにすることを、別の目的とする。

【0027】

また、本発明は、上述した主目的に加え、管腔状構造体を自然な輪郭で描出できるとともに、その管腔状構造体の形態をより安定して且つ高精度に解析できるようにすることを、更に別の目的とする。

【0028】

さらに、本発明は、上述した主目的に加え、管腔状構造体の芯線や輪郭を設定するときの制御点のマニュアル編集に要する労力を大幅に軽減できるようにすることを、更に別の目的とする。

【0029】

さらに、本発明は、上述した主目的に加え、管腔状構造体の瘤などの局所的な病変部の3次元構造の経時変化に関わる情報を的確に提供でき、これにより、病変部の過去との比較観察及び今後の予測を容易にすることを、更に別の目的とする。

【0030】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置は、その一態様として、被検体の3次元の画像データを取得する取得手段と、前記3次元の画像データに基づいてボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及びMIP（最大値投影）画像のうち少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段と、前記3次元の画像データに基づいて曲面リフォーマット画像を生成する曲面リフォーマット画像生成手段と、前記3次元の画像データに基づいて管腔状構造体の芯線の3次元的位置情報を生成する芯線生成手段と、前記ボリュームレンダリング画像、前記平面リフォーマット画像、及び前記MIP画像のうち1つの画像から成る参照画像上に前記芯線的位置情報を重畳して表示する参照画像表示手段と、前記曲面リフォーマット画像上に前記芯線的位置情報を重畳して表示する曲面リフォーマット画像表示手段と、前記参照画像表示手段によって表示された前記参照画像上に重畳される前記芯線の形状を修正可能な芯線修正手段と、前記芯線修正手段による前記参照画像上の前記芯線の形状修正に連動して前記芯線の形状修正に対してほぼ同時に、前記3次元の画像データを基に前記曲面リフォーマット画像表示手段によって表示される前記曲面リフォーマット画像を再生成し、前記芯線との重畳表示を更新する曲面リフォーマット画像更新手段と、前記管腔状構造体の形態に関する解析を行う解析手段と、前記参照画像及び前記曲面リフォーマット画像上に表示される前記芯線的位置情報が妥当か否かを表す信号を受け付ける受付手段と、前記受付手段によって受け付けた前記信号が、前記芯線的位置情報が妥当であることを表す場合に、前記解析手段が前記管腔状構造体の形態に関して解析することを許可する分析許可手段と、を備えたことを特徴とする。

【0034】

また、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置は、別の態様として、被検体の3次元の画像データを取得する取得手段と、前記3次元の画像データに基づいてボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及びMIP画像のうち少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段と、前記3次元の画像データに基づいて曲面リフォーマット画像を生成する曲面リフォーマット画像生成手段と、前記3次元の画像データに基づいて管腔状構造体の芯線の3次元的位置情報を生成する芯線生成手段と、前記ポリ

10

20

30

40

50

ユームレンダリング画像、前記平面リフォーマット画像、及び前記M I P画像のうち1つの画像から成る参照画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する参照画像表示手段と、前記曲面リフォーマット画像上に前記芯線の位置情報を重畳して表示する曲面リフォーマット画像表示手段と、前記参照画像表示手段によって表示された前記参照画像上に重畳される前記芯線の形状を修正可能な芯線修正手段と、前記芯線修正手段による前記参照画像上の前記芯線の形状修正に連動して前記芯線の形状修正に対してほぼ同時に、前記3次元の画像データを基に前記曲面リフォーマット画像表示手段によって表示される前記曲面リフォーマット画像を再生成し、前記芯線との重畳表示を更新する曲面リフォーマット画像更新手段と、前記参照画像上で、前記管腔状構造体の所望の両端位置と、それら両端位置の間に位置する所望の0個以上の通過位置とを示す複数のマーカを指定する指定手段と、前記複数のマーカの順序を前記指定の順序に基づいて決め且つ複数のマーカ対に分ける手段と、前記各マーカ対を成すマーカ同士を繋ぐ線を前記参照画像上に表示する手段と、前記参照画像上で前記通過位置を追加のマーカとして追加指定可能な追加指定手段と、前記追加指定手段を介してマーカが追加指定された場合、追加されたマーカが、それまでに指定されていた複数のマーカ対のうちのどのマーカ対間に挿入されるべきかを決定して前記マーカ対の順序を再決定する手段と、前記管腔状構造体の芯線を、前記再決定されたマーカ対に基づいて再生成する手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【0036】

さらに、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置は、さらに別の態様として、被検体の3次元の画像データを取得する取得手段と、前記3次元の画像データに基づいてユームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、及びM I P画像のうち少なくとも1つの画像を生成する画像生成手段と、前記3次元の画像データに基づいて管腔状構造体の3次元位置情報を有する芯線のデータを生成する芯線生成手段と、前記芯線のデータに基づいて前記管腔状構造体の伸展画像又は直交断面画像のデータを生成する手段と、前記芯線を含む前記参照画像と前記芯線を含む前記伸展画像又は前記直交断面画像とを並べて表示する手段と、前記参照画像及び前記伸展画像それぞれの前記芯線上に、前記構造体に対する視線情報及び着目点情報を示す位置変更が可能なマーカを指定する手段と、前記伸展画像上のマーカの位置変更に応じて前記位置変更を反映させた前記参照画像を再表示する手段と、前記直交断面画像上に前記視線情報を表す方向変更が可能な視線情報マーカを表示する手段と、前記視線情報マーカの方向が変更されたときに、当該変更に応じて前記参照画像を再表示する手段と、を備えたことを特徴とする。

20

30

【0038】

【発明の実施の形態】

以下、本発明に係る管腔状構造体の画像処理装置の好ましい実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

【0039】

(第1の実施の形態)

第1の実施形態について説明する。

【0040】

本実施形態に係る画像処理装置は、図1に示すように、医用モダリティと一体に組みこまれたコンピュータ装置として、医用モダリティに通信ラインを介してオンライン接続されたコンピュータ装置として、又は、医用モダリティとはオフラインのコンピュータ装置として提供される。

40

【0041】

このコンピュータ装置は、図1に示すように、CPU及びメモリを搭載した画像処理プロセッサ11、プログラムや処理データを記憶する記憶装置12、表示器13、及び入力器14を備える。上述したように、このコンピュータ装置は必要に応じて外部とのデータ通信を行うための機能をも有する。

【0042】

記憶装置12には、X線CTスキャナやMRI装置などの画像診断装置(医用モダリティ

50

)により収集された被検体の3次元(立体)画像データがオンライン又はオフラインで送られてくる。この3次元画像データは、この記憶装置に設けられた光磁気ディスク等の大容量の記録媒体に格納されている。

【0043】

また、記憶装置12のハードディスクなどの記録媒体には、本実施形態に係る3次元表示・解析法を実施するためのプログラムが予め記録されている。これにより、画像処理プロセッサ11は、CPU111を搭載しており、その起動時にかかるプログラムを読み出して、プログラムに記載されている手順にしたがって3次元表示・解析法のための処理を順次実行する。この実行途中において、3次元表示・解析法に関わる画像を表示器13に表示するとともに、入力器14を介して操作者からの3次元表示・解析法に関わる操作情報を受け付けるようになっている。このため、画像処理プロセッサ11、表示器13、及び入力器14は、操作者にとって血管自動抽出の処理を実行するためのインターフェースとしても機能することができる。

10

【0044】

このようなハードウェア構成により、上述した3次元表示・解析法のプログラムを実行することで、図2に示す機能が得られる。

【0045】

本実施形態では、本提案書には、造影CT/MRIを用いて撮影した血管の3次元画像をもとに、血管の形態を効果的に観察する方法と定量解析するソフトウェアに必要ないくつかの技術が含まれる。主要な技術は以下の3つである。

20

(1):参照用VR/MIP/MPR画面の画面垂直と、血管の芯線(中心線など)の直交断面画像の画面上下方向を連動させ、直交断面画像のカーソルバーと血管芯線に沿ったcurved MPR画像(straight view)を連動させて3つの画面を表示する。

(2):抽出した血管芯線を少ない代表点で表現される滑らかな曲線に当てはめ、さらにはあてはめた血管芯線を元に血管表面を抽出し、その結果を少ない輪郭点であらわされる滑らかな曲面に当てはめ、それら滑らかな血管芯線と、滑らかな曲面をリサンプリングしてstraight viewを表示する。

(3):血管芯線を滑らかに当てはめる際に、血管の半径より血管芯線の曲率半径が大きくなるように血管芯線の曲率に対してペナルティーを課す。

30

【0046】

次いで、図2を参照して、画像プロセッサ11により実行される、本実施形態に係る血管解析の処理を説明する。なお、ここでは、管腔状組織は血管である場合について説明する。

【0047】

(画像データの読み込み)

まず、医用画像診断装置による解析対象の血管が写り込んだ画像データの収集、又は、その収集済みの3次元画像データの読み込みが行われ、この3次元画像データから3次元又は2次元の参照用画像を作成してプライマリ画面として表示する(ステップS1)。この参照用画像は、ボリュームレンダリング画像、任意断面での平面リフォーマット画像、MIP(最大値投影)画像などのうち、少なくとも1種類の画像である。画像データは、ここではヘリカルCTを用いて体軸方向のある距離にわたって撮影した3次元の画像データである。解析対象と血管を含んでいる3次元の画像データであれば、MRI装置や超音波診断装置で撮影した画像データなど、他の種類の画像データであってもよい。画像データは、典型的には512×512の画素から構成された体軸断面の画像(スライス画像)を2mm程度の間隔で200枚程度撮影した画像データである。

40

【0048】

【外1】

(血管抽出範囲の指定)

次いで、血管抽出範囲が指定される（ステップS2）。一例としては、200枚の各スライス画像を操作者の指示により順次表示させ、表示されたスライス画像上の管腔領域内部の1点をマウスなどのポインティングデバイスを用いて指定し、その指定位置の情報から3次元空間上の1点を決定する。この操作を開始点Sと終了点Eに対して2回行い、各々、3次元座標 p_s 、 p_e を決定する。

10

【0049】

【外2】

(血管芯線の抽出)

次いで、血管抽出範囲の開始点Sと終了点E点を結ぶ管腔領域の芯線が抽出される（ステップS3）。この芯線抽出は、一つの手法としては、血管内腔領域を抽出した2値化データに対して3次元の細線化処理を適用する手法が適用される。具体的には、シンニング法またはスケルトナイゼーション法と呼ばれる手法に基づいて行うことができる（例えば、“Ali Shahrokni et al, "Fast skeltonizatin algorithm for 3-D elongated objects", Proceedings of SPIE vol. 4322, pp. 323-330, 2001 “参照）。また、米国特許第5,971,767号にも、管腔領域の芯線を求める別の方法が示されており、本実施形態においても、これを用いて芯線を抽出することができる。これらの手法により芯線を抽出した結果、血管の開始点Sから終了点Eの範囲の血管芯線をN個の点の列 p_i ($i = 1 \dots N$)として得ることができる。

20

30

【0050】

また、“Onno Wink, Wiro J. Niessen, "Fast Delineation and Visualization of Vessels in 3-D Angiographic Images", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 19, No. 4, 2000”には、指定した点から血管内を自動的にトラッキングして、血管の芯線とサーフェースを抽出する方法が記載されている（ベッセルトラッキング法）。

【0051】

(血管芯線の表示と修正)

次いで、抽出した血管芯線の点列が画面上に表示され、操作者の判断により、必要に応じて、この点列の修正が行われる（ステップS4）。図3に、この画面表示の例を示す。

40

【0052】

平面リフォーマット画像（図3(a)参照）は任意の向きを向く平面での3次元画像の断面図をグレースケールで表示したものである。図3(a)では簡単のため血管内腔IBを灰色で示している。血管以外の部分もグレースケールとして表示されるが、同図ではすべて白で示されている。太い実線SLは抽出した血管芯線を表している。血管芯線SLは3次元的な曲線として表現されているため、一般的に平面リフォーマット画像と同一の断面にないが、この平面に投影した曲線として重畳表示される。太い実線SLの上に示される四角のマークMKは曲線を手動修正するための制御点であり、この点を、操作者がマウスなどを操作して移動させることにより、曲線の形状を修正することができる。

50

【 0 0 5 3 】

曲面リフォーマット画像（図3（a）参照）は、平面リフォーマット画像の芯線（太い実線MK）の上の各点を通り、平面リフォーマット画像の平面に垂直な直線の集合として表される曲面で3次元画像を切断したグレースケール画像を2次元平面に引き伸ばした画像である。平面リフォーマット画像と同様に、図3（b）上では血管内腔IBが灰色で表されている。平面リフォーマット画像では、血管が3次的に屈曲していると画像には血管の全範囲が表示されるとは限らないが、血管芯線SLが血管内部を通る線であるため、曲面リフォーマット画像では芯線SLが定義されている全範囲にわたって血管が描画されている。このため、曲面リフォーマット画像を観察することで、血管の全範囲にわたって太さなどの情報を得ることができる。

10

【 0 0 5 4 】

このように、曲面リフォーマット画像は血管の形態情報を観察するために有効である。曲面リフォーマット画像にも血管芯線（太い実線）SLと手動修正のための制御点MKが表示されている。平面リフォーマット画像の制御点MKと曲面リフォーマット画像の制御点MKの位置を修正することにより、芯線を3次的に修正することができる。

【 0 0 5 5 】

本実施形態では、平面リフォーマット画像の芯線を修正したとき、修正された新しい芯線に対応する曲面リフォーマット画像を再作成して表示される。これにより、曲面リフォーマット画像において、芯線が定義されている全範囲にわたって血管が描画されることが保証され、血管の形態を正しく把握しながら芯線を修正することができる。

20

【 0 0 5 6 】

修正が終わり、血管芯線が的確であることを操作者が確認すると、画面上の「確認」ボタンをクリックする。これにより、血管芯線が確定される。このボタンは表示された血管芯線を操作者が了解する旨を処理ソフトウェアに対して知らせる手段として機能する。この「確認」ボタンをクリックされると、ソフトウェアは、血管芯線が正しいものとして次に処理に移行する。「確認」ボタンが押されなければ、表示された血管芯線は未だ確定していないか、又は、信頼できないものとみなされ、再度、修正を促す旨の表示を行ったり、かかる事態をオペレータに告知したり、処理の中止などが実行される。このような判定手段が具備されたので、画像処理プロセッサは、信頼性の高い結果のみを出力することができる。

30

【 0 0 5 7 】

（血管輪郭の抽出）

このように血管芯線が確定されると、次いで、血管輪郭の抽出処理が行われる（ステップS5）。この抽出処理は、例えば、従来技術の項で参照した文献“Onno Wink et al., “Fast delineation and visualization of vessels in 3-D angiographic images”, IEEE Trans. Med. Imag., vol. 19, no. 4, 337-346, 2000”に記載の手法を用いて実行される。この結果、血管芯上の有限個の点に対応する血管断面（血管芯線に略直交する断面）での血管の輪郭の形状が、輪郭上の有限個の点の位置情報として得られる。この情報を用いて、3次的な曲面を規定することができる。このように規定された曲面は血管表面の3次的な形態を表している。

40

【 0 0 5 8 】

（血管輪郭の抽出の表示と修正）

次いで、上述のようにして得られた血管の輪郭の形状がモニタに表示され、その輪郭上の有限個の位置情報が、必要に応じて、操作者からの操作に回答して修正される（ステップS6）。

【 0 0 5 9 】

（抽出血管壁の表示）

次いで、上述の血管輪郭抽出により求められた血管表面形状は、図4に示すように、先に示した平面リフォーマット画像と曲面リフォーマット画像に輪郭線として重畳表示される（ステップS7）。

50

【 0 0 6 0 】

この処理を実行するには、輪郭線を求める手段が必要になる。輪郭線は、3次元的な血管表面と平面リフォーマット画像の平面と曲面リフォーマット画像の曲面との交わりをあらわす線であり、その演算及び表示は、制御点で表される血管表面の局所的な曲面とリフォーマット画像の面との局所的な交線を求め表示する処理を、曲面全体にわたって反復することでなされる。血管壁が平面リフォーマット画像と曲面リフォーマット画像に表示された例を図4(a)～(c)に示す。

【 0 0 6 1 】

平面リフォーマット画像と曲面リフォーマット画像Bの作成方法は芯線を表示した場合と同一である。一方、曲面リフォーマット画像Aは、平面リフォーマット画像の平面に平行で芯線の各点を通る直線の集合として表される曲面と3次元画像の断面のグレースケール画像を平面に引き伸ばして表示したものであり、これに、血管芯線(細い実線)SLと輪郭線(血管壁と曲面の交線)CTが重畳表示されている。曲面リフォーマット画像A、Bの輪郭線上には曲面形状修正のための制御点(四角)MKが表示されており、マウスなどのポインティングデバイスを用いて、この制御点MKの位置を動かすことで曲面形状(血管表面形状)を修正することができる。この修正の一例を図5(a)、(b)にそれぞれ示す。

10

【 0 0 6 2 】

表示された曲面形状は操作者により確認され、適切であると判断されると操作者は「確認」ボタンをクリックする。「確認」ボタンを押すと表示されている輪郭形状が確定され、以降の解析処理に利用される。「確認」ボタンがクリックされない場合、輪郭形状は以降の処理に利用されることはない。これにより、高精度な解析結果を確実に出力できる。

20

【 0 0 6 3 】

(抽出血管の表示)

次いで、抽出した血管が表示される(ステップS7)。この血管の表示は、垂直断面画像を表示するとともに、血管伸展画像を表示することで行われる。

【 0 0 6 4 】

<垂直断面画像の表示>

血管の芯線が抽出されると、芯線上の各点において芯線に直交する断面を規定できるので、これにより、この面における平面リフォーマット画像を垂直断面画像として表示することができる(図6(a)参照)。とくに、画像処理プロセッサ11は、表示する断面を芯線に沿って変更する度に、対応する垂直断面画像をリアルタイムに作成して表示することができるようになっている。これは、狭窄など血管の3次元構造の把握する上で有用である。

30

【 0 0 6 5 】

<血管伸展画像の表示>

画像処理プロセッサ11により、上述の垂直断面画像を芯線上の細かい間隔で作成され、これを積み重ねることで3次元のボリューム画像が作成される。この作成する垂直断面画像の特定の位置(中心など)に血管芯線が対応するようにボリューム画像(伸展ボリューム画像)が作成される。このボリューム画像内では、血管芯線は直線となる。この直線にほぼ平行な伸展ボリューム画像内の平面が設定され、この平面にて平面リフォーマット画像が作成される。これにより、血管の芯線を真っ直ぐに伸ばした血管伸展画像が作成されて、表示される(図6(a)参照)。

40

【 0 0 6 6 】

血管伸展画像は血管の軸方向に沿って太さなどの形状がどのように変化するかを分かりやすく示しているため、垂直断面画像とは異なる観点での血管の3次元形態を観察する上で有効である。したがって、垂直断面画像と血管伸展画像とを図6(a)、(b)のように組み合わせて表示すると、とくに、その有用性は大となる。

【 0 0 6 7 】

図6(a)、(b)の領域BVは、作成したリフォーマット画像の血管の領域を表す。太

50

い破線 V W は、抽出した血管壁の形状を、リフォーマット画像を作成した平面と血管壁が交わる曲線にて表したものである。血管伸展画像上の縦線 L 1 は、垂直断面表示画面に表示される断面の位置を表すカーソルであり、ユーザの操作により画面上で左右に動かすことができる。画像処理プロセッサ 11 は、この移動指令に伴って、垂直断面表示画面に、対応する垂直断面画像をリアルタイムに再描画する。

【 0 0 6 8 】

垂直断面画像上の斜めの線 L 2 は、血管伸展表示画面の断面を表すカーソルで、同様にユーザの操作により回転させることができる。画像処理プロセッサ 11 は、かかる回転操作に伴って、血管伸展表示画面に、対応する断面をリアルタイムに再描画する。カーソル L 1 , L 2 の両端はクリックポイントになっており、同カーソルを移動させるには、マウスでここをドラッグさせればよい。カーソル L 1 , L 2 それぞれの脇に付した三角形は、断面をどちらの方向から見た画像を表示させているかを示す記号である。

10

【 0 0 6 9 】

なお、画像処理プロセッサ 11 において実際に血管伸展画像及び垂直断面画像を作成する場合、上記のように伸展ボリュームを中間的に作成し、平面リフォーマットの手法を用いて血管伸展画像を作成する方法に限らず、抽出した血管芯線から直接、血管伸展画像を作成することもできる。かかる血管伸展画像の具体的な作成方法については後述する。

【 0 0 7 0 】

一方、画像処理プロセッサ 11 は、必要に応じて、血管伸展の表示状態から、平面リフォーマット画像に基づく M I P 画像に切り替えることもできるように構成されている。これにより、M P R 法による血管伸展画像の場合、血管芯線が抽出血管壁からはみ出すと、抽出血管が途切れる可能性があるが、M I P 画像に切り替えることで途切れの無い像を提供することができる。

20

【 0 0 7 1 】

(解析範囲指定・計測点指定 / 狭窄率解析)

次いで、上述の描出血管の表示が完了すると、画像処理プロセッサ 11 では、狭窄率の解析範囲及び計測点の指定が可能になり、この指定に応じた狭窄率の解析が可能になる (ステップ S 8 , S 9) 。

【 0 0 7 2 】

狭窄率解析を行うためにはまず、計測点を指定する必要がある。この計測点の指定は、画像処理プロセッサ 11 により、以下のように行われる。

30

【 0 0 7 3 】

図 7 は計測点を指定するための画面の例である。この画面には血管伸展画像と垂直断面画像が表示され、さらに“ O ” , “ R ” とラベル付けされたボタンが表示されている。血管伸展表示画面 (図 7 (a) 参照) においてカーソル L 1 を移動して垂直断面画像上で血管が最も細くなっていると観察される位置にカーソル L 1 を合わせ、ここで“ O ” ボタンを選択すると、そのときのカーソル L 1 の位置に縦線が表示され、その縦線に“ O ” とラベルが打たれる。さらに、正常の太さであると観察される位置にカーソル L 1 を合わせて、“ R ” ボタンを押すと、同様に縦線が表示され、“ R ” とラベルが打たれる。“ O ” または“ R ” のラベルが打たれた付近には、その断面レベルでの血管太さが表示される。

40

【 0 0 7 4 】

このように、“ O ” または“ R ” のラベル付けされた計測点を指定した後も、カーソルを移動させた後に再度“ R ” ボタンなどを押すことで、再指定が可能である。また、指定した点を表す線をドラッグすることにより、計測点の位置を修正できるように構成してもよい。

【 0 0 7 5 】

血管の太さの計測には、抽出された血管壁の情報が利用される。3 次元的に撮影された血管では血管の太さを表すには断面積の他に、平均直径や最小径を用いることができる。例えば、R 部 (正常部) の計測点については平均直径を表示し、O 部 (最狭窄部) の計測点については最小直径を表示するように構成してもよい。

50

【0076】

画像処理プロセッサ11は、狭窄率を「 $\{(\text{正常部直径} - \text{狭窄部直径}) / \text{正常部直径}\} \times 100(\%)$ 」の演算式で算出するとともに、この算出結果値をO部(最狭窄部)の計測点の位置に表示する縦線付近に表示する。R部(正常部)の計測点の数は1つに限定されず、2以上を指定することもできる。R部(正常部)の計測点が一つだけの場合、正常部直径としてR部の直径を用い、一方、複数指定された場合、正常部直径として複数のR部の直径の平均値を正常部直径とすればよい。

【0077】

平均直径や最小直径を求めるには次のようにする。血管壁抽出の結果として血管のある断面像での血管輪郭の形状が得られている。この輪郭は、図8に示すように、領域RCの周囲の線で表されている。この領域RCを含む平面内で、角度 θ の方向を向く直線を考えると、この直線の片側のみに全ての血管領域が収まるような直線LN1, LN2が2つ存在する。2つの直線LN1, LN2は平行であり、その距離 $d(\theta)$ は角度 θ の方向に投影した血管の太さを表す。平均直径はこの $d(\theta)$ の平均値であり、最小直径は $d(\theta)$ の最小値である。平均直径及び最小直径は角度 θ の基準方向(どの向きを $\theta = 0$ とするか)には依存しないので、基準方向は断面毎に任意に決定すればよい。その他にも、実効直径(=面積の平方根)を用いることもできる。

【0078】

(断面積カーブ/直径カーブ)

なお、画像処理プロセッサ11は、上述した狭窄率の解析(ステップS9)の一部の処理として、血管に関わる各種の要素のデータ列を演算して、それをグラフとして表示するように構成してもよい。

【0079】

血管芯線上の点を血管芯線に沿って移動させながら、血管腔面積、平均直径、実行直径、最小直径、及び最大直径を計算すれば、血管の走行に沿って血管の太さがどう変化するかという情報を示す曲線を描くことができる。同様に0点を変化させて狭窄率を算出すると、狭窄率が血管に沿ってどう変化するかという曲線を描くことができる。

【0080】

図9は、血管伸展画像と共に表示した断面積カーブの例を示す。この他にも、これと同様に、血管腔面積、平均直径、実行直径、最小直径、最大直径、及び/又は、狭窄率に関するグラフを適宜作成して表示することができる。操作者は、これらのグラフを観察することにより、血管のどの部位がどの程度狭窄しているのかについて直感的に把握できるようになる。この結果、血管の異常部位を早期に発見できるのみならず、その異常部位の周囲で血管の太さがどのように変化し、どの程度の長さへ渡って異常が進んでいるかということも、容易に把握できるようになる。

【0081】

(計測点指定/血管長さの解析)

前述した描出血管の表示が完了すると(ステップS7)、画像処理プロセッサ11は、計測点を指定して、この指定点に応じた血管長さの解析も可能になる(ステップS10, S11)。

【0082】

血管芯線を抽出することの他のメリットとして、血管芯線に沿った血管長さの解析が容易に行えるという点がある。図10は血管長さの解析画面の例である。

【0083】

血管伸展表示においてカーソルL1を横方向に移動して“P”ボタンを押すと、1つの計測点であるP点が設定される。並行して表示されるカーブ(例えば断面積カーブ)上には“P”の記号が付され、P点の抽出した血管範囲の先頭からの距離がmm単位で表示される。さらにカーソルL1を移動させて“D”ボタンを押すと、別の計測点であるD点が設定され、グラフ上に“D”の記号が付されるとともに、D点の血管範囲の先頭からの距離がmmで表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

一旦、計測点を指定した後も、カーソルを移動させた後に、再度“ P ”または“ D ”ボタンを押すことにより、指定し直すことができるようになっている。また、指定した計測点を表す線をドラッグすることにより、その位置を修正できるようにしてもよい。

【 0 0 8 5 】

【 外 3 】

かかる血管長さの解析によって表示される長さは、3次元空間状のユークリッド距離ではなく、血管芯線に沿った長さである。血管芯線は複数の制御点で表される曲線（代表的には3次スプライン曲線）であり、媒介変数 t を用いて曲線上の座標を $\mathbf{x}(t)$ のように媒介変数表示することができる。媒介変数 t_1 から t_2 までの距離は $\mathbf{x}(t)$ の t に関する微分を $\mathbf{x}'(t)$ とすると、

$$d = \int_{t_1}^{t_2} |\mathbf{x}'(t)| dt$$

の演算式で求めることができる。P点とD点の両方の計測点が設定されると、上述と同様の方法で、P点からD点までの血管芯線に沿った距離が求められ、例えば断面積カーブ上にその数値が表示されるようになっている。

【 0 0 8 6 】

このような血管長さの解析及びその表示法によれば、操作者は、血管伸展画像上で左右方向にカーソル L 1 を動かすことのみで、血管芯線上の2点を指定することができる。このとき、操作者は、血管の太さの変化を血管伸展画像と断面積カーブで観察しながら、かかる計測点を決定することができる。従来のように、ボリュームレンダリング画面で3次元空間上の計測点を指定する場合には、このような対比を行いながら計測点を決定することは困難であり、指定した計測点が操作者の意図した点であるか否かを判断することも画面上からは困難であった。それに比べると、本実施形態に係る血管伸展画面上での計測点の指定法は、指定した計測点が血管のどの部分であるかということを容易に把握できる上に、必要に応じて、一度指定した計測点の位置を簡単に修正できることから、長さの解析結果の信頼性も高くなる。

【 0 0 8 7 】

（計測点指定 / 血管屈曲角度の解析）

前述した描出血管の表示が完了すると（ステップ S 7）、画像処理プロセッサ 11 は、計測点を指定して、この指定点に応じた血管屈曲角度の解析も可能になる（ステップ S 12, S 13）。

【 0 0 8 8 】

【 外 4 】

10

20

30

40

具体的には、血管長さの解析のときと同様に、血管芯線上の3点を指定するとその間の角度を算出することができる。3点の3次元座標を x_1, x_2, x_3 とすると、血管屈曲角度は

$$\alpha = \frac{180}{\pi} \cos^{-1} \left(- \frac{x_1 - x_2}{|x_1 - x_2|} \cdot \frac{x_3 - x_2}{|x_3 - x_2|} \right) [\text{deg}]$$

で演算され、この結果が適宜な態様で表示される。

10

【0089】

[第1の実施形態に適用可能な種々の追加の形態]

続いて、上述した第1の実施形態に係る管腔状構造体の画像処理装置の基本的な構成に追加的に適用可能な種々の追加の形態を、図面を参照して説明する。

【0090】

(第1の追加の形態)

この第1の追加の形態は、画像処理プロセッサ11により実行される、オリエンテーション(空間的な位置関係)の把握を容易化するために処理に関する。

【0091】

(1.1) 血管伸展表示におけるオリエンテーション(マーカ表示)

20

オリエンテーションの把握を容易化させる1つの処理として、血管伸展表示におけるオリエンテーション指示機能がある。具体的には、マーカ表示である。

【0092】

図11(a)~(c)に示す如く、血管伸展画像上の血管壁A(左)、B(右)に対応して、プライマリ画面の対応する血管壁に、 \circ 、 \times などのマーカが表示される。これにより、血管の左右方向の関係を示す。

【0093】

捩れ量の補正を行なう場合と行わない場合の両方とも可能な表示である。血管伸展画像に見かけ上の血管のねじれが存在すると、位置関係の把握がしにくくなるという問題を解決するため、血管伸展画像上の血管壁上に例えば \circ または \times などのマーカを表示すると、プライマリ画面では血管壁の対応する位置に同じ種類のマーカが表示される。同様のマーカ表示は、直交断面画像でも行われる(図11(a)参照)。

30

【0094】

図11(b)は、血管伸展表示のカーソルバーに対応する血管の位置に、プライマリ画面上の血管の両側にマーカを表示する例である。直交断面ではマーカの対応する位置は血管壁の左右の2点であり、ここに対応するマーカが表示される。

【0095】

図11(c)は、直交断面像上の同図(a)と同じ位置にマーカを表示し、プライマリ画面にも同図(a)と同じ位置にマーカを表示し、さらにプライマリ画面に血管輪郭の形状を重畳表示する例である。血管伸展画像には、プライマリ画面にて2つのマーカ(\circ と \times)による2つの左右の位置関係に対応して、カーソルバーの右側および左側に対応するマーカが表示される。

40

【0096】

(1.2) 血管伸展表示におけるオリエンテーション(曲がったクリップ面)オリエンテーションの把握を容易化させる別の処理として、血管伸展表示における、曲がったクリップ面を用いたオリエンテーション指示機能がある。

【0097】

例えば、図12(a)に示すように、血管伸展画像の断面に対応する曲がったクリッピング面をプライマリ画面に表示して、血管伸展表示の面のオリエンテーションが把握できるようにする。また、同図(b)に示すように、血管伸展画像の法線方向をプライマリ画面

50

上に矢印で表示するように構成する。

【0098】

(a) : 具体的には、ボリュームレンダリング画像を表示する範囲を示すクリッピング用のボリュームデータを用意し、このボリュームデータの各々のボクセル位置が血管芯線からの距離がある一定値より近く、かつ、血管伸展表示にて断面より手前側に存在する領域の内部であるかどうかを判定し、その判定結果をクリッピング用ボリュームデータに反映させる。プライマリ画面にボリュームレンダリング画像を表示する際は、クリッピング用ボリュームデータを参照し、判定結果が偽だった領域のみを表示する。クリッピング用ボリュームデータは、ボリュームの全ボクセルに対応して真または偽の判定結果を記録するようなボクセルデータとして記憶してもよいし、そのようなデータ全部を保存するのと等価な情報圧縮した形態で記憶してもよい。

10

【0099】

(b) : 血管伸展画面上のカーソルバーの位置に対応する線Aを、プライマリ画面のボリュームレンダリング画像、MIP画像、または平面リフォーマット画像に表示し、血管伸展表示画面に垂直で画面手前側を向くベクトルを求め、このベクトルの向きを向く矢印をプライマリ画面の線Aの血管芯線に相当する位置に表示させる。

【0100】

(1.3) プライマリ画面から血管伸展表示へ連動
オリエンテーションの把握を容易化させる更に別の処理として、プライマリ画面から血管伸展表示へ連動処理が提供される。

20

【0101】

血管伸展表示及び直交断面表示は、血管の太さの変化や断面形状を観察するには便利な表示方法であるが、観察対象の血管と他の組織との位置関係を把握するのが難しいという面が指摘されている。これは、それら断面に表示されている画像だけでは、断面自体が周囲の組織の中でどこを切断した断面なのかについて、位置関係を容易に把握することができないためである。

【0102】

そこで、この例では、血管伸展画像と直交断面画像の他に、これら断面像の位置と関連する視線方向を持つプライマリ画像を一緒に提供すると、この問題を解決することができる。

30

【0103】

図13は、血管伸展画像、直交断面画像、及びプライマリ画像の3つの画面が一つの画面内に表示された例である。

【0104】

プライマリ画面には、ある視線方向にて観察対象の部分のMIP画像が表示されている。ここでは1例としてMIP画像としたが、ボリュームレンダリング画像や平面リフォーマット画像が表示されるようになっていてもよい。視線方向はマウスやキーボードの操作により変更が可能に構成されている。

【0105】

具体的には、この画面を初めて表示する場合、或いは、操作者の操作により視線方向が変更された場合には、画像プロセッサ11により、これでの操作者の操作によって決められる初期視線方向を表す座標変換行列または変更された新しい視線方向を表す座標変換行列を用いて、プライマリ画面が描画される。

40

【0106】

次に、プライマリ画面の視線方向ベクトルに垂直で、血管芯線を通り、血管芯線に垂直な直線を横軸にとった曲面リフォーマット画像が作成され、この画像が血管伸展表示画面に表示される。

【0107】

【外5】

この曲面リフォーマット画像を作成するには、まず、図14(a)に示す如く、血管伸展画像の1ピクセルに相当する間隔でS点(抽出血管の先頭端点)から血管芯線に沿って刻んでいった各点毎に血管芯線に垂直で視線ベクトルに垂直な直線を求め、これを血管伸展表示の第1軸とする。S点から血管芯線に沿ってtだけの距離にある点での血管芯線の単位接線ベクトル(E側を向く)を t とし、プライマリ画面で奥方向を向く単位の大さの視線ベクトルを v とすると、血管伸展画像の第1軸の方向を向くベクトル e は $e = t \times v$ で得られる。このベクトルに沿った等間隔の点で画像をリサンプリングすることによって血管伸展画像を作成して、この画像を血管伸展表示画面に表示する。

10

【0108】

【外6】

次に、この血管伸展表示に垂直な断面画像を作成して直交断面表示画面に表示する。この画面の第1軸を表すベクトルは血管伸展表示画面と同じ e とし、第2軸を表すベクトルは $u = e \times t$ とする。この2つのベクトル e と u を用いて座標 $r(i, j) = ihe + jhu + p(t)$ の点での画素値をリサンプリングにより求めることにより、直交断面画像を作成する。 h は直交断面画像の1ピクセルあたりの長さ、 $p(t)$ は血管芯線上の点(S点から距離 t の点)である。

20

【0109】

【外7】

次いで、この状態で直交断面表示画面のカーソルバーを回転させると、血管伸展表示画面の断面を回転させることができる。例えば、図14(b)に示すように、カーソルバーを反時計方向に角度 θ だけ回転させた場合、 $e' = e \cos \theta - u \sin \theta$ と $u' = e \sin \theta + u \cos \theta$ の2つのベクトルを用いて血管伸展表示画像をリサンプリングする。これにより、カーソルバーに従って角度 θ だけ傾いた断面での血管伸展画像を作成することができる。

30

【0110】

これにより、プライマリ画面の奥方向が直交断面表示画面のおよそ下方向を向く用に対応付けられるため、直交断面画像の向きを容易に把握できる。また、プライマリ画面におよそ平行な断面が血管伸展画像になるため、血管伸展画像がどの断面であるのかについて、容易に把握することができる。

40

【0111】

(第2の追加の形態)

この第2の追加の形態は、画像処理プロセッサ11により実行される、血管伸展表示からプライマリ画面への連動(タンジェンシャルビューモード)に関する。

【0112】

上述した第1の追加の形態にあつては、プライマリ画面の奥行き方向と直交断面表示画面

50

の画面縦方向がおよそ一致し、血管伸展表示画面の断面がプライマリ画面の画面に平行な面におよそ一致するように、3つの画面を連動させることにより断面の位置を容易に把握できるようにしている。この連動表示は、プライマリ画面の向きが勝手に変更されないことがないため、プライマリ画面において周囲の組織と画面の向きとの関係が操作者が見失うことが無いことから、通常の大雑把な位置関係の把握に有効な方法である。

【0113】

しかし、血管伸展表示画面にて血管周辺に表示されている細かい構造物が3次元空間上のどこに位置するのかについて確認したい場合など、断面の位置を正確に把握する必要がある場合には、上述した第1の追加の形態に係る手法は必ずしも十分ではない。つまり、およその位置関係しか把握することができないため、作業が手間取ってしまう場合がある。本追加の形態では、そのような場合に有用な画面の連動方法（タンジェンシャルビューモード）が提供される。具体的には、以下のような手順で、画像処理プロセッサ11により実行される。

10

【0114】

(1)：上述の第1の追加の形態に係る表示状態から本追加の形態に係る表示状態に変更するモード変更の操作を操作者が行うと、画像処理プロセッサ11は、これに応答して以下の処理を順次行う。

【0115】

【外8】

(2)：プライマリ画面を再描画する。表示する際の軸の取り方は次のようにする。モード変更前の状態では血管伸展表示画面のカーソルバーの位置 t_1 での直交断面画像が表示されている。この画像の各軸方向のベクトルは e 、 $t(t_1)$ 、 $u(t_1)$ で表され、血管伸展画像の各軸のベクトルは $e'(t_1)$ 、 $t(t_1)$ 、 $u'(t_1)$ で表されている。プライマリ画面は、画面右を向く第1軸を $e'(t_1)$ 、画面下を向く第2軸を $t(t_1)$ 、画面奥を向く第3軸を $u'(t_1)$ の方向にとって描画する。プライマリ画面は操作者の操作によりMIP、ボリュームレンダリング、平面リフォーマット画像の何れかを選択して表示することができる。

20

30

【0116】

(3)：プライマリ画面内に、血管伸展表示のカーソルバーに対応した位置にマーカを表示する。

【0117】

【外9】

(4)：血管伸展表示画面にてカーソルバーを移動させると、モード変更前のプライマリ画面の視線ベクトル v を用いて、第1の追加の形態のときと同じ計算方法で e 、 $t(t_1)$ 、 $u(t_1)$ を計算し、直交断面画像を再表示し、さらに、上述の(2)及び(3)の手順によりプライマリ画面を再表示する。

40

【外10】

(5)：直交断面画像にてカーソルバーを回転させると、第1の追加の形態のときと同じ計算方法で $e'(t_1)$ 、 $t(t_1)$ 、 $u'(t_1)$ を再計算し血管伸展表示画面を再表示し、さらに、上述の(2)及び(3)の手順によりプライマリ画面を再表示する。

50

【 0 1 1 8 】

このため、プライマリ画面として平面リフォーマット画像を選択した場合、血管伸展表示のカーソルバー上の画像は、プライマリ画面にてマーカから横方向に伸びる直線の画像と断面が完全に一致している。従って、血管伸展表示画面に表示されている血管の周囲の細かい構造物にカーソルバーを合わせることにより、同一の構造物をプライマリ画面に表示させることが可能になる。従って、このプライマリ画像を観察することにより、この構造物がどのようなものであるかを正確にかつ容易に確認できるようになる。また、プライマリ画面を平面リフォーマット画像からMIP画像やボリュームレンダリング画像に切り替えることは、この確認作業を補助してより正確に画像を理解する上で有用である。

【 0 1 1 9 】

上述した連動表示は、直交断面画像の回転からプライマリ画面へ連動にも適用することができる。

【 0 1 2 0 】

【 外 1 1 】

つまり、上述したタンジェンシャルビューモードで行った、直交断面表示画面のカーソルバーを回転させる代わりに、画面自体を逆方向に回転させ、逆に、これにあわせてプライマリ画面の向きを更新する操作を行うこともできる。この操作を行った場合、画面を反時計まわりに角度 ϕ だけ回転させたとすると、ベクトル \mathbf{v} をベクトル \mathbf{t} を軸として右ねじの方向に「 $-\phi$ 」だけ回転させ、この回転した後、ベクトル \mathbf{v} を用いて、上述した第1の追加の形態と同様にして、 \mathbf{e} 、 $\mathbf{t}(t_1)$ 、 $\mathbf{u}(t_1)$ 、 $\mathbf{e}'(t_1)$ 、 $\mathbf{u}'(t_1)$ を計算し、血管伸展画像と直交断面画像を再描画し、さらに、前述した(2)項及び(3)項の手順に基づいてプライマリ画面を再描画する。

【 0 1 2 1 】

なお、このように、視線ベクトルを回転させる操作は、前述した第1の追加の形態の表示モードのときにも有用である。

【 0 1 2 2 】

(第3の追加の形態)

この第3の追加の形態は、画像処理プロセッサ11により実行される、血管芯線に沿ったフライスルーに関する。

【 0 1 2 3 】

(3.1) 血管芯線に沿ったナビゲーション(視点の表示と芯線回りの回転) 前述した第2の追加の形態に係るタンジェンシャルビューモードでは、血管伸展表示画面のカーソルバーの位置を中心にボリュームレンダリング画像を表示し、カーソルバーの移動に応じてボリュームレンダリング画像を変更することができる。これにより、血管芯線上の1点をボリュームレンダリング画面の中心に保ったまま、画面中心を血管芯線に沿って動かすことで、観察対象領域を血管芯線に沿って容易にナビゲーションすることが可能になっている。さらに、その観察対象領域での血管断面を、血管伸展表示と直交断面表示で観察することができるため、異常領域を血管芯線に沿って観察していくことが、ボリュームレンダリング画像と血管断面画像とを併用することで、より確実にできるようになる。

【 0 1 2 4 】

このような用途では、ボリュームレンダリング画像をパースペクティブレンダリングで作成することが有用である。図15は、前述した第2の追加の形態における操作・観察方法(タンジェンシャルビュー)をパースペクティブレンダリングで行う際に、どこからどこ

10

20

30

40

50

を見ているかということの把握を容易にするため、観察対象点と視点を直交断面画像に表示した例である。

【0125】

図15に示す表示画面において、直交断面表示画面の右わきにあるスライダーは、画像処理プロセッサ11のソフトウェア処理によって、観察対象点と視点の距離を調節する機能を有する。このスライダーを「近」側に動かすと、視点を近くに変更してボリュームレンダリング(VR)画像を再描画し、これに応じて、直交断面表示画面の視点マーカが観察対象点の近くに移動する。同時に、ボリュームレンダリング(VR)画像の観察対象点にもマーカが表示される。スライダーを反対側に動かすと逆の動作をする。さらに無限遠まで動かすと、平行投影でボリュームレンダリングを作成し、視点マーカは表示されなくなる。

10

【0126】

本追加の形態により、タンジェンシャルビューモードにて視点の距離を調整してパースペクティブレンダリングで表示する機能が得られる。加えて、視点がどこにあるのかを示す情報が表示されるため、パースペクティブボリュームレンダリング画像がどこから見た画像であるかについて、容易に把握できるようになる。本追加の形態では、プライマリ画面にボリュームレンダリング画像を表示する例を説明したが、MIP画像やサーフェスレンダリング画像を用いても同様の効果が得られる。

【0127】

(3.2) 血管芯線に沿ったフライスルー(視点が血管内外にあるときのオパシティー切り替え)

20

ここまで説明した状態ではプライマリ画面の視線方向は血管芯線の接線ベクトルに直交している。図15のプライマリ画面の右側にあるスライダーを用いると、この視点の向きをS点側(近位部側)またはE点側(遠位部側)に倒すことができる。例えばスライダーを逆行(0°)の位置に移動させると、視点が血管芯線の接線ベクトルにより指される向きに移動する。このとき観察対象点と視点との距離は変わらない。この状態を図16に示す。

【0128】

この図16の場合、血管伸展画像と直交断面画像に観察対象点と視点が表示されている。プライマリ画面には、かかる視点から観察対象点の方向を見たボリュームレンダリング画像が透視投影法にて表示される。ボリュームレンダリング画像を作成する際、血管内部が観察できるような表示条件が選択されている。

30

【0129】

例えば、図17に示すように、予め2つのオパシティーカーブを設定され、それらを切り替えて表示される。オパシティーカーブ1は血管内が不透明で表示されるオパシティーカーブで、視点が血管外にあるときに適用される。オパシティーカーブ2は血管外が不透明で表示されるオパシティーカーブで、視点が血管内にあるとき適用される。

【0130】

2つのオパシティーカーブの切り替えは、画像処理プロセッサ11により、次のように行われる。視点周辺の画素値の加重平均をとり、その平均画素値での不透明度が低い方のオパシティーカーブを用いる。この場合、用いるオパシティーカーブは3つ以上であってもよい。さらに、これら複数のオパシティーカーブは単一の、オパシティーカーブから反転などの操作で生成したものであってよい。オパシティーカーブが2つの場合と実質的に同じことであるが、2つのオパシティーカーブが交差する画素値を予め求めておき、その値と視点周辺の平均画素値とを比べてオパシティーカーブを切り替えてもよい。画素値が一番大きい(小さい)点でのオパシティーカーブの値の大小関係を予め求めておき、視点周辺の画素値が、オパシティーカーブが交差する画素値より大きいときは、予め求めておいた大小関係を用いてオパシティーカーブ1を選択する。オパシティーカーブの交差点より視点周辺の平均画素値が小さいときは、大小関係を反転させる。オパシティーカーブの交差点が複数存在する場合は、始点周辺の画素値より大きい範囲でオパシティーカーブの交

40

50

差する回数を求め、その回数が奇数の場合のみ大小関係を判定させる。

【0131】

さらに、血管の内側又は外側が表示されたボリュームレンダリング画像を操作者が観察している際に、オパシティーカーブが交差する画素値を、容易に調整できるようになっていることが望ましい。具体的な方法としては、オパシティーカーブ1を $f_1(i)$ 、オパシティーカーブ2を $f_2(i)$ としたとき、調整後のオパシティーカーブを $f_1(i - g(i - x))$ 、 $f_2(i - g(i - x))$ とする。 x は2つのオパシティーカーブが交差する画素値あり、 $g(i)$ は $g(0) = 1$ 、 $g(\infty) = g(-\infty) = 0$ となる単峰性の関数であり、この関数は係数 g の値を変えることにより調整することができる。係数 g を0より大きくすると、オパシティーカーブの交差点が大きくなり、反対に、係数 g を0より小さくすると、交差点が小さい方に移動する。血管の観察部位（太さの違いや起始部からの距離）により造影強度が若干異なるために、オパシティーカーブ自体や血管内外の切り替え点を微調整する必要があるが、このように、切り替え点の微調整機能を設けることにより、複数のオパシティーカーブを各々独立に修正するよりも大幅に少ない手数で、切り替えポイントを変更でき、観察部位毎に微調整の操作が大幅に簡単になる。

10

【0132】

他の切り替え方法として、オパシティーカーブは一つだけ用い、視点周辺の平均画素値でのオパシティーがある値を超えていたら、自動的にオパシティーカーブを反転させるように構成してもよい。この手法の場合、オパシティーカーブを2つ設定する必要がなく、簡単な構成で血管内部の観察と外部の観察を切り替えることができる。また、視点が抽出した血管壁の内部又外部の何れにあるのかについて、抽出した血管壁のデータから判定して表示条件を切り替えるようにしてもよい。この手法によれば、オパシティーカーブを変えることで、血管の内部観察と外部観察のオパシティーカーブの切り替え条件が変更されることが無いため、2つのオパシティーカーブを自由に変更することができ、操作者が血管内部観察用と外部観察用のオパシティーカーブをそれぞれの目的に合致するように最適な条件に設定することができる。

20

【0133】

（第4の追加の形態）

この第4の追加の形態は、画像処理プロセッサ11により実行される、通過点を指定した血管芯線抽出方法に関する。

30

【0134】

血管の芯線を抽出する際、始点 S と終点 E を指定するのみで $S - E$ 間の芯線を抽出できれば良いが、その間に血管の閉塞部が存在する場合など、自動的に $S - E$ 間を接続できない場合がある。

【0135】

本追加の形態は、そのような不都合に着目したもので、閉塞部が存在する場合など、多くの場合に、通過点を追加で指定することによって、 $S - E$ 間を接続できるようにするものである。図18(a)に示す例は、血管の閉塞と分岐が存在しているために、 $S - E$ 間の芯線の抽出を間違えている状態を示している。

【0136】

この場合、図18(b)に示すように通過点 M を指定し、 $S - M$ 間と $M - E$ 間の芯線を別々に抽出すればよい。太線は $S - M$ 間の芯線で正しい芯線が抽出されているが、 $M - E$ 間（太い破線）は、その間に完全閉塞があるために、各々途中までしか抽出されておらず、 $M - E$ 間が連結していない。この場合、画像処理プロセッサ11は、点 M から抽出した芯線と点 E から抽出した芯線を接続する最も短い線（細い破線）で2つの分断した芯線を接続する。こうして得られた $S - M$ 間の芯線と $M - E$ 間の芯線を連結して最終的に $S - E$ 間の芯線が求められる。

40

【0137】

このような血管抽出法は、画像処理プロセッサ11により、次のような手順で実行される。つまり、画像処理プロセッサ11は、

50

(1) : 血管の抽出する範囲を指定する S 点と E 点の指定を受け付ける。
 (2) : S , E 点の範囲の血管芯線を抽出する。
 (3) : 抽出した血管芯線を、プライマリ画面の M I P 画像 , V R (ボリュームレンダリング) 画像、又は平面リフォーマット画像に重畳表示する。

(4) : 操作者の操作にตอบสนองして会話的に重畳表示したプライマリ画面の断面位置や断面向き、視線方向などを変更する。このインターフェース機能を用いて操作者は抽出された血管芯線が正しいか判定する。

(5) : 操作者から正しいと判定した旨の情報を受けた場合、画像処理プロセッサ 1 1 は、抽出された血管芯線に基づいて血管伸展表示を行なう。このステップによって、操作者が判定した結果を、ソフトウェアに抛る次の処理に指示を与えることができ、また、正しく抽出された結果のみを用いて血管伸展表示を行うことができる。さらに、これ以降に実行される、血管芯線を用いた血管壁の抽出や、血管狭窄率の解析などの処理を的確に行えるようになる。

(6) : 一方、操作者から正しくないと判定した旨の情報を受けた場合、前述した第 1 の実施形態で説明したように、操作者に、画面上で手動修正を実行させるか、血管芯線の通過点を加えさせて血管芯線の抽出を再実行させるかを選択させることができる。後者の再実行が選択された場合、プライマリ画面上で操作者がマウスなどを用いて指定した点が通過点 M 1 として追加登録される。

(7) : 通過点が一つ登録されると、 S - M 1 - E のという順序関係が設定され、順序関係を操作者が確認できるように S - M 1 と M 1 - E の 2 本の点線が表示される (図 1 9 (a) 参照) 。

(8) : 通過点がもう一つ設定されると (M 2) 、 2 つの線分から点 M 2 までの最短距離 l_1 , l_2 を算出が算出され、距離の短い方の線分の中に、新たな通過点 M 2 が追加される (図 1 9 (b) 参照) 。 図 1 9 (b) の場合、 M 1 - E 間の線分の方が近いため、点の順序関係は S - M 1 - M 2 - E となる。操作者の意図しない方に追加された場合は、追加された点を削除し、正しい順序関係となるような線分 (この場合 M 1 - M 2 間の線分) の近くに点を追加し、この点を所望の位置に移動させるという操作を行えばよい。

(9) : 点の追加が終了したら、操作者が「再抽出ボタン」を押すと、血管芯線の再抽出が実行される。

(1 0) : この再抽出は、具体的には、まず、設定されている順序関係から全ての 2 点間の組を抜き出す。この例の場合、 S - M 1 , M 1 - M 2 , M 2 - E の 3 つである。

(1 1) : 次いで、これら 3 つの点の組の間で、各々血管芯線の抽出を行う。この際、両端点から伸びる 2 つの線が連結していない場合、それらの線の最近点同士を結んで、 1 本の線に連結させる。

(1 2) : 抽出された 3 つの血管芯線を連結して S - E 間の 1 本の血管芯線を作成する。

(1 3) : 再びステップ (4) に戻って血管芯線を表示し、操作者に正しく抽出されているかの確認を行わせる。この処理は、血管芯線が正しく抽出されるか、血管芯線を手動修正して正しい芯線に直すか、または血管芯線の抽出操作自体をキャンセルするまで反復される。

【 0 1 3 8 】

このような処理機構を設けることにより、通過点を数点 (典型的には 1 点) 追加指定するのみで、高精度に且つ安定して血管芯線を抽出できる。この結果、血管芯線の修正を手作業で行うのに比べて、手間が大幅に低減される。

【 0 1 3 9 】

(第 5 の追加の形態)

この第 5 の追加の形態は、画像処理プロセッサ 1 1 により実行される、血管芯線とサーフェースのスムージングに関する。

【 0 1 4 0 】

(5 . 1) 概要

前述した第 1 の実施形態に記載では、ベッセルトラッキング法やスケルトナイゼーション

10

20

30

40

50

法などを用いて、抽出した芯線からそのまま血管伸展表示や直交断面表示を行うように構成されている。しかし、一般に抽出した芯線そのものには細かい蛇行がある。血管伸展画像や直交断面画像は、血管芯線に垂直な面で画像をリサンプリングして生成するので、血管に蛇行があると、それが細かい蛇行であっても、芯線に垂直な面の向きは不揃いになってしまい、結果として血管伸展画像や直交断面画像が非常に不自然なものになってしまうことがある。このため、抽出した血管内腔表面のデータにも同様に細かい起伏が存在することになるので、血管太さの解析や狭窄率の解析の精度を向上させるためには、スムージングを実行して滑らかな血管芯線とサーフェースにすることが望ましい。

【0141】

また、抽出した芯線は多くの点を用いた点列として表現され、典型的にはその点の間隔はおよそ1mm程度である。抽出した芯線はそれが常に正しいという絶対の保証があるわけではない。このため、操作者の確認を受けて、必要ならば、修正できることが望ましい。しかし、細かい間隔の点で構成された点列で表される血管芯線を修正するために、全ての点を画面に表示して一つ一つの点を3次的に移動させて修正することは、手数が多くなり、現実的な方法ではない。実用的なスムージング処理を提供するためには、より簡単に血管芯線の形状を修正できる操作方法を実現する必要がある。血管内腔表面の形状の修正に関しても同様のことが言える。

10

【0142】

そこで、本追加の形態は、スムージング処理を前述した基本処理の中に追加的に組み込んで簡単に実行できるようにしたものである。

20

【0143】

具体的には、本追加の形態では、血管芯線や血管内腔表面の抽出の結果として得られた血管中心線や血管内腔表面のデータを、滑らかな血管中心線や血管内腔表面にし、かつ、少ない制御点で表されるように変換する方法を提供する。

【0144】

(5.2) 処理手順

図21に示す処理の流れ図を参照して、スムージングの詳細な手順を説明する。この処理は、画像処理プロセッサ11により実行される。

【0145】

【外12】

30

(1) : 芯線の当てはめ

最初に、画像処理プロセッサ11により、抽出した血管芯線としての血管中心線の点 P'_{i} ($i = 1, \dots, M'$) に、 M' 個より少ない数 M 個の点を通る滑らかな曲線 $P(U)$ を当てはめて(フィッティングして)、 M 個の代表点 P_i ($i = 1, \dots, M$) を決定する(図21、ステップS21, S22)。 U は曲線の媒介変数であり、 $U = i - 1$ のとき $P(U) = P_i$ である。さらに $U = 0$ から $U = M - 1$ を $M' - 1$ 等分した M' 個の値 $U = (i - 1)M / (M' - 1)$ ($i = 1, \dots, M'$) に対する $P(U)$ を求め、 P^*_{i} とする。すなわち、 $P^*_{i} = P((i - 1)M / (M' - 1))$ である。

40

【0146】

【外13】

こうして得た血管中心線は少数（ M 個）の代表点 P_i で記述されている。この M 個の代表点を画面に表示し、必要に応じて、この点の位置をマウスでドラッグすることにより、移動修正することができる。

【0147】

【外14】

(2) : 曲線に沿った距離の計算評価点

10

次いで、画像処理プロセッサ11は、 M 個の代表点のうち、最初の点 P_1 から P_i ($i = 1, \dots, M$) までを、当てはめた滑らかな曲線に沿って測った距離 $L_i = L(i-1)$ ($i = 1, \dots, M$) を求める (ステップ S23)。ここで、 $L(U)$ は $P(0)$ から $P(U)$ までの曲線に沿った距離である。さらに $U=0$ から $U=M-1$ までを $m-1$ 等分した m 個の値 $U_i = (i-1)M / (m-1)$ ($i = 1, \dots, m$) に対する点 $P(U_i)$ の $P(0)$ からの距離 $l_i = L(U_i)$ ($i = 1, \dots, m$) も求める。

20

【0148】

【外15】

(3) : 芯線のリサンプリング

次いで、画像処理プロセッサ11は、あてはめた曲線上の m 個の点 (芯線評価点) $p_i = P(U_i)$ ($i = 1, \dots, m$) を補間演算により求める (ステップ S24 : 図20(a) 参照)。

30

【0149】

【外16】

(4) : サーフェース抽出

次いで、画像処理プロセッサ11は、当てはめにより求めた M' 個の点 P^*i ($i = 1, \dots, M'$) を基に血管内腔表面の抽出を行い、 M' 個の点 P^*i の各々に対応する断面での血管境界上の点を検出する。検出された境界上の点は P^*i から j 個の方向 θ_j への距離 $R'ij$ ($j = 1 \dots N'$) で表現される。

40

【0150】

(5) : サーフェースの当てはめ

次いで、画像処理プロセッサ11は、サーフェース抽出で求められた距離 $R'ij$ に対して、血管長手方向に M 個、周方向に N 個の $M \times N$ 個の代表点を通る滑らかな曲面 $R(U, \theta)$ をあてはめ、 $R(i-1, \theta_j) = R'ij$ ($i = 1, \dots, M, j = 1 \dots N$) を求める (ステップ S26)。 θ_j は等間隔にとった周方向の角度である。

【0151】

このようにして得られた血管表面は、 $M \times N$ 個の少数の代表点で表されているので、これらの点を画面に表示し、必要に応じて、点をマウスでドラッグすることにより、点の位置

50

を移動修正する。これにより、サーフェース形状を修正することができる。

【 0 1 5 2 】

(6) : サーフェースのリサンプリング

最後に、画像処理プロセッサ 11 は、当てはめた曲面上の $m \times n$ 個の点 r_{ij} ($i = 1, \dots, m, j = 1, \dots, n$) を補間により求める〔ステップ S27 : 図 20 (a) ~ (c) 参照〕。

【 0 1 5 3 】

ここで、上述した処理に用いる演算を詳述する。

【外 1 7】

< 1 次元の 3 次スプライン補間 >

10

N 個の標本点 U_1, U_2, \dots, U_N での評価値を Y_1, Y_2, \dots, Y_N とし、それらを縦に並べたベクトルを \mathbf{U}, \mathbf{Y} とする。3 次スプライン補間では、 U_i から U_{i+1} までの間の U に対する補間値 Y を $Y_{i-1}, Y_i, Y_{i+1}, Y_{i+2}$ を使って計算する。 U_i の点で $t=0$ 、 U_{i+1} の点で $t=1$ の値をとる変数 t を用い、 $U_i \leq U < U_{i+1}$ の間で $Y(U) = c_i(t)$ となる関数 $c_i(t)$ を導入する。

$$t = \frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i} \quad \text{for } U_i \leq U < U_{i+1}$$

20

【 0 1 5 4 】

【数 1】

Cardinaスプライン補間は $0 \leq t < 1$ での $c_i(t)$ を次の補間式により求める。

$$c_i(t) = \begin{pmatrix} t^3 & t^2 & t & 1 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} Y_{i-1} \\ Y_i \\ Y_{i+1} \\ Y_{i+2} \end{pmatrix}, \quad A = \begin{pmatrix} -a & 2-a & -2+a & a \\ 2a & -3+a & 3-2a & -a \\ -a & 0 & a & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix},$$

Cutmull-Romスプライン補間はCardinalスプライン補間の $a = \frac{1}{2}$ の特別な場合である。

10

このとき、

$$A = \begin{pmatrix} -1/2 & 3/2 & -3/2 & 1/2 \\ 1 & -5/2 & 5/2 & -1/2 \\ -1/2 & 0 & 1/2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

である。ちなみに、Betaスプライン補間の場合は

$$A = \begin{pmatrix} -2\beta_1^3/k & 2(\beta_2 + \beta_1^3 + \beta_1^2 + \beta_1)/k & -2(\beta_2 + \beta_1^2 + \beta_1 + 1)/k & 2/k \\ 6\beta_1^3/k & -3(\beta_2 + 2\beta_1^3 + 2\beta_1^2)/k & 3(\beta_2 + 2\beta_1^2)/k & 0 \\ -6\beta_1^3/k & 6(\beta_1^3 - \beta_1)/k & 6\beta_1/k & 0 \\ 2\beta_1^3/k & (\beta_2 + 4\beta_1^2 + \beta_1)/k & 2/k & 0 \end{pmatrix} \quad 20$$

である。ここで、 $k = \beta_2 + 2\beta_1^3 + 4\beta_1^2 + 4\beta_1 + 2$ である。B-スプラインは上式で $\beta_1 = 1$, $\beta_2 = 0$ の特別な場合である。すなわち、

$$A = \begin{pmatrix} -2/12 & 6/12 & -6/12 & 2/12 \\ 6/12 & -12/12 & 6/12 & 0 \\ -6/12 & 12/12 & 6/12 & 0 \\ 2/12 & 5/12 & 2/12 & 0 \end{pmatrix} \quad 30$$

である。本実施例では例としてCuttmul-Romスプライン補間を用いることにする。

。

【 0 1 5 5 】

【 数 2 】

いま、 $B_j(t) = \sum_{k=1}^j t^{k-1} A_{jk}$ とすると上式は

$$c_i(t) = \sum_{j=1}^4 B_j(t) Y_{j-2+i} \quad 40$$

となり、 $t = \frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}$ から補間公式

$$Y(U) = \sum_{j=1}^4 B_j\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right) Y_{j-2+i} \quad \text{for } U_i \leq U < U_{i+1}$$

が得られる。

【 0 1 5 6 】

50

【数 3】

次にCutmull-Romスプラインの基底関数を求める。補間公式をN個の基底関数 $D_i(U)$ の線形結合の形で書くと以下のようなになる。

$$Y(U) = \sum_{i=1}^N D_i(U) Y_i$$

$D_i(U)$ と $B_j(t)$ は基本的には同じ関数で、添え字と変数が異なるだけである。両者を見比べると、以下のような対応関係があることがわかる。

10

【0157】

【数 4】

$$\begin{cases} D_{i-1}(U) = B_1(t), D_i(U) = B_2(t), D_{i+1}(U) = B_3(t), D_{i+2}(U) = B_4(t) & \text{for } U_i \leq U < U_{i+1} \\ D_i(U) = 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0158】

同じことであるが、次のようにも表せる。

【数 5】

20

$$\begin{cases} D_i(U) = B_1\left(\frac{U - U_{i+1}}{U_{i+2} - U_{i+1}}\right) & U_{i+1} \leq U < U_{i+2} \\ D_i(U) = B_2\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right) & U_i \leq U < U_{i+1} \\ D_i(U) = B_3\left(\frac{U - U_{i-1}}{U_i - U_{i-1}}\right) & U_{i-1} \leq U < U_i \\ D_i(U) = B_4\left(\frac{U - U_{i-2}}{U_{i-1} - U_{i-2}}\right) & U_{i-2} \leq U < U_{i-1} \\ D_i(U) = 0 & \text{それ以外.} \end{cases}$$

【0159】

30

補間公式は以下のようなベクトル形式で書き表すこともできる。

【数 6】

$$Y(U) = (D_1(U) \ D_2(U) \ \dots \ D_N(U)) \begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{pmatrix} = \mathbf{D}(U)^T \mathbf{Y}$$

【0160】

【外18】

本公式の場合、 $Y(U)$ は $U_2 \leq U < U_{N-1}$ の間でしか求めることができない。
Catmull-Romスプライン補間の場合、 U_1, U_N の外側にさらに U_0, U_{N+1} という標本点を仮想的に導入し、 $u_0 = U_1$ 、 $U_{N+1} = U_N$ とすれば、この問題を回避することができる。これは、 U_1, U_N での2階微分を0とする境界条件を付加することに相当する。この場合、補間公式は次のように書くことができる。

$$Y(U) = (D_0(U) + D_1(U) \quad D_2(U) \quad \dots \quad D_{N-1}(U) \quad D_N(U) + D_{N+1}(U)) \begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{pmatrix} \quad 10$$

【0161】

【外19】

<1次元の関数当てはめ>

関数 $y(u)$ の M 個の標本点 u_1, u_2, \dots, u_M での評価値を y_1, y_2, \dots, y_M とする。また、これらを縦に並べたベクトルを \mathbf{u} 、 \mathbf{y} と記す。いま、 \mathbf{u} 、 \mathbf{y} が知られており、それより少ない標本点で補間した関数が、 \mathbf{u} 、 \mathbf{y} を最小2乗近似の意味で最もよく近似するようにしたい。 N 個の標本点 U_1, U_2, \dots, U_N での評価値を Y_1, Y_2, \dots, Y_N とし、それらを縦に並べたベクトルを \mathbf{U} 、 \mathbf{Y} とする。 $M > N$ である。ベクトル \mathbf{U} での評価値ベクトル \mathbf{Y} を最小2乗法で求めるアプローチを考える。

【0162】

【数7】

10

20

$y(u)$ が N 個の基底関数 $D_1(u)$, $D_2(u)$, ..., $D_N(u)$ の線形結合で表されると近似すると、 y と u の関係は次のように表される。

$$y = AY \quad A = \begin{pmatrix} D_1(u_1) & D_2(u_1) & \cdots & D_N(u_1) \\ D_1(u_2) & D_2(u_2) & \cdots & D_N(u_2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ D_1(u_M) & D_2(u_M) & \cdots & D_N(u_M) \end{pmatrix}$$

y が与えられたとき、この方程式の最小 2 乗解 \tilde{Y} は

$$\tilde{Y} = (A^T A)^{-1} A^T y$$

で与えられる。このためには、 $(A^T A)\tilde{Y} = A^T y$ という連立一次方程式を、例えば LU 分解法などを用いて解けばよい。一旦、LU 分解を行っておけば、異なる y に対しての関数当てはめは、後退代入を繰り返すだけでできる。後退代入は LU 分解に比べて、極めて短時間で行うことができる。例えば、2 次元の関数当てはめを 1 次元の当てはめに分解して実行する際は、2 方向それぞれに対する行列 A を求めて LU 分解し、それぞれの方向に対して繰り返して関数当てはめを行うときは、後退代入だけを行えばよい。

【 0 1 6 3 】

【 外 2 0 】

< 3 次元曲線の当てはめと補間 >

1 次元曲線の当てはめは、 $y(u_1), y(u_2), \dots, y(u_M)$ を近似する $Y(U)$ を求めるものであった。3 次元の曲線の当てはめは、媒介変数 U を導入して 1 次元曲線の当てはめを 3 成分各々に適用することで実現できる。例えば、元の点列 $P' i (i=1..M')$ のを近似する 3 次元曲線を求めるには $P' i$ の 3 成分 $P' x_i, P' y_i, P' z_i$ 各々に対して 1 次元の関数当てはめを行えばよい。点列の点数を $1/k$ に間引くには元の点列 $P' i$ の各々に対応する媒介変数 u_i を $u_i = (i-1)/k$ とし、媒介変数 U を用いて表現される $P(U) = (P_x(U), P_y(U), P_z(U)) (0 \leq U < M-1)$ をそれぞれの成分毎に当てはめる。 $P(U)$ は、 M 個の点 $U = 0, 1, \dots, M-1$ での $P(U)$ の値 $P_i (i=1..M)$ で規定されるので、これらの値を求めることが 3 次元曲線の関数当てはめの実際の作業である。 $P_i (i=1..M)$ が決定されれば、ふたたび 1 次元の補間を各成分各々に適用すれば $(0 \leq U < M-1)$ での任意の U に対する $P(U)$ を求めることができる。

【 0 1 6 4 】

【 外 2 1 】

< 2次元関数の当てはめと補間 >

本追加の形態の場合、3次元曲面の当てはめと補間はすでに、Uと Θ で媒介変数表示された2次元のスカラー関数 $R(U, \Theta)$ を求める問題に変換されている。従って、単なる2次元関数の当てはめと補間の問題として考えることができる。2次元関数の当てはめは、1次元関数の当てはめを2方向に対して行うことで実現できる。まず、格子 (i, j) の上で与えられた値 $R'(i, j)$ ($i=1..M'$, $j=1..N'$)を1から M' の全ての i について j 方向の関数当てはめを行い、 $R''(i, j)$ ($i=1..M'$, $j=1..N$)を一時的に計算する。これで j 方向については点の数がすでに減らされている。同時に補間も行ってしまい、 $r''ij$ ($i=1..M'$, $j=1..n$)を求める。次いで、 $j=1..N$ のそれぞれに対して i 方向の関数当てはめを行い、 Rij ($i=1..M$, $j=1..N$)を求める。これで i 方向についても点の数が減らされている。さらに $r''ij$ を i 方向に補間を行い、 rij ($i=1..m$, $j=1..n$)を求める。

10

【0165】

20

< 周期関数の当てはめと補間 >

血管サーフェスを表現する関数 $R(U, \quad)$ は円周方向に対して1周360度を周期とする周期関数になっている。周期関数の当てはめと補間は、 Rij ($i=1..m$, $j=1..n$)の j に関する両端の処理を工夫することによって通常非周期関数と同じように行うことができる。すなわち、 $j=1$ のときは $R_{i,j-1} = R_{in}$ とし、 $j=n$ のときは $R_{i,j+1} = R_{i1}$ と考える。

【0166】

【外22】

< スプライン補間された3次元曲線の長さ >

媒介変数 U を用いて表現された3次元曲線 $P(U)$ の長さの計算方法を考える。3次スプライン補間では i 番目の点 U_i と $i+1$ 番目の点 U_{i+1} の間の任意の U での座標 $P(U)$ が P_{i-1} , P_i , P_{i+1} , P_{i+2} から規定される。 P_i から $P(U)$ ($U_i \leq U < U_{i+1}$)までの曲線に沿った長さについて考える。点 P_1 からの距離を求めるには各区間の長さを総和すればよい。

30

【0167】

【数8】

U_i から U までの長さ $I_i(U)$ は

$$I_i(U) = \int_{U_i}^U \sqrt{\left(\frac{dP_x}{dU}\right)^2 + \left(\frac{dP_y}{dU}\right)^2 + \left(\frac{dP_z}{dU}\right)^2} dU$$

である。補間公式は

$$P_x(t) = \begin{pmatrix} t^3 & t^2 & t & 1 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} P_{xi-1} \\ P_{xi} \\ P_{xi+1} \\ P_{xi+2} \end{pmatrix} \quad 10$$

$$t = \frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}, \quad A = \begin{pmatrix} -a & 2-a & -2+a & a \\ 2a & -3+a & 3-2a & -a \\ -a & 0 & a & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad a = 1/2$$

だから、

$$\frac{dP_x}{dU} = \frac{dP_x}{dt} \frac{dt}{dU} = \frac{1}{U_{i+1} - U_i} \frac{dP_x}{dt} = \frac{1}{U_{i+1} - U_i} \begin{pmatrix} 3t^2 & 2t & 1 & 0 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} P_{xi-1} \\ P_{xi} \\ P_{xi+1} \\ P_{xi+2} \end{pmatrix} \quad 20$$

$$= \frac{1}{U_{i+1} - U_i} \begin{pmatrix} 3\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right)^2 & 2\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right) & 1 & 0 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} P_{xi-1} \\ P_{xi} \\ P_{xi+1} \\ P_{xi+2} \end{pmatrix}$$

$$\frac{dP_y}{dU} = \frac{1}{U_{i+1} - U_i} \begin{pmatrix} 3\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right)^2 & 2\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right) & 1 & 0 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} P_{yi-1} \\ P_{yi} \\ P_{yi+1} \\ P_{yi+2} \end{pmatrix} \quad 30$$

$$\frac{dP_z}{dU} = \frac{1}{U_{i+1} - U_i} \begin{pmatrix} 3\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right)^2 & 2\left(\frac{U - U_i}{U_{i+1} - U_i}\right) & 1 & 0 \end{pmatrix} A \begin{pmatrix} P_{zi-1} \\ P_{zi} \\ P_{zi+1} \\ P_{zi+2} \end{pmatrix}$$

となり、結局

$$I_i(U) = \int_{U_i}^U \sqrt{aU^4 + bU^3 + cU^2 + dU + e} dU \quad 40$$

の形で表されることになる。これを数値積分または解析積分することにより曲線の長さを求めることができる。

【 0 1 6 8 】

解析積分を行えば、曲線上の点を表す媒介変数から曲線に沿った距離を求める関数を得ることができ、この関数を演算することにより高速に距離を求めることができる。

【 0 1 6 9 】

< 始点から指定された距離にある点の座標 >

血管伸展表示は、抽出した血管の始点から血管芯線に沿った距離を、例えば縦軸にとって 50

表示している。従って、血管伸展表示画面を作成するには、血管芯線に沿って指定された距離にある血管芯線上の点を特定する処理が必要になる。最も単純な方法は、血管芯線を区間ごとに分け、それぞれの区間では芯線が直線であると仮定する方法である。しかし、実際には芯線は曲線であるため、このような方法で決定した点は正確でないという問題がある。

【 0 1 7 0 】

これを解決するには、それぞれの区間毎に曲線に沿った距離を算出し、その値を元に点を求めるという方法をとることが望ましい。また点の決定には、血管芯線を区間ごとに分け、それぞれの区間ごとの距離を算出する処理が必要になるため、血管伸展表示を更新するたびに、このような処理を行うと、処理に時間がかかってしまう。その結果、血管伸展表示の更新がすばやく行われず、操作者にとって使いにくいという問題が生じる。この問題は、区間ごとの曲線に沿った距離を予め算出し、区間毎に記憶しておくことにより回避することができる。

10

【 0 1 7 1 】

具体的には、次のステップにより血管芯線に沿って指定された距離にある血管芯線上の点を、高速にかつ高精度に求めることができる。

(1) : 当てはめた曲線を複数の区間に分割し、それぞれの区間の距離を予め算出しておく。代わりに、曲線の始点からの累積距離を予め算出しておく方法でもよい。この方法の方が高速に演算できる。

(2) : 算出した点間距離を元に、点 A からある距離にある点が存在する区間を決定する。

20

(3) : 点 A とその区間の間にある全区間の距離から、点が存在する区間内の残余距離を求める。

(4) : 決定された区間の距離と残余距離の比から、区間内の曲線を表す媒介変数を求める。

(5) : 求めた媒介変数から、点の座標を算出する。

【 0 1 7 2 】

この一連のステップの中で、ステップ (4) の代わりに、解析積分で得られた媒介変数から距離を求める関数の逆関数を演算する方法を用いるのもよい。この手法によれば、より正確に点を求めることができる。

30

【 0 1 7 3 】

(第 6 の追加の形態)

この第 6 の追加の形態は、輪郭の交差を回避するための血管芯線曲率の調節方法に係り、この方法は画像処理プロセッサ 1 1 のソフトウェア処理により実行される。

【 0 1 7 4 】

上述の第 5 の追加の形態では、血管の表面を表現するために血管芯線に垂直な断面での血管内腔の輪郭を求め、血管芯線上の多数の点に対応する血管輪郭をもって血管表面の 3 次元の構造を表現している。しかしながら、一般には、血管芯線には細かい蛇行が存在し、その場合、隣り合う輪郭 (= 隣り合う血管芯線上の点に対応する輪郭同士) が交差することがある。交差が存在するような血管芯線を用いて血管伸展表示を行うと、表示がきわめて不自然になってしまう。また、交差が存在する輪郭を用いて狭窄率などの定量解析を行うと、その結果が不正確になるという問題がある。

40

【 0 1 7 5 】

本追加の形態では、血管芯線の曲率を自動調整する仕組みを備えることで、輪郭の交差を回避する手法が提供される。具体的には、血管芯線の曲率を調整するには、抽出した血管芯線上の点に対して滑らかな曲線を当てはめる際に、曲線の曲率半径 (曲率の逆数) を求め、その値が血管の半径を基準として、それよりも大きくなるように、曲率の大きさに応じてペナルティーを課すという手法を用いる。この結果、当てはめた曲線は抽出した血管芯線上の点の近くを通り (2 乗誤差が小さく) 、かつ曲率半径が概ね血管半径より大きい (ペナルティーが小さい) ものとなる。

50

【 0 1 7 6 】

(6 . 1) 曲率の計算

【数 9】

まず最初に、曲率半径の計算方法について説明する。当てはめた曲線状の点を \mathbf{r} としたとき、媒介変数 t での $d\mathbf{r}/dt = (dx/dt, dy/dt, dz/dt)$ 、および $d^2\mathbf{r}/dt^2 = (d^2x/dt^2, d^2y/dt^2, d^2z/dt^2)$ を求める。Cutmull-Romスプラインの場合、

$$\frac{d\mathbf{r}}{dt} = \begin{pmatrix} P_{xi-1} & P_{xi} & P_{xi+1} & P_{xi+2} \\ P_{yi-1} & P_{yi} & P_{yi+1} & P_{yi+2} \\ P_{zi-1} & P_{zi} & P_{zi+1} & P_{zi+2} \end{pmatrix} A^T \begin{pmatrix} 3t^2 \\ 2t \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad 10$$

$$\frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2} = \begin{pmatrix} P_{xi-1} & P_{xi} & P_{xi+1} & P_{xi+2} \\ P_{yi-1} & P_{yi} & P_{yi+1} & P_{yi+2} \\ P_{zi-1} & P_{zi} & P_{zi+1} & P_{zi+2} \end{pmatrix} A^T \begin{pmatrix} 6t \\ 2 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

で表される。曲線に沿った長さ s を導入すると、図 2 2 に示される接線ベクトル

及び法線ベクトルは、接線ベクトル $\mathbf{t} = \frac{d\mathbf{r}}{ds} = a \frac{d\mathbf{r}}{dt}$ 、法線ベクトル

$\mathbf{b} = \frac{1}{k} \left(a \frac{d\mathbf{r}}{dt} \times a_2 \frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2} \right)$ とそれぞれ表される。ここで、

$$a = \frac{ds}{dt} = \sqrt{\left(\frac{dx}{ds}\right)^2 + \left(\frac{dy}{ds}\right)^2 + \left(\frac{dz}{ds}\right)^2}, \quad a_2 = \frac{da}{dt} = \frac{1}{a} \left(\frac{dx}{dt} \frac{d^2x}{dt^2} + \frac{dy}{dt} \frac{d^2y}{dt^2} + \frac{dz}{dt} \frac{d^2z}{dt^2} \right),$$

$$\mathbf{r} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad 30$$

である。曲率は $k = \sqrt{\frac{d\mathbf{t}}{ds} \cdot \frac{d\mathbf{t}}{ds}}$ なので、

$$k = \sqrt{\left(a_2 \frac{d^2x}{dt^2}\right)^2 + \left(a_2 \frac{d^2y}{dt^2}\right)^2 + \left(a_2 \frac{d^2z}{dt^2}\right)^2}$$

と計算することができる。曲率半径は

$$\rho = \frac{1}{k}$$

である。

【 0 1 7 7 】

(6 . 2) 曲率に対するペナルティを課した血管芯線の当てはめ方法

曲線の当てはめに先立って、各断面位置での輪郭線から最小半径の逆数 ρ_i を求めておく

。これより曲率が大きいときにペナルティをかけたいため、断面 i の位置での曲率 k 50

ρ_i が ρ_j に比べて大きいときに、ペナルティーが大きな値になるようにする。このようなペナルティー関数の一例は $Penalty = f \cdot \rho_i \cdot (k_i / \rho_i)^2$ である。fは調整可能な正則化パラメータで、その初期値はspline関数当てはめの誤差の2乗和から予め求めておくことができる。Penaltyは次のような2次形式で書くことができる。

【0178】

【数10】

$$Penalty = f \cdot Y^T P_k Y$$

【0179】

【外23】

10

Yは当てはめたいサンプル点での座標 x_i, y_i, z_i を縦に並べたベクトル、 P_k はペナルティー行列で、スプライン (spline) 補間の補間式から定めることができる。spline関数当てはめの場合、 $y = A Y$ という方程式を最小2乗法により求めたが、曲率に対するペナルティーを加えるには、この方程式を

【0180】

【数11】

$$Y = (A^T A + P_k)^{-1} A^T y$$

20

により求める。これにより、曲率が相対的に大きな芯線を回避することができる。どの程度曲率が小さくなるかは、fの大きさにより調節することができる。前述した第5の追加の形態では、点の移動距離 (=2乗誤差) が小さくなるように最小2乗法を用いたが、fを大きくすることにより、移動距離が大きくても曲率が小さい曲線が選ばれるようになる。あるfを初期値として与えて上記のように曲線を推定したとき、 $k >$ となるような芯線上の点が存在した場合、断面の交差が存在する可能性がある。そのような場合は、fを一定割合だけ小さくして曲線を推定し直す。この演算を反復することにより、断面交差が無い芯線を求めることができる。

【0181】

30

(6.3) 芯線の血管輪郭からのはみ出しの対策

はみ出しをなくすには上記と逆のを行えばよい。すなわち、一旦推定した曲線の輪郭からのはみ出しがあった場合はfを一定割合だけ小さくし、再び推定を行う。これを、はみ出しがなくなるまで反復すれば、はみ出しのない曲線を求めることができる。

【0182】

(第7の追加の形態)

この第7の追加の形態は、仮想正常血管壁推定と狭窄率の算出に係り、具体的な演算は画像処理プロセッサ11のソフトウェア処理により実行される。

【0183】

(7.1) 仮想正常血管推定

40

前述した第1の実施形態では、血管の狭窄率を解析するために、血管の正常部と狭窄部の位置を操作者が指定し、それぞれの直径、断面積などを自動計算して、それらの値を基に狭窄率を算出していた。この方法の場合、正常部と狭窄部を操作者が指定することから、操作者の操作の仕方によっては、算出される値が変化してしまうこともあった。

【0184】

本追加の形態では、仮想的に狭窄が無かったときの血管壁の形状を推定し、その血管壁に対して、抽出した血管壁がどの程度狭窄しているのかということを示す情報を求める。この手法にあっては、仮想正常血管の太さは血管の1点のみでなく、ある範囲にわたる抽出血管の太さから決定されるため、操作者の操作の仕方の違いによる狭窄情報の差は小さく、さらに、最も狭窄した部位が自動的に算出されるため、操作者の操作の違いによる結果

50

のばらつきが小さいという特徴がある。

【 0 1 8 5 】

具体的な処理法として、画像処理プロセッサ 11 は、最初に、血管芯線と血管表面を抽出する。この抽出には、上述した第 1 の実施形態から、それに適用可能な第 1 ~ 第 6 の追加の形態で説明した各種の手法を用いることができる。抽出された血管芯線と血管表面は、第 5 の追加の形態に示したデータで表現されている。ただし、複数の輪郭の代表点の数は同一になっている。

【 0 1 8 6 】

【 外 2 4 】

i 番目の輪郭線上の j 番目の点 q_{ij} は血管芯線上の点 P_i と角度 θ_{ij} 、 P_i からの距離 R_{ij} で表現される。また、全ての血管芯線上の点に対して、血管芯線の最初の点からの曲線に沿った距離 l_i は、第 5 の追加の形態で示したように事前に計算されている。

10

【 0 1 8 7 】

今、 j 番目の点のみに着目し、 R_{ij} を血管芯線方向に並べた数値の組 $R_{1j}, R_{2j}, \dots, R_{mj}$ を考える。図 23 には、この数値それぞれをプロットしたグラフを示す。同図において横軸には距離 l_i をとっている。

20

【 0 1 8 8 】

図 23 において、太線は、プロットした点を近似する回帰直線である。回帰直線が求められたら、 R_{ij} との差の E_{ij} を求めて記録しておく。このような操作を全ての j に対して実行する。

【 0 1 8 9 】

【 外 2 5 】

次に、差 E_{ij} を輪郭方向 (j 方向) に 2 乗和をとった値 $E_i = \sum_{j=1}^N E_{ij}^2$ を求め、全ての 2 乗和 E_i の中で、 E_i が最も大きい値となるような i を求め、これをリスト I に追加する。

30

【 0 1 9 0 】

【 外 2 6 】

ここまでの処理により、1 回目の反復は終了し、次に 2 回目の反復に移り、再び回帰直線の算出を行う。ただし、2 回目以降の反復では、リスト I に含まれる輪郭は全ての計算から除外する。従って k 番目の反復では $m-k+1$ 個の R の組を用いて回帰計算を行い、2 乗和 E_i を算出し、 E_i が最大になる i を再びリスト I に加える操作を行うことになる。反復の最後には、リスト I に含まれる i を除いて 2 乗和 E_i の和を算出し、この値をリスト I に含まれる i を除いた R_{ij} の 2 乗和と比較し、 E_i の和が R_{ij} の 2 乗和の α 倍よりも小さいか否かを判定し、小さかったら反復を終了する。 α は 1 より小さい正の数である。

40

【 0 1 9 1 】

反復を終了した時点での回帰直線 $y_j(l)$ を図 24 に示す。同図において、黒丸は R_{ij} に対応する回帰直線上の値 $R'_{ij} = y_j(l_i)$ であり、これを R_{ij} の代わりに用いた血管表面が、仮

50

想正常血管の血管内腔を表す。

【 0 1 9 2 】

(7 . 2) 狭窄率算出法と狭窄率カーブ

スプライン補間などの補間手法を用いれば、血管芯線の先頭からの全ての距離 l に対する血管輪郭の形状を求めることができる。同様に、回帰直線からは全ての距離 l に対する仮想正常血管の輪郭の形状を求めることができる。これら抽出した輪郭形状と仮想正常血管の輪郭形状の各々に対して、それぞれ断面積 $A (l)$ および $A_r (l)$ を求め、さらに、狭窄率曲線 $s (l) = 100 \times (1 - A (l) / A_r (l))$ を求める。これらをグラフ化した一例を図 2 4 に示す。

【 0 1 9 3 】

この例によれば、前述した第 1 の実施形態のときと同様に、狭窄率の算出には断面積のほか、最大径、最小径、平均径、実効径などを用いることができる。最終的な解析結果として、狭窄率カーブの最大値が、この血管の狭窄率として表示される。

【 0 1 9 4 】

なお、仮想正常血管壁を求める別の手法として、全ての j に対して回帰直線を求める代わりに、前述した第 5 の追加の形態で説明した滑らかな曲線を当てはめる手法を適用することもできる。この手法を採用する場合、芯線方向に対して直線近似するほか、滑らかな曲線で近似することもできる。これにより、血管の長い範囲に対して仮想正常血管を求めることができる。

【 0 1 9 5 】

(7 . 3) 異常血管の範囲を除外した仮想正常血管推定

血管抽出にて得られた輪郭の形状は、細かい分岐などに因り、血管の太さよりも局部的に太い輪郭が抽出されることがある。そのような部分は仮想正常血管の推定に悪影響を及ぼすので、仮想正常血管の推定の際に m その異常部分がデータから除外されるようになっていの方が望ましい。本追加の形態では、これを実現する 2 つの手法が提供される。

【 0 1 9 6 】

(a) : 1 つの手法は、断面における抽出血管の輪郭の最大径が隣接する断面の輪郭よりも一定割合以上大きい場合には、その断面の輪郭は輪郭抽出のミスであると判断して仮想正常血管の推定の際に、その輪郭のデータを用いないで推定処理を行うようにする。具体的には、画像処理プロセッサ 11 は、 N 個の輪郭に対して各々、対象内か対象外かを保持する記憶領域を設け、輪郭の最大径が隣接する断面の輪郭より、一定割合以上大きい場合には、対象外と記録する。仮想正常血管推定の際には、対象外と記録したデータのみを用いて(すなわち、最初からそれだけの輪郭しか存在しないものとして)、推定処理を行う。これにより、仮想正常血管表面を推定するときの安定性を向上させることができる。除外された範囲は、血管伸展表示の際、範囲の外と異なる色調で表示することで、その範囲が除外されていることを操作者が告知することができる。

【 0 1 9 7 】

(b) : もう 1 つの手法は、操作者が指定した範囲の断面をフィッティングの対象外にするものである。

【 0 1 9 8 】

同様に、操作者が不適当と考える断面の範囲をフィッティングの対象外に設定する機能があれば、推定の安定性を向上させることができる。範囲指定には血管伸展表示のカーソルバーを用いて、狭窄率解析の対象範囲を指定すると同様の方法で範囲の先頭と末尾を指定することで除外範囲を指定することができる。除外範囲は複数設定することもできる。また、狭窄率解析の範囲を複数指定できるようにし、対象範囲を選択できるようにしても同じ効果を得ることができる。

【 0 1 9 9 】

(a)、(b) どちらの手法であっても、対象外として指定された範囲に対しては、抽出血管表面と断面積カーブを非表示にする。

【 0 2 0 0 】

10

20

30

40

50

(第8の追加の形態)

この第8の追加の形態は、仮想正常血管芯線とそれを用いた血管伸展表示に係り、そのための具体的な演算は画像処理プロセッサ11のソフトウェア処理により実行される。

【0201】

(8.1) 仮想芯線の算出

芯線に垂直な血管断面を用いる限り、断面の交差と曲線のはみ出しの両方を除くことができない場合がある。また、芯線に垂直な面の交差が無い場合、この芯線は血管からもはみでる場合がある。図26に示すように、このような垂直断面の交差のない芯線を血管走行線と呼ぶとともに、血管内腔からのはみ出しのない芯線を管腔内走行線と呼ぶことにする。

10

【0202】

血管走行線は断面の交差がないため、血管伸展表示や直交断面表示を行うのに有用である。しかし、血管からのはみ出しが存在する可能性があるため、これを用いて血管伸展表示を行うと、血管内腔を観察できない領域が存在する可能性がある。これを解決するため、血管伸展表示に次のような手法が適用される。

【0203】

画像処理装置11は、前述した第5、6の追加の形態で説明した手法を用いて、血管走行線を予め求めておく。次に、血管走行線に垂直な断面での血管輪郭から輪郭内の点を求め、これらの点の列として管腔内走行線を求める(図27参照)。輪郭内の点としては輪郭内部の重心位置や、輪郭内部にあり且つ全ての輪郭線から最も遠い箇所にある点などを用いることができる。

20

【0204】

血管伸展表示や直交断面表示を行うには、管腔内走行線を用いるが、その処理の過程で管腔内走行線に直交する面又は線を求める際、その代替の面及び線として、血管走行線に直交する面又は線を求めて採用する。このようにすれば、血管伸展画像の中央には必ず血管の内部が表示され、かつ、断面の交差のない自然な血管伸展表示を行うことができる(図28(a)~(c)参照)。なお、この手法で表示した直交断面画像は血管伸展表示で中心になる管腔内走行線に直交していないが、便宜上、直交断面画像(又は直交断面表示)と呼ぶことにする。

【0205】

血管走行線を用いた血管伸展表示と本追加の形態に拠る血管伸展表示とは次のような関係にある。血管走行線を用いた直交断面画像は、血管輪郭の中心が画面中心から外れていることがある(図28(b)参照)。本追加の形態に拠り作成した直交断面画像もこれと同一の断面を表示させることができ、輪郭の中心が画面中心になるように平行移動されていることが特徴である(図28(c)参照)。血管伸展表示は直交断面画像の中央の1ラインを、断面位置を変えながら集めて縦に並べたものとみなせる。従って、血管伸展画像には大きな血管の蛇行はなく、血管の幅の中央の線がほぼ画面の中央に配置される。

30

【0206】

管腔内走行線を求める際に用いる血管表面データは、抽出した血管表面そのものを用いることもできるし、滑らかな表面で当てはめたスムージング結果を用いることもできる。さらには、第7の追加の形態で説明した手法により作成した仮想血管壁の輪郭を用いてもよい。特に、仮想血管壁を用いると、血管の狭窄などが取り除かれているため、輪郭の代表点が血管の狭窄などに左右されることが無く、より蛇行の少ない自然な血管伸展画像を表示させることができ、一層効果的である。

40

【0207】

(8.2) 仮想芯線を用いた血管伸展表示

抽出された血管には適当なスムージングが施され、血管芯線とその周囲の血管表面(抽出血管表面)で表されて、MPR画像、Curved MPR画像、血管伸展画像、血管断面画像、MIP画像、又は、ボリュームレンダリング画像に作成される。その後、抽出血管表面に対して狭窄などの異常領域が無いとしたときの仮想的な血管表面(仮想正常血管表面)が推定さ

50

れ、仮想正常血管表面で表される血管の太さと抽出血管表面で表される血管の太さに基づいて狭窄率などの定量解析がなされる。仮想正常血管表面は抽出血管表面と同様に様々な画面に表示される。

【0208】

血管芯線は、血管のどこを通る線であるかが定義されているものではなく、ある場合には血管内の造影剤の領域の中心付近を通るとされる。この場合には、血管芯線に垂直な断面に基づいた血管伸展画像 (straight view) や血管断面画像 (perpendicular view) は断面同士が交差する可能性がある。また、狭窄部位では狭窄内の中心を通るように芯線が選ばれるので、芯線は屈曲することになり、この屈曲した芯線に基づいた血管伸展画像は血管本来の3次元的な形態と大きく異なってしまうことがある。

10

【0209】

一方で、血管芯線は垂直断面の血管壁内での交差を避けるために、強いスムージングが施され、一部、血管壁の外側を通る可能性もある。このような血管芯線に基づいて垂直な断面を使って作成した血管伸展画像や血管断面画像は断面の交差を避けることができるが、血管の強い屈曲部にて芯線が血管壁の外側を通る可能性があり、この強い屈曲部にて血管壁が血管伸展画像の基準線に対して左右に大きく蛇行してしまうことがある。本来ならば、このような血管の蛇行は望ましくなく、血管伸展画像には血管壁の局所的な形状変化だけが表現されるのが望ましい。

【0210】

本手法では、上記2つの芯線と異なるもう一つの定義を導入する。この定義によれば、芯線は推定された仮想血管表面の中心を通ると決められる。他の定義と区別するために、以下の説明では、この芯線を仮想芯線と呼ぶ。仮想芯線を用いて血管伸展画像を表示させると、その血管伸展画像における血管の蛇行を抑えることができる。仮想芯線は狭窄があってもそれを無視した正常血管の中心を通るので、これに基づいて表現された抽出血管は、狭窄による血管径の変化を表現することができる。ただし、仮想芯線に直交する断面は、場合によっては、断面交差が起こる可能性があるため、不自然な血管伸展画像が表示される可能性がある。これを回避するために、血管芯線と必ずしも直交しない断面を用いて血管伸展画像を作成し、断面交差を回避することによる不自然な表示を避けることが望ましい。

20

【0211】

求めた仮想芯線は、MIP画像又はCurved MPR画像に表示するとともに、血管伸展画像と直交断面画像の作成に用いる。血管伸展表示と直交断面表示は、血管芯線 (従来の芯線) を元にした表示と仮想芯線を元にした表示とをできるようにしており、両者を切り替えることができる。血管芯線を元に表示した場合、その血管伸展画像に仮想芯線をグラフィックで重畳表示させることができる。

30

【0212】

(第9の追加の形態)

この第9の追加の形態は、血管の輪郭点の対応付けに係り、そのための具体的な演算は画像処理プロセッサ11のソフトウェア処理により実行される。

【0213】

(9.1) トロイダルグラフを用いた輪郭点对応付け

従来技術の項で示したベッセルトラッキング法は血管の断面の輪郭形状に大きな凹の部分がある場合、血管壁を適切に描出できないことがある。図29(a)は、そのように適切に描出できない血管壁の例である。ベッセルトラッキング法では輪郭の内部の1点から放射状に輪郭を検出していくので、同図のように、飛び出した血管壁部分が描出されないことが起こり得る。

40

【0214】

このような描出洩れを生じさせないようにするには、図29(b)に示すように、血管内部の出発点の周辺に小さな円状に点を配置し、この円の直交方向に点を移動させながら血管壁を検出するという方法がある。円周状の点が血管壁に到達すると、それ以上、点が動

50

かないように処理することで、飛び出た血管壁の部分の輪郭も抽出することができるようになる。

【0215】

本追加の形態では、ある点から放射方向にのびる半直線上に輪郭が2以上存在する可能性がある場合に、追加的に必要になる手法について説明する。

【0216】

【外27】

ベッセルトラッキング法は、輪郭の内部の1点から放射状に輪郭を検出していく手法である。このような輪郭の形状を表現するにはN個の輪郭状の点に対応する動径方向距離 R_{ij} ($j=1..N$)と、場合によっては R_1 の方向を定義するベクトル d_i があればよい。本追加の形態では、輪郭の点の角度が等間隔とは限らないため、輪郭を表現するには R_{ij} の他に θ_{ij} が必要になる。一つの輪郭をあらわす点の数は輪郭毎に一定とは限らないため、点の数 N_1 の設定も必要である。さらに、 θ_{ij} を計測する基準方向 dx_i とその直交方向 dy_i が存在すると、輪郭状の点の3次元座標値を求めるのに便利である（これらの物理量は既に第5の追加の形態で説明した）。

10

20

【0217】

3次元的な血管表面の形状は、血管芯線方向の多数の輪郭で構成されている。第5の追加の形態で説明した血管壁の滑らかな曲面への当てはめや補間の手法、及び、第7の追加の形態で説明した仮想正常血管壁の推定を実行するには、輪郭点の数が各輪郭毎に同一である必要があり、かつ、輪郭内のどの点か他の輪郭のどの点かに対応するかという点対が取れている必要がある。ところが、血管抽出の手法によっては、輪郭毎に点が異なったり、点対が取れていないことがあるため、以下に説明するように、点対付けを行う必要がある。

30

【0218】

ここでは、2つの輪郭の間で点対をとる手法について説明する。まず、2つの輪郭の最近点对を求め、トロイダルグラフを作成する（図30参照）。最近点对とは2つの輪郭のどちらから見ても互いに最も近い点となるような点のペアである。輪郭状の点は輪郭に沿った媒介変数によって表すことができるので、最近点对は輪郭Aの媒介変数と輪郭Bの媒介変数の2つの数値により表すことができる。最近点对は一般に複数存在する。トロイダルグラフは、図30に示すように、横軸に輪郭Aの媒介変数を、縦軸に輪郭Bの媒介変数をそれぞれとり、これら複数の最近点对を表す媒介変数の組をプロットしたものである。図30には、たくさんの最近点对が×印で示されている。

40

【0219】

次に、トロイダルグラフを傾き1の1本の直線で近似する。この際、輪郭Bの媒介変数が0より小さいか又は1より大きい場合には、この範囲の直線に1を足すか又は1を引くかして媒介変数は0から1の範囲になるように処理する。例えば、輪郭を10等分したい場合を考えると、媒介変数Aを0から1まで10等分した0.1間隔で刻む。これにより、輪郭A上に10個の点を取り直されたことになる。これら媒介変数Aの10個の値に対応する媒介変数Bの値を直線から求める。これにより、輪郭B上に輪郭Aの10個の点に対応する10個の点を取り直されたことになる。図31に示すように、これら対応付けられた10個の点はトロイダルグラフ上に丸印で示されている。

【0220】

次に、輪郭Bと輪郭Cの点対付けを取るには、トロイダルグラフを作成し最近点对を直

50

線近似し、先ほど求められた輪郭Bの10個の媒介変数に対応する輪郭Cの媒介変数を求める。このような操作を続けていくことにより、全ての輪郭の点对応付けを行うことができる。

【0221】

媒介変数としては、第5の追加の形態で説明した媒介変数Uを0から1の範囲になるようにした変数を用いるのが最も簡単だが、輪郭の曲線に沿った長さを0から1の範囲になるように変換したものをを用いると、点の対応付けにより発生する輪郭形状の変形を小さくすることができる。また、最近点对を用いたトロイダルグラフを直線近似する代わりに、より簡便な方法として、片方の輪郭Aを媒介変数で等分する点から最も近い輪郭B上の点を用いることもできる。

10

【0222】

(9.2) 輪郭点对応付けによる血管壁修正

上述の点对応付け手法を組み込むことにより、一旦、抽出した血管壁を画面に表示して、その形状をインタラクティブに修正することができる。図32(a)は修正する前の輪郭形状の例である。既に滑らかな曲面を当てはめた後の状態を示しており、少数の制御点で滑らかな輪郭が表されている。これらの制御点は、画面中央の点(血管芯線の代表点)からの角度を等間隔にとることによって既に輪郭間の点对応が取れているものとする。

【0223】

まず、本追加の形態に係る輪郭点对応付けを行わない場合を考える。その場合、白丸で表された制御点を移動させて輪郭形状を修正するのであるが、修正した輪郭が仮想正常血管壁の推定に利用されることを考えると、修正には制約があることがわかる。まず、制御点の数を変えてはならず、しかも、血管芯線の代表点から見た角度を等間隔に取ることにより異なる断面間の輪郭間の点对応付けが取れているので、血管芯線の代表点から見た点の角度を大きく変えることはできない。これらの制約のため、實際上、輪郭の制御点を移動させることはできない。

20

【0224】

次に、本追加の形態に係る輪郭の点对応付けを行う場合を考える。この場合には、輪郭形状の修正を行った後、輪郭の点の対応を取り直す処理が行われるため、自由に輪郭を修正することが可能になる。図32(b)は修正した輪郭の例である。丸印1の制御点はその位置を移動させており、丸印2は新しく追加した制御点である。小さい白い丸印で表す制御点はその位置を全く修正させていない。また、図32の例のように、飛び出た部分が存在するような輪郭でも、新たに点を追加することにより、輪郭をより正確に表すことができる。これは、輪郭に沿う媒介変数を用いて対応をとっていることで、可能になる。つまり、血管芯線の代表点から見た角度に対する条件から、同一の角度方向に2点以上の輪郭が存在する場合を表現できないからである。

30

【0225】

このように輪郭点の対応付け処理は、輪郭をマニュアルで修正するための中心的な役割を果たすとともに、任意の形状の輪郭を表現するためにも重要である。

【0226】

(第10の追加の形態)

この第10の追加の形態は、ねじれ問題の回避方法に係り、そのための具体的な演算は画像処理プロセッサ11のソフトウェア処理により実行される。

40

【0227】

上述した第9の追加の形態に係る輪郭点の対応付け処理を使わない場合、血管芯線の代表点から見た角度を用いて点对応をとることを余儀無くされる。そこで、この第10の追加の形態は、上述した第9の追加の形態に係る輪郭点の対応付け処理を使わない場合に(すなわち、血管芯線の代表点から見た角度を用いて点对応をとる場合に)生じる血管の捩れによる問題点を解決する手法を提供する。

【0228】

プライマリ画面には、図33(a)に示すように、血管Bが表示されているとする。この

50

血管Bの丸印CLで囲んだ湾曲部が血管伸展表示にどのように表示されるかについて考察する。なお、図33(b)は、同図(a)に示す矢印方向からみた、血管Bの湾曲部を示している(但し、この湾曲部にプライマリ画面の奥行き方向のねじれがある場合を示す)。

【0229】

いま、図33(b)の場合とは異なり、血管Bの湾曲部はプライマリ画面のほぼ面に沿って湾曲しているものとする。この場合、図34(a)は、図33(a)の画面がプライマリ画面となっている場合に表示された血管伸展画像を示す。プライマリ画面に表示された血管Bの血管壁には、便宜上仮想的な2本の線L10, L11が示されている。太い線L10は血管壁の手前側に描かれており、細い線L11は血管壁の湾曲の外側に沿って描かれて

10

【0230】

図34(b)は、この血管Bの芯線に沿って曲面リフォーマット画像を作成した様子を表している。プライマリ画面の手前が曲面リフォーマット画像の左側になるように作成されるので、太い線L10が血管Bの左側に表示されている。この図は断面図として示しているので、本来は断面の手前や奥に存在するものは表示されないが、断面の位置関係を示すため、空間的に手前側に存在する細い線L11を重ねて表示している。

【0231】

さらに、図34(c)は、血管伸展表示の(直交断面表示で断面を回転していない場合の)画像の例を示し、同図(b)を再び血管Bの芯線に沿って曲面リフォーマット画像を作成したものである(double curved MPRと呼ぶ)。同図(b)で手前側となっている細い線L11が、同図(c)では左側には位置されている。

20

【0232】

図34(d)に示す3つの断面画像は、血管芯線に直交する断面における画像を、同図(c)の3つの位置P1~P3の断面に対応して示したものである。同図(d)における下側に存在する線は、プライマリ画面(同図(a))にて手前側に存在することを示す。このように血管Bがプライマリ画面のほぼ面内方向に屈曲している場合には、同図(c)に示す血管伸展表示において、太い線L10や細い線L11はほぼ真っ直ぐに伸びており、自然な状態で表示されていることがわかる。

【0233】

次に、血管伸展表示が不自然に抜ける例を示す。図35は、プライマリ画面のほぼ前後方向に血管が屈曲している場合である。太い線L10と細い線L11は、図34の例と同じ位置に走っているが、観察する方向が異なっているために、太い線L10は血管Bのほぼ左側に沿っており、細い線L11は、血管Bの屈曲の外側を走っている。図34の例と同じようにして、同図(c)に示す画像(double curved MPR)を作成すると、2本の線L10, L11が血管Bの屈曲部付近で急激にほぼ180°抜れていることがわかる。同図(d)に示す血管断面も、屈曲部を境にして血管Bが180°回転していることを示している。このように、プライマリ画面の奥行き方向に血管Bが屈曲している場合(図33(b)の状態参照)、血管伸展表示や直交断面表示に付された血管が不自然に抜れるという現象が発生する。これにより、血管の形状を把握することが困難になってしまうという

30

40

【0234】

さらに、この抜け現象に伴い、血管の狭窄率の解析結果に及ぼす影響について考える。前述した第9の追加の形態で説明した輪郭点の対応付け処理を実施しない場合、輪郭点の対応は、輪郭点の血管芯線からみた角度に基づいて決定される。この角度は、血管直交断面画像上のある方向を基準にした角度である。一例としては、角度の基準は図36に示すように画面下方向に採り、そこから時計方向に測る方法がある。

【0235】

輪郭の周方向に8点の制御点をとることにすると、45度の間隔で8つの制御点が設けられることになる。仮想正常血管壁の推定の際は、異なる複数の断面の輪郭にて同様に8つ

50

の制御点を設け、それぞれ同じ番号の点に対応するものとし、同じ番号を持つ輪郭点の芯線からの距離をプロットして回帰直線で近似する処理が行われる。

【0236】

このとき、図37(a)に示すように、血管伸展表示したときに、血管に見かけのねじれが存在すると、同一の番号(図では4番)をとった輪郭の制御点の列は、実際の血管では抜れた位置を通ることになる(図の黒い太線を参照)。このように抜れた位置を通るように輪郭の点对応をとり、血管芯線の距離(動径距離)をプロットすると、血管本来の太さの変化がないとしても、抜れによっても動径距離の変動が生じてしまう。このため、回帰直線で近似したものは、元の血管の形状と異なったものになってしまい、正常の血管の表面とはみなせなくなってしまう。このように、仮想正常血管の推定精度が劣化してしまうために、狭窄率の推定結果に誤差が生じてしまうという問題が生じる。

10

【0237】

(10.1) 血管伸展表示と直交断面表示の再計算を手動実行

そこで、本追加の形態は、上述した不都合を回避するために、操作者がプライマリ画面(MIP画像、VR画像、又はMPR画像)の向きを血管の観察したい領域が画面に平行になるように修正して再計算ボタンを押すと、血管伸展画像及び直交断面画像を作り直す手法を提供する(図38(a),(b)参照)。

【0238】

操作者が再計算ボタンを押すと、画像処理プロセッサ11は、そのときのプライマリ画面の視線方向を使って輪郭点を再描出する。抽出した輪郭の形状に対して、直交断面表示の下方向を基準とした角度を用いて等間隔に制御点を取り直す。振りなおした周方向の点番号を元に、同じ点番号どうしが対応するように断面間の点对点の対応を取る。仮想正常血管壁は、この点对点の対応関係を元に推定される。

20

【0239】

また、操作者の再計算ボタンの押し操作にตอบสนองして、画像処理プロセッサ11は、血管伸展画像と直交断面画像をも、そのときのプライマリ画面の視線方向に応じて再作成して表示する。

【0240】

操作者が再計算ボタンを押したときの画面の向きは、「初期プライマリ画面座標系」として保存される。プライマリ画面の向きは「プライマリ画面座標系」で表されて自由に方向を変えることができる。ただし、操作者が「original view」ボタンを押すと「初期プライマリ画面座標系」の値が「プライマリ画面座標系」にコピーされ、再計算ボタンを押した時点のプライマリ画面の向きに戻されるようになっている。

30

【0241】

(10.2) 抜率法による抜れ補正方法

その他の抜れ体策法を説明する。

【0242】

【外28】

曲線の捩れは db/ds または dn/ds で表される。 $\tau=dn/ds \cdot b$ は断面の面内捩れ率 [rad/cm]を表す。ある $s=0$ の基準断面にて $e(0)$ 方向が面内の基準方向を表すとし、 $e(0)$ から計った $n(0)$ の方向の角度を θ_0 とする。面内捩れ率 τ を曲線に沿って積分した値に θ_0 を加えた値 $\theta(s)$ は、捩れがなければ与えられた基準方向 $e(s)$ から計った $n(s)$ の方向の角度 θ_s に一致するはずである。その差 $\Delta\theta=\theta_s - \theta(s)$ は基準面 $s=0$ から s の断面までの捩れの総量を表し、仮の基準方向 $e(s)$ から $\Delta\theta$ の角度の方向 $e'(s)$ が捩れのない基準方向であることを表している (図39(a), (b)参照)。

10

【0243】

【外29】

そこで、画像処理プロセッサ11は、上述のように基準方向 $e'(s)$ を求めて、直交断面画像 (perpendicular view) を表示する。このとき、血管伸展画像 (straight view) は、直交断面画像のカーソルバーが血管伸展画像の横軸に対応するように表示される。

20

【0244】

【外30】

(10.3) 捩れの大きい箇所はサンプリング間隔を小さくする

別の対策は、サンプリング間隔に関する。最初に、捩率法又は最近点对法により、捩れ追跡ベクトルを求める。直交断面画像において画面下を向くベクトル e と捩れ追跡ベクトル e' の角度の微分を面内捩れ率 τ [degree/cm, radian/cm]とする。断面間の目標捩れ角度を θ_t とすると、少なくとも θ_t/τ の間隔以下でサンプリングすれば、断面間の捩れ角度を θ_t 以下にすることができる。このように、捩れの大きいところではサンプリング間隔を細かくすることにより、捩れによる狭窄率の解析誤差を小さく留めることができる。

30

【0245】

(10.4) 捩れの大きいところを警告

さらに別の対策は、過度な捩れに対する警告に関する。面内捩れ率 [degree/cm, radian/cm]がある閾値 (例えば90 degree/cm) 以上であるか否を判断し、その範囲を血管伸展画像上で、例えば色を付けて警告することができる (図40の直交断面画像の範囲R参照)。血管伸展画像のデータを最初に作成するときに、ダイアログボックスを表示して、色を付けた部分の意味を説明して操作者の注意を喚起すればよい。

40

【0246】

(第2の実施の形態)

図40~50を参照して、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置の第2の実施形態を説明する。

【0247】

この実施形態は、血管像の3次元表示における断面形態の把握、とくに狭窄部の周辺部分

50

の観察及び血管全体における位置の把握を効率良く実行できる管腔状構造体の解析処理装置を提供するものである。具体的には、かかる解析処理装置に、血管伸展画像(straight view)及び直交断面画像(perpendicular view)における抽出領域の輪郭を修正可能な機能、血管伸展画像に狭窄率カーブを並列表示する機能、対象領域を切り出して3次元表示する機能、画像表示位置のジャンプ機能、及びパラメトリック表示機能などを持たせることを特徴とする。

【0248】

本実施形態における管腔状構造体の解析処理装置は、そのハードウェア構成としては、前述した図1に記載のものと同様に構成される。

【0249】

図41を用いて、本実施形態における処理に関わる各種の構成要素(機能部も含む)を説明する。

【0250】

表示器13はモニタ表示画面を提供するもので、この画面にはGraphical User Interface (GUI)部13Aと画像表示部13Bが表示される。これにより、表示器13Bは、画像処理プロセッサ11に設けたビデオメモリ11Aに保持させた画像データを表示することができる。GUI部13Aは、この解析処理装置を操作するための種々のボタンが配置されており、入力器14の一部として設けたマウス14Aにより操作する。

【0251】

これに対し、画像処理プロセッサ11は、CPU111、メモリ11R、ビデオメモリ11Aなどのハードウェアを備える。このうち、CPU111が予め記憶装置12に格納してある処理プログラムを読み出すとともに、この処理プログラムに基づいて3次元画像データを処理することにより、図41に示す各種の機能部を画像処理プロセッサ11に与えるようになっている。

【0252】

【外31】

10

20

画像処理プロセッサ 1 1 は、画像処理を担うもので、機能的には、

- ・ マウス操作入力処理部 1 1 B
- ・ 画像データ保存部 1 1 C
- ・ 構造体抽出部 1 1 D
- ・ 芯線抽出部 1 1 E
- ・ ストレートボリューム作成部 1 1 F
- ・ 血管伸展画像作成部 1 1 G
- ・ 直交断面画像作成部 1 1 H
- ・ 断面位置変更部 1 1 I
- ・ 管腔状構造体輪郭修正部 1 1 J
- ・ 仮想正常管腔状構造体モデル作成部 1 1 K
- ・ 断面積・径算出部 1 1 L
- ・ 狭窄率算出部 1 1 M
- ・ 狭窄率カーブ作成部 1 1 N
- ・ パラメトリック画像作成部 1 1 O
- ・ 特定領域 3 次元作成部 1 1 P
- ・ ボリュームデータ表示作成部 1 1 Q

10

20

を備える。

【 0 2 5 3 】

30

このうち、マウス操作入力処理部 1 1 B は、操作者がマウス 1 4 A を介して行ったモニタ表示画面上の操作に関わるデータ処理を行う。

【 0 2 5 4 】

画像データ保存部 1 1 C は、記憶装置 1 2 から読み出した 3 次元画像データを保存する。この 3 次元画像データ（以下、ボリューム画像データという）は、体軸方向に垂直な断面画像が体軸に沿った位置順に管理されており、ボリューム画像データにおける人体方向を示す情報と共に管理される。

【 0 2 5 5 】

また、管腔状構造体抽出部 1 1 D は、ボリューム画像データから血管などの管腔状構造体の画像データを所望の領域抽出法により抽出する。この領域抽出法には、例えば、Marko Subasic らの開発した X 線 CT 血管造影像から 3 次元的に血管および血栓領域を自動抽出する手法（論文「3-D Image analysis of abdominal aortic aneurysm」 Medical Imaging 2001: Image Processing、Proceedings of SPIE vol.4322(2001) p388-394 参照）を用いる。抽出した血管領域は管腔状構造体輪郭モデル（輪郭上のサンプル点を頂点とするサーフェイモデル）としてメモリ 1 1 R に保存する。なお、上述の抽出方法の代わりに、別の手法を用いてもよい。

40

【 0 2 5 6 】

芯線抽出部 1 1 E は、抽出された 3 次元血管領域の芯線を抽出する。この芯線の抽出方法には、例えば、Onn Wink らの開発した X 線 CT 血管造影像から 3 次元的に血管の芯線を自動抽出する手法（論文「Fast Delineation and Visualization of vessel in 3-D Angiogra

50

phy Images」IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING Vol.19 No.4 April 2000参照)を用いることができる。なお、この芯線の抽出方法の代わりに、別の手法を用いてもよい。

【0257】

ストレートボリューム作成部11Fは、図42に示すように、管芯線CLを直線状になるようにして、管芯線CLに垂直な断面画像を積み上げてボリュームデータを再構築する。このとき、画像データ保存部11Cに保存されている画像データの人体方向情報を基に、人体の胸から背中への向きが断面画像の上方向に向くようにして積み上げる。このようにして作成されたデータを「ストレートボリュームデータ」と呼ぶ。

【0258】

血管伸展画像(Straight View)作成部11Gは、ストレートボリュームデータにおける管芯線を含む断面像(ストレートビューともいう:図42(c)参照)を作成する。とくに、断面位置変更部11Iにより指定された位置の断面像を作成する。

【0259】

また、直交断面画像(Perpendicular View)作成部11Hは、ストレートボリュームデータにおける管芯線に垂直な断面像(Perpendicular(直交)ビューともいう:図42(c)参照)を作成する。とくに、断面位置変更部11Iにより指定された位置の断面像を作成する。

【0260】

さらに断面位置変更部11Iは、図43に示す如く、血管伸展画像/直交断面画像を生成する断面位置を、操作者の操作に応じて決定することができるようになっている。具体的には、ステップ断面移動モードを有し、この移動モードの元では、設定されたステップ値(ストレートビューの場合:管芯線を回転軸とした角度/Perpendicularビューの場合:管芯線に沿った距離もしくはvoxel数)で断面位置を変更できるようになっている。

【0261】

また、断面位置変更部11Iは、狭窄率算出部11Mで算出された狭窄率カーブの極大位置へのジャンプモードを有する。このジャンプモードの元では、操作者がジャンプ指示操作を行うと、狭窄率の極大値位置をストレートビューの中心に表示するようにし、かつ、極大値から両側に向かって狭窄率がある値以上の範囲をストレートビューの表示範囲として表示の拡大率を自動設定するようになっている。また、ストレートビューは、狭窄率の極大値を持つ断面であって最小径を通る断面に設定される。このとき、Perpendicularビューである直交断面画像には、狭窄率の極大値を持つ位置の断面像が表示される。

【0262】

なお、ストレートビューの中心位置およびPerpendicularビューの断面位置は、狭窄率カーブの代わりに血管の断面積または径のカーブを用いても設定してもよい。ただし、断面積または径の場合には、カーブの極小値又は極大値の位置をジャンプ位置とする。動脈瘤などの場合は、極大値を選択し、狭窄などの場合は極小値を選択する。

【0263】

さらに、断面位置変更部11Iは、GUI部13Aに設定した特定画素値を指定するウィンドウから特定画素値を設定すると、その画素値を持つ領域(例えば、石灰化領域あるいはsoft plaqueの領域)を含む断面へジャンプするモードを持つ。操作者がかかるジャンプ指示操作を行うと、現在、ステップ移動モードで設定されているステップ値にて、管芯線を回転軸にして回転方向および管芯線に沿った方向のそれぞれに、指定された画素値を含む領域を持つストレートビュー/Perpendicularビューの断面を探索し、その断面を表示断面に生成する。ジャンプの基準位置は、特定画素値を持つ領域の重心位置とする。探索の優先順位は、例えば、血管の中枢側から末梢側の方向に、次いで芯線を軸に右回りの方向である。

【0264】

また、構造体輪郭修正部11Jは、図44に示すように、構造体抽出部11Dで抽出した管腔状構造体輪郭モデルの輪郭を血管伸展画像(ストレートビュー)および直交断面画像

10

20

30

40

50

(Perpendicularビュー)のそれぞれに重畳表示し、ビデオメモリ11Aに書き込むとともに、その輪郭を操作者の操作に応じて変更する。管腔状構造体輪郭モデルは輪郭上のサンプル点を頂点に持つモデルであり、その頂点をマウス14Aでドラッグすると、頂点はその操作に応じて断面上で移動する。このとき、移動した頂点の3次元空間において近隣の頂点も、近隣の頂点を結ぶ近似曲線上に移動し、管腔状構造体輪郭モデルが修正される。構造体輪郭修正部11Jは、修正結果が血管伸展画像及び直交断面画像のそれぞれに重畳表示された管腔状構造体輪郭モデルにも反映されるように、ビデオメモリ11Aのデータを書き換える。

【0265】

断面積・径算出部11Lは、管腔状構造体輪郭モデルを基にして、管芯線に垂直な断面の断面積および管芯線を通る直径および半径を算出する機能を有する。

10

【0266】

また、仮想正常構造体モデル作成部11Kは、管腔状構造体の仮想的な正常時のモデル(仮想正常構造体モデル)のデータを作成する機能を有する。具体的には、この作成部11Kは、図49に示すように、管腔状構造体輪郭モデルの頂点(輪郭上のサンプル点)の管芯線からの距離(半径)を管芯線の方向にプロットしたグラフを回帰直線で近似する。次いで、その回帰直線を下回るサンプル点を消去する。この結果、残ったサンプル点における半径と回帰直線との相対自乗誤差(サンプル点の径-回帰直線の値)²/(サンプル点の径)²の総和があるしきい値以下になるまで、かかる処理を繰り返した場合の回帰直線から半径を求め直す。次いで、この求め直した半径に応じて、頂点位置を半径方向に移動

20

【0267】

狭窄率算出部11Mは、構造体輪郭モデルと仮想正常構造体モデルの断面形状に基づいて管腔状構造体の狭窄率を算出する。

【0268】

Perpendicularビューにおける構造体輪郭モデルの断面aの面積Aaと、同じPerpendicularビューにおける仮想正常管腔状構造体モデルの断面bの面積Abを求める。狭窄率算出部11Mは、これらの面積値を用いて、狭窄率を、 $(Ab-Aa)/Ab \times 100(\%)$ の演算から求める。なお、断面Aの最小径(Da)と、断面bにおいて対応する位置の径あるいは平均径(Db)を求め、 $(Db-Da)/Db \times 100(\%)$ 値を狭窄率として算出するようにしてもよい。

30

【0269】

狭窄率カーブ作成部11Nは、狭窄率算出部11Mで算出した狭窄率を血管芯線に沿う方向にプロットした狭窄率カーブを作成する。狭窄率カーブはストレートビューと対応させて表示するようにビデオメモリ11Aに書き込まれる(図48参照)。

【0270】

さらに、パラメトリック画像作成部11Oの機能を図45を参照して説明する。このパラメトリック画像作成部11Oは、ストレートボリュームにおける構造体輪郭モデルの頂点をオリジナルの画像データの座標系に変換したポイントを節点とするワイヤーフレームモデルを構築し、その節点には、構造体モデルのPerpendicularビューにおける半径、直径、断面積、又は狭窄率を割り当てる。

40

【0271】

ワイヤーフレームの節点間の距離があるしきい値以下になるまで、隣接4節点の平均座標位置に節点を追加する。追加した節点に対して、隣接する節点に割り当てられている値(半径、直径、断面積、又は狭窄率)を節点距離に応じて補間し、かかる値を割り当てる(これをパラメトリックモデルと呼ぶ)。

【0272】

パラメトリック画像作成部11Oは、このように作成されたパラメトリックモデルを用いて管腔状構造体の3次元表示を行うように構成する。この表示の際、作成部11Oは、節点に割り当てられている値に応じて表面色を変えるように表示画像データを作成する。こ

50

のとき、例えば、あるしきい値以上の節点を持つ表面を赤色で表示するようにデータ作成してもよいし、節点の値が大きくなるにつれて、例えば連続的に青から赤にグラデーションさせた色で表示画像を作成するようにしてもよい。作成した画像をパラメトリック画像と呼ぶ。グラデーション表示する場合には、色と値を視覚的に対応させるために、表示画像上に表示するカラーバーも作成することが望ましい。

【0273】

これら各種の表示態様は、後述する特定領域3次元表示およびポリウムデータ表示の管腔状構造体の表示にも適応される。また、ポリウムデータ表示においては、パラメータの値をアノテーション表示するとよい。

【0274】

さらに、特定領域3次元作成部11Pの機能を図47により説明する。この特定領域3次元作成部11Pは、ストレートビューで表示されている範囲に対応するオリジナルのポリウム画像データを対象として3次元表示する機能を有する。この3次元表示には、従来周知の任意断面像および擬似三次元表示（ポリウムレンダリング又はサーフェスレンダリング）をフュージョンしてもよい（図47（a）、（b）参照）。これにより、3次元表示におけるopacity設定、画像回転、拡大率の変更、Panningなどの一般的な操作が行えるようになる。

【0275】

このときの任意断面像は、操作者の選択操作に応じて、ストレートビューの断面位置（血管が屈曲している場合は通常曲面になる）、Perpendicularビューの断面位置、または管芯線の接線方向の断面として作成される。すなわち、ストレートビューと、Perpendicularビューの断面位置を変更すると、任意断面像位置も変更される。

【0276】

なお、逆に、この特定領域3次元表示において、任意断面の位置を変更すると、ストレートビューとPerpendicularビューの断面位置が連動して変わるように設定してもよい。

【0277】

また、任意断面をクリップ面とした、フロントクリップ表示が可能なように設定してもよい（図47（e）参照）。さらに、操作者の選択操作に応じて、仮想正常構造体モデル作成部11Kで作成した仮想正常構造体モデルをフュージョン表示するように構成してもよい（図47（c）参照）。また、マウス操作による始点および視線方向の変更に応じた画像を作成するフライスルー表示が可能なように設定してもよい（図47（d）参照）。なお、対象領域の範囲はストレートビューの表示範囲とは無関係に任意に指定するようにしてもよい。

【0278】

さらに、ポリウムデータ表示作成部11Qは、ポリウム画像データのMPR像、MIPなどの投影像、又はポリウムレンダリング像を作成し、その画像上に現在表示されているPerpendicularビューの断面位置を示すグラフィックを重畳して画像データを作成し、この画像データをビデオメモリ11Aに書き込むようになっている。

【0279】

なお、画像処理プロセッサ11に設けられるメモリ11Rは、このプロセッサ11で処理されるデータを一時的に保持する。また、ビデオメモリ11Aは、GUI部13A及び画像処理部13Bで作成した画像データを保持する。ビデオメモリの内容がモニタ画面に表示される。ユーザはマウス14Aを用いて、GUI部13Aのボタンの操作および画像表示部13Bに表示された画像の操作を指令することができる。

【0280】

次に、図46、48、及び50を参照して、本実施形態に係る管腔状の解析処理装置で実行される、基本的な画像表示・解析処理の一例を説明する。

【0281】

図50に示すように、画像処理プロセッサ11は、かかる画像表示・解析処理を、画像データ選択（ステップS41）、管腔状構造体抽出（ステップS42）、管腔状構造体芯線

10

20

30

40

50

抽出（ステップS 4 3）、デフォルト画像表示（ステップS 4 4 / 血管伸展表示（ストレートビュー）、直交断面表示（Perpendicularビュー）、ボリュームデータ表示、特定領域3次元表示のデフォルト条件での表示を含む）、管腔状構造体輪郭モデル修正（ステップS 4 5）、狭窄率算出、狭窄率カーブ表示、パラメトリック画像作成（ステップS 4 6）、及び画像操作（ステップS 4 7）の順に処理する。画面操作には、ストレートビューおよびPerpendicularビューの断面位置の移動操作、断面ジャンプ操作、特定領域3次元画像操作（クリッピングON/OFF）、パラメトリック表示ON/OFF・パラメータ切り替え、及び、ボリュームデータ表示操作（MPR / 投影 / ボリュームレンダリング表示切替、表示条件変更）が含まれる。

【0282】

これを更に順に詳述する。

【0283】

まず、画像処理プロセッサ11は、図示しない画像選択GUIを起動させて、画像データ保存部11Cに保存されているデータの一覧を表示する。操作者が、その一覧の中から所望の画像データを選択すると、その画像データを例えば記憶装置12からメモリ11Rに読み込む（ステップS 4 1）。

【0284】

次いで、画像処理プロセッサ11は、その構造体抽出部11Dにより、メモリ11Rに書き込まれている画像データに管腔状構造体抽出処理を施し、実際の管腔状構造体輪郭モデルを作成する（ステップS 4 2）。

【0285】

次いで、画像処理プロセッサ11は、その芯線抽出部11Eにより、抽出された管腔状構造体の管芯線を抽出する（ステップS 4 3）。

【0286】

このように準備が整うと、画像処理プロセッサ11により、図46に例示するデフォルト画像がモニタ13の画像表示部13Bに表示される。具体的には、ストレートボリューム作成部11Fが、管芯線および画像データを基にストレートボリュームデータを作成する。この作成に回答して血管伸展画像作成部11G及び直交断面画像作成部11Fが起動する。すなわち、デフォルトの断面位置・表示条件の元で、ストレートボリュームデータから、血管伸展画像作成部11Gがストレートビューである血管伸展画像を作成し、直交断面画像作成部11FがPerpendicularビューである直交断面画像を作成し、それらの画像データをビデオメモリ11Aに書き込む。

【0287】

また、ボリュームデータ表示作成部11Qにより、デフォルトの表示条件で画像データのボリュームデータ表示用の画像が作成され、この画像データがビデオメモリ11Aに書き込まれる。

【0288】

さらに、特定領域3次元作成部11Pにより、ストレートビューの表示範囲に対応したオリジナルの画像データについて、3次元表示画像が作成され、そのG像データがビデオメモリ11Aに書き込まれる。

【0289】

このため、モニタ13は、ビデオメモリ11Aに書き込まれた画像データをデフォルト画像として例えば図46に示すように表示する。

【0290】

さらに、画像処理プロセッサ11は、その構造体輪郭修正部11Jを介して、操作者に現在表示されている血管などの管腔状構造体の輪郭を手動で修正する機械を与える（ステップS 4 5）。

【0291】

具体的には、構造体輪郭修正部11Jはその機能により、最初に、構造体抽出部11Dにより抽出された管腔状構造体の輪郭モデルの輪郭データをビデオメモリ11Aに書き込み

10

20

30

40

50

、かかる輪郭モデルを血管伸展画像および直交断面画像それぞれに重畳表示する。この重畳表示された輪郭モデルを観察した操作者は、その修正を欲する場合、マウス14Aなどを介して輪郭修正の指令を画像処理プロセッサ11（構造体輪郭修正部11J）に与える。

【0292】

管腔状構造体の輪郭モデルは輪郭上のサンプル点を頂点に持つモデルであり、その頂点をマウス14Aでドラッグすると、そのドラッグ操作に応じて頂点を断面上で移動させることができる。このとき、構造体輪郭修正部11Jの機能により、移動した頂点の3次元空間における近隣の頂点も、近隣の頂点を結ぶ近似曲線上の適宜な位置に自動的に連動して移動し、管腔状構造体輪郭モデルが修正される。この修正結果は、ビデオメモリ11Aにおける画像データの書き換え処理を通して、ストレートビューである血管伸展画像およびPerpendicularビューである直交断面画像それぞれに重畳表示された輪郭像にも反映される。

10

【0293】

ストレートビュー及びPerpendicularビューの断面位置はそれぞれの断面位置バーB1, B2をドラッグして個別に移動可能になっている（図46参照）。また、ステップ移動操作ボタンB3をクリックすると、断面位置変更部11Iにより設定されているステップ量で断面位置が移動される。この断面位置の画像が血管伸展画像作成部11G及び直交断面画像作成部11Hによりそれぞれ作成され、さらに、構造体輪郭修正部11Jにより、ビデオメモリ11Aにおける出画像データ書換処理を介して、作成された構造体輪郭モデルの輪郭がモニタ13上の血管伸展画像および直交断面画像それぞれに重畳される。

20

【0294】

次いで、画像処理プロセッサ11により、狭窄率算出、狭窄率カーブ表示、及びパラメトリック画像作成の処理が実行される（ステップS46：図48参照）。

【0295】

具体的には、操作者が「狭窄率算出ボタンB4」をクリックすると、仮想正常構造体モデル作成部11Kはその機能により、既に実際に得られている血管などの構造体輪郭モデルを基に、その仮想正常構造体モデルを作成する。

【0296】

これにより、狭窄率算出部11Mはその機能により、実際の構造体輪郭モデルと仮想正常構造体モデルとの断面形状から管腔状構造体の狭窄率を算出する。また、ビデオメモリ11Aへのデータ書込みを介して、現在表示されているPerpendicularビューの断面における狭窄率をPerpendicularビューに重畳表示する。

30

【0297】

また、狭窄率カーブ作成部11Nは、その機能に拠り、狭窄率算出部11Mで算出した狭窄率を血管芯線に沿う方向にプロットした狭窄率カーブデータを作成する。この狭窄率カーブのデータは、血管伸展画像と対応させて表示するようにビデオメモリ11Aに書き込まれ、図48に示す如く、モニタ13に表示される。

【0298】

さらに、パラメトリック画像作成部11Oはその機能により、前述のパラメトリックモデルを作成し、メモリ11Rに格納する。

40

【0299】

続いて、画像処理プロセッサ11は、操作者に種々の画像操作を許す（ステップS47）。この操作をその種類別に説明する。

【0300】

< A：ストレートビュー及びPerpendicularビューの断面位置の移動操作 >

操作者は、ストレートビュー及びPerpendicularビューの断面位置を表す「断面位置バー」B2, B1を画像上でドラッグして移動させることができる。これに回答して、断面位置変更部11Iにより断面位置が変更され、この変更に応じて、血管伸展画像作成部11G及び直交断面画像作成部11により、その変更された断面位置の画像データがそれぞ

50

れ作成されてビデオメモリ 1 1 A に書き込まれる。また、特定領域 3 次元画像作成部 1 1 P により、上記断面位置の変更に対応して、任意断面位置が変更され、その断面位置での画像データが作成され。この画像データもビデオメモリ 1 1 A に書き込まれる。ビデオメモリ 1 1 A に書き込まれた画像データは一定時間毎に読み出されて、モニタ 1 3 に表示される。さらに、Perpendicular ビューの断面位置が変更された場合には、ポリウムデータ表示作成部 1 1 Q により、Perpendicular ビューの更新された断面位置を示すグラフィックを画像に重畳させたデータが作成され、ビデオメモリ 1 1 A へのデータ書換処理を介して、かかる画像データがモニタ 1 3 に表示される。

【 0 3 0 1 】

また、この断面位置操作にあつては、狭窄率の極大位置への断面のジャンプ動作又は特定画素値を持つ断面へのジャンプ動作がなされる。具体的には、「狭窄率極大ジャンプ」キー B 5、又は、「特定画素値ジャンプ」キー B 6 がクリックされると、前述したように断面位置を一気にジャンプさせることができる。この断面位置のジャンプ動作に伴い、上述と同様に画像表示の更新が自動的に連動して行われる。キー B 5 又は B 6 をクリックする度に、次の位置にジャンプさせることができる。

【 0 3 0 2 】

< B : 特定領域 3 次元画像操作 >

この特定領域 3 次元画像操作では、以下のように複数種の操作が可能になっている。

【 0 3 0 3 】

(B 1) 任意断面表示のモード選択

操作者は、GUI部 1 3 A を介して、特定領域 3 次元表示の任意断面位置をストレートビュー断面位置、Perpendicular ビュー断面位置、または管芯線の接線方向の断面のうち、何れかを選択することができる。特定領域 3 次元作成部 1 1 P は、かかる選択に応じた画像を作成し、これをビデオメモリ 1 1 A に転送するので、このビデオメモリ 1 1 A の保持内容がモニタ 1 3 に表示される。管芯線の接線方向の断面が選択された場合、Perpendicular ビュー断面に対して垂直であり、且つ、Perpendicular ビューとの交線がストレートビューと同じ交線を持つ断面が設定される。

【 0 3 0 4 】

(B 2) 仮想正常構造体モデルのフュージョン表示

操作者は、GUI部 1 3 A を介して、仮想正常構造体モデル表示モードを選択することができる。この選択に回答して、特定領域 3 次元作成部 1 1 P により、仮想正常構造体モデルをフュージョンした画像が作成され、この画像データがビデオメモリに転送されて、モニタ 1 3 に表示される。

【 0 3 0 5 】

(B 3) フライスルー表示

また、操作者は、GUI部 1 3 A を介して、フライスルー表示モードを選択することができる。この選択に応じて、特定領域 3 次元作成部 1 1 P は、マウス操作による始点および視線方向の変更に基づく画像を作成する。この作成された画像データはビデオメモリ 1 1 A に書き込まれ、モニタ 1 3 に表示される。

【 0 3 0 6 】

(B 4) フロントクリップ表示

さらに、操作者がGUI部 1 3 A を用いてフロントクリップ表示モードを選択することができる。この選択がなされると、特定領域 3 次元作成部 1 1 P は、任意断面をクリップ面とするフロントクリップ画像を作成する。この作成された画像データは、ビデオメモリ 1 1 A への書込みを通じて、モニタ 1 3 に表示される。

【 0 3 0 7 】

< C : パラメトリック表示 >

パラメトリック表示を説明する。操作者がGUI部 1 3 A を介して「パラメトリック表示」トグルキーをONにすると、パラメトリック画像作成部 1 1 O により、前述したパラメトリックモデルに基づいて、ポリウムデータ表示および特定領域 3 次元表示における管腔

10

20

30

40

50

状構造体の表示をパラメトリック画像に切り替えた画像が作成される。この画像データは、ビデオメモリ 11A を介してモニタ 13 に転送され、表示に供される。

【0308】

このとき、操作者は、GUI部 13A でパラメータ（半径／直径／断面積／狭窄率）の選択を任意に選択できる（図 48 参照）。この選択に応じて、パラメトリック画像作成部 110 により、画像が作成・更新される。また、GUI部 13A に対してなされる、しきい値表示又はグラデーション表示のどちらかの選択に応じて、同様に、画像が作成及び更新される（図 48 参照）。グラデーション表示が選択された場合は、カラーバーも同時に作成され、このカラーバーのデータも作成した画像とともにビデオメモリ 11A に転送され、表示される。しきい値表示が選択された場合、しきい値設定スライダバー（図 48 参

10

【0309】

< D : ボリュームデータ表示操作 >

操作者の選択に応じて、ボリュームデータ表示作成部 11Q の機能が動作し、ボリューム画像データの MPR 像、MIP などの投影像、又はボリュームレンダリング像が作成される。現在表示されている Perpendicular ビューの断面位置を示すグラフィックを、かかる作成した画像に重畳させたデータが作成され、ビデオメモリ 11A への書込みを介して、モニタ 13 に表示される。

20

【0310】

以上のように、本実施形態によれば、操作者は、定量解析のために抽出した管腔状構造体領域の輪郭の修正を容易に行うことができる。また、血管などの管腔状構造体の狭窄率を対比させて画像表示位置を決定することができる。さらに、注目領域を切り出して 3 次元画像表示するので、より高速なデータ処理になる。

【0311】

一方、管腔状構造体の狭窄率、断面積、又は径のカーブから自動的に目的とする位置の画像表示を行うことができる。狭窄率、径、又は断面積に対応して管腔状構造体を色付けして表示するので、かかる構造体の 3 次元的構造をより簡単に且つ確実に把握することができる。したがって、従来の手法に比べて、管腔状構造を 3 次元的により容易に把握できるようになり、これにより、診断精度の向上を期待できるとともに、医師等の操作者の負担を確実に軽減させることができる。

30

【0312】

（第 3 の実施形態）

次に、図 51 ~ 57 を参照して、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置の第 3 の実施形態を説明する。

【0313】

この実施形態は、血管像の 3 次元表示における断面形態の把握、とくに、血管の瘤の 3 次元な経時変化を容易に且つ精度良く把握し、手術適応判定などの精度を向上させようとするものである。この実施形態に係る解析処理装置は、概略的には、現在及び過去の 3 次元画像データそれぞれから血管芯線及び血管領域の画像（血管内腔及び血栓部を含む）抽出し、計測範囲を指定し、計測範囲の前後の基準となる分岐位置を指定して位置合わせをし、この状態で血管領域の画像に基づいて瘤に関わる定量的な解析及びその解析結果の表示を行うことを特徴とする。

40

【0314】

本実施形態に係る管腔状構造体の解析処理装置は、第 2 の実施形態のときと同様に、そのハードウェア構成としては、前述した図 1 に記載のものと同様に構成される。このため、画像処理プロセッサ 11 は、予め記憶装置 12 に格納してある演算プログラムを読み出すとともに、この演算プログラムに基づいて 3 次元画像データを処理することにより、図 51 に示す機能を発揮するようになっている。

50

【 0 3 1 5 】

図 5 1 を用いて各機能ブロックを説明する。

【 0 3 1 6 】

表示器 1 3 はモニタ表示画面を提供するもので、この画面にはGraphical User Interface (GUI)部 1 3 A と画像表示部 1 3 B が表示される。これにより、表示器 1 3 B は、画像処理プロセッサ 1 1 に設けたビデオメモリ 1 1 A に保持させた画像データ(経時変化画像データを含む)を表示することができる。GUI部 1 3 A は、この解析処理装置を操作するための種々のボタンが配置されており、入力器 1 4 の一部として設けたマウス 1 4 A により操作する。

【 0 3 1 7 】

画像処理プロセッサ 1 1 は、画像処理を担うもので、CPU 1 1 1、メモリ 1 1 R、ビデオメモリ 1 1 A などのハードウェア構成を備える。このCPU 1 1 1 の所定の処理プログラムの実行により、画像処理プロセッサ 1 1 には、機能的には、マウス操作入力処理部 1 1 B、画像データ保存部 1 1 C、画像作成部 1 1 S、血管抽出処理部 1 1 T、画像データ位置合わせ処理部 1 1 U、経時変化算出処理部 1 1 V、及び経時変化画像作成部 1 1 W が備えられる。

【 0 3 1 8 】

このうち、マウス操作入力処理部 1 1 B は、計測範囲設定処理及びGUI部ボタン操作処理を担う。計測範囲設定処理により、モニタ 1 3 の画像表示部 1 3 B に表示された、比較する 2 つの検査の画像上で、マウス 1 4 A を介して指定された位置に基づいて計測範囲が設定される。また、GUI部ボタン操作処理により、マウス 1 4 を介して指令された情報に基づいてGUI部 1 3 A のボタン操作に関わるデータが処理される。

【 0 3 1 9 】

画像作成部 1 1 S は、計測範囲設定の位置指定を行うための画像を作成するようになっている。画像データ保存部 1 1 C に格納された、比較する 2 つの検査の画像データをメモリ 1 1 R に呼び出し、その各画像データに対してMPR画像を作成する。この作成されたMPR画像のデータはビデオメモリ 1 1 A に転送される。

【 0 3 2 0 】

血管抽出処理部 1 1 T は、比較する 2 つの検査の画像データの指定された計測範囲における、血管領域および血管内壁に付着する血栓領域を、メモリ 1 1 R にある画像データを処理して抽出する機能を有する。かかる領域抽出は、前述したように、例えば、Marko Subasic等が開発したX線CT血管造影像から3次的に血管および血栓領域を自動抽出する手法(論文「3-D Image analysis of abdominal aortic aneurysm」Medical Imaging 2001: Image Processing, Proceedings of SPIE vol.4322(2001) p388-394)を用いて行うことができる。また、この血管抽出処理部 1 1 T は、抽出された血管領域の芯線(又は血栓部を含む領域の芯線)を抽出する機能をも有する。芯線の抽出は、例えば、Onn Wink等が開発したX線CT血管造影像から3次的に血管の芯線を自動抽出する手法(論文「Fast Delineation and Visualization of vessel in 3-D Angiography Images」IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING Vol.19 No.4 April 2000)を用いて行うことができる。

【 0 3 2 1 】

画像データ位置合わせ処理部 1 1 U は、ストレートボリューム作成処理を位置合わせ処理を担っている。

【 0 3 2 2 】

このうち、ストレートボリューム作成処理は、前述したものと同様に行われる(図 4 2 参照)。すなわち、画像データ保存部 1 1 C に保存されている、比較する 2 つの検査の画像データと当該画像データにおける人体方向データとに基づいて、人体の向きが同じになるように 2 つの検査の画像データの方向が合わせられる。そして、計測範囲の血管芯線が直線状になるようにして、血管芯線に垂直な断面画像が積み上げられる。これにより、画像データが再構築される。このとき、例えば、人体の胸から背中への向きが断面画像の上方向になるようにしてデータ積上げがなされ、ストレートボリュームデータと呼ばれるデー

10

20

30

40

50

タが作成される。

【0323】

位置合わせ処理は、図52(a)、(b)に示すように、2つのストレートボリュームデータについて、計測範囲の指定点を基準に位置合わせを行う処理である。対応する断面は補間処理で作成される。

【0324】

経時変化算出処理部11Vは、図53(a)、(b)に示すように、比較する2つの検査(検査時刻1と検査時刻2とし、検査時刻2の方が過去とする)のストレートボリュームデータで対応する血管芯線に垂直な面の径の長さを算出し、「(検査時刻1の径) - (検査時刻2の径)」の演算を行って径変化量を求める機能を有する。この演算は、血管芯線方向の一定間隔毎であって、その血管芯線に垂直な断面上で一定角度毎になされる(図53(c)参照)。

10

【0325】

また、経時変化算出処理部11Vは、検査時刻1と検査時刻2の期間の時間値で径変化量を割り算し、その径変化速度を求めるようになっている。

【0326】

さらに、経時変化算出処理部11Vは、比較する2つの検査(検査時刻1と検査時刻2とし、検査時刻2の方が過去とする)のストレートボリュームデータそれぞれに対し、対応する血管芯線に垂直な面の断面積を算出し、「(検査時刻1の断面積) - (検査時刻2の断面積)」の演算により断面積変化量を求める機能を有する。この演算は、血管径に対する演算のときと同様に、血管芯線に沿った一定間隔毎になされる。

20

【0327】

これに加え、経時変化算出処理部11Vは、検査時刻1と検査時刻2の期間の時間値で断面積変化量を割り算し、その断面積変化速度をも求めるようになっている。

【0328】

経時変化画像作成部11Wは、図54(a)、(b)に示すように、ストレートボリュームデータにおける血管径の端点を、オリジナル画像データの座標系に変換したポイントを節点とするワイヤースケルトンモデルを構築し、その節点には、経時変化算出処理部11Vで算出した径変化量及び径変化速度を割り当てるという処理を行う。

【0329】

具体的には、ワイヤースケルトンの節点間の距離があるしきい値以下になるように節点を追加する(例えば、隣接4節点の平均座標位置に追加)。そして、隣接する節点に割り当てられている径変化量および径変化速度を節点距離に応じて補間演算し、この補間値を追加節点に割り当てる。

30

【0330】

更に、この経時変化画像作成部11Wは、作成したワイヤースケルトンモデルを基に表面表示(サーフェスレンダリング)を行う。このとき、節点に割り当てられている径変化量又は径変化速度に応じて表面色を設定し、表示すべき画像のデータを作成する。例えば、あるしきい値以上の節点を持つ表面は赤色で描出されるように画像データを作成する。また、径変化量又は径変化速度が大きくなるにつれて、連続的に青から赤にグラデーションさせた色で描出されるように画像データを作成してもよい。このとき、色と値の対応を目視で容易に確認できるように、画像上に表示するカラーバーのデータを作成することが望ましい。

40

【0331】

この経時変化画像作成部11Wは、断面積の変化についても同様の処理を行う。つまり、断面積変化量に関しても、血管芯線に垂直な同一断面上にあるワイヤースケルトンモデルの節点に同一の断面積変化量または同一の断面積変化速度を割り当てることで、径変化量の場合と同様に画像データを作成するようになっている。

【0332】

画像データ保存部11Cは、画像データを保存・管理する機能を有する。この医用画像デ

50

ータは、通常、体軸方向に垂直な断面画像が体軸位置順になるように、かつ、画像データにおける人体方向を示すデータと共に管理される。画像データはメモリ11Rに読み出されて3次元画像データとして扱われる。また、患者毎に画像データが管理されており、その患者の検査の画像データが容易に検索可能になっている。

【0333】

メモリ11Rは、画像データ保存部11Cに保存されている画像データを読み出して一時的に保持する機能を有する。この画像データの各画素データは、3次元座標で指定できるように管理されている。ビデオメモリ11Aは、モニタ13に画像を表示すべく、画像作成部11S及び経時変化画像作成部11Wで作成した表示画像データを保持する。操作者は、マウス14を操作して、GUI部13Aのボタン操作のほか、画像表示部13Bに表示された画像上で計測範囲を設定するための操作を行うことができる。

10

【0334】

次に、図55～57を参照して、本実施形態に係る管腔状の解析処理装置で実行される、基本的な画像表示・解析処理の一例を説明する。

【0335】

まず、画像処理プロセッサ11は、図55に例示する計測範囲設定画面をモニタ13の画像表示部13Bに表示する(図57、ステップS51)。次いで、操作者からのインタラクティブな操作情報を受けて、GUI部13Aの患者名および検査リストから患者およびデータが選択される(ステップS52)。例えば「検査1」(又は「検査2」)キーがクリックされると、画像処理プロセッサ11は、その画像作成部11Sの機能により、指定された画像のデータを作成し、画像表示部13Bは、検査1(又は検査2)の画像をその表示エリアに表示する。

20

【0336】

画像処理プロセッサ11は、次いで、GUI部13Aの「計測範囲指定」キーがクリックされたか否かを判断しながら待機している(ステップS53)。

【0337】

この「計測範囲指定」キーがクリックされると、画像処理プロセッサ11は、そのマウス操作入力処理部11Bの機能により、計測指定モードをONにする。これにより、マウス操作入力処理部11Bは、検査1及び検査2の画像上で操作者から指定された計測範囲の位置を受け付け、その位置を基に計測範囲を設定し、その計測範囲を示すグラフィック表示を、画像表示部13Bに表示されている画像上に行う(ステップS54)。

30

【0338】

次いで、画像処理プロセッサ11は、GUI部13Aの「経時変化観察」キーに対する操作者からのクリックを待って、経時変化解析の処理に移行する(ステップS55)。この経時変化解析は以下の手順で実行される。

【0339】

1 : 画像処理プロセッサ11は、その血管抽出処理部11Tの機能により、指定された計測範囲において血管および血栓の領域、並びに、血管芯線を自動抽出する。

【0340】

2 : 画像処理プロセッサ11の画像データ位置合わせ処理部11Uが動作し、前述したストレートボリューム作成処理および位置合わせ処理を実行される。これにより、検査1及び検査2のデータの血管芯線を基準にした位置合わせが行われる。

40

【0341】

3 : 次いで、画像処理プロセッサ11の経時変化算出処理部11Vにより、前述したように径変化量および径変化速度が算出される。

【0342】

4 : 次いで、画像処理プロセッサ11の経時変化画像作成部が動作し、経時変化画像を作成して、そのデータをビデオメモリ11Aに転送する。

【0343】

5 : この結果、画像表示部13Bには経時変化を示す画像が、図56に例示するよう

50

に、表示される。これと並行して、GUI部13Aは図56に示す画面に切り替わる。

【0344】

このように準備ができると、画像処理プロセッサ11は、操作者との間でインタラクティブに経時変化画像に対する観察処理に応じる処理を行う(ステップS56)。

【0345】

つまり、この経時変化観察画面では、血管の径の変化量若しくは変化速度、又は、血管の断面積の変化量若しくは変化速度が選択可能になっている(図56のGUI部13Aのボタン参照)。このため、画像処理プロセッサ11の経時変化画像作成部11Wの動作により、操作者からのボタン選択にตอบสนองして、径又は断面積の別に、また変化量又は変化速度の別に、画像データが作成され、ビデオメモリ11Aを介してモニタ13に送られる。これにより、操作者からの選択毎に、画像表示部13に表示される血管の経時変化画像の種別が切り換えられ、観察に供される。

10

【0346】

また、この経時変化観察画面において、そのGUI部13Aに対するクリック操作により、サーフェスレンダリングの表面色を、「しきい値」又は「グラデーション」という基準で選択できる。この選択に応じて、経時変化画像作成部11Wが画像を作成し、モニタ13の画像表示部13Bに表示される画像を切り替えさせる。「グラデーション」ボタンが選択された場合は、経時変化画像作成部11Wはカラーバーも同時に作成して、画像表示部13Bに表示させる(図56の画像表示部13Bを参照)。

【0347】

さらに、GUI部13Aのしきい値設定スライダーバーを動かすと、経時変化画像作成部11Wはこれにตอบสนองし、そのしきい値以上の画素部分が赤色の表面色になるように画像データを作成し、画像表示部13Bにおける表示を切り替えさせる。

20

【0348】

この観察の間においても、画像処理プロセッサ11は、マウス操作入力処理部11Bを介して、GUI部13Aに示す「計測範囲設定」キー(図56参照)がクリックされたか否かを判断しながら待機している(ステップS57)。この「計測範囲設定」キーがクリックされた場合、画像処理プロセッサ11はその処理を、前述した再びステップS51に戻し、モニタ13の表示を図55に示した計測範囲設定画面に切り替えさせる。これにより、操作者は、次の経時変化観察用のデータ選択及び計測範囲設定を行うことができる。

30

【0349】

以上のように、血管の経時変化観察に関わる検査データの選択、計測範囲の指定、経時変化の解析、及び経時変化の観察をインタラクティブに繰り返して実行することができる。

【0350】

したがって、3次元的な血管構造の把握と経時変化の観察を容易に行えるようになり、診断精度を向上させることが画能になり、医師が的確な手術タイミングを知ることができるようになる。

【0351】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置によれば、被検体内の血管などの管腔状構造体の3次元形状の全体及び部分をより容易に把握でき、これにより、狭窄や瘤などの病変部の如く、観察したい部位の位置や状態を容易に発見・観察可能にするとともに、診断及び観察を行う操作者の操作上の負担を著しく軽減でき、これにより、操作能率を向上可能になる。

40

【0352】

また、これに加えて、管腔状構造体のオリエンテーションをより容易に把握できる。また、管腔状構造体を自然な輪郭で描出できるとともに、その管腔状構造体の形態をより安定して且つ高精度に解析できる。さらに、管腔状構造体の芯線や輪郭を設定するときの制御点のマニュアル編集に要する労力を大幅に軽減できる。さらにまた、管腔状構造体の瘤など

50

の局所的な病変部の３次元構造の経時変化に関わる情報を的確に提供でき、これにより、病変部の過去との比較観察及び今後の予測を容易にする。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明に係る管腔状構造体の解析処理装置の各種の実施形態で採用されるハードウェア構成の一例を示すブロック図。

【図２】第１の実施形態で実行される血管などの管腔状構造体の表示・解析のための処理の概略を説明する粗いフローチャート。

【図３】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する図。

【図４】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する別の図。

【図５】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

10

【図６】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図７】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図８】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図９】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１０】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１１】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１２】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１３】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１４】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１５】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

20

【図１６】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１７】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１８】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図１９】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２０】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２１】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２２】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２３】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２４】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２５】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

30

【図２６】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２７】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２８】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図２９】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３０】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３１】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３２】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３３】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３４】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３５】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

40

【図３６】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３７】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３８】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図３９】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図４０】第１の実施形態で実行される処理の一部を説明する更に別の図。

【図４１】本発明の管腔状構造体の解析処理装置に係る第２の実施形態を説明する機能ブロック図。

【図４２】第２の実施形態で実行されるストレージボリュームの作成処理を説明する図。

【図４３】第２の実施形態で実行されるストレートビュー及びperpendicularビューの断面位置の変更を説明する図。

50

【図44】第2の実施形態で実行される管腔状構造体の抽出された輪郭の修正処理を説明する図。

【図45】第2の実施形態で実行されるパラメトリック画像の作成処理を説明する図。

【図46】第2の実施形態で表示させるデフォルト画像(モニタ画面)を例示する図。

【図47】第2の実施形態で実行される特定領域3次元画像の表示を説明する図。

【図48】第2の実施形態で実行されるボリュームデータ表示及び特定領域3次元表示におけるパラメトリック表示を説明する図。

【図49】第2の実施形態に係る正常時の仮想的な管腔状構造体モデルの作成を説明する図。

【図50】第2の実施形態で実行される血管などの管腔状構造体の表示及び定量解析の概略を説明する粗いフローチャート。

10

【図51】本発明の管腔状構造体の解析処理装置に係る第3の実施形態を説明する機能ブロック図。

【図52】第3の実施形態で実行される位置合わせ処理を説明する図。

【図53】第3の実施形態で実行される経時変化の算出を説明する図。

【図54】第3の実施形態で実行される経時変化画像の作成を説明する図。

【図55】第3の実施形態で表示される計測範囲設定画面を例示する画面図。

【図56】第3の実施形態で表示される経時変化観察画面を例示する画面図。

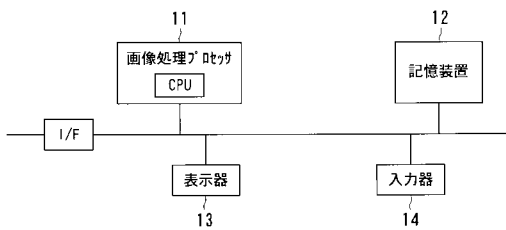
【図57】第3の実施形態で実行される血管などの管腔状構造体の経時変化観察のための処理の概略を説明する粗いフローチャート。

20

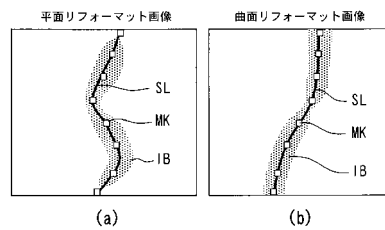
【符号の説明】

- 11 CPU(中央演算処理装置)を搭載した画像処理プロセッサ
- 12 記憶装置
- 13 表示器
- 14 入力器

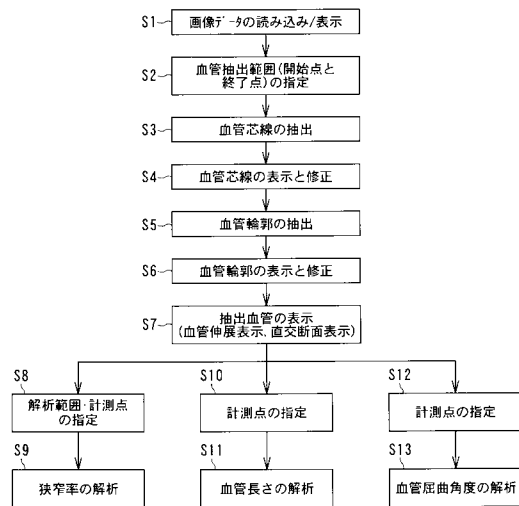
【図1】



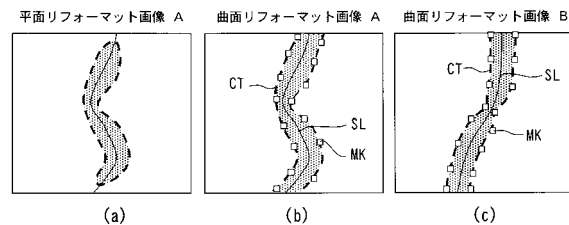
【図3】



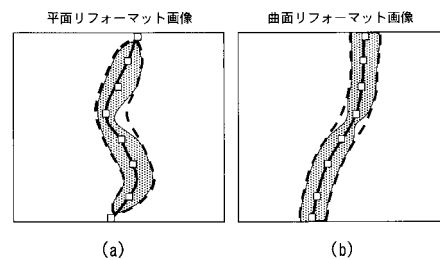
【図2】



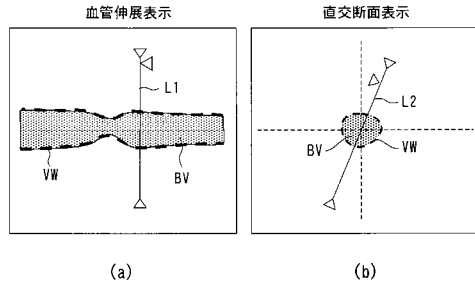
【図4】



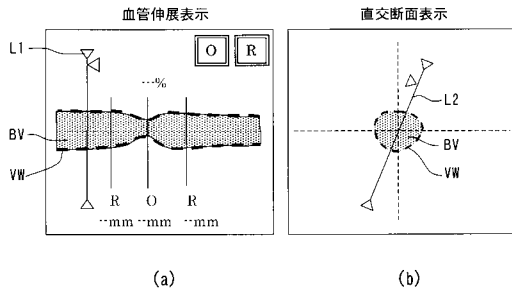
【図5】



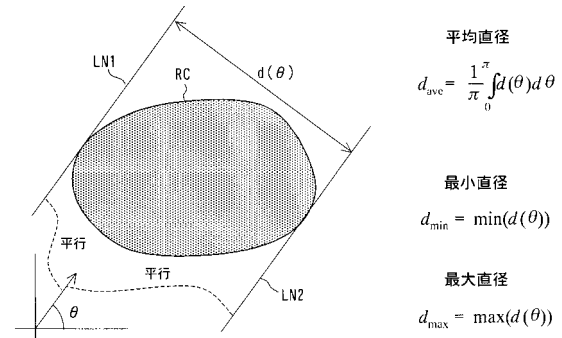
【図 6】



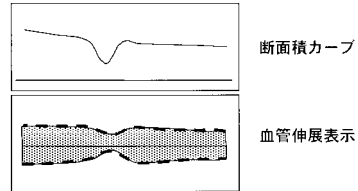
【図 7】



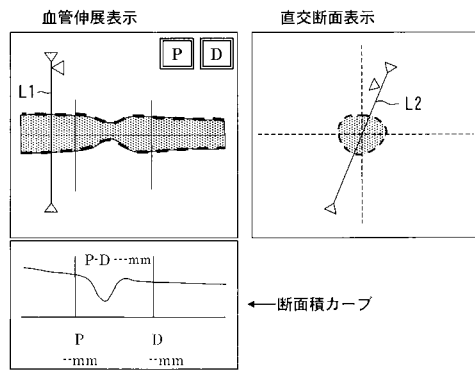
【図 8】



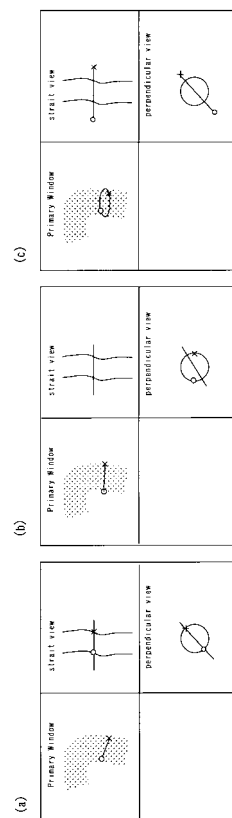
【図 9】



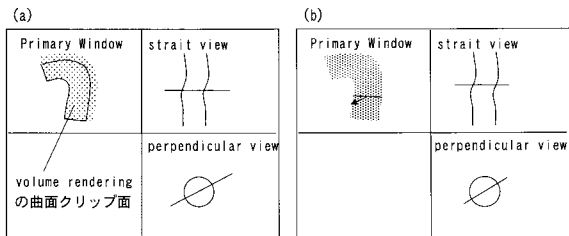
【図 10】



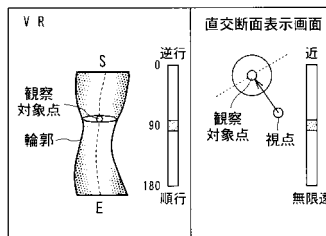
【図 11】



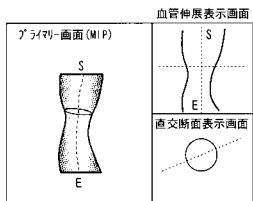
【図12】



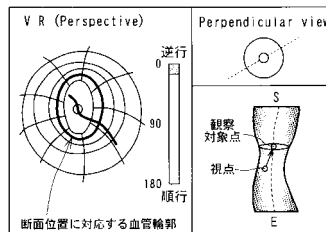
【図15】



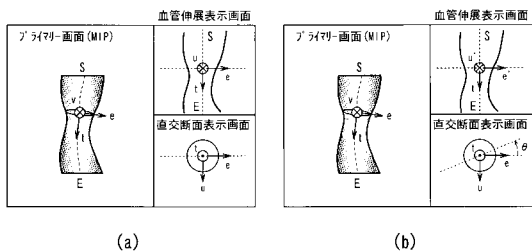
【図13】



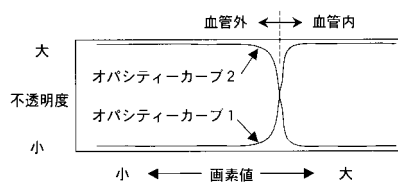
【図16】



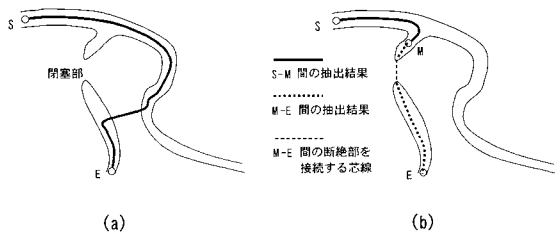
【図14】



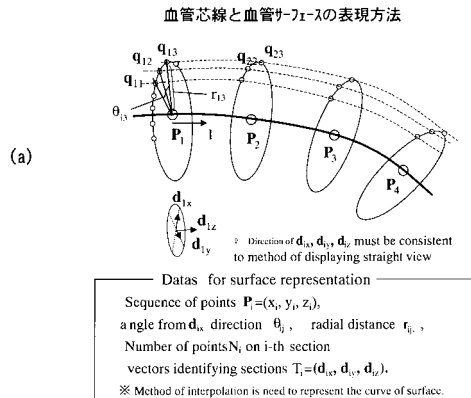
【図17】



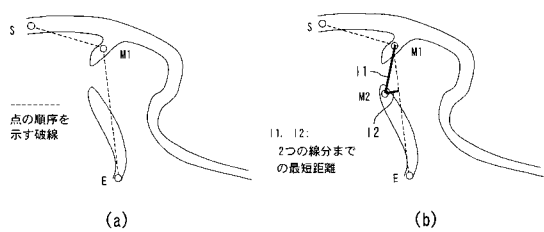
【図18】



【図20】



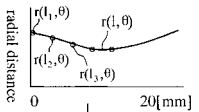
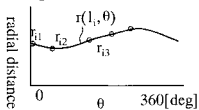
【図19】



(b)

(c)

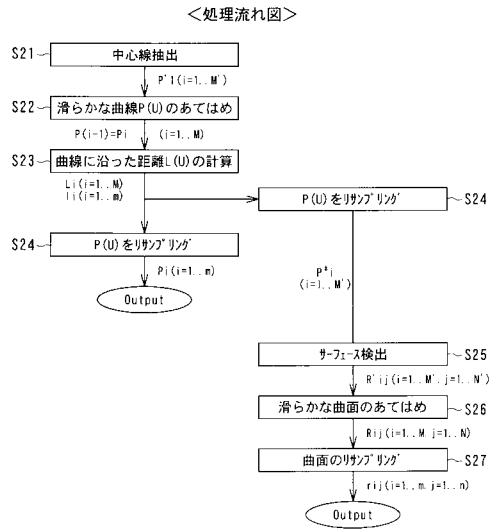
Cubic interpolation for angular, and axial direction



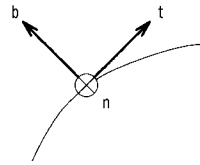
Formula to compute surface point q_{ij}

$$q_{ij} = r_i \cdot d_x \cdot \cos(\theta_j) + r_i \cdot d_y \cdot \sin(\theta_j) + P_i$$

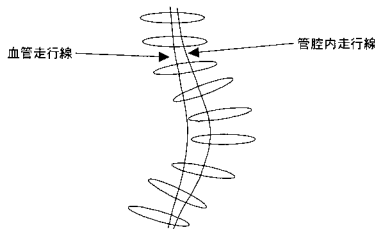
【図 2 1】



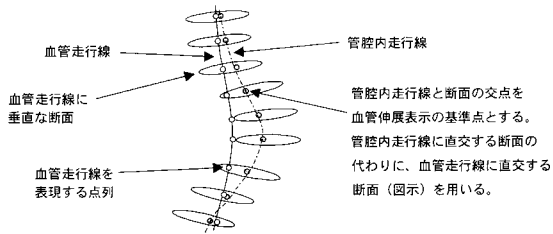
【図 2 2】



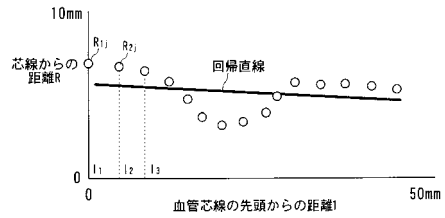
【図 2 6】



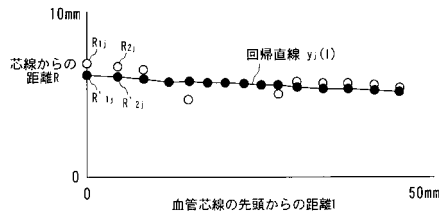
【図 2 7】



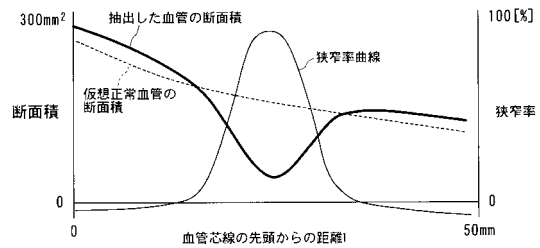
【図 2 3】



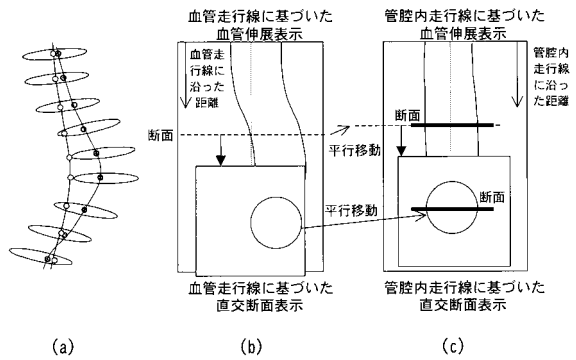
【図 2 4】



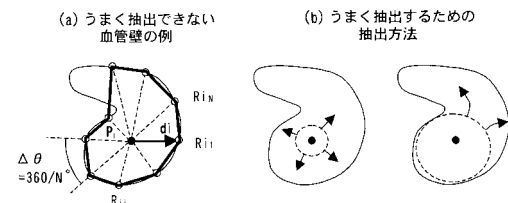
【図 2 5】



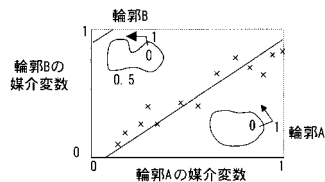
【図 2 8】



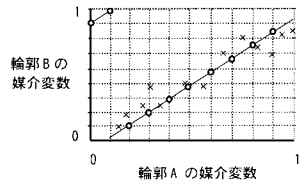
【図 2 9】



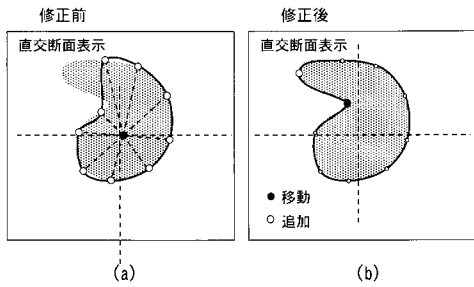
【図 3 0】



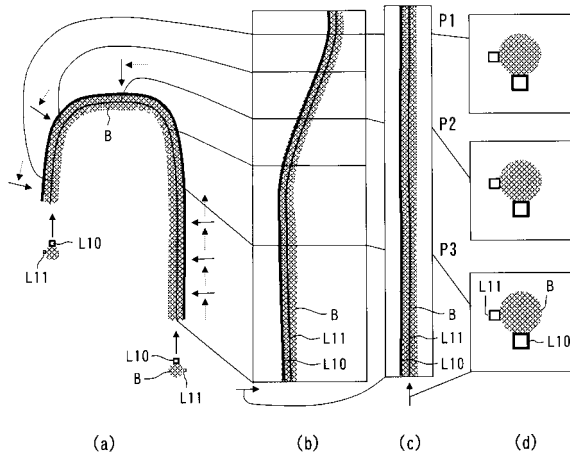
【図 3 1】



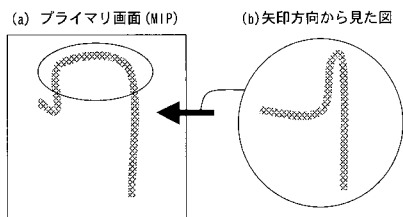
【図 3 2】



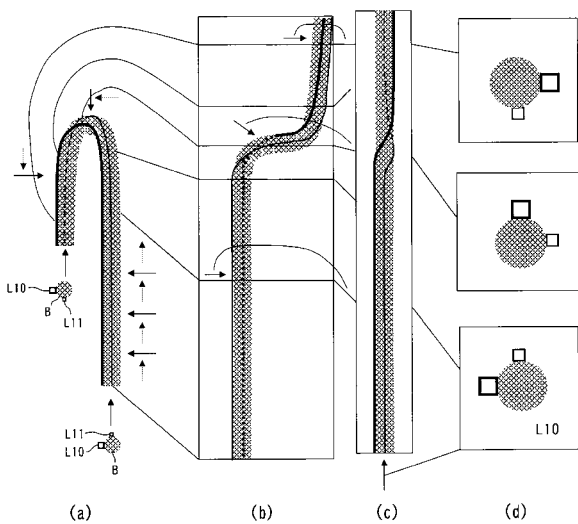
【図 3 4】



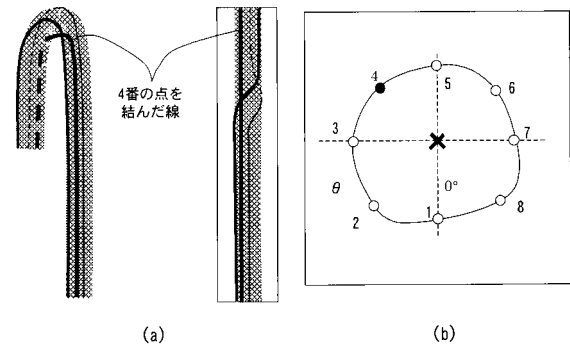
【図 3 3】



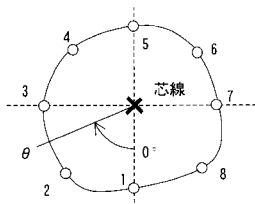
【図 3 5】



【図 3 7】



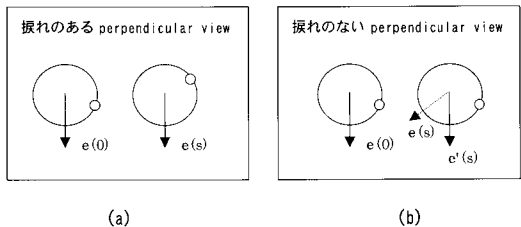
【図 3 6】



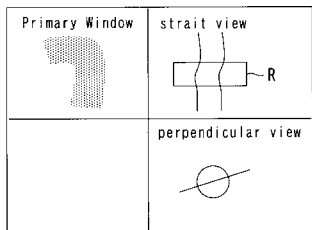
【図 3 8】

original view	Primary Window	strait view	original view	Primary Window	strait view
再計算ボタン		伸展表示	再計算ボタン		再計算ボタンにより再計算する
	この部分を解析したい	perpendicular view PW 画面奥側 ○ 血管断面 PW 画面手前側		この様に向きを直し、再計算ボタンを押す	perpendicular view 再計算ボタンで再び正しい前後関係になる。
	(a)			(b)	

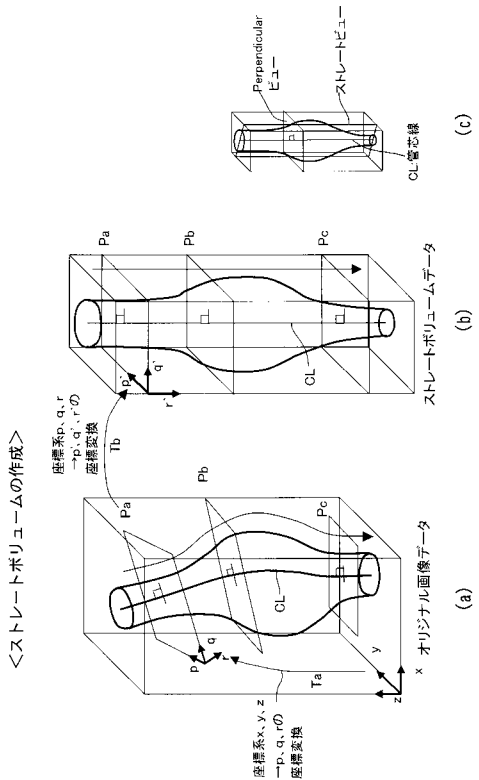
【図39】



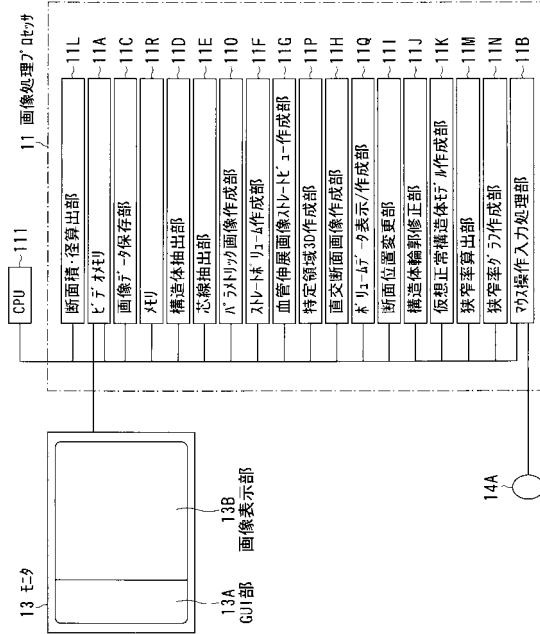
【図40】



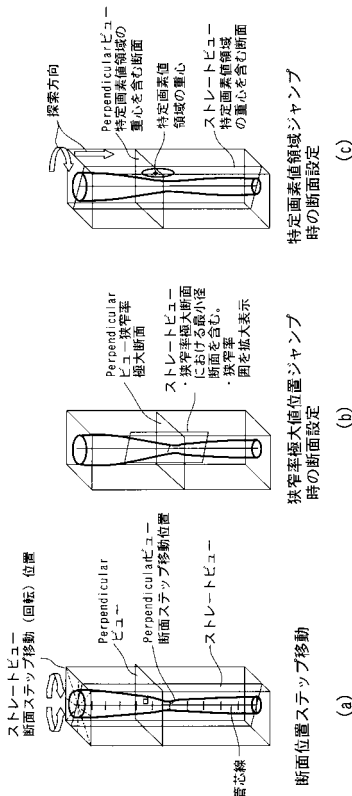
【図42】



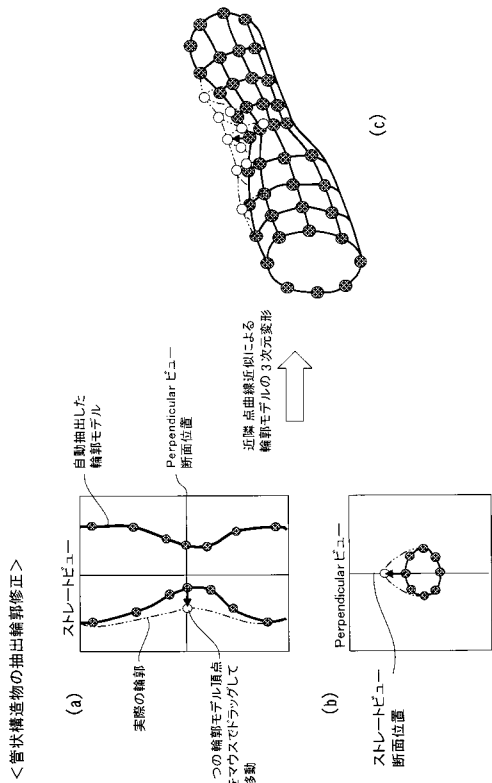
【図41】



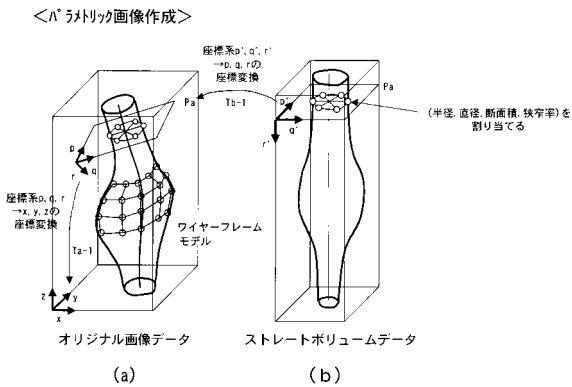
【図43】



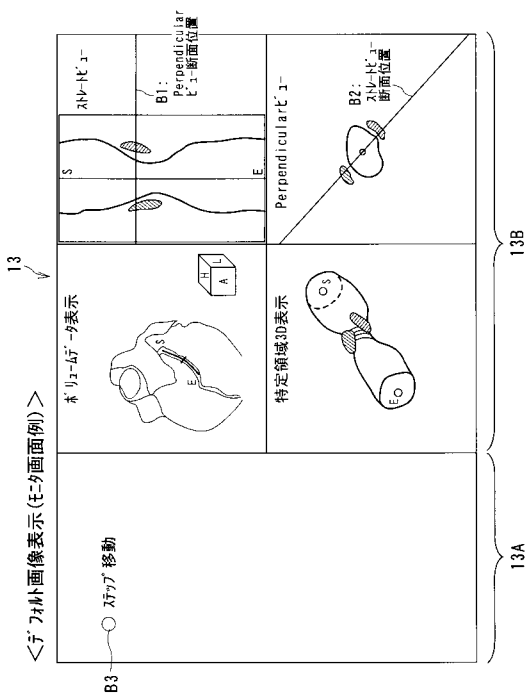
【図44】



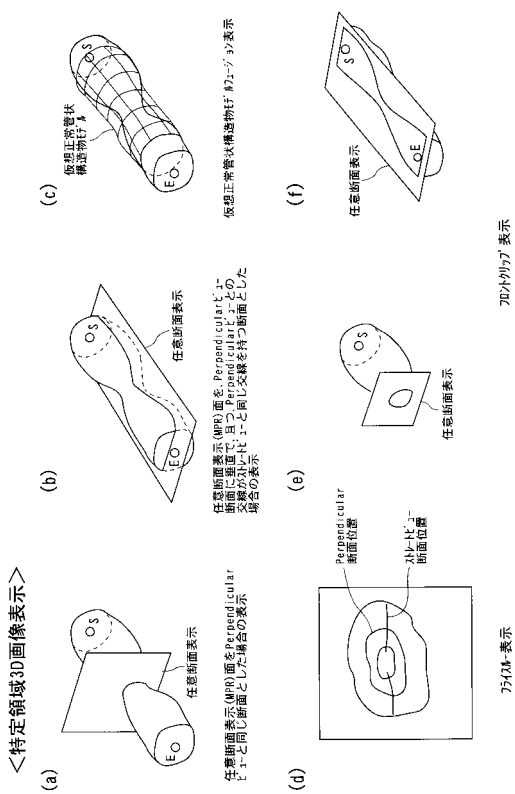
【図45】



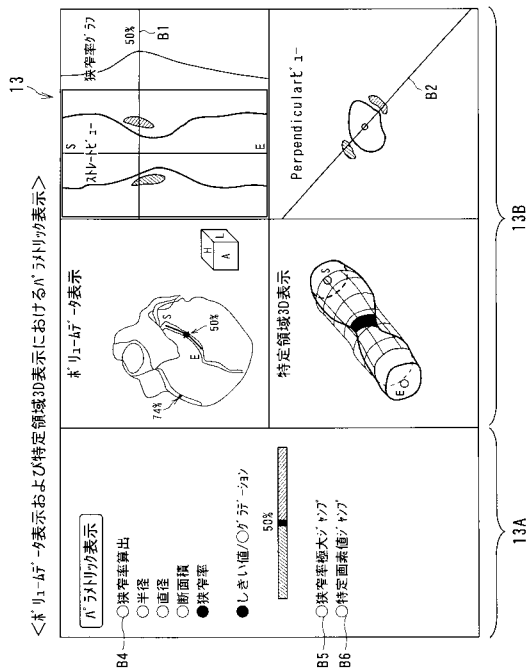
【図46】



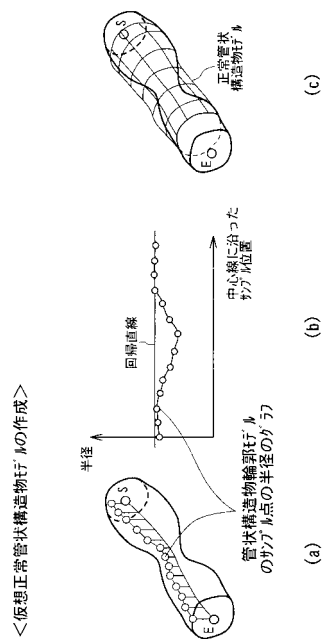
【図47】



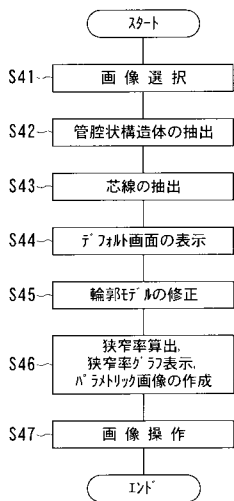
【 図 48 】



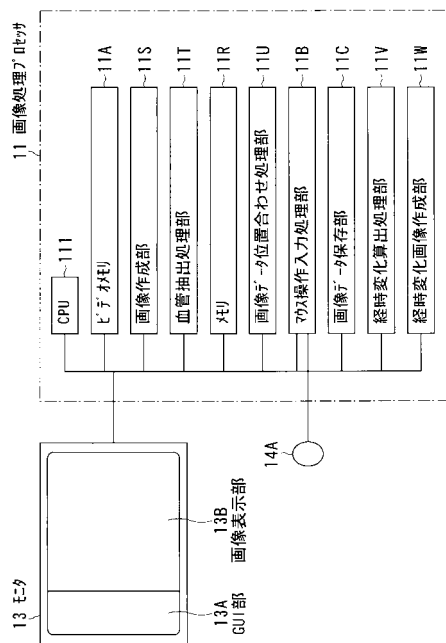
【 図 49 】



【 図 50 】

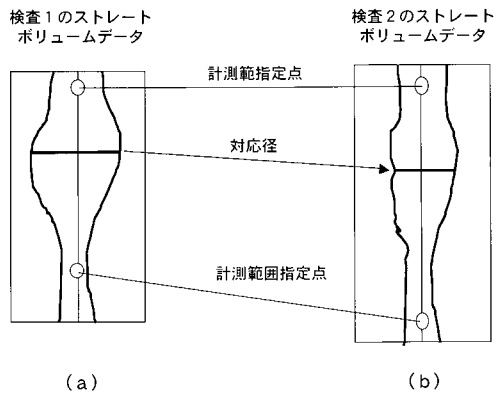


【 図 51 】



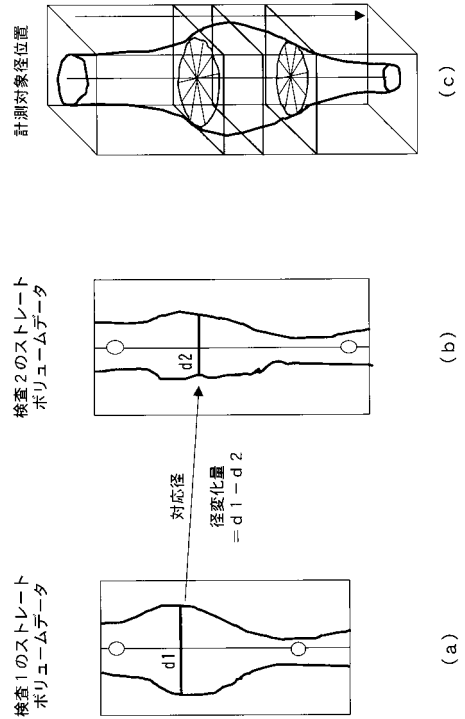
【図52】

<位置合わせ処理>



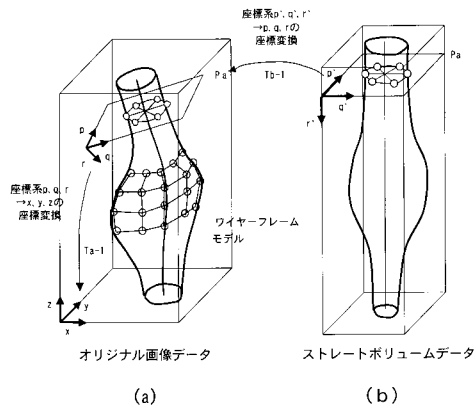
【図53】

<経時変化算出>

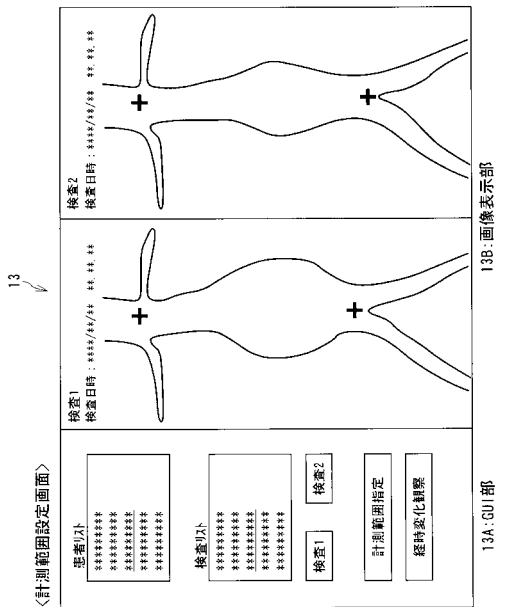


【図54】

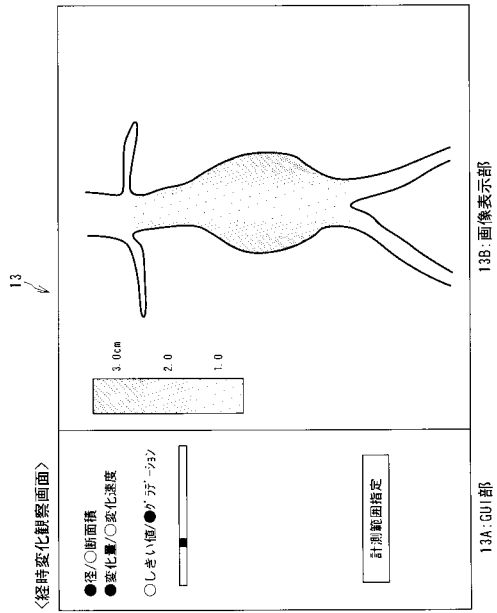
<経時変化画像の作成>



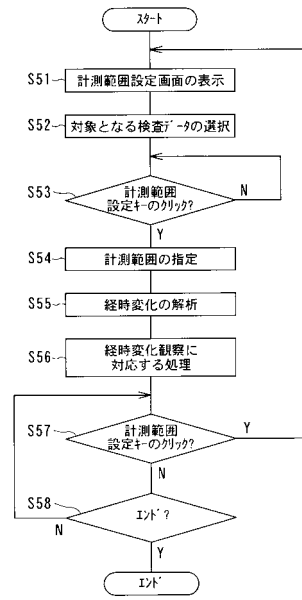
【図55】



【図56】



【図57】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 Q
G 0 6 T 15/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	D
G 0 6 T 17/40 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G
	A 6 1 B 5/05	3 8 0
	A 6 1 B 8/00	
	G 0 1 N 24/02	5 2 0 Y
	G 0 6 T 1/00	2 9 0 A
	G 0 6 T 15/00	2 0 0
	G 0 6 T 17/40	A

- (72)発明者 大湯 重治
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 山形 仁
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 アルトウロ カルデロ
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 川崎 友寛
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 杉山 敦子
 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2002-092590(JP,A)
 国際公開第01/037219(WO,A1)
 特開平07-065154(JP,A)
 特開平08-016813(JP,A)
 特開平10-005203(JP,A)
 特開平08-280655(JP,A)
 特開平09-187448(JP,A)
 特開平05-064638(JP,A)
 特開2000-333935(JP,A)
 国際公開第02/029764(WO,A1)
 国際公開第02/041781(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03
 A61B 5/00
 A61B 5/055
 A61B 8/00
 G01R 33/32
 G06T 1/00
 G06T 15/00
 A61B 6/03
 A61B 5/00
 A61B 5/055
 A61B 8/00

G01R 33/32
G06T 1/00
G06T 15/00