

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4468353号
(P4468353)

(45) 発行日 平成22年5月26日(2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日(2010.3.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B	6/03	(2006.01)	A 61 B	6/03	3 6 0 G
G06T	15/00	(2006.01)	G 06 T	15/00	2 0 0
A61B	6/02	(2006.01)	A 61 B	6/02	3 5 3 Z
G06T	17/00	(2006.01)	A 61 B	6/03	3 5 0 U
			G 06 T	17/00	

請求項の数 9 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2006-502389 (P2006-502389)
 (86) (22) 出願日 平成16年2月3日(2004.2.3)
 (65) 公表番号 特表2006-517822 (P2006-517822A)
 (43) 公表日 平成18年8月3日(2006.8.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/000261
 (87) 国際公開番号 WO2004/072903
 (87) 国際公開日 平成16年8月26日(2004.8.26)
 審査請求日 平成19年2月2日(2007.2.2)
 (31) 優先権主張番号 03100306.4
 (32) 優先日 平成15年2月12日(2003.2.12)
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁(EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100124224
 弁理士 ▲高▼▲橋▼ 理恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】管状組織の三次元モデリングのための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象の三次元管状組織の、種々の異なる投影方向から取得された複数の二次元投影画像から、該三次元管状組織を三次元モデリングするための方法であって、

- a) 前記二次元投影画像から三次元画像を再構成する工程と、
- b) 前記管状組織内に位置する、前記三次元画像内の少なくとも1つの三次元中心線点を選択する工程と、
- c) 前記三次元画像内の、前記管状組織の他の三次元中心線点をセグメンテーションする工程と、
- d) 前記三次元画像内においてセグメンテーションされた前記三次元中心線点を、前記二次元投影画像内へと順投影する工程と、
- e) 投影された前記三次元中心線点に基づいて、前記二次元投影画像内において、前記管状組織の境界点を特定する工程と、
- f) 前記境界点を、前記二次元投影画像から前記三次元画像内へと逆投影する工程とを含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記工程 bにおいて、前記管状組織内の三次元中心線の、1つの始点と1つの終点とが少なくとも選択されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記三次元画像が、低解像度で再構成されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

10

20

【請求項 4】

前記工程 eにおいて、前記二次元投影画像内における前記管状組織の前記境界点の特定が、自動的に行われ、特に、該管状組織を横切る断面に沿った画像値を考慮に入れることにより行われることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記二次元投影画像の取得と並行して、前記検査対象の周期的な動きを表す動き信号が記録され、前記三次元画像が、同一の動き位相において取得された二次元投影画像から生成されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

心電図または呼吸の動き信号が、動き信号として使用されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。 10

【請求項 7】

患者の冠状血管の撮像に使用されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

検査対象の三次元管状組織の、種々の異なる投影方向から取得された複数の二次元投影画像から、該三次元管状組織を三次元モデリングするための装置であって、

a) 前記二次元投影画像から三次元画像を再構成するための再構成ユニットと、

b) 前記管状組織内に位置する、前記三次元画像内の少なくとも 1 つの三次元中心線点を選択するための選択手段と、

c) 前記三次元画像内の、前記管状組織の他の三次元中心線点をセグメンテーションするためのセグメンテーションユニットと、 20

d) 前記三次元画像内においてセグメンテーションされた前記三次元中心線点を、前記二次元投影画像内へと順投影するための順投影ユニットと、

e) 投影された前記三次元中心線点に基づいて、前記二次元投影画像内において、前記管状組織の境界点を特定するための境界点特定ユニットと、

f) 前記境界点を、前記二次元投影画像から前記三次元画像内へと逆投影するための逆投影ユニットとを含むことを特徴とする装置。

【請求項 9】

当該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行された際に、該コンピュータが請求項 1 記載の方法の各工程を実行するように、該コンピュータに命令を与えるコンピュータプログラム手段を有することを特徴とするコンピュータプログラム。 30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、検査対象の三次元管状組織の、種々の異なる投影方向から取得された複数の二次元投影画像から、その三次元管状組織を三次元モデリングするための方法に関するものである。本発明はさらに、対応の三次元モデリング装置、および上記の方法を実行するためのコンピュータプログラムにも関するものである。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

虚血性疾患を診断するためには、冠状動脈の精確な定量的分析が重要である。必要なユーザー対話は、二次元投影画像内において血管組織の中心線が規定されるような、現行で使用されている三次元モデリング方法の、1つの制約条件である。かかる方法の1つが、たとえば、Chen S. および Carroll J.、「3D Reconstruction of Coronary Arterial Treat to optimize Angiographic Visualization (血管造影による視覚化を最適化するための冠状動脈治療の三次元再構成)」、IEEE 医療用撮像 (Medical Imaging) 紀要、19:318 - 336 (2000年) に記載されている。さらに、二次元投影画像から、三次元管状組織を三次元モデリングするための1つの方法が、欧州特許出願第 02 077 203.4 号 (ID 201823) にも記載されている 40

。この欧州特許出願の場合には、いわゆるエピポーラ線を用いて、二次元投影画像から、管状組織（たとえば冠状血管）の三次元モデルが取得される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

二次元投影画像内において組織が重なり合っているため、および投影画像内の情報が限られているために、現行では、管状組織の中心線の自動セグメンテーションは可能とされていない。さらに、現行では、二次元中心線は、各投影画像内において互いに独立に抽出されなくてはならず、これにより、多くの複雑なユーザー対話が必要とされる。

【0004】

したがって、本発明の1つの目的は、現行よりかなり少ないユーザー対話で（したがってほぼ自動的に）実行することができ、同時に高い精度が達成されるような、検査対象の三次元管状組織を三次元モデリングするための改良された方法を規定することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明によれば、上記の目的は、

- a) 二次元投影画像から三次元画像を再構成する工程と、
- b) 管状組織内に位置する、三次元画像内の少なくとも1つの三次元中心線点を選択する工程と、
- c) 三次元画像内の、管状組織の他の三次元中心線点をセグメンテーションする工程と、
- d) 三次元画像内においてセグメンテーションされた三次元中心線点を、二次元投影画像内へと順投影する工程と、

e) 投影された三次元中心線点に基づいて、二次元投影画像内において、管状組織の境界点を特定する工程と、

f) 境界点を、二次元投影画像から三次元画像内へと逆投影する工程とを含む、請求項1記載の方法によって達成される。

【0006】

上記の目的はまた、請求項8で規定されている対応の装置によっても達成される。また、本発明に係る方法をコンピュータ上で実行するためのコンピュータプログラムが、請求項10において規定されている。さらに、本発明の有利な形態が、各従属請求項において規定されている。

【0007】

本発明は、ボリューム再構成の基礎となる二次元投影画像（高解像度を有する）の、ボリューム再構成結果（低解像度を有する）の分析の組合せにより、三次元モデリングに必要な情報を特定するという発想に基づいている。この場合、モデリングされる管状組織の三次元中心線は、再構成されたボリュームデータのセグメンテーションによって特定される。管状組織の正確な境界点を取得するため、ボリュームデータ内で特定された三次元中心線点は、その基礎となった二次元投影画像内へと順投影される。このことは、二次元投影画像内において結果として得られる二次元中心線点同士の間の対応関係が、自動的に認識されるという利点を有する。その後、それぞれの二次元投影画像内において、管状組織の境界点が特定され、続いて、管状組織の境界点の三次元上の推定結果を得るために、これらの境界点が、三次元ボリューム内への逆投影によって再び組み合わされる。その後、この情報が、管状組織の三次元モデルの生成に用いられる。

【0008】

既知の方法と比べて、本発明に係る方法は、ユーザー対話をほとんど必要としない。原理上、本発明が必要とするのは、単に、他の三次元中心線点のセグメンテーションのための始点として、三次元画像内の三次元中心線点を1つのみ選択することだけである。さらに、二次元投影画像内に投影された三次元中心線点同士の間の対応関係が、自動的に見出されるので、複雑な登録処理（たとえば、欧州特許出願第02 077 203.4号（

10

20

30

40

50

I D 2 0 1 8 2 3) に記載されている方法の場合に用いるような、エピポーラ線を利用した登録処理) は、何ら必要とされない。このことは、本発明に係る方法はまた、従来と同程度の高い精度を維持しながら、従来よりもかなり少ない計算工程を必要とするものであることを意味する。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る方法は、使用される画像アーキテクチャに依存しないので、たとえば、二次元投影画像を取得する際の投影幾何学 (たとえば、検出器平面の位置および X 線管の焦点) が分かっていれば、単平面型 (monoplanar) X 線システムを用いて取得された二次元投影画像も、二平面型 (biplanar) X 線システムを用いて取得された二次元投影画像も処理することができる。医療用撮像 (とりわけ三次元回転血管造影) における 1 つの可能な応用分野は、たとえば患者の心臓や冠状血管といったような、動きのある対象の二次元画像再構成の分野である。撮像に際しては、対象の周期的な動きを考慮に入れなくてはならず、そのことが、本発明に係る方法の 1 つの好ましい形態において、対応の動き信号が使用される理由である。この動き信号は、たとえば、心臓の収縮の動きや患者の呼吸の動きを記録した信号である。すなわち、周期的な動きの個々の動き位相または時間を第 4 の次元として用いた、四次元データセットが記録および再構成される。10

【 0 0 1 0 】

本発明に係る方法は、好ましくは、患者の冠状血管の撮像に使用される。心臓の規則的な収縮のため、冠状血管は、基本的に周期的な動きを経る。この動きが、好ましくは、二次元投影画像の取得と同時に取得される心電図 (したがって、個々の二次元投影画像を、心臓の個々の動き位相に割り当てるこを可能とする心電図) によって記録される。これに代えてまたはこれに加えて、たとえば患者の肺の検査といったような他の用途において、二次元投影画像が取得されている間の患者の呼吸の動きを表す、呼吸の動き信号を記録することも可能である。呼吸の動きも、上記と同様に基本的には周期的な動きであり、管状組織の四次元画像データセットの再構成時において、より高い精度を達成するために、考慮に入れ補償することが可能な動きである。これらの用途においては、たとえば心臓の同一の動き位相内に存在する二次元投影画像は、高解像度を有する三次元画像を再構成するには不十分であるので、二次元投影画像から最初に再構成される三次元画像は、低解像度を有するのが必然である。20

【 0 0 1 1 】

本発明に係る方法はまた、冠状血管以外の管状組織に対しても用いることができる。たとえば、本発明に係る方法を、患者の腸や気管の四次元画像データセットを再構成するのに用いることも可能である。さらに、本発明にかかる方法は、医療用撮像のみならず、原理上、産業用の撮像にも用いることができる。30

【 0 0 1 2 】

本発明のさらに別の好ましい形態では、工程 b において、管状組織内の三次元中心線の、1 つの始点と 1 つの終点とが少なくとも選択される。また、多数の三次元中心線点を選択することも可能である。ただし、そうすると、相応のより多くの回数のユーザー対話を必要とすることになる。しかしながら、選択される三次元中心線点の数がより多くなると、その次の工程で行われる他の三次元中心線点のセグメンテーションの速さと精度とが増す。40

【 0 0 1 3 】

さらに別の形態では、二次元投影画像から最初に再構成される三次元画像は、低解像度で構成され、その結果、より単純かつ高速の再構成が可能とされる。二次元データセットからの三次元画像の再構成、たとえば、周期的な動きの中で同一の動き位相において取得された複数の二次元投影画像からの三次元画像の再構成は、通常、低解像度でのみ可能である。これは、同一の動き位相内に存在するデータは、高解像度を得るには不十分なためである。しかしながら、本発明に係る方法では、管状組織の境界点の特定が、高解像度の二次元投影画像内において行われるので、管状組織の三次元モデルの生成が可能とされる。

【0014】

本発明に係る方法のさらに別の有利な形態では、二次元投影画像内における管状組織の境界点の特定が、自動的に、すなわちユーザー対話なしに行われる。この場合には、管状組織を横切る断面に沿った画像値が考慮に入れられ、したがって、たとえば、二次元投影画像内に投影された三次元中心線点を通る断面が設定されて、二次元投影画像内の管状組織を横切るその断面内のグレー値のプロファイルが考慮される。管状組織の境界点においては、画像値またはグレー値のプロファイルは極値を有するので、このグレー値のプロファイルを用いれば、管状組織の境界点を特定することができる。しかしながら、たとえば、画像値またはグレー値のプロファイルの1次微分または2次微分の評価に基づく手法や、当業者には知られているいわゆるスケールスペース法といった、他の可能な手法も知られている。10

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

以下、図面に示された実施形態の例を参照しながら、本発明をさらに説明する。しかしながら、本発明は、これらの例に限られるものではない。

【0016】

本発明に従う方法の本質をなす各ステップが、図1のフローチャートに示されている。第1のステップ(ステップS1)において行われる、三次元画像(この例では低解像度を有する三次元画像)の三次元再構成への入力として、少なくとも二次元投影データDが流れ込む。この二次元投影データDは、たとえばCTスキャナやCアームX線装置を用いて、検査対象(たとえば患者の心臓)の種々の異なる観察角度から記録されたデータである。二次元投影データの記録中における心臓の動きのため、二次元投影画像のうち、心臓の同一の動き位相に属するものとして使用可能ないくつかの画像のみが、三次元ボリュームの再構成に用いられ得る。これらの二次元投影画像をフィルタリングして取り出すため、二次元投影データが記録されるのと同時に、ECGデータEが記録される。その結果、使用可能な二次元投影データの数は、当然ながら減らされる。それにより、三次元画像内に混乱を生じさせるようなアーティファクトが現れるかもしれません、また、低解像度を有する三次元画像の生成しか可能とされない。当然ながら、動きのない検査対象が考察対象である場合には、ECGデータEの記録(あるいは、より一般的には動き信号の記録)は省略可能であり、原理上、記録されたすべての二次元投影データDを、三次元再構成に使用することができる。図2には、再構成された三次元画像Bに関して、1つのMIP画像(MIP = Maximum Intensity Projection; 最大強度投影)が象徴的に示されている。このMIP画像内には、モデリングされるべき管状組織H(具体的には複数の血管)も見て取れる。2030

【0017】

再構成された(低解像度の)三次元画像の画像品質は、その三次元画像中の管状組織内の三次元中心線の推定(たとえば、冠状血管が考察対象である場合における、血管内に位置する三次元中心線の推定)には十分な品質であるが、かかる解像度は、管状組織Hの境界領域における定量的分析のためには十分でない。そのため、少なくともセグメンテーションのための1つの始点および/または終点M0の選択をユーザーが行った(ステップS2)後、まずステップS3において、三次元画像内における三次元中心線点のセグメンテーションが行われる。この目的のため、たとえば、Young S.、Pekar V.、Wesse J.による「Vessel Segmentation for Visualisation of MRA with Blood Pool Contrast Agents(血管内貯留型造影剤を用いたMRAの視覚化のための血管セグメンテーション)」、MICCAI 2001、ユトレヒト、オランダ、第491-498頁に記載されているような、円柱モデルに基づく「伝播速度応答関数」と組み合わせられた、いわゆる「前線伝播法(front propagation method)」に基づくセグメンテーションが用いられてよい。また、この目的のために他の三次元中心線セグメンテーション方法を用いてもよく、たとえば、O.Wink、W.J.Niess4050

en、M. A. Viiergeverによる「Minimum Cost Path Determination Using a Simple Heuristic Function(単純ヒューリスティック関数を用いた最小コストパス特定)」、パターン認識国際会議予稿集 - 4、第1010-1013頁、バルセロナ、2000年9月、または、O. Wink、W. J. Niessen、M. A. Viiergeverによる「Fast Delineation and Visualization of Vessels in 3D Angiographic Images(三次元血管造影画像内における血管の高速描写および視覚化)」、IEEE医療用撮像(Medical Imaging)紀要、第19巻、第4号、第337-346頁、2000年4月に記載されているような方法を用いてもよい。三次元画像内に含まれる血管について取得された三次元中心線点Mの例が、図2に示されている。10

【0018】

次のステップ(ステップS4)では、図2に例として2つの二次元投影画像D1'およびD2'が示されているように、取得された三次元中心線点Mが、三次元画像の再構成に最初に用いられた二次元投影画像D内へと順投影される。投影後の三次元中心線点Z1、Z2も、図2に示されている。これらの中心線点Z1、Z2は、同一の三次元ボリュームから投影されたものであり、かつ、それぞれの二次元投影画像の取得に用いられた投影幾何学は分かっているので、個々の二次元投影画像D1'、D2'との間ににおける、個々の三次元中心線点Z1とZ2との間の対応関係は、自動的に見出される。したがって、たとえば複雑な登録処理(この登録処理の目的のため、既知の方法は、たとえばいわゆるエピポーラ線法を用いる)によって、それらの対応関係を個別に生成するステップは、もはや必要でなくなる。20

【0019】

続いて、中心線点Z1、Z2に基づいて、各二次元投影画像D1'、D2'内において、血管Hの境界点が特定される(ステップS5)。このことは、たとえば、二次元投影画像内におけるグレー値プロファイルを用いることによって達成され得る。これは、グレー値プロファイルは、通常、血管の境界において極値を有するためである。このステップのこれ以上の詳細は、図2には示されていない。

【0020】

個々の二次元投影画像D1'内において見出された境界点は、その後、三次元画像内へと逆投影される(ステップS6)。ここでも、二次元投影画像D1'およびD2'内における三次元中心線点Z1とZ2との間の対応関係が分かっているため、互いに関連を有する境界点同士の、すでに分かっている対応関係が利用される。こうして、最終的に、図2に示すような血管系の三次元モデルRを、モデリングすることができる(ステップS7)30。

【0021】

本発明によれば、上記のようにして、管状組織の三次元モデルを、完全に自動的に生成することが可能であり、また、高解像度の二次元投影画像を用いて管状組織の境界点を特定するため、その生成された三次元モデルは高い精度を有する。究極の場合においては、ユーザーは、三次元ボリューム内の三次元中心線点をセグメンテーションするための、ただ1つの始点を選択するだけでよい。適切な場合においては、この選択動作さえも完全に自動化されてもよい。したがって、本発明にかかる方法は、従来と同程度の精度を維持しながら、従来よりもかなり低い計算上の複雑さを有し、かつ従来よりもかなり少ないユーザー対話を必要とするものである。40

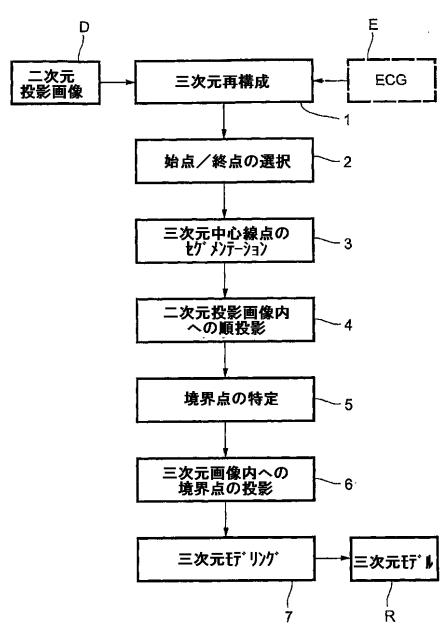
【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明に従う方法のフローチャート

【図2】本発明に従う方法の本質をなす各ステップを図解した図

【図1】



【図2】

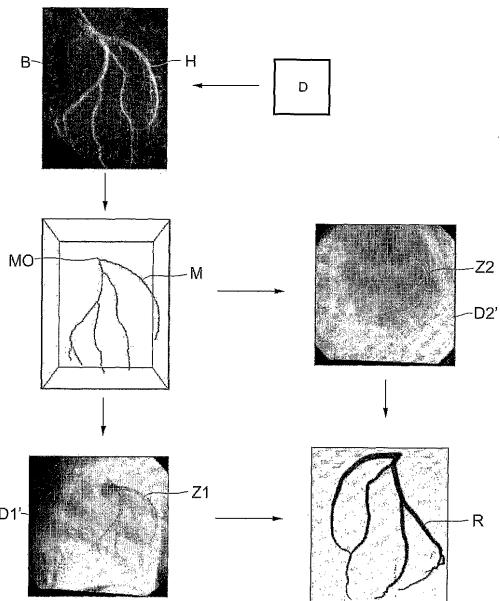


FIG.2

フロントページの続き

(72)発明者 ラシェ ヴォルケル

ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72)発明者 モヴァッサギ ババク

ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウス ストラッセ 2 フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

審査官 安田 明央

(56)参考文献 Noboru Niki et.al., Three-Dimensional Image Analysis of Blood Vessels Using Cone-Beam CT, NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM AND MEDICAL IMAGING CONFERENCE 1994, IEEE, 1994年1月30日, p.1519-1523

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14

G06T 15/00

G06T 17/00