

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-515913

(P2015-515913A)

(43) 公表日 平成27年6月4日 (2015. 6. 4)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 45 頁)

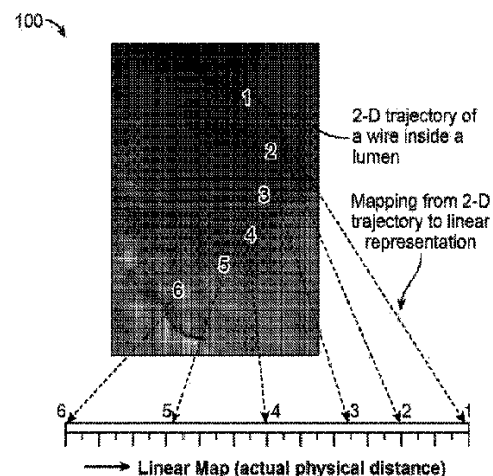
(21) 出願番号	特願2015-511636 (P2015-511636)	(71) 出願人	512319933
(86) (22) 出願日	平成25年5月7日 (2013. 5. 7)		アンジOMETリックス コーポレーション
(85) 翻訳文提出日	平成26年12月12日 (2014. 12. 12)		アメリカ合衆国 メリーランド 2 0 8 1
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/039995		7, ベセスダ, オネスティー ドライ
(87) 国際公開番号	W02013/169814		ブ 6 7 0 8
(87) 国際公開日	平成25年11月14日 (2013. 11. 14)	(74) 代理人	100078282
(31) 優先権主張番号	61/644, 329		弁理士 山本 秀策
(32) 優先日	平成24年5月8日 (2012. 5. 8)	(74) 代理人	100113413
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 森下 夏樹
(31) 優先権主張番号	61/763, 275	(74) 代理人	100181674
(32) 優先日	平成25年2月11日 (2013. 2. 11)		弁理士 飯田 貴敏
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100181641
			弁理士 石川 大輔
		(74) 代理人	230113332
			弁護士 山本 健策

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管腔の線形マッピングのための方法

(57) 【要約】

複数の撮像されたフレームを使用して、管腔の線形化されたビューを作成するための方法を利用する、管腔の線形マッピングのためのシステムが、説明される。実際、管腔は、3 - Dにおける軌道を有するが、2 - D投影ビューのみ、視認のために利用可能である。線形化されたビューは、本3 - D軌道を分解し、したがって、2 - D表示上に見られるような管腔軌道上のあらゆる点に対して線形化されたマップを作成する。本発明のあるモードでは、軌道は、1次元に沿って線形化された表示として表される。本線形化されたビューはまた、管腔測定データと組み合わせられ、結果は、並行して、単一画像上に表示される。本発明の別のモードでは、治療デバイスの位置が、線形化されたマップ上にリアルタイムで表示される。本モードのさらなる拡張では、管腔寸法のプロフィールもまた、本線形化されたマップ上に表示される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

身体管腔の複数の 2 次元画像から線形マップを生成するための方法であって、
1 つ以上のマーカーを有する伸長器具をマップされることになる前記身体管腔内に位置付けるステップと、
前記身体管腔内の前記伸長器具および前記伸長器具に沿った 1 つ以上のマーカーを撮像するステップと、
複数の撮像されたフレームにわたって前記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップと、
前記複数の撮像されたフレーム間において、前記伸長器具に沿った所定の基準点に合致させるステップと、
前記複数の撮像されたフレームから前記身体管腔の線形マップを作成するステップと、
を含む、方法。

10

【請求項 2】

前記伸長器具および前記 1 つ以上のマーカーを撮像後、前記複数の撮像されたフレーム内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記伸長器具を撮像するステップは、撮像しながら、前記身体管腔を通して前記伸長器具を移動させるステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 1 つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記身体管腔の移動による前記 1 つ以上のマーカーの動きを補償するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、前記複数の撮像されたフレームにわたって、前記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記 1 つ以上のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

撮像の間、染料を前記身体管腔内に注入するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 11】

染料を前記身体管腔内に注入するステップは、自動的に、前記身体管腔内の染料を検出するステップを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記線形マップに沿った 1 つ以上の場所と 1 つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記 1 つ以上の目印は、解剖学的目印、前記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

50

前記解剖学的目印は、注入されている染料を示す画像に基づいて判定される、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

追跡するステップはさらに、前記撮像されたフレームに対して、前記伸長器具に及ぼす解剖学的移動の影響を補償するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 6】

補償するステップは、前記伸長器具のサブセットが使用されるように、前記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

追跡するステップは、前記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 1 8】

端点を識別するステップは、前記伸長器具の遠位先端およびガイドカテーテル先端のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 1 9】

所定の基準点を合致させるステップは、前記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 0】

合致させるステップはさらに、前記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマーカ一間の距離を判定するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 2 1】

距離を判定するステップは、前記隣接するマーカ一間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

整合させるステップはさらに、任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカ一間の距離を判定するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

距離を判定するステップは、前記任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカ一間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

30

線形マップを作成するステップは、前記画素の数を物理的距離に変換するステップを含む、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記伸長器具の位置を前記線形マップ上に表示するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記撮像されたフレームは、X 線、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記身体管腔の 3 次元再構成を生成するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 2 8】

移動する身体管腔の複数の 2 次元画像から伸長器具の平行移動を判定するための方法であって、

1 つ以上のマーカ一を有する伸長器具をマップされることになる前記身体管腔内に位置付けるステップと、

前記身体管腔内の前記伸長器具および前記伸長器具に沿った 1 つ以上のマーカ一を撮像するステップと、

複数の撮像されたフレームにわたって前記 1 つ以上のマーカ一を追跡するステップと、前記複数の撮像されたフレーム間において、前記伸長器具に沿った所定の基準点に合致

50

させるステップと、

前記伸長器具に及ぼす前記身体管腔の移動の影響を補償するステップと、

前記管腔の縦軸に沿った前記伸長器具および１つ以上のマーカーの平行移動を判定するステップと、

を含む、方法。

【請求項 ２ ９】

前記伸長器具および１つ以上のマーカーの平行移動を前記身体管腔の定常画像上に重畳するステップをさらに含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ０】

前記身体管腔の移動は、対象の心拍、前記対象の呼吸、前記対象の移動、カメラ位置の変化、および前記対象が置かれたプラットフォームの移動の任意の組み合わせによる、請求項 ２ ８ に記載の方法。

10

【請求項 ３ １】

前記複数の撮像されたフレームから前記身体管腔の線形マップを作成するステップをさらに含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ２】

平行移動を重畳するステップは、腔内器具および１つ以上のマーカーの平行移動を前記身体管腔の定常画像上に重畳するステップを含む、請求項 ３ １ に記載の方法。

【請求項 ３ ３】

前記伸長器具および前記 １ つ以上のマーカーを撮像後、前記複数の撮像されたフレーム内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

20

【請求項 ３ ４】

前記伸長器具を撮像するステップは、撮像しながら、前記身体管腔を通して前記伸長器具を移動させるステップを含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ５】

前記 １ つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ６】

前記 １ つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、前記複数の撮像されたフレームにわたって、前記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

30

【請求項 ３ ７】

前記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ８】

前記複数のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ３ ９】

前記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、請求項 ２ ８ に記載の方法。

40

【請求項 ４ ０】

前記線形マップに沿った １ つ以上の場所と １ つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、請求項 ３ １ に記載の方法。

【請求項 ４ １】

前記 １ つ以上の目印は、解剖学的目印、前記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ４ ２】

補償するステップは、前記伸長器具のサブセットが使用されるように、前記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、請求項 ２ ８ に記載の方法。

【請求項 ４ ３】

50

追跡するステップは、前記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも１つを識別するステップを含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 44】

端点を識別するステップは、前記伸長器具の遠位先端および放射線不透過性コイル細片のうちの少なくとも１つを識別するステップを含む、請求項 43 に記載の方法。

【請求項 45】

所定の基準点に合致させるステップは、前記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 46】

合致させるステップはさらに、前記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマーカー間の距離を判定するステップを含む、請求項 28 に記載の方法。

10

【請求項 47】

距離を判定するステップは、前記隣接するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 46 に記載の方法。

【請求項 48】

整合させるステップはさらに、任意の２つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の距離を判定するステップを含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 49】

距離を判定するステップは、任意の２つの動き補償された撮像フレーム内の対応するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 48 に記載の方法。

20

【請求項 50】

前記伸長器具の位置を線形マップ上に表示するステップをさらに含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 51】

前記撮像されたフレームは、X線、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 52】

撮像の間、染料を前記身体管腔内に注入するステップをさらに含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 53】

30

染料を前記身体管腔内に注入するステップは、自動的に、前記身体管腔内の染料を検出するステップを含む、請求項 52 に記載の方法。

【請求項 54】

前記身体管腔の３次元再構成を生成するステップをさらに含む、請求項 28 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

（関連出願の引用）

本願は、米国仮出願 61 / 644 , 329 号（2012 年 5 月 8 日出願）および 61 / 763 , 275 号（2013 年 2 月 1 日出願）に対する優先権の利益を主張するものであり、該米国仮出願の全体は、参照により本明細書中に援用される。

【0002】

本発明は、概して、血管内医療デバイスに関する。より具体的には、本発明は、血管内に導入され、種々の生理学的パラメータを得て、種々の管腔のマッピングのために、それら进行处理するために利用される、ガイドワイヤ、カテーテル、および関連デバイスに関する。

50

【背景技術】

【0003】

管腔の寸法を測定する、I V U S および O C T ワイヤまたはカテーテル等のいくつかのデバイスが存在する。これらのデバイスは、着目領域の端部まで、またはそれをわずかに越えて、管腔内に挿入される。デバイスは、次いで、管腔測定が行われている間、ステッパモータを使用して、引き戻される。これは、管腔に沿った管腔寸法の「線形」マップを作成することを可能にする。典型的表現では、マップの X 軸は、基準点から測定点の距離であって、Y 軸は、対応する管腔寸法（例えば、断面積または直径）であろう。これは、医師が、病変（血管の罹患部分）の長さ、断面積、およびプロファイルを確認することを可能にする。病変の長さおよび断面積は両方とも、病変の重症度ならびに潜在的治療計画を判定するために望ましい。例えば、ステントが展開されるべき場合、ステントの直径が、血管の近隣非罹患部分内の測定された直径によって判定される。ステントの長さは、血管の有意に罹患したセクションの長さによって判定されるであろう。

10

【0004】

I V U S および O C T は、病変の長さおよび断面積の良好な推定値を与えるが、問題の 1 つは、治療が送達されるとき、定位置を保持しないことである。測定が行われた後、測定デバイスは、後退され、治療デバイスが、管腔内に導入される。ステントが罹患部位に正しく位置付けられているかどうか判定する既存の機構は、存在しない。測定の間に作成される「線形」マップが利用可能であるが、本線形マップ内のステントの現在の位置は、利用可能ではない。言い換えると、得られた情報は、X 線画像と共位置合わせされない。

20

【0005】

他の問題は、診断および治療の間、X 線画像を視認するために、医師によって使用される一次表示が、典型的には、ある角度から、あるズーム比を用いて得られた 2 - D 画像であることである。これらの画像は、本質的に、性質上 3 - D である構造の投影であるため、見掛け長さおよび軌道は、真実が歪曲されたバージョンとなるであろう。例えば、20 mm の血管のセグメントは、セグメントの見掛け長さが、視野角に依存する。セグメントが、画像平面内にある場合、ある長さであるように現れるであろう。画像平面に対してある角度に対する場合、より短く現れるであろう。これは、X 線画像から実際の長さを正確に判断することを困難にする。さらに、移動する器官の準周期性の動きにおいて、動きの間の異なる位相は、3 - D における管腔の異なる構造に対応する。これは、ひいては、準周期性の動きの各位相における異なる 2 - D 投影に対応する。したがって、管腔の線形化され、共位置合わせされたマップを作成することは、別個に動きの各位相に対して行われるか、または選定された代表的位相に対して行われるかのいずれかとなり得る。後者の場合、代表的位相への各個々の位相からの管腔の 2 - D 投影のマッピングが、必要とされる。本後者の場合でも、心拍の選定された位相からの 2 - D 投影が使用されても、動き補償の必要性を回避することは、実践的に不可能である。これに対するいくつかの理由が存在する。第 1 に、動きへの寄与はまた、呼吸等の他の理由からも生じる。本動きもまた、考慮される必要がある。第 2 に、画像は、時間的離散点において捕捉されるため（例えば、1 秒あたり 15 フレーム）、心拍の特定の位相の精密な時間インスタンスにおいて利用可能なフレームが存在しない場合がある。最近傍フレームの選定は、有意となり得、補償される必要があるであろう、残留動きを残すことになるであろう。第 3 に、心拍の 1 つのみの位相の選定は、心拍の特定の位相に対して選定された 2 つの連続フレーム間に大きな時間間隙を生じさせる。例えば、心拍数が、1 分あたり 60 拍である場合、1 秒あたり 1 つのみのフレームが、処理のために使用されるであろう（典型的には、画像は、1 秒あたり 15 または 30 フレームで利用可能である）。これは、デバイス上で移動するマーカーの追跡を非常に困難にするであろう。

30

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

故に、測定された管腔寸法と治療デバイスの位置の共位置合わせを可能にし、線形マッ

50

ブがどのように複数の撮像されたフレームを用いて作成されるかについて詳述し、さらに共位置合わせについて詳述する、システムが、所望される。

【課題を解決するための手段】

【0007】

開示されるのは、複数の画像フレームを用いて、身体管腔の線形化されたビューを作成するための効率的な方法である。実際、管腔は、3-Dにおいて軌道を有するが、2-D投影ビューのみ、視認のために利用可能である。線形化されたビューは、本3-D軌道を分解し、したがって、2-D表示上で見られるような管腔軌道上のあらゆる点に対する線形化されたマップを作成する。本発明のあるモードでは、軌道は、1次元に沿って線形化された表示として表される。本線形化されたビューはまた、管腔測定データとして組み合わせられ、結果は、並行して、分析モードと称される単一画像上に表示される。本動作モードは、介入者が、存在する場合、病変を一意に境界するのを補助し、その位置を識別することができる。分析動作モードはまた、モータ式抜去の一般的に使用されている技法とは対照的に、腔内デバイスがその中に挿入されている（または、手動で引き戻されている）間、血管を線形化するのに役立つ。本発明の別のモードでは、治療デバイスの位置は、線形化されたマップ上に誘導モードと称されるリアルタイムで表示される。加えて、管腔寸法のプロファイルもまた、本線形化されたマップ上に表示される。

10

【0008】

種々の管腔の寸法を得るための、本明細書に開示されるデバイス、システム、および方法と併用され得る、デバイスおよび方法の実施例は、2010年9月17日出願の米国仮第61/383,744号、2011年6月13日出願の米国出願第13/159,298号（米国公開第2011/0306867号）、2011年11月28日出願の第13/305,610号（米国公開第2012/0101355号）、2011年11月28日出願の第13/305,674号（米国公開第2012/0101369号）、2011年11月28日出願の第13/305,630号（米国公開第2012/0071782号）、および2012年4月20日出願の第PCT/US2012/034557号（米国を指定）にさらに詳細に見られ得る。これらの出願はそれぞれ、参照することによって、任意の目的のために、全体として本明細書に組み込まれる。

20

【0009】

本発明の他の側面は、アルゴリズムのリアルタイム実装を可能にする、画像処理の複雑性を低減することに対処する。一側面では、腔内デバイスの軌道が、判定され、将来的フレームは、デバイスの予測される位置を使用して、検索範囲を絞り込む。腔内デバイスの検出および放射線不透過性マーカーの検出は、組み合わせられ、コンポーネントのそれぞれのよりロバストな検出をもたらす、より正確な線形化されたマップをもたらす。動きの異なる位相において腔内デバイスを識別することによって、移動する器官の動きを補償するために使用される方法は、新規である。本動き補償は、ひいては、準周期性の動きの代表的位相における管腔の線形化され、共位置合わせされたマップを生成し、さらに、生成されたマップの動きを他の位相に伝搬させるのに役立つ。最初に、腔内デバイスの可視セグメントの2つの端部、例えば、ガイドワイヤでは、ガイドカテーテルの先端およびガイドワイヤの遠位コイルが、検出される。続いて、腔内デバイスの異なる部分が、そこに取

り付けられ得る、任意の放射線不透過性マーカーとともに検出される。本発明の別の新規側面は、後続フレームにおいてデバイスを検出する際の複雑性を低減させるために、現在のフレームへの以前のフレームの一部または全部からの検出された腔内セグメントをマッピングすることである。腔内デバイス自体の検出は、最初に、検索領域内の全ての可能性として考えられる管状構造を検出し、次いで、平滑度制約に基づいて、そのような構造のサブセットを選択し、ともに接続し、腔内デバイスを再構築することに基づく。さらに、ガイドワイヤ上の顕著な構造は、より確実に検出され、構造のサブセットを選択するとき、より高い加重が与えられる。本発明の別の変形では、腔内セグメントのサブセットのみ、検出される。これは、漸増方式で行われ、治療のための関連領域のみ、検出および線形化されることができる。

30

40

50

【 0 0 1 0 】

本発明の別の側面は、心拍および呼吸、カメラ角度の変化、または患者またはプラットフォームの物理的動きによる動きを補償することである。線形化されたビューは、前述の動きのいずれにもロバストである。これは、管腔の縦方向に沿った顕著な構造または目印、例えば、ガイドカテーテルの先端、深部に着座されたガイドワイヤセクション内の遠位コイル、縁取りされたガイドワイヤの定常部分、検討中の管腔に沿った定常放射線不透過性マーカーまたは移動する放射線不透過性マーカーの最も遠い位置、動脈に沿った分岐等の解剖学的目印を使用することによって行われる。線形化されたマップは、これらの点を参照して作成される。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の側面は、アルゴリズムのリアルタイム実装を可能にする、画像処理アルゴリズムの複雑性を低減し、器官の周期的動きを補償することに対処する。

【 0 0 1 2 】

本革新の画像処理側面は、以下に対処する。

1. 撮像デバイスの出力からのライブフィードビデオ、ECG、および他のバイタルサインのタッピング。
2. その着目領域とともに、処理するためのフレームの自動選択。
3. 撮像デバイスの配向、位置、および倍率が、手技の間に改変される場合でも、腔内デバイスの追跡。
4. 脈管コンプライアンス、例えば、心臓介入の間の心拍時の動脈の種々の部分の移動および脈管ねじれ（脈管内の捻転および曲がり角）等の脈管の生物学的特性の定量化。
5. 病変視線誘導標の選択。
6. 線形化されたマップを計算するための腔内デバイスの動き補償。
7. 動脈が注入された染料によってハイライトされたフレームの選択および動脈直径の変動を分析するためのこれらのフレームの使用。
8. QCAとしても知られる、自動血管直径測定。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】図 1 は、2-D 曲線から線形表現へのマッピングを示す。

【図 2】図 2 は、マーカーおよび / または電極を伴う、ガイドワイヤおよびカテーテルを示す。

【図 3】図 3 は、湾曲軌道内に留置されたガイドワイヤまたはカテーテルを示す。

【図 4】図 4 は、血管形成術において使用されるガイドカテーテルおよびガイドワイヤを示す。

【図 5】図 5 は、冠動脈内側のガイドワイヤに沿った放射線不透過性電極の例証を示す。

【図 6】図 6 は、動脈の線形マップの構成に関わる種々のステップを図示する、ブロック図を示す。

【図 7】図 7 は、心拍による電極の座標の変動を示す。

【図 8】図 8 は、遠位コイルの検出を示す。

【図 9】図 9 (a) は、ガイドワイヤの検出された端部を示す。図 9 (b) は、検索空間内の相関スコアの変動を示す。

【図 10】図 10 は、管尤度の実施例を示す。

【図 11】図 11 は、前のフレームからマップされたガイドワイヤを示す。

【図 12】図 12 は、ガイドワイヤ識別および精緻化を示す。

【図 13】図 13 は、スプライン適合後、検出されたガイドワイヤを示す。

【図 14】図 14 は、マーカーの固有の構造を考慮する、管尤度プロットにおける極大値の検出を示す、グラフを示す。

【図 15】図 15 は、検出された放射線不透過性マーカーを示す。

【図 16】図 16 は、狭窄近傍で測定された管腔直径および断面積情報と共に位置合わせされた線形化経路の例証を示す。

10

20

30

40

50

- 【図 17】図 17 は、線形マップ上のカテーテルの位置の表示を示す。
- 【図 18】図 18 は、エンドユーザに提供する出力とともに、種々のモジュールを組み入れるブロック図を示す。
- 【図 19】図 19 は、時間（または、フレーム）に対する S S D の変動を示す。
- 【図 20】図 20 は、S S D のヒストグラムを示す。
- 【図 21】図 21 は、捕捉画像を示す。
- 【図 22】図 22 は、オリジナル画像上にオーバーレイされた方向性の管尤度メトリックを示す（5 X 倍率で示される）。
- 【図 23】図 23 は、C アーム機械の線形平行移動時に捕捉された X 線血管造影手技の間の連続フレームを示す。
- 【図 24】図 24 は、平行移動の種々の可能性として考えられる値に対する S S D の変動を示す。
- 【図 25】図 25 は、検出されたガイドワイヤを示す。
- 【図 26】図 26 は、ガイドワイヤ内の自己ループの実施例を示す。
- 【図 27】図 27 は、マーカー検出アルゴリズムのブロック図を示す。
- 【図 28】図 28 は、線形化アルゴリズムのブロック図を示す。
- 【図 29】図 29 は、5 自由度の C アーム機械の例証を示す。
- 【図 30】図 30 は、染料の注入を通して血管をハイライトするプロセスの例証を示す。
- 【図 31】図 31 は、血管経路の骨格化を示す。
- 【図 32】図 32 は、自動 Q C A アルゴリズムのブロック図を示す。
- 【図 33】図 33 は、フライスルービュー生成アルゴリズムのブロック図を示す。
- 【図 34】図 34 は、分析動作モードに関わる種々のアルゴリズムのブロック図を示す。
- 【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

ここで、移動する器官の管腔の線形化された表現に到達するために、2 - D 画像を処理する方法について説明する。提案される方法の例証は、冠動脈の介入のために示される。線形マップは、管腔の湾曲軌道（または、管腔内に挿入されたワイヤ）上の点から、基準点から測定された実際の線形距離へのマッピングである。これは、図 1 における概略 100 に示される。

【0015】

血管のいくつかのセクションでは、3 - D における実際の管腔軌道は、画像中に湾曲されている場合がある（すなわち、視認場所に対してある角度に対する）ことに留意されたい。これらの場合、2 - D 湾曲軌道内の管腔の見掛け上の小セクションは、線形マップ内において大きな長さにマップされ得る。線形マップは、物体が管腔を通して横断するとき、管腔の縦軸に沿って横断される実際の物理的距離を表す。

【0016】

線形マッピング方法は、従来の（2 - D）冠動脈血管造影における以下の腔内器具のうちの任意の 1 つを使用する手技に適用可能である。

1. 前述のような放射線不透過性および / またはマーカーであるアクティブ電極を伴う、ガイドワイヤ。
2. 標準的ガイドワイヤと使用される、前述のような放射線不透過性の電極を伴う、カテーテル。
3. 放射線不透過性マーカーを含有する標準的血管形成術、事前膨張、またはステント送達カテーテルと併用される、標準的ガイドワイヤ。
4. 少なくとも 1 つの放射線不透過性要素（X 線画像内で識別され得る）を有する、任意のカテーテル（I V U S、O C T、E P カテーテル）、ガイドワイヤ、または他の腔内デバイス。

【0017】

前述のデバイスに加え、類似アプローチもまた、標準的ガイドワイヤのみを使用して、冠動脈コンピュータ断層撮影（3 - D）血管造影画像および二重平面血管造影画像におけ

る線形マップを得るために使用されることができる。線形マップ生成は、後に、治療計画の間のリアルタイムでのさらなる心臓介入の誘導、ステント留置、ならびに事前および事後膨張のために使用されることができる。また、QCAを用いて、または多周波電気励起を使用して、またはパラメータがX線と共位置合わせされる必要がある任意の他の撮像（IVUS、OCT、NIR）または管腔パラメータ測定デバイスによってのいずれかによる、測定された管腔断面積測定値の共位置合わせのために使用されることができる。標準的ガイドワイヤおよびカテーテルならびに電極および/またはマーカーが追加されたガイドワイヤおよびカテーテルは、本書の以降では、腔内デバイスと称される。

【0018】

マーカーおよび/または電極を伴う構造ガイドワイヤおよびカテーテル

10

【0019】

図2は、示されるようなアクティブ電極およびマーカーを伴う、ガイドワイヤ200およびカテーテル202の構造を図示する。間隔およびサイズは、必ずしも、均一ではない。マーカーおよび電極は、随意のコンポーネントである。例えば、いくつかの実施形態では、アクティブ電極のみ、含まれてもよい。他の実施形態では、マーカーまたはマーカーのサブセットのみ、含まれてもよい。ガイドワイヤ200が、アクティブ電極またはマーカーを有していない場合、標準的ガイドワイヤに類似する。マーカーまたは電極を伴わない場合でも、ガイドワイヤは、依然として、X線画像中で可視である。標準的ガイドワイヤの遠位端におけるコイル細片は、X線画像中でさらにより明確に可視にする材料から作製される。カテーテル202が、アクティブ電極を有していない場合、バルーン内側に放射線不透過性マーカー（または、パッシブ電極）の連結部を有する、標準的バルーンカテーテルに類似する。

20

【0020】

マーカー/電極の幾何学形状、場所、数、およびサイズ、ならびにそれらの間の間隔の観点から、図示される構造に可能性として考えられるいくつかの修正および変形例が、存在する。線形化のためにアクティブ電極を使用することに加え、ガイドワイヤ200およびカテーテル202は、必ずしも、電極ではない、複数の放射線不透過性マーカーを用いて構成されてもよい。ガイドワイヤ内の放射線不透過性マーカーは、図2に示される。これは、アクティブ電極の近位側または遠位側のいずれかに留置されることができる。また、アクティブ電極の両側に留置されることもできる、または動脈経路線形化の目的のために、それらを置換することも可能である。電極の近位側のマーカーが、ガイドカテーテル先端の場所から、ガイドワイヤが深部に着座される点までの領域全体に及ぶ場合、線形化は、準周期性の動きの位相毎に、独立して行われることができる。しかし、そのような構造は、多くの場合、他のデバイスまたは着目領域に視覚的に干渉するため、多くの場合、介入の間、望ましくない。故に、少数の一式のマーカーが、多くの場合、望ましい。これらに加え、可能性として考えられるガイドワイヤの別の構成は、必ずしも、均一である必要はない、精密な長さの性質上放射線不透過性および非放射線不透過性である、交互細片を用いてストライプ状のガイドワイヤの遠位コイルセクションを作製することであろう。これらの提案される修正は、独立して、または動脈経路線形化のための任意の組み合わせにおいてともに、使用されてもよい。標準的ガイドワイヤの遠位放射線不透過性コイルセクション（ストライプ状にされない）はまた、動脈の線形化されたマップの近似推定値を求めるために使用されることができる。本推定値は、入力ビデオのフレームレートが増加するにつれて、ますます正確となる。これらの変形例は全て、予測され、本発明の範囲内である。

30

40

【0021】

腔内デバイスは、動脈内に挿入されると、動脈の輪郭に追従する。ワイヤの2-Dスナップショットが、本状況において撮影されると、視点に応じて、電極の間隔、サイズ、および形状の変化が存在するであろう。例えば、ワイヤが、視認者から離れるように屈曲している場合、マーカー間の間隔は、減少して現れるであろう。これは、図3に示される湾曲ワイヤ300によって描写される。

50

【 0 0 2 2 】

種々の使用例の説明

【 0 0 2 3 】

本サブセクションは、線形化されたマップの生成が臨床上重要となるであろう種々の使用例を説明する。

【 0 0 2 4 】

線形化が、マーカーおよび電極を伴うガイドワイヤを使用して、または標準的ガイドワイヤを使用して行われるとき、線形化されたマップは、解剖学的目印（病変、分岐等）と管腔測定値の共位置合わせのために使用されることができる。

【 0 0 2 5 】

そのような共位置合わせは、いくつかの目的を果たすことができる。

- 1．病変等の着目点が、次いで、血管造影ビュー上に重畳されることができる。
- 2．他の療法デバイス（ステントカテーテル、バルーンカテーテル等）が、着目領域に誘導されることができる。
- 3．代替として、共位置合わせされた動脈に沿った任意のデバイスの前進が、療法を誘導するために、線形ビュー内に表示されることができる。

【 0 0 2 6 】

標準的ガイドワイヤが、マーカー / 電極から成るカテーテルと併用され、カテーテル内のマーカーまたは電極が、事前膨張の間、線形化のために使用される場合、コンピュータ支援介入補助が、あらゆるさらなる介入のために提供されることができる。これは、線形化されたマップが、放射線不透過性バルーンマーカーを含有する標準的カテーテルを使用して生成される場合でも該当する。線形化されると、患者に特異的動脈マップもまた、その動脈内における患者のための他の将来的介入のために使用されることができる。

【 0 0 2 7 】

アルゴリズムの説明

【 0 0 2 8 】

血管造影手技において使用されるガイドワイヤ、ガイドカテーテル、およびカテーテルは、図 4 の蛍光透視画像 4 0 0 に示される。ガイドワイヤおよびガイドカテーテル 4 0 0 は、ガイドワイヤが、どのようにカテーテルから前進され得るかを図示するようにさらに示される。冠動脈内側のガイドワイヤ上の放射線不透過性マーカー 5 0 0 の例証は、図 5

【 0 0 2 9 】

ここに説明されるアルゴリズムは、少数の一式のマーカーを用いた管腔の線形化のためのものである。動脈の全長に及ぶマーカーは、本シナリオの特殊例として見られ得る。動脈経路線形化の目標を達成するために、腔内デバイス内の放射線不透過性マーカー（ガイドワイヤおよびカテーテル内のアクティブ電極またはバルーンマーカーのいずれか）を検出し、心拍の異なる位相を通して、フレームにわたってそれらを追跡する。遡及的動き補償アルゴリズムが、次いで、動脈内で電極によって進行される距離を測定するために、心拍および呼吸の影響を排除するために使用される。画素で測定された距離は、冠動脈の幾何学形の線形化されたマップを生成するために、物理的距離（例えば、mm）に変換される。図 6 は、関わるステップの概要のブロック図 6 0 0 を示す。

【 0 0 3 0 】

これらのタスクのそれぞれを達成する際の課題は、以下に説明される。マーカーの放射線不透過性性質は、それらを血管造影画像内で非常に顕著に可視にする。エッジ検出器、着目点検出器、テンプレートマッチング、ハフ変換ベースの方法等のいくつかの方法が、電極を個々に検出するために使用されてもよい。しかしながら、ペースメーカー導線および冠動脈バイパスグラフトワイヤ等の他の放射線不透過性物体の存在下、ロバスト性を維持することは、困難なタスクである。

【 0 0 3 1 】

撮像されたフレーム内で観察された動きのため、画像内の電極の座標は、腔内デバイス

10

20

30

40

50

が、定常に保たれる場合でも、必ずしも、一定のままであるとは限らない。撮像されたフレーム内で観察された動きは、撮像デバイスにおける平行移動、ズーム、または回転変化；心拍および呼吸による動き；対象または対象が位置付けられる台の物理的動きの同時発生の中の1つ以上の結果であり得ることに留意されたい。図7は、ガイドワイヤが定常であるとき、心拍の異なる位相における2つのマーカの位置の変化を示す、チャート700を図示する。

【0032】

電極の動きを補償するために、遡及的動き補正または動き予測方式が、使用されてもよい。しかしながら、画像ベースの動き補正アルゴリズムは、通常、計算上、高価であって、リアルタイム用途に好適ではない場合がある。我々の実装では、ガイドワイヤを識別するために、画像をセグメント化する。一実施形態では、ガイドワイヤ全体が、動き補正のために使用される一方、別の実施形態では、着目領域内のガイドワイヤの一部のみ、動き補正のために使用される。

【0033】

本プロセスでは、ガイドワイヤは、本セクションで後述される様式において、フレーム毎に検出される。マーカーおよび電極もまた、該当する場合、本プロセスにおいて検出される。ガイドワイヤが、ロバストに検出されると、ガイドワイヤシステム（ガイドワイヤおよびそれが担持し得る任意のカテーテル）上の既知の基準点が、隣接する画像フレーム間で合致され、それによって、フレーム間の心拍による動きを判定および補正する。これらの基準点は、ガイドワイヤ上の端点、ガイドカテーテルの先端、またはガイドワイヤの遠位放射線不透過性セクション、あるいは腔内器具の手動挿入または後退によって有意に縦方向に移動していない任意のマーカーもしくは動脈内の分岐等の任意の解剖学的目印であってもよい。ガイドワイヤマーカーが、線形化のために使用されるとき、これらのマーカーは、定義上、縦方向管腔方向に沿って定常ではなく、故に、目印点として使用されるべきではない。

【0034】

カテーテルの軌道は、ガイドワイヤのものと同等であるため、ガイドワイヤに適用可能である動き補償は、カテーテルにも等しく適用可能である。カテーテルは、実際には、手動挿入または後退手技のため、ガイドワイヤにわたって移動され得ることに留意されたい。故に、カテーテルマーカーは、カテーテルが定常ではないとき、動き補償のために使用されるべきではない。実際、動き補償後、非定常腔内デバイス上のマーカの移動は、管腔内のデバイスの位置を判定するために追跡される。

【0035】

あるフレーム内のガイドワイヤのセグメント化は、後続フレーム内の検索領域を絞り込むことを可能にする。これは、マーカーを局所化し、ペースメーカー導線等の異物の存在下、局所化をロバストにするために、検索空間の縮小を可能にする。しかしながら、それ自体ではガイドワイヤ全体の検出は、困難なタスクであって、マーカーは、通常、ガイドワイヤ内の最も顕著な構造である。故に、我々のアプローチは、2つのインターリーブプロセスとして、電極を検出し、ガイドワイヤをセグメント化するステップを検討する。マーカーおよびガイドワイヤは、一緒にまたは反復的に、検出され、さらなる改善が達成され得るまで、反復毎に、検出および識別の精度を改善する。

【0036】

ガイドワイヤ推定を通して達成される動き補償は、計算の量を低減させ、そのような用途のリアルタイムの必要性を考慮するために使用されることができる。しかしながら、本セクションで前述されたように、画像ベースの動き補償または動き予測方式は、専用高速計算デバイスを使用することによって、同一の目標を達成するために使用されてもよい。得られた動き補償されたデータ（ガイドワイヤベースの動き補償の場合、腔内デバイスの場所；画像ベースの動き補償の場合、画像）は、管腔の縦軸に沿った腔内デバイス/マーカの平行移動を計算するために使用されることができる。本計算された情報はさらに、その上に明示的にマークされた腔内デバイスの有無にかかわらず、動画として、または一

10

20

30

40

50

連の動き補償された撮像フレームとして、介入者に視覚的に提示されることができる。マーカーおよび他の腔内デバイスの場所情報もまた、定常画像上に重畳されることができる。

【0037】

ガイドワイヤセグメント化のためのアルゴリズムならびに全フレームにわたる電極検出のためのアルゴリズムは、本明細書に詳細にさらに説明される。さらに、隣接するフレーム内のガイドワイヤ間の点対応を見つけることを通した動き補償のためのアルゴリズムが論じられた後、線形マップ生成が続く。

【0038】

ガイドワイヤセグメント化および電極局所化

10

【0039】

ある方法では、ガイドワイヤセグメント化のための我々のアプローチは、4つの主要部分を備える。

1. ガイドワイヤの端点の確実な検出。
2. 画像内の管状物体の強調。
3. 2つの端点間の最適経路の検出（最適性は、曲線の連続性ならびに管状構造を通したその横断に基づく）。
4. ガイドワイヤ近傍におけるマーカーの局所化および検出されたマーカーに基づくガイドワイヤセグメント化の再推定。

【0040】

20

ガイドワイヤの端点の検出

【0041】

ガイドワイヤの端点の検出は、ガイドカテーテル先端および放射線不透過性ガイドワイヤ細片等の画像内の既知の実質的物体の検出を含む。これらの基準物体は、ガイドワイヤの端点を画定する。パターンマッチングに基づく物体局所化アルゴリズム（OLA）は、フレーム内のそのような物体の場所を識別するために使用される。本発明の一実施形態では、ユーザは、ガイドカテーテルの先端上またはその近傍の場所において、画像をクリックすることによりガイドカテーテルの先端を手動で識別することによって、介入する。これは、OLAを訓練し、ガイドカテーテル先端の特定の2-D投影を検出するために行われる。他の実施形態では、ガイドカテーテルの先端は、手動介入を伴わずに検出される。ここでは、OLAは、ガイドカテーテルの先端に類似する形状を探すようにプログラムされる。OLAは、ガイドカテーテルの先端のサンプルを使用して訓練されるか、または形状パラメータが、パラメータとして、アルゴリズムにプログラムされるかのいずれかであることができる。さらに別の実施形態では、ガイドカテーテルの先端は、ガイドカテーテルが定位置に置かれるにつれて、画像のシーケンスを分析することによって検出される。ガイドカテーテルは、画像のシーケンス内において、管腔を通して縦方向に移動する、最も有意な部分となるであろう。また、画像内で容易に検出される異なる構造を有する。移動するガイドカテーテルは、識別され、ガイドカテーテルの放射線不透過性先端は、カテーテルの前端として識別される。さらに別の実施形態では、ガイドカテーテルの先端は、前述のような管腔周波数測定において使用される電極が、ガイドカテーテルから血管に移動するとき、検出される。電極によって測定されたインピーダンスの変化は、大きく変化し、これは、ガイドカテーテル検出を補助する。また、介入の間、染料の注入に基づいて、検出されることもできる。

30

40

【0042】

ガイドカテーテルの放射線不透過性先端は、ガイドワイヤの一端をマークする場所を表す。ガイドカテーテルの先端は、画像フレーム毎に検出される必要がある。心拍のため画像内で観察された動きによって、異なるフレーム内の対応する位置の場所は、有意に変動する。強度相関に基づくテンプレートマッチングアプローチは、後続フレームにおいて、訓練されたガイドカテーテル先端に最も類似する構造を検出するために使用される。検出するための手技もまた、物体局所化アルゴリズムを訓練し、ガイドカテーテル先端の種々の

50

2 - D 投影を局所化することによって自動化されることができる。自動化およびユーザ相互作用両方をベースとする検出は、C アーム機械を通した取得の角度が変化する、またはズーム比（台からの C アームの高さ）が変化するときでも、ガイドカテーテルを検出するように訓練されることができる。これは、ガイドカテーテル先端が物理的に移動しない線形化のプロセスを通して仮定される。本仮定は、血管内の分岐の場所等、全解剖学的目印を用いて、ガイドカテーテル先端の距離を計算することによって、周期的に検証される。心拍による動きを考慮後も、変化が有意であるとき、移動された距離は、さらなる処理において推定および補償される。着目血管内の分岐の特定は、本明細書にさらに説明される。

【 0 0 4 3 】

放射線不透過性であるガイドワイヤの先端は、そのグレーレベル値に基づいて、セグメント化される。ガイドカテーテルの放射線不透過性先端は、識別され得るガイドワイヤセクションの一端を表す場所を表す。

【 0 0 4 4 】

ガイドカテーテルの先端が識別されると、次のステップは、識別される必要があるガイドワイヤの他端を表す、ガイドワイヤの放射線不透過性コイル細片を識別することである。いくつかの状況では、ガイドカテーテルは、ガイドワイヤがガイドカテーテルの遠位端を通して挿入される前に検出される。そのような状況では、ガイドワイヤの遠位端における放射線不透過性コイル細片は、フレーム毎に、ガイドカテーテル先端の周囲の窓を継続的に分析することによって、ガイドカテーテル先端から出射するにつれて、自動的に検出される。他の状況（他の実施形態）では、ガイドワイヤの遠位放射線不透過性コイル細片は、ユーザ介入によって識別される。ユーザは、ガイドワイヤのコイル細片の近位端（ガイドワイヤのコアに接続される端部）近傍の点を選択することを要求されるであろう（例えば、マウスクリックを通して）。さらに別の実施形態では、ガイドワイヤの遠位端は、その明瞭に可視の管状構造および低グレーレベル強度に基づいて検出される。

【 0 0 4 5 】

ガイドワイヤの放射線不透過性コイル細片は、X 線上で著しく可視であるため、放射線不透過性遠位端を検出することは比較的容易である。画像のグレーレベルヒストグラムが、作成される。閾値が、構成されたヒストグラムに基づいて、自動的に選択される。選択された閾値を下回る値を有する画素は、潜在的コイル細片領域としてマークされる。マークされた画素は、次いで、相互間の接続に関して分析される。マークされた画素の島（完全に接続された領域）は、ガイドワイヤコイルセクションに対する潜在的セグメント化結果を表す。島はそれぞれ、特性形状を有する（構成画素の接続に基づく）。潜在的セグメント化領域は、固有形状の面積、偏心性、周縁等の種々の形状ベースの基準に基づいて、いくつかの領域を排除することによって減少され、潜在的セグメント化領域のリストは、更新される。最も高い管尤度メトリックを有する領域は、ガイドワイヤコイルセクションとして選択される。コイルセクションが識別されると、コイルセクション上の任意の点から開始し、全方向における検索が、コイル細片の 2 つの端点を検出するために行われる。前のフレーム内の対応する点のものに、またはガイドカテーテル先端のものから最も近い、端点が、選択される。これは、ガイドワイヤセグメント化のために識別される必要がある、ガイドワイヤの第 2 の端点を表す。遠位コイルの検出の結果は、図 8 の画像 8 0 0 に示される。検出された 2 つの端点が存在する。これらのうち、ユーザによって選択された点により近い 1 つが、第 1 の画像フレーム内で選択される。

【 0 0 4 6 】

心拍による画像内の観察された動きによって、異なるフレーム内の対応する位置の場所は、有意に変動する。したがって、ガイドカテーテル先端およびガイドワイヤコイル細片の近位端の場所は、フレーム毎に有意に変化する。全後続フレーム内のガイドワイヤの端点を検出するために、初期フレーム内で検出された点の周囲の領域が、選択される。選択された領域のグレーレベル強度は、テンプレートとして見なされる。2 - D 相関が、後続フレーム内で検出された座標の周囲の比較的に大きな領域内で行われる。相関スコアが極

10

20

30

40

50

大値を達成する場所は、後続フレーム内のガイドワイヤの端点として選択される。最大値が十分に「有意」ではない場合、いくつかの候補点が、選択される。前のフレームと、同一の位相内の現在のフレームからフレームのガイドカテテル点の距離である、全候補点であるが、いくつかの前の心拍との間の動きが、計算される。得られた最適点は、これらの距離関数の組み合わせを最小限にする。ガイドワイヤのセグメント化のためのアルゴリズムは、ガイドワイヤに構造上似ている管状アーチファクトを除去するための初期推定値として検出された端点を使用する。ガイドワイヤセグメント化手技はまた、端点の位置の推定値を精緻化する。

【 0 0 4 7 】

ガイドカテテルの先端の検出の結果は、ガイドワイヤの一端におけるテンプレートマッチングおよび他端におけるガイドワイヤ放射線不透過性コイルのマークされた先端に基づいた先端を有する局所化されたガイドカテテル 9 0 0 を描写する、図 9 (a) に示される。図 9 (b) は、相関スコアの変動およびガイドカテテルの先端の局所化のために使用される一意の最大値の存在をグラフ化する、チャート 9 0 2 を示す。

【 0 0 4 8 】

ガイドワイヤ 9 0 0 の端点の場所は、C アーム機械を通した取得の角度が変化するとき、またはズーム比（台からの C アームの高さ）が変化するとき、有意に変化する。そのような状況では、前のフレームからの端点情報は、再推定のために使用されることができない。ユーザは、再び、対応する場所を指し示すように求められるか、または本セクションで前述されたように、前のフレームからの入力を要求せずに、端点を検出するために設計された自動アルゴリズムが使用されるかのいずれかであってもよい。C アームの角度変化の検出は、相関ベースの検出等の任意の場面変化検出アルゴリズムに基づいて行われることができる。これは、前のフレームに対する本フレームの相関を測定することによって行われる。相関が閾値より少ないとき、画像は、ひいては、角度変化によって生じるものと大幅に異なると言える。角度変化はまた、捕捉されたライブフィード画像（図 2 1 に見られるように）の角のうちの 1 つにおいて利用可能な角度情報を追跡することによって検出されることができる。

【 0 0 4 9 】

着目物体の強調

【 0 0 5 0 】

具体的着目物体を強調するためのいくつかのアプローチが、文献に見出されることができる。着目物体が管状構造に似ている一実施形態では、管状構造のハイライトに特異的画像強調技法が、使用される。一般に使用されるメトリックのうちのいくつかは、F r a n g i の血管性メトリックおよび管検出フィルタである。介入ツールが管状構造に似ていない別の実施形態では、着目物体の幾何学形状に特異的画像強調技法が、使用される。実装を実証するために、F r a n g i の血管性測定基準を使用して、画像中の管状物体を強調する。しかしながら、類似目的を果たす任意の代替方法が、その代用として使用されることができる。F r a n g i の管尤度式では、 $T(x)$ は、以下のように定義される。

【 数 1 】

$$T(x) = \begin{cases} 0 & \lambda_2 > 0 \text{ の場合} \\ \left(1 - \exp\left(-\frac{s^2}{2\gamma^2}\right)\right) & \text{さもなくば} \end{cases} \quad (1)$$

式中、

【 数 2 】

λ_1 および λ_2 は、 $|\lambda_1| \leq |\lambda_2|$

であって、

10

20

30

40

【数 3】

$$S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$$

であるような検討中の画像のヘッシアン行列の固有値である。

【0 0 5 1】

ヘッシアン行列は、画像の二次導関数行列である。画像中の画素 P (x , y) 毎に、2 x 2 行列

【数 4】

$$H(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 P}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 P}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 P}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 P}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

10

によって定義されるような 4 つの二次導関数が存在する。

【0 0 5 2】

値 α および β は、加重係数であって、最適結果をもたらすように実験的に選定される。

【0 0 5 3】

管状物体の強調 1 0 0 0 の結果は、図 1 0 に示される（より白色の値は、管状構造の一部である可能性がより高い画素に対応し、より暗色の値は、より低い可能性を示す）。このように得られた管尤度メトリックは、方向性のないメトリックである。腔内デバイスの経路を検出するために、管尤度メトリックの主方向は、時として、有益な情報である。主方向情報を得るために、ヘッシアン行列の固有ベクトルが使用される。図 2 2 は、画像画素上にオーバーレイされた固有ベクトルを表す、オリジナル画像上にオーバーレイされた方向性の管尤度メトリック 2 2 0 0 を示す。

20

【0 0 5 4】

最適経路検出

【0 0 5 5】

C アーム位置の線形平行移動が生じる場合、またはズーム比（台からの C アームの高さ）が変化する場合、その動きが、推定されることができる。本推定は、前のフレームを現在のフレームに対して分析し、画像の画素間の平方差の和（S S D）または絶対差の和（S A D）等のメトリックを計算することに基づく。S S D または S A D は、連続フレーム間の平行移動およびズーム変化のいくつかの可能性として考えられる組み合わせに対して計算され、最小 S S D / S A D を伴うものは、平行移動およびズームの正しい解として選択される。例えば、図 2 3 は、2 つのフレーム 2 3 0 0、2 3 0 2 間に若干の平行移動（および、ズーム比変化なし）を伴う、2 つの連続フレーム 2 3 0 0、2 3 0 2 を示す。S S D 値は、両方向に - 4 0 ~ + 4 0 画素変動する、種々の可能性として考えられる平行移動に対して計算される。図 2 4 は、異なる可能性として考えられる平行移動に対する S S D 値の変動を図示する、グラフ 2 4 0 0 を図示する。極小値は、一方向（X - 軸）における 4 画素および他の方向（Y - 軸）に沿った 1 2 画素の平行移動に対して得られる。

30

40

【0 0 5 6】

少量の C アーム角度変化は、時として、平行移動およびズーム変化の組み合わせによって近似化されることができる。このため、平行移動からの回転とズーム変化とを区別することが不可欠となる。画像のライブフィードを処理する間、平行移動は、通常、シームレスに見られるが、しかしながら、ある角度による回転は、わずかであって、行き先角度に到達するまで、ある時間の間、ライブフィードを「フリーズ」させる。実際、ライブフィードビデオは、平行移動の遷移状態も同様に含有する一方、回転の間は、初期および最終視野角のみ、見られる。遷移状態が、回転においても同様に利用可能である稀な場合には、ライブフィードビデオ 2 1 0 0 に見られるような C アームの角度の検出（図 2 1 における左下角）は、この区別を行うために使用されることができる。

50

【 0 0 5 7 】

ガイドワイヤ検出

【 0 0 5 8 】

ガイドワイヤの端点が既知となり、かつ管尤度が画像内の画素毎に計算されると、ガイドワイヤの描出は、非負加重を伴うグラフ理論による最短経路問題に帰着する。より具体的には、画像内の画像画素は、ノードであって、2つの画素を接続するエッジは、頂点であって、各頂点の加重は、その点において、管尤度に反比例すると想定すると、ガイドワイヤセグメント化アルゴリズムは、最小経路距離を伴う経路を見つけるように書き換えられることができる。検討中の加重は、非負であるため、コンピュータ視覚の分野では非常に知られているダイクストラのアルゴリズムまたはライブワイヤセグメント化が、本目的のために使用されてもよい。

10

【 0 0 5 9 】

代替として、セグメント化問題はまた、部分的に検出されたガイドワイヤエッジおよび管尤度を使用して、ガイドワイヤ端点間のエッジ結合とも見なされる。アクティブ形状モデル、アクティブ輪郭または勾配ベクトルフローもまた、類似出力を求めるために使用されてもよい。

【 0 0 6 0 】

我々の実装では、ガイドワイヤをセグメント化し、追跡するためのダイクストラのアルゴリズムの修正バージョンを使用する。実装されるダイクストラのアルゴリズムは、開始点から検討中の画素までの経路内の前の画素にある加重を与えることによって、検出中の曲線の平滑度に配慮する。最適経路のための検索は、両端点（初期化ステップにおいて検出されるように）が処理されるとき、停止される。図 2 5 は、そのようなアルゴリズムによって検出されたガイドワイヤ 2 5 0 0 をハイライトする。本アルゴリズムはまた、異なる血管内に挿入された複数の腔内デバイスを同時に追跡するために使用されることができる。代替として、通常のダイクストラのアルゴリズムが、ガイドワイヤを検出および追跡するために使用されることができ、それらが検出された後、別個の平滑化関数が、平滑ガイドワイヤを求めるために適用されることができる。

20

【 0 0 6 1 】

いくつかの実践的シナリオでは、ガイドカテーテル先端およびガイドワイヤ先端は、心拍のため、フレーム内外に動き得る。そのような場合（端点のうちの少なくとも1つは、可視である）、修正されたダイクストラのアルゴリズムは、端点のうちの一方から開始される。端点の一方は、フレーム外にあるため、最適経路検出アルゴリズムに対する疑似端点は画像内の境界画素のうちの1つである。最適経路の検索は、画像内の全境界画素が処理されるまで、継続される。以前に検出されたガイドワイヤに最近傍経路（心拍の同一の位相内で）は、最適経路として選定される。

30

【 0 0 6 2 】

また、両端点が可視である間、ガイドワイヤのセクションが、フレーム外に動く可能性もある。そのような場合、修正されたダイクストラのアルゴリズムは、1つのみの端点が可視であると仮定して（前述の方式に基づく）、両端点から開始される。両端点の結果は、組み合わせられ、部分的に欠如したガイドワイヤ経路は、ガイドワイヤの連続性が欠如領域内で変化しないと仮定して、再構成されることができる。

40

【 0 0 6 3 】

ガイドワイヤの3-D経路の2-D投影が自己ループを形成する、さらに別の場合には、修正されたダイクストラのアルゴリズムは、ループが存在しない経路を検出するために使用される。ガイドワイヤの経路の変化が急である点では、別個の領域ベースのセグメント化技法が、ガイドワイヤ内のループを検出するために使用される。例えば、我々の実装では、高速マーチングベースのレベルセットアルゴリズムは、ガイドワイヤ内のループを検出するために使用される。本アルゴリズムの部分は、ガイドワイヤ方向の可視の急変化が存在する場合のみ、始動される。図 2 6 は、自己ループ 2 6 0 0 がガイドワイヤ内に形成されて示される、そのような使用例シナリオの実施例を示す。

50

【 0 0 6 4 】

ダイクストラのアルゴリズムの検索空間はまた、いくつかの前の心拍における同一の位相内で検出されたガイドワイヤへの画素の近傍性に基づいて制限される。心拍の位相は、ECG、または患者から得られた圧力、血流、血流予備量比、生体インピーダンス等の電気刺激への応答の測定値等、心拍と協調される、他の測定パラメータを分析することによって得られることができる。

【 0 0 6 5 】

我々の実装では、心拍の位相のECGベースの検出を使用する。これは、P波およびT波の開始および終了、P波およびT波の極大値、PQセグメントおよびSTセグメント内の等間隔、QRS群内の極大値および極小値等、ECGにおける有意な構造を検出することによって行われる。処理中のフレームが、ECG信号内にP波の開始が存在する時間に対応する場合、ガイドワイヤ検出の検索空間を制限するために、P波のいくつかの前の開始からのフレームが、選択され、その対応するガイドワイヤ検出結果が、使用される。心拍の同一の位相に対応するフレームは、常時、ガイドワイヤの類似形状に対応する必要はない。これは、心拍による動きに加え、また、ビデオ内に見られる対象の呼吸の影響が存在するという事実のためである。呼吸による動きは、通常、心拍による動きのものと比較して、非常にゆっくりである。本理由から、画像処理ベースの検証が、選択されたフレーム上で行われる。ガイドワイヤの地理的場所（初期化の間に検出された端点を整合させた後）が、現在のフレーム内の有意に高い管尤度メトリックに対応する、全フレームが、検索空間縮小のために、有効フレームとして選択され、他のフレーム（心拍の同一の位相に属するが、管尤度基準に当てはまらない（段落の以降では、「無効」フレームと称される））は、破棄される。別の実施形態では、呼吸の補償は、前述で定義されたような全「無効」フレームに対して行われる。「有効」フレーム内で検出されたガイドワイヤの平均が、計算され、基準ガイドワイヤとしてマークされる。「無効」フレーム内で検出されたガイドワイヤと基準ガイドワイヤとの間の点対応は、本明細書でさらに説明されるように計算される。本点対応は、事実上、心拍のいくつかの位相における呼吸による動きを無効にする。本プロセスは、心拍による動きと、呼吸による動きを分離するため、対象の呼吸パターンをさらに研究するために使用されることができる。

1．前のフレーム内のガイドワイヤの場所および形状の情報は、現在のフレーム内のガイドワイヤの検索範囲を絞り込むことを可能にする。

2．着目領域内の画素に対する現在のフレーム内で計算された管尤度メトリック。

3．ガイドカテーテル先端およびガイドワイヤの放射線不透過性遠位部分に基づいて検出される、現在のフレーム内のガイドワイヤ端点。

【 0 0 6 6 】

ガイドワイヤを検出するための検索範囲を絞り込むために、前のフレーム内で検出されたガイドワイヤが、現在のフレーム上にマップされる。ガイドワイヤの端点は、本フレームに対して既知であるため、前のフレームガイドワイヤは、端点が一致するように、回転、スケーリング、および平行移動される（RST）。したがって、前のフレームからのガイドワイヤの整合された画像1100は、図11に示されるように、現在のフレーム上にマップされる。

【 0 0 6 7 】

本ガイドワイヤを見つけるための検索空間は、前のフレームからの初期化が考慮されると、大幅に減少することに留意されたい。ガイドワイヤの位置の予測は、心拍による軌道の変化の周期的性質が考慮される場合、さらにより良好に行われることができる。しかしながら、これは、不可欠なステップではなく、各フレームは、前のフレームのガイドワイヤのいかなる知識も使用せずに、個々に検出されることもできる。心拍の1つの完全位相後のガイドワイヤの検出は、心拍の前のサイクルの対応する位相において検出されたガイドワイヤを検討することができる。心拍は、周期的であって、呼吸周期は、通常、はるかに少ない周波数で観察されるため、検索空間は、さらに縮小されることができる。心拍の同一の位相は、介入の間、患者から得られたECGまたは他のバイタル信号を使用するこ

10

20

30

40

50

とによって検出されることができる。バイタルサインが分析のために利用不可能である場合、画像処理技法が、検索空間を大幅に縮小するために使用されることができる。有意な時間の間の腔内デバイスの経路の分析は、移動が非常に周期的であることを示す。現在のフレーム内の高菅尤度メトリックの領域に近接するガイドワイヤを有する、フレームを選択することによって、検索空間を選定するための正しいフレームを選択する確率が高くなる。かなりの程度まで、正しいフレームはまた、カルマンフィルタ処理等の予測フィルタによって選定されることができる。これは、ガイドワイヤの2-D形状を観察し、経時的に、ガイドワイヤの類似形状の繰り返しを監視することによって行われる。これらの2つのアプローチの組み合わせは、より正確な結果のために使用されることができる。

【0068】

図10において明白であるように、いくつかの断続エッジが、実際のガイドワイヤに沿って存在する。検出されたガイドワイヤの連続精緻化の結果は、図12に示される画像のシーケンスに示される。示される精緻化は、曲線の連続性の維持に基づく。本図では、図12(A)の画像1200は、処理されるべき未加工画像である。図12(B)の画像1202は、画像に対して計算された管尤度メトリックである。1から6と番号が振られた図12の画像1204は、連続精緻化を用いたガイドワイヤ上の点の識別を表す。最終画像(画像6)は、ガイドワイヤ上の点の最終識別を表す。三次スプライン適合が、次いで、使用され、外れ値を削除し、図13に示されるように、平滑曲線1300に適合する。雑音の多いデータにおける直接スプライン適合は、望ましくない発振をもたらすであろう。故に、減少自由度を用いたスプライン適合が、我々の実装では使用された。

【0069】

放射線不透過性マーカー検出およびガイドワイヤ再推定

【0070】

性質上管状であるマーカーは、多くの場合、高菅尤度メトリックと関連付けられる。故に、電極を局所化するために、ガイドワイヤに沿った $T(x)$ 値を検討し、その中における多数の極大値を検出する。コンテキスト情報もまた、マーカーを検出するために使用されることができる。我々の目的が、既知のバルーン寸法、例えば、16mm長のバルーンのパルーンマーカーを検出することである場合、検出されたガイドワイヤ上のマーカーの検索は、近似距離(画素単位)を組み込むことができる。したがって、マーカーの検出は、もはや個々のマーカーの独立検出のままではない。管腔周波数応答のために使用される放射線不透過性電極等の近接して留置されたマーカーの検出もまた、電極の固有構造に基づいて、一緒に行われることができる。図14は、ガイドワイヤ上の点の管尤度値のプロット1400を示す。そのようなプロット内の有意な極大値は、通常、潜在的放射線不透過性マーカー場所である。本プロット1400はまた、検討中のマーカーの固有構造を検出する手技を図示する。

【0071】

マーカーは、腔内デバイス内で非常に顕著な構造であるため、ガイドワイヤの検出される経路が、検出されたマーカーの中心と一致しない場合、推定されるマーカー場所が、より信頼性があると見なされる。そのような場合、加重されたスプライン適合アルゴリズムが、ガイドワイヤのより優れた推定値に到達するために使用され、マーカーは、ガイドワイヤ内の他の点と比較して有意に高い加重が与えられる。これは、顕著な特徴を有するマーカーが、ガイドワイヤのコアより確実に検出されるためである。図15は、画像内で検出されるマーカー1500を描写する。図27は、マーカー検出アルゴリズムの異なるブロックを図示する、ブロック図2700を示す。マーカーの場所は、エンドユーザに提供する出力とともに、種々のモジュールを組み入れるブロック図の実施例を図示する、図18に見られるように、番号5で出力される。

【0072】

これまでの議論では、ガイドワイヤ全体が、X線画像中で可視であると仮定した。しかしながら、いくつかの状況では、ガイドワイヤは、X線画像中で明白に可視ではない。これは、低品質のX線画像、使用中の低強度放射レベル、またはガイドワイヤ自体の材料の

10

20

30

40

50

ためであり得る。これらの場合、ガイドワイヤ上の非常に少ない点（腔内デバイス内のマーカーの場所に対応する）が、管腔度メトリックマップに現れるであろう。ガイドカテテル先端は、付加的基準点として使用され得る。そのような状況では、確実に検出される点（マーカーおよびガイドカテテル先端）間の経路のみ、現在のフレームを使用して推定される。前のセクションにおいて論じられるような動き補償アルゴリズムが、次いで、部分的ガイドワイヤセクションに適用される。マーカーが、動脈に沿って縦方向に移動されるにつれて、ガイドワイヤのより多くのセグメントが、推定される。推定されるガイドワイヤセグメントの情報は、後続ならびに前のフレームの両方に伝搬される。これは、マーカーが移動されるにつれて、ガイドワイヤのより大きいセグメントを徐々に検出し、マーカーの軌道の情報を使用して、ガイドワイヤの経路を構築するのに役立つ。本プロセスは、マーカーが進展する点までのみ、ガイドワイヤ経路を構築する（したがって、後に、線形マップを作成する）のに役立つであろう。しかし、マーカー（カテテル内のアクティブ電極／バルーンマーカー）は、通常、少なくとも狭窄が生じる点まで占有されるため、治療計画および他の介入補助のために線形経路の部分的生成で十分となるであろう。

【0073】

点对応および線形マップ生成

【0074】

線形マップ生成の実施例は、狭窄近傍で測定された管腔直径および断面積情報1600と共位置合わせされた線形化経路1602を図示する、図16に描写される。腔内デバイス上で放射線不透過性マーカーを検出後、それらの間の距離は、腔内デバイスに沿って測定されることができる（画素単位）。これらのマーカー間の物理的距離の把握は、腔内デバイスの一部を線形経路内にマッピングするのに役立つ。腔内デバイス全体を通して近接して留置された放射線不透過性マーカーが存在する場合、血管経路全体（腔内デバイスによって被覆される）を線形化するために単一フレームで十分である。放射線不透過性マーカーは、任意の2つの連続マーカー間の経路が、線形であって、腔内デバイス全体が、区分的線形デバイスとして近似化されることができると仮定するために十分に近接して留置される必要がある。

【0075】

画素と実際の物理的距離との間のマッピングは、一意ではないことに留意されたい。これは、腔内デバイスが、必ずしも、同一の平面内ではないためである。異なる場所では、画像平面と異なる角度を成す。いくつかの場所では、画像平面内にあり得る。他の場所では、画像平面内に入り込む（または外に出る）場合がある。いずれの場合も、画素から実際の物理的距離へのマッピングは、異なるであろう。例えば、前者の場合に、マッピングは、物理的距離のミリメートルあたり3画素であって、後者の場合、ミリメートルあたり2画素となり得る。得られた本物理的距離は、その局所領域内の血管経路の長さの概念を与える。

【0076】

実際の使用例シナリオでは、多くの放射線不透過性マーカーを腔内デバイス内に留置することは、経路およびそれらの中に存在する可能性として考えられるビューを遮る場合があるため、介入者にとって有用ではない場合がある。したがって、腔内デバイス上に留置されたマーカーの数を最小限にする必要がある。他の極端な場合は、単一マーカーを腔内デバイス上に留置することである。これは、全フレーム内のマーカーを追跡することを可能にするであろう。マーカーが、既知の長さである場合、管腔に沿った異なる場所におけるマーカーの長さの変動は、線形化されたマップを作成するために使用されることができる。有意に小さい長さの単一マーカー（線であるが、画像上の単一点として近似化されることがもはやできない）が使用される場合、モータ式抜去を有する較正ステップが、要求される。これは、血管内の異なる点を線形化されたマップ内の異なる点にマップすることを可能にするであろう。これは、介入者のビュー遮断制約を最小限にするが、同時に、同一の結果を得るために付加的ステップ（モータ式抜去）を追加するであろう。故に、我々の分析によると、腔内デバイスの遠位端近傍に2～5つの近接して留置されたマーカーが

10

20

30

40

50

、線形化された経路を作成することによって介入を補助するために最適設計である。そのような腔内デバイスが挿入されると、複数のフレームを分析することによって、腔内デバイスが押し込まれるにつれて、かつその際に、血管の線形化されたビューが作成されることができる。本明細書に説明される本発明の場合、隣接するマーカー間の距離は、同一の平面内にあるという仮定が該当するために十分に小さくある必要はないことに留意されたい。バルーンマーカー内の物等、距離が大きい場合、連続フレーム内の対応するマーカー間の距離は、動き補償後に測定され、本距離はさらに、線形化のために使用される。

【0077】

撮像されたフレーム内で観察された動きは、撮像デバイスにおける平行移動、ズーム、または回転変化；心拍および呼吸による動き；対象または対象が位置付けられる台の物理的動きの同時発生の中の1つ以上の結果であり得る。血管の形状または位置は、前述の動きの位相毎に異なるようになる。したがって、血管の線形化は、もはや単一解ではなく、動きの全可能性として考えられる構成において血管を線形化する、一式の解である。しかし、そのような精緻な解は、血管の異なる構成が、点对応を通して相互にマップされる場合、要求されない。

【0078】

対応する構造間の対応を見つけることは、広範に研究される論題となっている。画像ベースの点对応は、角点間の対応を見つけることに基づいて、または強度ベースのワーピング関数を見つけることによって、見つけられてもよい。形状ベースの対応は、多くの場合、検討中のある形状を別の形状に歪ませるワーピング関数を見つけ、したがって、本質的に、その点のそれぞれの間のマッピング関数（内因性点对応アルゴリズム）を見つけることに基づいて見つけられる。形状内の点对応はまた、ある形状内の各点を他の形状内の対応する点に外的にマッピングすることによって見つけられることができる。これは、幾何学的または解剖学的目印に基づく、あるいは端点および解剖学的目印が相互にオーバーレイされるとき、ある形状内の点の他点への近接性に基づくかのいずれかであることができる。本目的のために使用される解剖学的目印は、本明細書に説明されるような血管内の分岐場所である。ガイドカテーテルの先端、定常マーカー、および身体外の固定物体等、2-D投影において可視であるデバイスまたは複数のデバイス上の固定点である目印もまた、使用されてもよい。心拍の異なる位相における脈管直径（同様に本明細書に説明されるQCAによって検出されるように）間の相関もまた、点对応を得るためのパラメータとして使用されることができる。我々の実装では、外因性点对応アルゴリズムを使用して、各形状内のマーカーの対応する場所を見つける。心拍の異なる位相における腔内デバイスの異なる部分間の点对応を見つけることによって、ある位相において推定される遠近法効果が、他の位相に変換され、したがって、遠近法効果を統合するのに役立ち得る。これは、腔内デバイスによって横断される経路全体の線形化されたマップを作成する際に使用される。図28は、線形化アルゴリズムに関わる異なるブロックのブロック図2800を示す。

【0079】

外因性点对応を通して達成される動き補償は、前述のシナリオの全てを補償するために使用されることができる。また、画像ベースの動き補償技法と比較して、動き補償のために要求される計算の量を減少させる。しかしながら、本セクションで前述のように、画像ベースの動き補償または動き予測方式は、専用高速計算デバイスを使用することによって、同一の目標を達成するために使用されてもよい。得られた動き補償されたデータ（ガイドワイヤベースの動き補償の場合、腔内デバイスの場所、画像ベースの動き補償の場合、画像）は、管腔の縦軸に沿った腔内デバイス/マーカーの平行移動を計算するために使用されることができる。本計算された情報はさらに、その上に明示的にマークされた腔内デバイスの有無にかかわらず、動画として、または一連の動き補償された撮像フレームとして、介入者に視覚的に提示されることができる。マーカーおよび他の腔内デバイスの場所情報もまた、定常画像上に重畳されることができる。

【0080】

3-D再構成

10

20

30

40

50

【 0 0 8 1 】

腔内デバイスの一部が線形化される度に、2 - D 投影平面と対する角度が、見掛け遠近法効果に基づいて測定されることができる。しかし、腔内デバイスの一部が、X 線受信機に向かって、平面から出ているのか、そこから離れているのかに関して、曖昧性が存在する。本曖昧性は、本技法によって解決されることができない。故に、腔内デバイス全体の線形化が、血管腔軌道の異なる部分における遠近法効果の「 n 」個の別個の推定に基づいて行われるとき、各部分は、血管腔軌道の 3 - D 再構成に関して、2 値の曖昧性を与える。「 n 」個の別個の推定は、腔内デバイス全体を通した複数のマーカーに基づいて、あるいはその任意のサブサンプルによって、または前述のセクションに記載の任意の技法もしくはは本明細書に記載の方法によって、行われてもよい。故に、「 n 」個のステップ線形化手技は、3 - D 再構成の 2^n 個の一貫した解を有するであろう。しかしながら、全解が、血管腔の軌道内に存在する自然平滑度を物理的に考慮することが可能であるわけではない。 2^n 個の解のうちのいくつかは、平滑度基準に基づいて破棄されることができる。しかし、一意の 3 - D 再構成経路は、必ずしも、単一投影角度のみを使用して、線形化に基づいて得られることが可能であるわけではない場合がある。

10

【 0 0 8 2 】

決定に達する前に、介入の間、複数の角度から血管を視認することが一般的実践である。複数の角度（少なくとも 2 つの角度）における線形化は、3 - D 再構成経路の可能性を 1 つに絞り込むのに役立つ。これは、腔内デバイスおよび放射線透過性マーカーの検出および追跡、動き補償に続き、少なくとも 2 つの角度における線形化を含む。

20

【 0 0 8 3 】

別の実施形態では、C アームの投影角度が変化すると、全ての可能性として考えられる 3 - D 再構成経路は、新しい投影角度に投影される。各再構成経路は、新しい投影角度において、別個の投影経路を有するであろう。腔内デバイスは、新しい角度にも検出され、腔内デバイスの検出された経路に合致しない、全ての予測された投影は、除去される。複数の角度における投影を使用することによって、3 - D 再構成経路の検証および絞り込みが行われることができる。本手技は、血管腔軌道の 3 - D 再構成経路を見つけるのに役立つ。

【 0 0 8 4 】

軌道の 3 - D 再構成ビューを得るために、C アームの投影角度は、一意に判定されなければならない。C アームは、6 自由度を有する。3 回転自由度ならびに 1 平行移動および 1 倍率（ズーム比）。図 29 は、C アーム機械 2900 の 5 自由度を図示する。5 つのパラメータのそれぞれを一意に判定することが、正確な 3 - D 再構成のために要求される。平行移動およびズーム比は、本明細書に説明される方法によって得られることができ、回転自由度は、ライブフィードビデオデータ（図 21 に見られるように）からの角度情報を分析することによって、一意に判定されることができる。代替として、また、光学または磁気センサを使用して測定され、C アーム 2900 の動きを追跡することができる。C アーム機械 2900 の位置に関する情報もまた、モータに送信された電気信号へのアクセスを有する場合、そこに取り付けられたモータ内から得られることができる。

30

【 0 0 8 5 】

誘導動作モード

40

【 0 0 8 6 】

共位置合わせおよび線形化されたマップが既に存在すると仮定すると、誘導動作モードは、治療デバイスを病変場所に誘導するのに役立つ。一実施形態では、誘導動作モードの間の画像は、線形化されたマップ作成時と同一の C アーム投影角度にある。そのような場合、画像座標から線形化されたマップ座標へのマッピングは、簡単であって、前のセクションで論じられたようなマーカー検出および動き補償技法を伴う。別の実施形態では、投影角度の変化は、有意である。そのような場合、脈管経路の 3 - D 再構成ビューが、前の角度から生成された線形化されたマップを本角度にマップするために使用される。変換後、前の実施形態に関わった全てのステップが、ここでも同様に使用される。さらに別の実

50

施形態では、誘導動作モードは、正確な 3 - D 再構成が利用不可能であるとき、治療デバイス内に存在するマーカーを用いて行われる。そのような場合、これらのマーカーは、新しい投影角度において脈管を線形化するために使用される。新しい角度における線形化は、自動的に、マップと以前に生成された線形化されたマップを共位置合わせし、したがって、治療デバイスは、病変に正確に誘導されることができる。電極およびバルーンマーカーを伴うカテーテル 1700 の位置をマッピングする実施例は、図 17 における線形マップ 1702 に沿って位置付けられて示される。

【0087】

本表示は、リアルタイムに示される。医師が、カテーテルを挿入または後退させるにつれて、画像処理アルゴリズムが、リアルタイムで起動し、カテーテル上の基準点を識別し、カテーテルの位置を線形表示内にマップする。同一の線形表示はまた、管腔プロファイルを示す。一実施形態では、管腔寸法プロファイルは、カテーテルが挿入される前に推定される。別の実施形態では、管腔寸法は、カテーテルの遠位端におけるアクティブ電極を使用して、同一のカテーテルを用いて測定される。カテーテルが前進されるにつれて、管腔寸法が測定され、プロファイルがオンザフライで作成される。

【0088】

開示される発明は、X 線画像と協働するように示されるが、同一の概念は、管腔内に挿入されるいくつかの特徴が明白に可視である、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、内視鏡検査等の他の撮像方法にも拡張されることができる。

【0089】

医療撮像デバイスからのライブビデオ出力、ECG、および他のバイタルサインの取得

【0090】

図 18 は、エンドユーザに提供される出力とともに、本発明の種々のモジュールの詳細のブロック図 1800 を表す。種々のモジュールはそれぞれ、本明細書にさらに詳細に説明される。DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) は、医療撮像における情報を取り扱い、記憶し、伝送するための規格である。しかし、これは、概して、オフライン処理に利用可能である。本発明に提案されるシステムの場合、介入者が使用する表示デバイス上に見られるようなライブビデオデータが、要求される。本目的のために、医療撮像デバイスの出力または表示デバイスに着信する信号のいずれかが、複製される。表示デバイスへのビデオ入力は、デジタルまたはアナログのいずれかであることができる。これは、NTSC、PAL、プログレッシブ複合ビデオ、VGA (VGA、Super VGA、WUXGA、WQXGA、QXGA 等) にサポートされるいくつかの変種 / 分解能のうちの 1 つ、DVI、インターレースまたはプログレッシブコンポーネントビデオ等のインターレース複合ビデオフォーマットであることができる、あるいは独自のものであることができる。ビデオフォーマットが、標準的なものである場合、BNC、RCA、VGA、DVI、s-video 等の種々のコネクタを通して送信されることができる。そのような場合、ビデオスプリッタが、コネクタに接続される。スプリッタの出力の一方は、以前のように表示デバイスに接続される一方、他方の出力は、さらなる処理のために使用される。ビデオ出力が、独自のフォーマットである場合、専用外部カメラが、表示デバイスの出力を捕捉するために設定され、その出力は、前述のタイプのコネクタの出力を使用して送信される。フレームグラバハードウェアが、次いで、カメラまたはビデオスプリッタの第 2 の出力のいずれかの出力を一連の画像として捕捉するために使用される。フレームグラバは、ビデオ入力を捕捉し、それをデジタル化し (要求に応じて)、USB、Ethernet (登録商標)、シリアルポート等のその上で利用可能なポートのうちの 1 つを通して、デジタルバージョンのデータをコンピュータに送信する。

【0091】

医療撮像デバイスを使用した画像捕捉の間の 2 つの連続フレーム間の時間間隔 (したがって、ビデオのフレームレート) は、必ずしも、表示のために送信されるものと同一である必要はない。例えば、心臓介入のためにカテーテル検査室で使用される C アーム機械の

うちのいくつかは、1秒あたり15および30フレームで画像を取得する能力を有するが、VGA出力で利用可能なビデオのフレームレートは、75Hz程度であり得る。そのような場合、不必要であるだけでなく、また、さらなる処理のために全フレームをコンピュータに送信することは、非効率的である。複製フレーム検出は、アナログビデオ信号（利用可能な場合）またはデジタル化された信号のいずれかで行われることができる。

【0092】

アナログドメインにおける複製フレーム検出の場合、前のフレームと現在のフレームの比較は、遅延ラインを使用して行われることができる。アナログ遅延ラインは、直列に接続された電気コンポーネントのネットワークであって、各個々の要素は、その入力信号とその出力信号との間に時間差または位相変化をもたらす。遅延ラインは、着目周波数帯域において1に近い利得を有し、単一フレームの持続時間のものに等しい群遅延を有するように設計される必要がある。アナログ信号が、遅延ラインを通してパスされると、コンパレータを使用して、本フレームと比較されることができる。コンパレータは、2つの信号を比較し、その出力を切り替え、どちらがより大きいかを示す、デバイスである。コンパレータの双極出力は、それをタンク回路等の累算器に送信する前に、二乗器回路または整流器（それを単極信号に変換する）のいずれかを通過して送信されることができる。タンク回路は、差異出力を累積する。フレーム間の差異が、閾値未満である場合、複製フレームとしてマークされ、破棄されることができる。そうではない場合、デジタル化され、コンピュータに送信されることができる。

10

【0093】

我々の実装では、デジタル複製フレーム検出器を使用する。前のフレームは、2つのフレーム間の平方差の和（SSD）を計算することによって、本フレームと比較される。代替として、絶対差の和（SAD）もまた、使用されてもよい。フレームの選択および除去のための閾値の選択は、適応的でもある必要がある。閾値は、異なるX線機械に対して異なってもよい。さらに、異なる時点において、同一のX線機械に対して異なってもよい。閾値に基づくフレームの選択および除去は、2クラス分類問題である。任意の2クラス分類器が、本目的のために使用されてもよい。我々の実装では、SSDまたはSADのヒストグラムが、典型的には、二峰性ヒストグラムであるという観察を利用するように選定した。一方のモードは、オリジナルフレームのセットに対応する。他方のモードは、複製フレームのセットに対応する。選択された閾値は、クラス内分散とクラス間分散の比率を最小限にした。

20

30

【0094】

実験目的のために、1秒あたり15フレームを伴うビデオが、1秒あたり60フレームで表示された。図19は、表示デバイスのアナログビデオ出力をデジタル化後に計算された平均SSD値の変動のプロット1900を示す。図19から、SSD値が、4フレーム毎に1回、局所極大値を有することに留意されたい。図20は、2モード間に明白な間隙を伴う、SSDの二峰性ヒストグラム2000を図示する。

【0095】

提案されるシステムの我々の実装では、複製フレーム検出後のビデオは、ハードウェア捕捉ボックスからの出力として送信される。これは、図18に見られるように、番号7で出力される。

40

【0096】

一方、バイタルサインは、タップがより容易である。ECG出力は、例えば、典型的には、フォノジャックコネクタから出力される。本信号は、次いで、適切なアナログ/デジタルコンバータを使用して、デジタルフォーマットに変換され、処理システムに送信される。

【0097】

自動フレームおよび着目領域選択

【0098】

画像のライブフィードを処理する際、全フレームが、有用であるわけではない。効果的

50

データ選択アルゴリズムによって、画像および着目領域を自動的に選択させる。D I C O M画像と異なり、ライブフィードデータは、多くの場合、そこに埋め込まれたいくつかのタグを有する。例えば、図21は、心臓介入カテーテル留置検査室から捕捉された典型的ライブフィードデータ2100を示す。強度ベースの着目領域選択が使用され、さらなる処理のために適切な領域を選択する。

【0099】

同様に、介入の間、医療撮像デバイスは、必ずしも、全時点でオンである必要はない。実際、CアームX線機械を使用した心臓介入の間、放射は、断続的にのみ、オンに切り替えられる。そのような場合、ライブフィードコネクタにおける出力は、ブランク画像または極端に雑音の多い画像のいずれかである。自動フレーム選択アルゴリズムは、ソフトウェアが、自動的に、さらなる分析のために、着信フレームの処理間を切り替える、またはいかなる処理も伴わずに、フレームをダンプすることを可能にする。

10

【0100】

腔内デバイスの追跡は、図18に記載のような、また、本明細書の上記で組み込まれたいくつかの共同所有特許および特許出願に開示されるような初期化、ガイドワイヤ検出、および放射線不透過性マーカー検出を網羅する。

【0101】

自動Q C A

【0102】

自動Q C Aは、自動的に、管腔直径の近似推定値を得るプロセスである。これは、放射線不透過性染料が血管に注入されるときに行われる。そのような染料は、短時間の間、血管全体をハイライトする。自動Q C Aアルゴリズムの重要な側面は、染料が画像分析を通して注入される精密な瞬間の検出、着目血管が完全に照らし出されたフレームの選択、全てのその主要分岐を含む血管の骨格を見つけ、次いで、骨格の両側の血管寸法を測定し、したがって、直径を画素単位で推定することである。動脈のいくつかの場所におけるマーカー間の距離の把握は、画素単位の直径をミリメートルに変換するのに役立つ。

20

【0103】

染料の注入の検出

【0104】

注入された染料は、典型的には、ガイドカテーテル先端を通して、着目血管に流入する。先端が、アルゴリズムによって、自動的に追跡されているとき、染料の存在は、検出されない場合、ガイドカテーテル検出に対して完全に異様な結果をもたらす。図30は、画像3000において、心臓介入の間、動脈に注入された染料を示す。染料が画像3002に示されるように注入されると、ガイドカテーテル先端における特性パターンが、完全に逸失することが分かる。

30

【0105】

画像分析を通して染料が注入されたかどうかを検出するために、ガイドカテーテル先端の周囲の領域が、選択され、平均グレーレベル強度の急降下が継続的に監視される。降下が発見されると、大管状構造をハイライトするために、同一の領域の周囲の管尤度メトリックを計算することによって確認される。領域の周囲の管尤度メトリックの高値の存在は、染料を検出するための確認として見なされる。

40

【0106】

ガイドカテーテル先端は、照らし出された脈管のセグメント化のための良好な開始点も提供する。文献では、種々の複雑なシード点選択アルゴリズムが存在する。ガイドカテーテル先端を追跡することによって、染料の注入の自動検出および照らし出された脈管のセグメント化が可能となる。理論上、検出されたガイドワイヤ、放射線不透過性マーカー、検出された病変、または着目脈管内で検出された任意の有意な構造は、脈管の自動セグメント化または自動染料注入検出のためのシード点として使用されることができる。また、センサを流体圧送の使用される器具に接続することによって、自動的に検出されることもできる。そのようなセンサは、染料が注入されたことを示すための信号を伝送し得る。そ

50

のような信号の伝送の時間に基づいて、かつそれを受信されたビデオフレームのタイムスタンプと比較することによって、染料の検出が、行われることができる。

【0107】

血管経路の骨格

【0108】

動脈経路の骨格化が、染料が注入されると、複数の方法で行われることができる。領域拡張、流域セグメント化後の形態学的操作、血管性メトリックベースのセグメント化後の中間軸変換は、適用され得るアルゴリズムのうちのいくつかである。我々の実装では、血管性メトリックを使用して、染料によってハイライトされた領域をさらに強調する。単純閾値化ベース操作は、血管経路の骨格化を図示する、図31の隣接する画像3100に見られるように、高管状値画素を白色に変換し、残りを黒色に変換するために使用される。閾値の選択は、さらなる処理のために、着目領域を選択することを可能にする、重要なステップである。我々は、適応閾値選択方式を使用する。この後に、接続されたコンポーネントの標識化が、白色画素の最大島の選択を可能にする、ガイドカテテル先端近傍の領域を接続する。中間軸変換は、単一画素幅の血管経路出力を与える。分岐もまた、該当する場合、本操作を使用してハイライトされる。有意に大きな分岐が分離された場所からの任意の点が、検出された骨格内の各点の近隣を分析することによって検出される。分岐の場所は、図18に見られるように、番号4で出力され、解剖学的目印として使用され、有意なガイドカテテル移動を補償する。

【0109】

静的フレーム選択

【0110】

複数のフレームが、動脈が照らし出された場所に存在する。着目動脈の大部分がハイライトされた適切なフレームの選択は、自動QCAのさらなる処理が選択された画像上で行われるため重要である。選択された静的フレームは、その特定の2-D投影内の血管の代表として作用する。

【0111】

骨格化は、染料が検出された全フレームに対して行われる。骨格上の点が、次いで、ガイドカテテル先端に対して最も可能性の高い場所として選択される。骨格内の全点の距離が、推定されたガイドカテテル先端に対して、検出された経路に沿って計算される。ガイドワイヤ（存在する場合）等の腔内デバイスの方向に沿って、ガイドカテテル先端から最も遠い点は、端点として選定され、その対応する距離は、記される。本メトリックは、全フレームに対して計算される。最大のそのようなメトリックを有するフレームは、代表として選定される。有意な極大値が存在しない場合、複数のそのようなフレームが、選択される。これは、図18に見られるように、番号6で出力される。

【0112】

血管直径測定

【0113】

検出された骨格の両側に、法線が、引かれる（その場所における接線の方向に垂直に）。法線の方向に沿って、グレーレベル強度の導関数が、計算される。骨格の両側に高値の導関数を伴う点は、血管境界の「可能性が高い」候補点として選定される。骨格内に単一点である場合、複数の「可能性が高い」点が、輪郭の両側で選択される。同時最適化アルゴリズムが、次いで、輪郭の連続性を中断せずに、検出された境界の輪郭を最大可能高可能性点を通して通過させるために使用されることができ、代替として、最大確率点のみ、境界点として選定されることができ、2-D平滑化曲線適合アルゴリズムもまた、検出された輪郭内に「急な」望ましくない変化が存在しないように、検出される境界に適用されることができ、これは、セグメント化手技における外れ値を取り除くために行われる。

【0114】

通常使用例シナリオでは、注入された染料は、徐々に、脈管内に進む。脈管が徐々に、

X線内で照らし出される。そのような場合、脈管のいくつかの部分は、ビデオの異なるフレーム内で照らし出されてもよい。脈管全体が同一のフレーム内で照らし出されることは必須ではない。そのような場合、前述の同時最適化アルゴリズムは、複数のフレームに容易に拡張されることができる。動脈の類似部分が複数のフレーム内で照らし出される場合、同時最適化および推定は、直径のよりロバストな推定をもたらすであろう。動脈の類似部分は、本明細書で前述の解剖学的目印ベースの点ベース対応アルゴリズムを使用して検出されることができる。また、図32において自動QCAアルゴリズムを図示する、ブロック図3200にも示される。

【0115】

骨格内の特定の点の法線に沿った2つの対応する点間の距離は、血管の直径を与えるであろう。法線の両側に沿った半径の差異は、骨格の両側に任意の異常に小さい半径に関する概念を与えるであろう。これは、ひいては、いずれの側に病変が存在するかを存在するのを補助し得る。血管に沿った異なる場所におけるマーカー位置が、存在する場合、画素からミリメートルへの自動QCA結果の変換を補助する際に使用されることができる。これらが存在しない場合、ガイドカテーテル先端の直径が、変換のための基準として使用されることができる。血管に対するQCA結果は、単一2-D投影上で機能するため、直径の近似推定値としてのみの役割を果たす。OCT、IVUS、または本明細書に説明されるもの等の任意の管腔直径推定アルゴリズムのための良好な開始点として作用することができる。これは、図18に見られるように、番号1で出力される。

【0116】

管腔直径推定は、血管の線形化されたビューと共位置合わせされると、血管の縦方向に沿った病変の位置に関する概念を与えるであろう。しかしながら、直径単独を伴う歪められた病変の表現は、時として、誤解を招く恐れがあり得る。管腔に沿った左右半径の推定は、共位置合わせされた管腔断面積/直径データを視覚的に正確に表すのに役立つ。代替として、線形化技法を用いて生成されるような線形スケールが、正確に描出された血管と画像上で共位置合わせされ、QCAおよび線形化されたビューをともに表すことができる。

【0117】

自動QCAが複数の2-D投影において計算される場合、血管腔軌道の3-D再構成と組み合わせられることができる（本明細書に説明されるように）。2つの組み合わせはまた、血管のフライスルービューを作成する際に役立つ。フライスルーデータはまた、3-D再構成の曖昧性を解決せずに計算されることができる（本明細書に説明されるように）。これは、図18に見られるように、また、フライスルービュー生成アルゴリズムを図示する、図33のブロック図3300に示されるように、番号3で出力される。3-D再構成は、管腔直径情報とともに、脈管のより優れた視覚表現のために使用されることができ、介入の際の診断ツールとしても使用されることができる。

【0118】

自動QCAに加え、染料の注入もまた、本明細書に記載のように、ガイドカテーテル先端を自動的に検出する際に非常に有用である。ガイドカテーテル先端の検出は、線形化における全てのさらなるステップにほぼ必要であるため、X線流体の注入は、Cアーム機械の角度が変更されるときは常時、非常に有用となる。これが、介入者にとって、あまりに染料が、ステントの留置前の最終ビュー（ガイドワイヤ等の腔内デバイスの留置後）においてオーバーヘッドとなる場合のみ注入されることができる。これは、アルゴリズムが、本明細書に説明されるような「誘導」モードにシームレスに進むことを可能にするであろう。

【0119】

病変視線誘導標

【0120】

病変視線誘導標は、病変を表す、画像内の医療上関連する場所に対応する、生成された線形化マップに沿った点である。点AおよびB（図16に図示されるように）は、それぞ

10

20

30

40

50

れ、病変の近位および遠位端を表す点である。線形化されたビューは、管腔直径測定値と共位置合わせされると、自動的に、これを検出可能である。しかし、介入の間の双方向的これらの点の選択決定は、介入者の判断にまかされる。Mは、管腔直径が最小である点に対応する、共位置合わせされたプロットの点である。Rは、共位置合わせされたプロット上の点であって、その直径は、適切なステント直径を選択するための基準と見なされてもよい。AとBとの間の距離もまた、ステントの適切な長さを選択するのに役立つ。点A、B、M、およびRは、集合的に、病変視線誘導標として知られる。これは、図18に見られるように、番号2で出力される。

【0121】

脈管コンプライアンスおよびねじれ

10

【0122】

手技全体を通して腔内デバイスを追跡し、検討中の血管の骨格および全てのその主要分岐を検出することは、血管の種々の生物学的特性を定量化するのに役立つ。心拍の異なる位相における動脈の移動の範囲は、脈管コンプライアンスに関する明白な概念を与える。複数のフレーム内でガイドカテーテル先端およびガイドワイヤ先端の位置を整合することは、異なる場所における血管の移動の範囲を比較することを可能にする。「平均」血管は、検出された血管/腔内デバイス内の全点の平均場所（両端における整合後）を計算することによって算出される。心拍の位相毎に、血管経路の最大逸脱（両端における整合後）が、「平均」血管に関して計算される。最大逸脱は、脈管コンプライアンスメトリックに反比例する。脈管コンプライアンスは、血管の線形表現が心拍の異なる位相においてどれだけ有効であるかの概念を与える。

20

【0123】

脈管のねじれは、脈管内の捻転および曲がり角に関する概念を与える。ねじれが多いほど、ガイドワイヤ等の腔内デバイスの挿入が困難になる。さらに、分岐のねじれは、常時、その親分岐のねじれより多い。ねじれは、「平均」血管の方向の急な変化に正比例する、メトリックである。

【0124】

全体的概要の実施例は、分析動作モードに関わる本明細書に説明される種々のアルゴリズムを図示する、図34のブロック図3400に図示される。

30

【図 1】

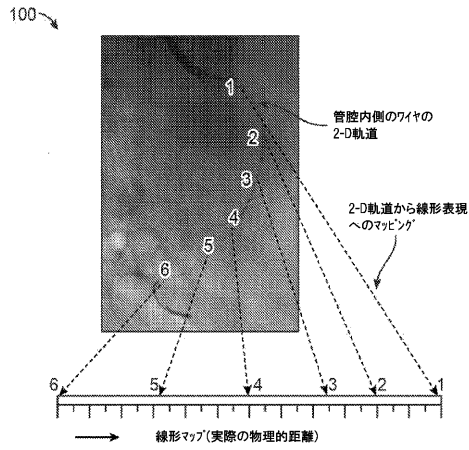


FIG. 1

【図 2】

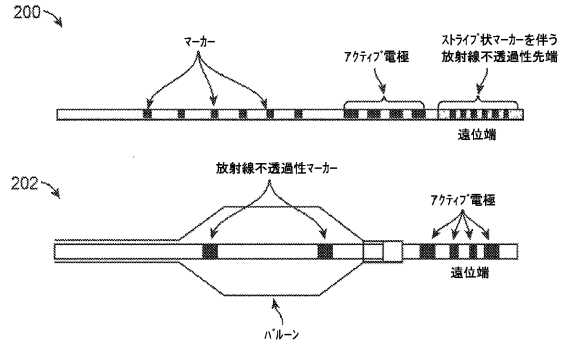


FIG. 2

【図 3】



FIG. 3

【図 4】

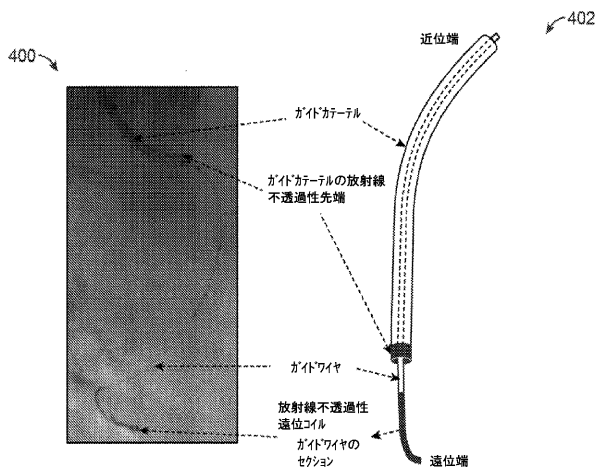


FIG. 4

【図 5】

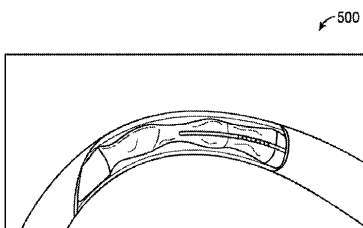


FIG. 5

【図 6】

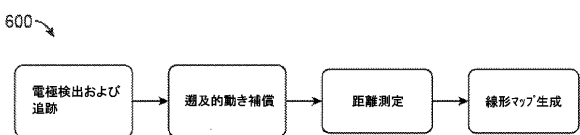


FIG. 6

【図 7】

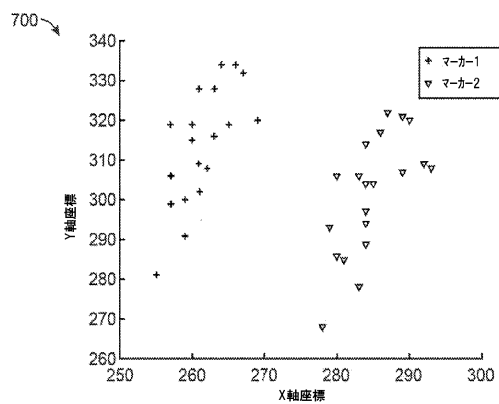


FIG. 7

【図 8】

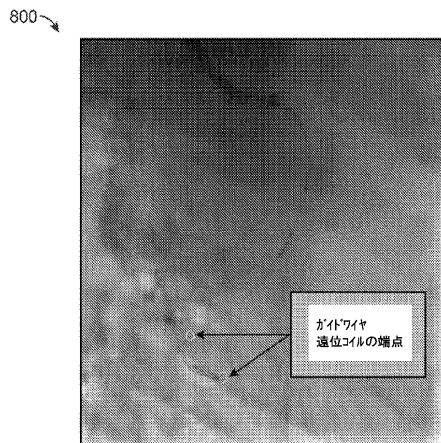


FIG. 8

【図 9】

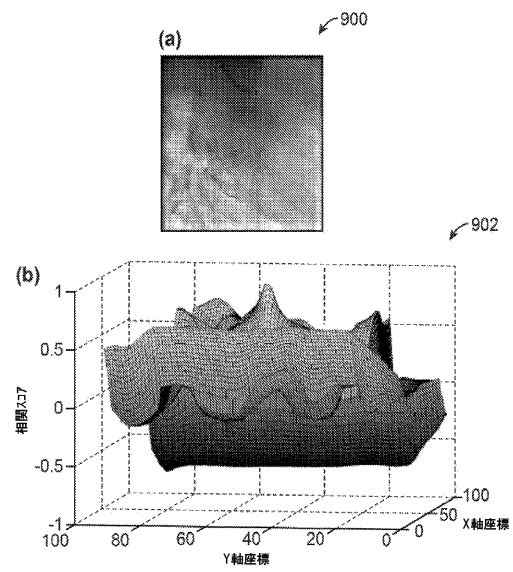


FIG. 9

【図 10】

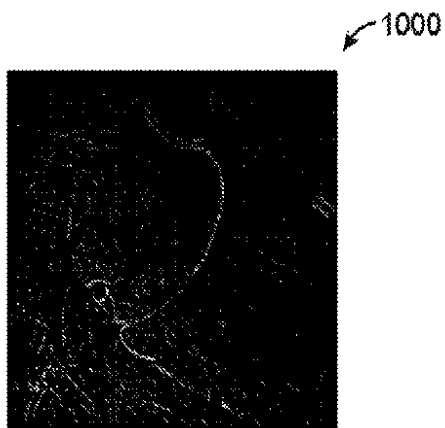


FIG. 10

【図 11】

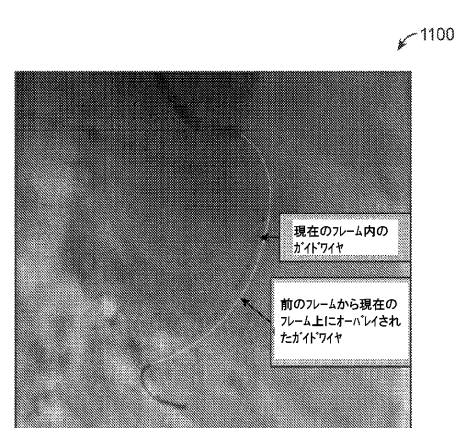


FIG. 11

【図 1 2】

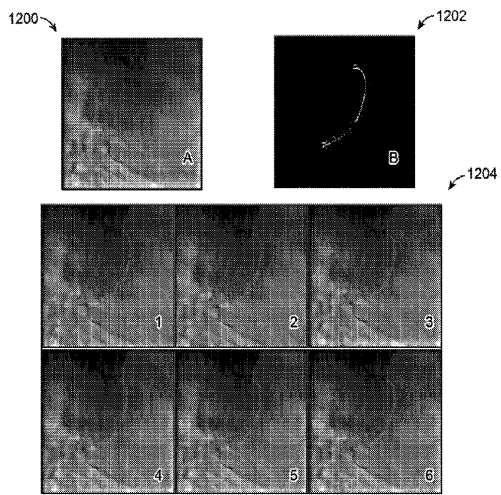


FIG. 12

【図 1 3】

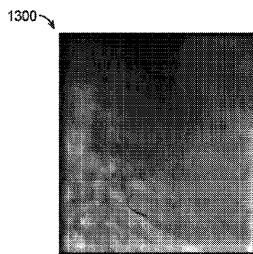


FIG. 13

【図 1 5】

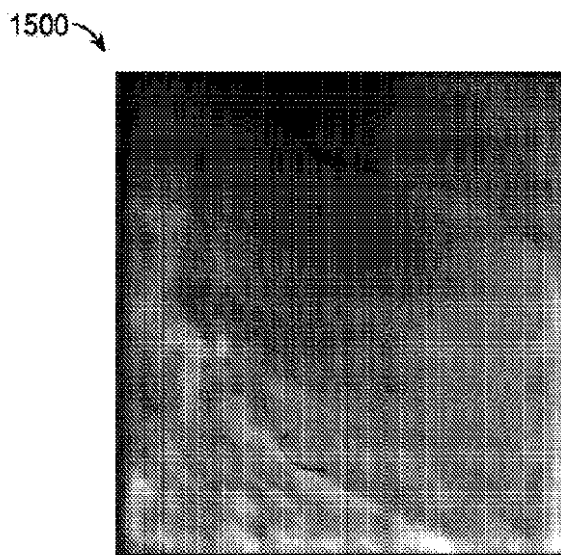


FIG. 15

【図 1 4】

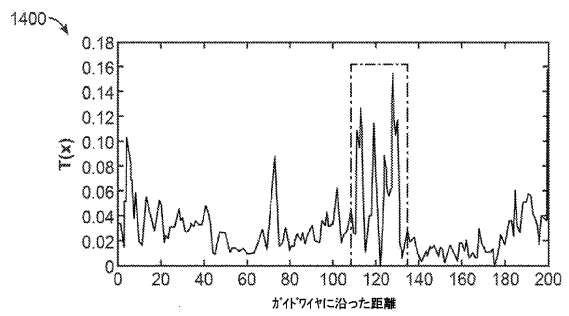


FIG. 14

【図 1 6】

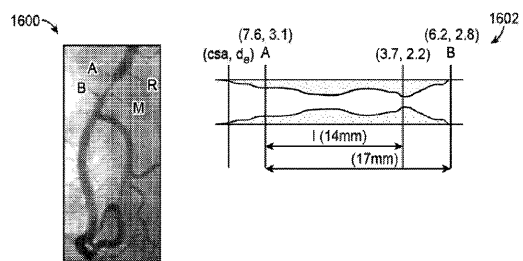


FIG. 16

【図 1 7】

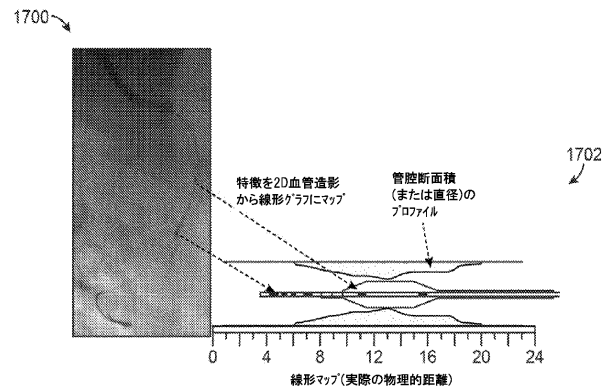
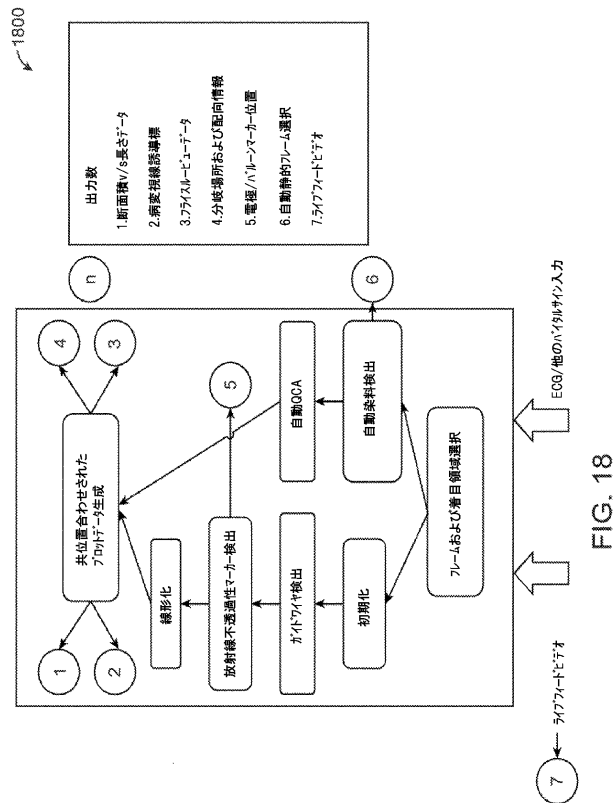


FIG. 17

【図 18】



【図 19】

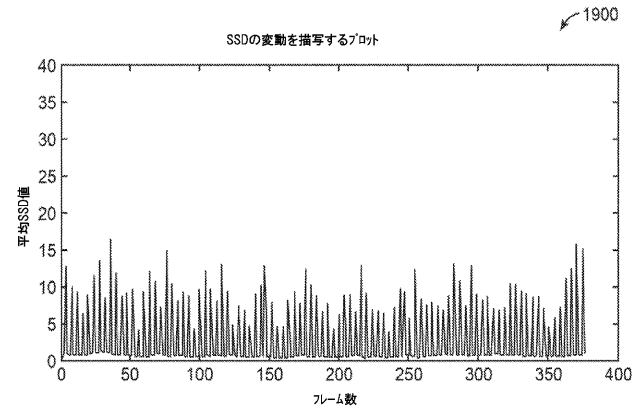


FIG. 19

【図 20】

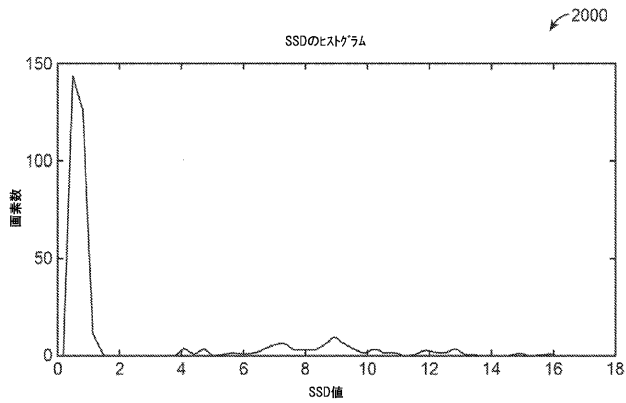


FIG. 20

【図 21】

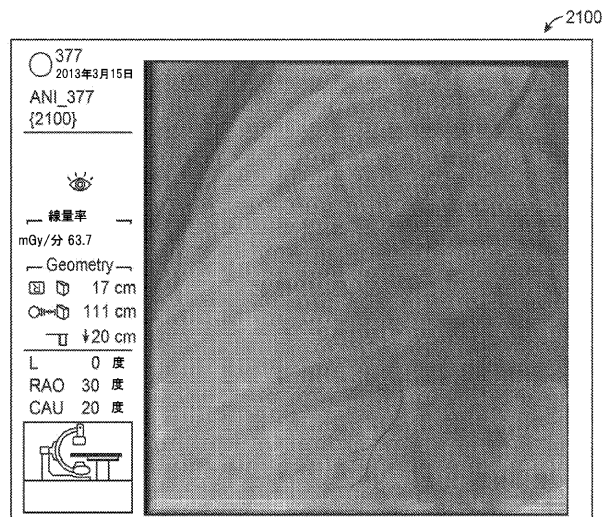


FIG. 21

【図 2 2】

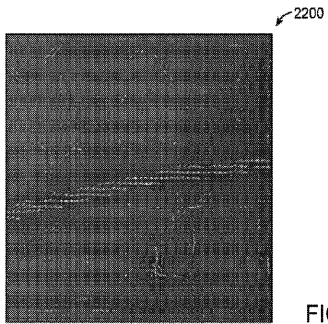


FIG. 22

【図 2 3】

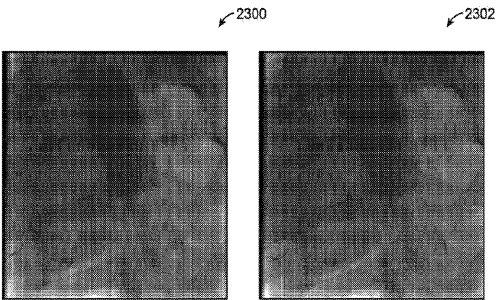


FIG. 23

【図 2 4】

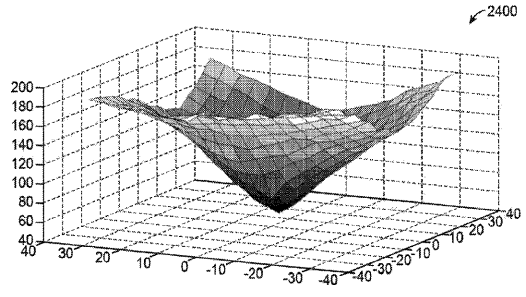


FIG. 24

【図 2 5】

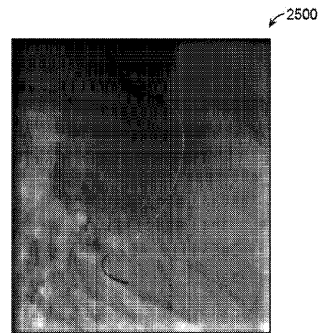


FIG. 25

【図 2 6】

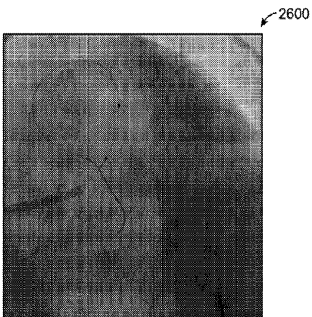


FIG. 26

【図 2 7】

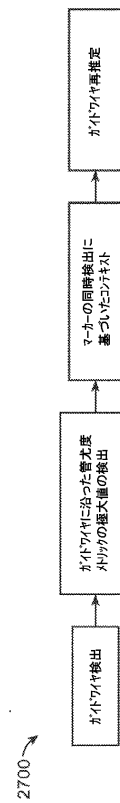
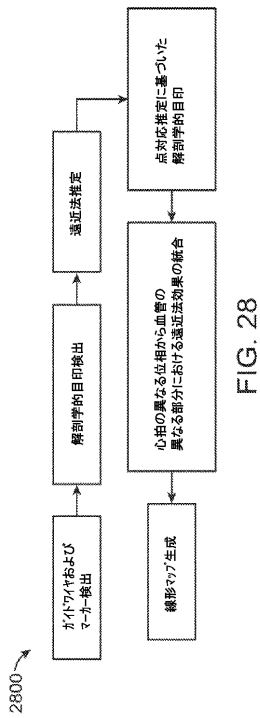
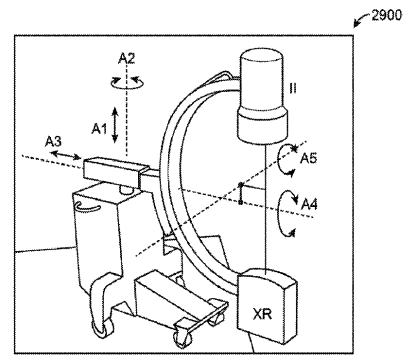


FIG. 27

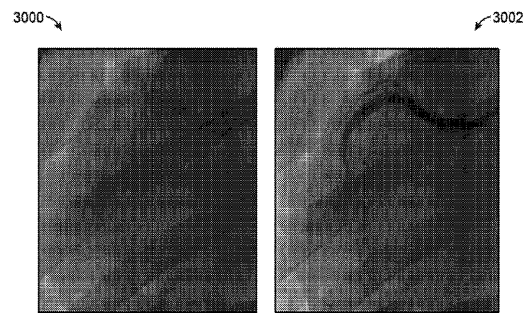
【図 28】



【図 29】



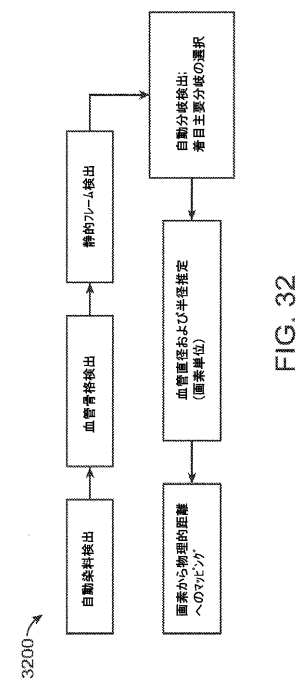
【図 30】



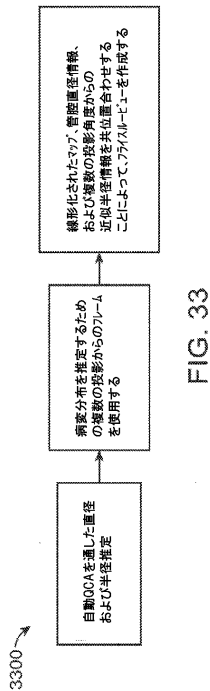
【図 31】



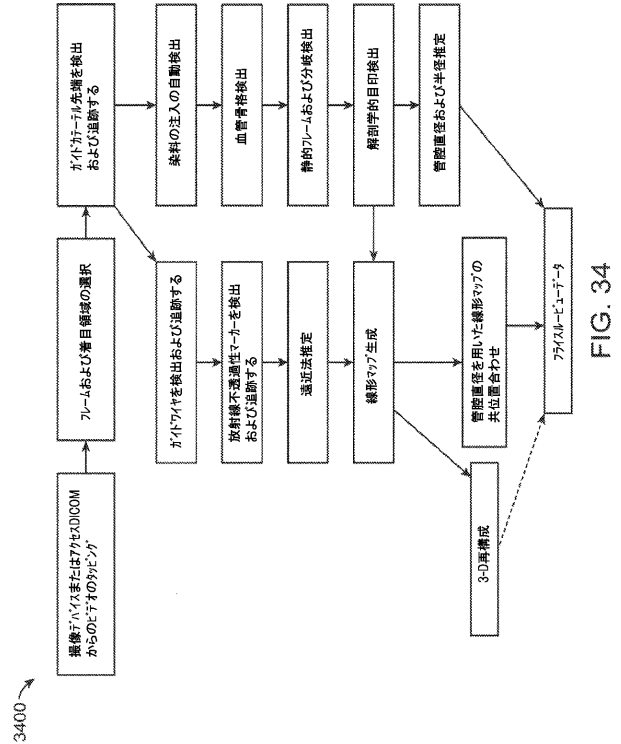
【図 32】



【図 33】



【図 34】



【手続補正書】

【提出日】平成27年1月7日(2015.1.7)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

身体管腔の複数の2次元画像から線形マップを生成するための方法であって、
マップされることになる前記身体管腔内に撮像される1つ以上のマーカ
器具の複数の撮像されたフレームを受信するステップと、

前記複数の撮像されたフレームにわたって前記1つ以上のマーカを追跡するステップ
 と、

前記複数の撮像されたフレーム間において、前記伸長器具に沿った所定の基準点に合致
 させるステップと、

前記複数の撮像されたフレームから前記身体管腔の線形マップを作成するステップと、
 を含む、方法。

【請求項2】

前記伸長器具および前記1つ以上のマーカを撮像後、前記複数の撮像されたフレーム
 内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、請求項1に記載の
 方法。

【請求項3】

撮像された伸長器具は、撮像しながら、前記身体管腔を通して移動させられる、請求項
1に記載の方法。

【請求項 4】

前記 1 つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記身体管腔の移動による前記 1 つ以上のマーカーの動きを補償するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、前記複数の撮像されたフレームにわたって、前記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記 1 つ以上のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

撮像された伸長器具は、撮像の間、前記身体管腔内に注入された染料によって撮像される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記身体管腔内に注入された前記染料は、自動的に、前記身体管腔内で検出される、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記線形マップに沿った 1 つ以上の場所と 1 つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記 1 つ以上の目印は、解剖学的目印、前記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記解剖学的目印は、注入されている染料を示す画像に基づいて判定される、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

追跡するステップはさらに、前記撮像されたフレームに対して、前記伸長器具に及ぼす解剖学的移動の影響を補償するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

補償するステップは、前記伸長器具のサブセットが使用されるように、前記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

追跡するステップは、前記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 18】

端点を識別するステップは、前記伸長器具の遠位先端およびガイドカテーテル先端のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

所定の基準点を合致させるステップは、前記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 20】

合致させるステップはさらに、前記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマ-

カー間の距離を判定するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 1】

距離を判定するステップは、前記隣接するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

整合させるステップはさらに、任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の距離を判定するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

距離を判定するステップは、前記任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

線形マップを作成するステップは、前記画素の数を物理的距離に変換するステップを含む、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記伸長器具の位置を前記線形マップ上に表示するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記撮像されたフレームは、X 線、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記身体管腔の 3 次元再構成を生成するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 8】

移動する身体管腔の複数の 2 次元画像から伸長器具の平行移動を判定するための方法であって、

マップされることになる前記身体管腔内に撮像される 1 つ以上のマーカーを有する伸長器具の複数の撮像されたフレームを受信するステップと、

複数の撮像されたフレームにわたって前記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップと、
前記複数の撮像されたフレーム間において、前記伸長器具に沿った所定の基準点に合致させるステップと、

前記伸長器具に及ぼす前記身体管腔の移動の影響を補償するステップと、

前記管腔の縦軸に沿った前記伸長器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を判定するステップと、

を含む、方法。

【請求項 2 9】

前記伸長器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を前記身体管腔の定常画像上に重畳するステップをさらに含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記身体管腔の移動は、対象の心拍、前記対象の呼吸、前記対象の移動、カメラ位置の変化、および前記対象が置かれたプラットフォームの移動の任意の組み合わせによる、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記複数の撮像されたフレームから前記身体管腔の線形マップを作成するステップをさらに含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 2】

平行移動を重畳するステップは、腔内器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を前記身体管腔の定常画像上に重畳するステップを含む、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記伸長器具および前記 1 つ以上のマーカーを撮像後、前記複数の撮像されたフレーム内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、請求項 2 8 に記載

の方法。

【請求項 3 4】

前記伸長器具を撮像するステップは、撮像しながら、前記身体管腔を通して前記伸長器具を移動させるステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記 1 つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 6】

前記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、前記複数の撮像されたフレームにわたって、前記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 8】

前記複数のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 9】

前記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 0】

前記線形マップに沿った 1 つ以上の場所と 1 つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 4 1】

前記 1 つ以上の目印は、解剖学的目印、前記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 2】

補償するステップは、前記伸長器具のサブセットが使用されるように、前記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 3】

追跡するステップは、前記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 4】

端点を識別するステップは、前記伸長器具の遠位先端および放射線不透過性コイル細片のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 4 5】

所定の基準点に合致させるステップは、前記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 6】

合致させるステップはさらに、前記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマーカー間の距離を判定するステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 7】

距離を判定するステップは、前記隣接するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 8】

整合させるステップはさらに、任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の距離を判定するステップを含む、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 4 9】

距離を判定するステップは、任意の 2 つの動き補償された撮像フレーム内の対応するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、請求項 4 8 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記伸長器具の位置を線形マップ上に表示するステップをさらに含む、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 51】

前記撮像されたフレームは、X 線、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 52】

撮像された伸長器具は、撮像の間、前記身体管腔内に注入された染料によって撮像される、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 53】

前記身体管腔内に注入された前記染料は、自動的に、前記身体管腔内で検出される、請求項 52 に記載の方法。

【請求項 54】

前記身体管腔の 3 次元再構成を生成するステップをさらに含む、請求項 28 に記載の方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本革新の画像処理側面は、以下に対処する。

1. 撮像デバイスの出力からのライブフィードビデオ、ECG、および他のバイタルサインのタッピング。
2. その着目領域とともに、処理するためのフレームの自動選択。
3. 撮像デバイスの配向、位置、および倍率が、手技の間に改変される場合でも、腔内デバイスの追跡。
4. 脈管コンプライアンス、例えば、心臓介入の間の心拍時の動脈の種々の部分の移動および脈管ねじれ（脈管内の捻転および曲がり角）等の脈管の生物学的特性の定量化。
5. 病変視線誘導標の選択。
6. 線形化されたマップを計算するための腔内デバイスの動き補償。
7. 動脈が注入された染料によってハイライトされたフレームの選択および動脈直径の変動を分析するためのこれらのフレームの使用。
8. QCA としても知られる、自動血管直径測定。

本発明は、例えば、以下を提供する。

（項目 1）

身体管腔の複数の 2 次元画像から線形マップを生成するための方法であって、

1 つ以上のマーカーを有する伸長器具をマップされることになる上記身体管腔内に位置付けるステップと、

上記身体管腔内の上記伸長器具および上記伸長器具に沿った 1 つ以上のマーカーを撮像するステップと、

複数の撮像されたフレームにわたって上記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップと、

上記複数の撮像されたフレーム間において、上記伸長器具に沿った所定の基準点に合致させるステップと、

上記複数の撮像されたフレームから上記身体管腔の線形マップを作成するステップと、

を含む、方法。

（項目 2）

上記伸長器具および上記 1 つ以上のマーカーを撮像後、上記複数の撮像されたフレーム内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 3)

上記伸長器具を撮像するステップは、撮像しながら、上記身体管腔を通して上記伸長器具を移動させるステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 4)

上記 1 つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 5)

上記身体管腔の移動による上記 1 つ以上のマーカーの動きを補償するステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 6)

上記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、上記複数の撮像されたフレームにわたって、上記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 7)

上記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 8)

上記 1 つ以上のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 9)

上記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、項目 1 に記載の方法。

(項目 10)

撮像の間、染料を上記身体管腔内に注入するステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 11)

染料を上記身体管腔内に注入するステップは、自動的に、上記身体管腔内の染料を検出するステップを含む、項目 10 に記載の方法。

(項目 12)

上記線形マップに沿った 1 つ以上の場所と 1 つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 13)

上記 1 つ以上の目印は、解剖学的目印、上記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、項目 12 に記載の方法。

(項目 14)

上記解剖学的目印は、注入されている染料を示す画像に基づいて判定される、項目 13 に記載の方法。

(項目 15)

追跡するステップはさらに、上記撮像されたフレームに対して、上記伸長器具に及ぼす解剖学的移動の影響を補償するステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 16)

補償するステップは、上記伸長器具のサブセットが使用されるように、上記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、項目 15 に記載の方法。

(項目 17)

追跡するステップは、上記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 18)

端点を識別するステップは、上記伸長器具の遠位先端およびガイドカテーテル先端のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、項目 17 に記載の方法。

(項目 19)

所定の基準点を合致させるステップは、上記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 20)

合致させるステップはさらに、上記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマーカー間の距離を判定するステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 2 1)

距離を判定するステップは、上記隣接するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、項目 2 0 に記載の方法。

(項目 2 2)

整合させるステップはさらに、任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の距離を判定するステップを含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 2 3)

距離を判定するステップは、上記任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、項目 2 2 に記載の方法。

(項目 2 4)

線形マップを作成するステップは、上記画素の数を物理的距離に変換するステップを含む、項目 2 1 に記載の方法。

(項目 2 5)

上記伸長器具の位置を上記線形マップ上に表示するステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 2 6)

上記撮像されたフレームは、X 線、MR、PET、SPECT、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、項目 1 に記載の方法。

(項目 2 7)

上記身体管腔の 3 次元再構成を生成するステップをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 2 8)

移動する身体管腔の複数の 2 次元画像から伸長器具の平行移動を判定するための方法であって、

1 つ以上のマーカーを有する伸長器具をマップされることになる上記身体管腔内に位置付けるステップと、

上記身体管腔内の上記伸長器具および上記伸長器具に沿った 1 つ以上のマーカーを撮像するステップと、

複数の撮像されたフレームにわたって上記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップと、

上記複数の撮像されたフレーム間において、上記伸長器具に沿った所定の基準点に合致させるステップと、

上記伸長器具に及ぼす上記身体管腔の移動の影響を補償するステップと、

上記管腔の縦軸に沿った上記伸長器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を判定するステップと、

を含む、方法。

(項目 2 9)

上記伸長器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を上記身体管腔の定常画像上に重畳するステップをさらに含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 0)

上記身体管腔の移動は、対象の心拍、上記対象の呼吸、上記対象の移動、カメラ位置の変化、および上記対象が置かれたプラットフォームの移動の任意の組み合わせによる、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 1)

上記複数の撮像されたフレームから上記身体管腔の線形マップを作成するステップをさらに含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 2)

平行移動を重畳するステップは、腔内器具および 1 つ以上のマーカーの平行移動を上記身体管腔の定常画像上に重畳するステップを含む、項目 3 1 に記載の方法。

(項目 3 3)

上記伸長器具および上記 1 つ以上のマーカーを撮像後、上記複数の撮像されたフレーム内の伸長器具の各画素のために画像を強調するステップをさらに含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 4)

上記伸長器具を撮像するステップは、撮像しながら、上記身体管腔を通して上記伸長器具を移動させるステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 5)

上記 1 つ以上のマーカーは、任意の単一フレーム内の着目領域のサブセットを備える、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 6)

上記 1 つ以上のマーカーを追跡するステップはさらに、上記複数の撮像されたフレームにわたって、上記伸長器具を検出および追跡するステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 7)

上記伸長器具は、ガイドワイヤまたはカテーテルを備える、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 8)

上記複数のマーカーは、電極および / または放射線不透過性マーカーを備える、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 3 9)

上記複数のマーカーは、既知の距離だけ、相互から離間される、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 0)

上記線形マップに沿った 1 つ以上の場所と 1 つ以上の対応する目印を共位置合わせするステップをさらに含む、項目 3 1 に記載の方法。

(項目 4 1)

上記 1 つ以上の目印は、解剖学的目印、上記伸長器具の部品の既知の位置、および幾何学的目印のいずれかから成る、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 2)

補償するステップは、上記伸長器具のサブセットが使用されるように、上記伸長器具の長さをセグメント化するステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 3)

追跡するステップは、上記伸長器具の可視端点のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 4)

端点を識別するステップは、上記伸長器具の遠位先端および放射線不透過性コイル細片のうちの少なくとも 1 つを識別するステップを含む、項目 4 3 に記載の方法。

(項目 4 5)

所定の基準点に合致させるステップは、上記複数の撮像されたフレームのそれぞれからの基準点が一致するように整合させるステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 6)

合致させるステップはさらに、上記撮像されたフレームのそれぞれから、隣接するマーカー間の距離を判定するステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 7)

距離を判定するステップは、上記隣接するマーカー間の画素の数を判定するステップを含む、項目 4 6 に記載の方法。

(項目 4 8)

整合させるステップはさらに、任意の 2 つの撮像されたフレーム内の対応するマーカー間の距離を判定するステップを含む、項目 2 8 に記載の方法。

(項目 4 9)

距離を判定するステップは、任意の 2 つの動き補償された撮像フレーム内の対応するマ

ーカー間の画素の数を判定するステップを含む、項目４８に記載の方法。

（項目５０）

上記伸長器具の位置を線形マップ上に表示するステップをさらに含む、項目２８に記載の方法。

（項目５１）

上記撮像されたフレームは、Ｘ線、ＭＲ、ＰＥＴ、ＳＰＥＣＴ、超音波、赤外線、または内視鏡下撮像を介して生成される、項目２８に記載の方法。

（項目５２）

撮像の間、染料を上記身体管腔内に注入するステップをさらに含む、項目２８に記載の方法。

（項目５３）

染料を上記身体管腔内に注入するステップは、自動的に、上記身体管腔内の染料を検出するステップを含む、項目５２に記載の方法。

（項目５４）

上記身体管腔の３次元再構成を生成するステップをさらに含む、項目２８に記載の方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US13/39995

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 5/05 (2013.01) USPC - 600/407, 424, 426 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(8): A61B 5/05 (2013.01) USPC: 600/407, 424, 426 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) MicroPatent (US-G, US-A, EP-A, EP-B, WO, JP-bib, DE-C,B, DE-A, DE-T, DE-U, GB-A, FR-A); Google/Google Scholar; PubMed/MEDLINE; IP.com: dye, heart, landmark, inject, image, scan, radiopaque, picture, three-dimensional, two-dimensional, mapping, frame, electrode, guidewire, catheter.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 2012/0101369 (PATIL, N et al.) April 26, 2012; abstract; paragraphs [0042], [0049], [0269]-[0274], [0280]-[0284], [0301], [0307], [0324]; claims 1, 9-10, 12	1-10, 12-13, 15-52, 54 ----- 11, 14, 53
Y	US 2011/0040169 A1 (KAMEN, A et al.) February 17, 2011; abstract; paragraph [0102]	11, 14, 53
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "I" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 July 2013 (22.07.2013)		Date of mailing of the international search report 01 AUG 2013
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 ベンカトラガバン, ビクラム
インド国 5 6 0 0 7 8 バンガロール, ジェイピー ナガール 6 ティーエイチ フェーズ,
ジェイエイチ タンボワイン, アール - 3 0 2

(72)発明者 スプラマニヤン, ラガバン
インド国 5 6 0 0 3 7 バンガロール, ドッダナクンディ, ファーンズ パラダイス, 9
ティーエイチ ストリート, 7 6 4

(72)発明者 パティル, ニティン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 7 0 6, アルバーニ, グッディング ウェイ 4 3 5
, ナンバー 4 5 4

F ターム(参考) 4C093 AA01 AA25 CA21 EC16 FC13 FD03 FD08 FD09 FD11 FF11
FF16 FF22 FF27

专利名称(译)	用于线性映射内腔的方法		
公开(公告)号	JP2015515913A	公开(公告)日	2015-06-04
申请号	JP2015511636	申请日	2013-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	安吉奥梅特里克斯公司		
申请(专利权)人(译)	安妮地理度量公司		
[标]发明人	ベンカトラガバンビクラム スブラマニヤンラガバン パティルニティン		
发明人	ベンカトラガバン, ビクラム スブラマニヤン, ラガバン パティル, ニティン		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/12		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B6/12 A61B6/487 A61B6/503 A61B6/504 A61B6/5264 A61B6/5288 A61B34/20 A61B90/39 A61B2034/2051 A61B2034/2065 A61B2090/363 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/ /373 A61B2090/374 A61B2090/376 A61B2090/378 A61B2090/3925 A61B2090/3954 A61B2090/3966 A61B2090/3979 A61M5/007 A61M25/09 A61M25/10 A61M2025/09166 A61M2025/1079 G06T7/246 G06T2207/10016 G06T2207/10116 G06T2207/30021		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/12		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA25 4C093/CA21 4C093/EC16 4C093/FC13 4C093/FD03 4C093/FD08 4C093/ /FD09 4C093/FD11 4C093/FF11 4C093/FF16 4C093/FF22 4C093/FF27		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	61/644329 2012-05-08 US 61/763275 2013-02-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种用于线性线性映射的系统，其利用使用多个成像帧来创建管腔的线性化视图的方法。实际上，管腔具有三维轨迹，但只有二维投影视图可供查看。线性化视图分解书籍3-D轨迹，从而为2-D显示器上看到的腔内轨道上的每个点创建线性化地图。在本发明的一种模式中，轨迹表示为沿一个维度的线性化表示。线性化视图还与流明测量数据组合，并且结果在单个图像上并行显示。在本发明的另一模式中，治疗装置的位置实时显示在线性化地图上。在该模式的进一步扩展中，管腔尺寸的轮廓也显示在线性化地图上。

