

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-98164  
(P2019-98164A)

(43) 公開日 令和1年6月24日(2019.6.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 O F	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 O G	
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 5/055 3 9 O	
	A 6 1 B 34/20	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-214585 (P2018-214585)  
 (22) 出願日 平成30年11月15日 (2018.11.15)  
 (31) 優先権主張番号 15/825, 893  
 (32) 優先日 平成29年11月29日 (2017.11.29)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 594164542  
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100103034  
 弁理士 野河 信久  
 (74) 代理人 100075672  
 弁理士 峰 隆司  
 (74) 代理人 100153051  
 弁理士 河野 直樹  
 (74) 代理人 100179062  
 弁理士 井上 正  
 (74) 代理人 100162570  
 弁理士 金子 早苗

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】組織を貫く医用機器の誘導を従来に比して良好に支援することができる医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】本実施形態に係る医用画像処理装置は、医用機器によって貫かれる予定の組織領域を含む解剖学的領域に対応したボリュームデータを受け取る受け取り部と、前記医用機器の位置を前記ボリュームデータ上にマッピングし、前記マッピングされた位置と前記ボリュームデータとを用いて、前記組織領域の少なくとも一部に関して前記医用機器の誘導を支援するための誘導支援画像を、前記医用機器の位置を基準として生成する画像生成部と、前記誘導支援画像として表示する表示部と、を具備する。

【選択図】 図3

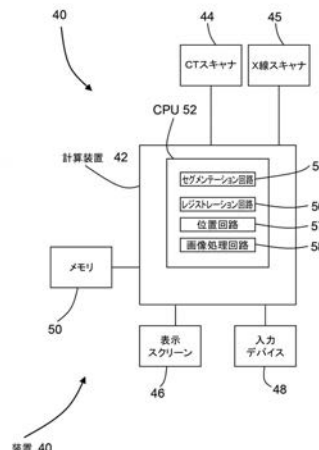


Fig. 3

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医用機器によって貫かれる予定の組織領域を含む解剖学的領域に対応したボリュームデータを受け取る受け取り部と、

前記医用機器の位置を前記ボリュームデータ上にマッピングし、前記マッピングされた位置と前記ボリュームデータとを用いて、前記組織領域の少なくとも一部に関して前記医用機器の誘導を支援するための誘導支援画像を、前記医用機器の位置を基準として生成する画像生成部と、

前誘導支援画像として表示する表示部と、

を具備する医用画像処理装置。

10

**【請求項 2】**

前記画像生成部は、前記誘導支援画像を仮想内視鏡画像として生成する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記画像生成部は、前記組織領域が少なくとも部分的に透明である前記誘導支援画像を生成する請求項 1 又は 2 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記画像生成部は、前記組織領域が血管である場合において、血管内の閉塞を貫く経路又は血管内の閉塞周辺の経路を含む前記誘導支援画像を生成する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

20

**【請求項 5】**

前記画像生成部は、前記組織領域が血管である場合において、前記組織領域において柔らかいプラーク、硬プラーク、血管壁のうちの少なくとも一つを特定し、前記特定された異なる組織タイプが視覚的に区別された前記誘導支援画像を生成する請求項 4 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記医用機器は、ガイドワイヤ、カテーテル、穿刺針のうちのいずれかである請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記画像生成部は、前記医用機器の位置が変更された場合には、変更後の前記医用機器の位置を前記ボリュームデータに新たにマッピングし、前記新たにマッピングされた変更後の位置と前記ボリュームデータとを用いて、前記誘導支援画像を生成する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

30

**【請求項 8】**

前記画像生成部は、前記医用機器の進行方向と前記医用機器の位置とを基準として前記誘導支援画像を生成する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

**【請求項 9】**

前記画像生成部は、前記医用機器の現在の位置又は画像生成において用いられる観察位置からの距離に応じて、前記組織領域が少なくとも一部の透明度が制御された前記誘導支援画像を生成する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

40

**【請求項 10】**

前記画像生成部は、前記ボリュームデータが更新された場合には、当該更新されたボリュームデータ上にマッピングし、当該マッピングされた位置と前記更新されたボリュームデータとを用いて、前記誘導支援画像を生成する請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

**【請求項 11】**

前記画像生成部は、前記組織領域が血管である場合において、前記誘導支援画像を前記血管内の構造を視覚化するための断面画像として生成する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

**【請求項 12】**

50

前記画像生成部は、前記医用機器組織領域が血管である場合において、前記誘導支援画像を前記血管内の構造を視覚化するための断面画像として生成する請求項1記載の医用画像処理装置。

【請求項13】

コンピュータに、

医用機器によって横切られる予定の組織領域を含む解剖学的領域に対応したボリュームデータを受け取る受け取り機能と、

前記医用機器の位置を前記ボリュームデータ上にマッピングさせ、前記マッピングされた位置と前記ボリュームデータとを用いて、前記組織領域の少なくとも一部に関して前記医用機器の誘導を支援するための誘導支援画像を、前記医用機器の位置を基準として生成させる画像生成機能と、

前誘導支援画像として表示させる表示機能と、

を実現させる医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本実施形態は、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

慢性完全閉塞(Chronic Total Occlusion:CTO)は、蓄積したプラークにより動脈(冠動脈の場合が多い)が完全に閉塞した状態の病変である。CTOは、通常徐々に生じ、PCI(percutaneous coronary intervention:経皮的冠動脈形成術)のことがあるPI(percutaneous intervention:経皮インターベンション)を用いてよく治療される場合がある。

【0003】

経皮インターベンションの間に、詰まりまでずっと患者の動脈系へとガイドワイヤを押し込むことがある。係る詰まりは、硬い、及び/又は、柔らかいプラークを具備する場合がある。また係る詰まりは、「閉塞」或いは「狭窄」としても呼ばれることがある。

【0004】

何らかの方法で閉塞を横切る(貫く)ために、多くの技術はガイドワイヤを必要とすることがある。例えば、ステント留置術又は詰まりの除去に対するカテーテルの進行を許容するために、係るガイドワイヤは、詰まりを横切ることがある。

【0005】

図1aは、血管壁12と血管腔14とを有する、血管10における閉塞16の例を示している。血管10は、閉塞16によって部分的に遮断されている。しかし、幾分開いている血管腔(遮断されていない血管腔)が18に存在することで、多少の血液が閉塞16を流れることを可能にしている。血流は、矢印19によって表されている。即ち、血流は閉塞16に入る際に妨げられているのである。

【0006】

図1bにおいて、拡張デバイス22を載置したガイドワイヤ20は、閉塞16を縫う様に通じ抜け、係る拡張デバイス22は、ステント24が一旦閉塞16の適所に来ると、ステント24を拡張させるために使用される。

【0007】

図1cは、拡張デバイス22が一旦除去された後の、拡張したステント24の様子を描いている。かつて血管が部分的に閉塞16によって遮断されていた箇所に、ステント24は、拡張したまま留まり、且つ血流が増加した状態(矢印26によって表されている)にする。

【0008】

動脈において閉塞により通路が狭くなっている箇所が表れている箇所に(例えば、図1

10

20

30

40

50

aに例証されている通り)、医師は、小さいガイドワイヤが閉塞を貫いて通り抜けるよう試みる場合がある。閉塞を貫く通路は、狭い場合が多い。動脈壁に穴が開く危険性、又はプラークを無理に取り除いて梗塞をもたらす危険性は、相当な可能性がある。そのため、状況次第で、どんな小さな誘導に関する情報も役に立つことがある。

【0009】

完全な閉塞の場合に、医師は、二つの方法のうち一つの方法を試すよう判断することが出来る。第一の方法で、カルシウム等硬い成分の閉塞に比べて、柔らかい成分の梗塞を貫いてワイヤを誘導することにより、医師は詰まりを貫いてガイドワイヤを押し込むことが出来る、というものである。また第二の方法で、医師は閉塞の内膜下の横断を実行することが出来る、というものである。閉塞の内膜下の横断において、カテーテルは、プラークを迂回するために、血管壁の内膜層及び中間層の間に新たな流れを作り出す。カテーテルは、その後血管の真腔(true lumen)に再度入り込まなくてはならない。カテーテルが真腔に再び入り込まなければ、内膜下解離が起こる場合がある。

10

【0010】

幾つかの通常のカテーテル検査室(cath-lab)インターベンションにおいて、蛍光透視血管造影法又はX線血管造影法(XA)は、ガイドワイヤの進行を導くために使用することが出来る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

20

【特許文献1】特表2017-507685号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかし、例えば慢性完全閉塞のインターベンションの視覚化は、プラークが蛍光透視血管造影法又はX線血管造影法(XA)では上手く画像化されないケースでは、難しいものとなる。

【0013】

また、図2に示す血管造影画像において、血管30は、血管のコントラスト強調のために、ほぼ黒に見える。カテーテルの先端は、矢印32で指し示されている。ガイドワイヤ34は、詰まりを貫いて押し込んでいることが示されている。しかしながら、詰まりを形成する物質は、X線血管造影法では見ることが出来ない(言い換えれば、X線血管造影法によっては、限られた誘導的な情報しか提供することが出来ない)。

30

【0014】

状況次第で、ガイドワイヤの目の物質の構成物について、どんな小さな情報であっても役立つと言える。しかしながら、図2に示したようなX線血管造影画像からは、有効な情報が得られない場合がある。

【0015】

本実施形態は、例えば組織を貫く医用機器(ガイドワイヤ、カテーテル、穿刺針等)の誘導を従来に比して良好に支援することができる医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0016】

本実施形態に係る医用画像処理装置は、医用機器によって貫かれる予定の組織領域を含む解剖学的領域に対応したボリュームデータを受け取る受け取り部と、前記医用機器の位置を前記ボリュームデータ上にマッピングし、前記マッピングされた位置と前記ボリュームデータとを用いて、前記組織領域の少なくとも一部に関して前記医用機器の誘導を支援するための誘導支援画像を、前記医用機器の位置を基準として生成する画像生成部と、前記誘導支援画像として表示する表示部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 1 7 】

- 【図 1 a】閉塞を有する血管を描いている概略的なダイアグラム。  
【図 1 b】拡張デバイスによって血管の拡張を描いている概略的なダイアグラム。  
【図 1 c】血管におけるステントを描いている概略的なダイアグラム。  
【図 2】ガイドワイヤを示している血管造影画像。  
【図 3】実施形態に係る装置の概略的なダイアグラム。  
【図 4】実施形態の方法の概要を描いているフローチャート。  
【図 5】仮想内視鏡ビューの概略的な描写。  
【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 8 】

10

本実施形態に係る医用画像処理装置 40 は、図 3 に概略的に描かれている。医用画像処理装置 40 は、誘導装置又は仮想誘導装置等と呼ぶことが出来る。

## 【 0 0 1 9 】

医用画像処理装置 40 は、この場合にはパーソナルコンピュータ ( P C : p e r s o n a l c o m p u t e r ) 又はワークステーション等の計算装置 42 を具備する。係る計算装置 42 は、コンピュータ断層撮影 ( C T ) スキャナ 44 と、一つ又は複数の表示スクリーン 46 と、そしてコンピュータキーボード、マウス又はトラックボール等の一つ又は複数の入力デバイス 48 とに接続される。

## 【 0 0 2 0 】

C T スキャナ 44 は、患者又はその他の被検体の解剖学的領域を表す、ポリユーメトリック C T データを取得するよう構成されている。本実施形態において、係るポリユーメトリック C T データは、非コントラスト C T データ及びコントラスト強調 C T データを具備する。

20

## 【 0 0 2 1 】

代替的な実施形態において、C T スキャナ 44 は、任意のその他の撮像モダリティにおけるポリユーメトリック撮像データ ( ポリユーメータ ) を取得するよう構成されたスキャナによって、置き換えたり補ったりすることが出来る。任意のその他の撮像モダリティとは、例えば C T スキャナ、コーンビーム C T スキャナ、M R I ( 磁気共鳴撮像 ) スキャナ、又は、超音波診断装置 ( 超音波スキャナ ) である。幾つかの実施形態には、多重二次元スキャンを収集することで、ポリユーメトリック撮像データを取得することが出来るものがある。

30

## 【 0 0 2 2 】

X 線スキャナ 45 は、同じ患者又はその他の被検体の同じ解剖学的領域を表す、X 線データを取得するよう構成されている。本実施形態において、係る X 線データは、デジタル血管造影データ、デジタルサブトラクション血管造影データ、及び / 又は、非コントラスト X 線データを具備する。

## 【 0 0 2 3 】

本実施形態において、X 線データは、二次元データを具備する。その他の実施形態において、X 線スキャナは、ポリユーメトリックデータを取得するよう構成することが出来る。

40

## 【 0 0 2 4 】

代替的な実施形態において、X 線スキャナ 45 は、任意のその他の撮像モダリティにおける撮像データを取得するよう構成されたスキャナによって、置き換えたり補ったりすることが出来る。任意のその他の撮像モダリティとは、例えば C T スキャナ、コーンビーム C T スキャナ、M R I ( 磁気共鳴撮像 ) スキャナ、又は、超音波スキャナである。

## 【 0 0 2 5 】

本実施形態において、C T スキャナ 44 及び X 線スキャナ 45 によって取得された撮像データセットは、メモリ 50 に格納されて、その後計算装置 42 に提供される。代替的な実施形態において、撮像データセットは、医用画像保管通信システム ( P A C S ) の一部を形成することが出来る遠隔データストア ( 図示せず ) から供給される。メモリ 50 又は

50

遠隔データストアは、メモリストレージの任意の適切な形を具備することが出来る。

【0026】

本実施形態において、CTスキャナ44及びX線スキャナ45は、計算装置42に接続されている。その他の実施形態でCTスキャナ44、及び/又は、X線スキャナ45は、計算装置42に接続されていない場合がある。

【0027】

計算装置42は、撮像データセットを自動的に又は半自動的に処理するための処理リソースを提供し、且つ中央処理装置(CPU: central processing unit)52を具備する。

【0028】

計算装置42は、CTデータにおける異なる組織タイプをセグメントするよう構成されたセグメンテーション回路54と、CTデータ及びX線データとを登録するよう構成されたレジストレーション回路56と、デバイス(医用機器)の位置を決定するよう構成された位置回路57と、異なる組織タイプを識別することが出来、且つデバイスの仮想描写が表示される、仮想内視鏡画像をレンダリングするよう構成された画像処理回路58と、を含む。

10

【0029】

本実施形態において、回路54、56、57、58は、実施形態の方法を実行することが実行可能なコンピュータ読み取り可能命令を有するコンピュータプログラムの方法で、計算装置42でそれぞれ実行される。しかし、その他の実施形態において、様々な回路は一つ又は複数のASIC(特定用途向け集積回路)或いはFPGA(フィールドプログラマブルゲートアレイ)として実施することが出来る。

20

【0030】

計算装置42は、ハードドライブと、RAM、ROMを含むその他のPCの構成要素、データバス、様々なデバイスドライバを含むオペレーティングシステム、そしてグラフィックスカード等を含むハードウェアデバイス、を含む。この様な構成要素は、図を見やすくする為、図3には示されていない。

【0031】

図4は、実施形態の方法における概要を描いているフローチャートである。図4の実施形態において、図3の医用画像処理装置40は、閉塞16を形成するブランクタイプに関する視覚的な情報を提供することにより、ガイドワイヤ20が血管10における閉塞16を貫くよう、医師の誘導を支援するために、使用される。

30

【0032】

図4のステージ60において、CTスキャナ44は、非コントラストCTデータセット(「CTデータセット」とも呼ぶことが出来る)及びコントラスト強調CTデータセット(「CTAデータセット」とも呼ぶことが出来る)を具備する、ボリユーメトリックCTデータを収集する。非コントラストCTデータセット及びコントラスト強調CTデータセットは、患者の解剖学的領域を表す。非コントラストCTデータセットは、造影剤が解剖学的領域に存在しない状態で取得される。一方で、コントラスト強調CTデータセットは、造影剤が解剖学的領域に存在する状態で取得される。

40

【0033】

本実施形態において、解剖学的領域は、閉塞16によって少なくとも部分的に遮断されている血管10を具備する。その他の実施形態において、解剖学的領域は、任意のヒト検体又は動物検体の、関心のある任意の領域とすることが出来る。例えば、解剖学的領域は、任意の適当な血管、及び/又は、臓器を具備することが出来る。解剖学的領域は、外科的インターベンションの部分として、例えば、デバイスが患者又はその他の被検体の身体へと取り込まれる任意の手術の一部として、デバイスによって横切られる予定の任意の組織領域を具備することが出来る。幾つかの実施形態において、解剖学的領域は、任意のタイプの閉塞又は詰まりを具備する場合がある。

【0034】

50

非コントラストCTデータセット及びコントラスト強調CTデータセットは、セグメンテーション回路54へ、そしてレジストレーション回路56へ、と渡る。

【0035】

レジストレーション回路56は、非コントラストCTデータセットとコントラスト強調CTデータセットとを登録する。任意の適切なレジストレーション法を使用することが出来るが、例えば、次の様な文献がある。Razeto, M., Mohr, B., Arakita, K., Schuijf, J. D., Fuchs, A., Kuhl, J. T., Chen, M. Y., and Kofoed, K. F., "Accurate, fully-automated Registration of coronary arteries for volumetric CT digital subtraction angiography," Proc. SPIE 9034, 90343F-90343F-7 (2014).

10

【0036】

レジストレーション回路56は、サブトラクションCTデータセットを取得するために、登録した非コントラストCTデータセットとコントラスト強調CTデータセットとを差し引く。登録した非コントラストCTデータとコントラスト強調CTデータとを差し引くことにより、造影剤により強調されたコントラストCT強調データの部分を残すために、例えば骨又は柔組織等、コントラスト強調CTデータ及び非コントラストCTデータに共通の特徴を除去することが出来る。

【0037】

ステージ62で、セグメンテーション回路54は、コントラスト強調CTデータセットのセグメンテーションを実行する。

20

【0038】

一般的に、セグメンテーションは、画像の残りからピクセル又はボクセルの分別を含まることが出来る、画像における所定の構造を表すピクセル又はボクセルを特定する処理を指す場合がある。係る所定の構造とは、例えば、骨、血管、又は臓器等、解剖学的構造とすることが出来る。また係る構造は、例えば、柔らかいプラーク、硬いプラーク、血管壁又は血管腔等、特定の組織タイプの領域とすることも出来る。ピクセル又はボクセルは、特定の組織タイプに属するとして、区別することが出来る。そして各ピクセル又は各ボクセルが各組織に属する確率を計算することが出来る。

30

【0039】

本実施形態において、セグメンテーション回路54によって実行されたセグメンテーションは、画像に基づくセグメンテーションを具備する。その他の実施形態において、任意の適切なセグメンテーション法を使用することが出来る。例えば、セグメンテーションは、次に言及される様な方法とすることが出来る。当該文献では、血管、特に冠動脈における血管内のプラークをセグメントするための、様々な異なる技法が説明されている。Szilagyi, S., Popovici, M. & Szilagyi, L. (2017). Review. Automatic Segmentation Techniques of the Coronary Artery Using CT Images in Acute Coronary Syndromes. Journal Of Cardiovascular Emergencies, 3(1), pp. 9-17.

40

【0040】

実施形態の中には、セグメンテーション法は、例えば、米国特許番号9,697,603に説明される様な、コントラスト強調CTデータセット及び非コントラストCTデータセット両方からの情報の使用を具備することが出来るものがある。

【0041】

セグメンテーションは、異なる組織タイプを表すボクセルの特定を具備する。ボクセルは、特定の組織タイプに属するとして、ラベル付けすることが出来る。またボクセルは、属性の確率を各組織タイプへと割り当てることが出来る。

50

## 【 0 0 4 2 】

本実施形態のセグメンテーション法は、硬い（石灰化した）プラークから柔らかいプラークを区別することにより、コントラスト強調CTデータセットにおけるプラークを特徴付けることである。本実施形態のセグメンテーションにおいて特定された組織タイプは、硬いプラーク、柔らかいプラーク、血管壁、そして血管内腔を具備する。その他の実施形態において、任意の組織タイプをセグメントすることが出来る。異なる組織タイプは、例えば異なる臓器等、任意の異なる解剖学的構造の組織を具備することが出来る。

## 【 0 0 4 3 】

本実施形態において、ステージ60及び62は、外科的インターベンションの開始前に実行される。例えば、CTスキャナは、外科的インターベンションの何時間か前に、ステージ60のCTデータを収集することが出来る。ステージ60のタイミングは、ステージ60で収集されたCTデータが、例えば閉塞の範囲等、外科的インターベンションの間に解剖学的領域の状態を表すだろうと考えることが出来るくらい、インターベンションの時間に十分近づけることが出来る。

10

## 【 0 0 4 4 】

ステージ64で、外科的インターベンションが開始する。本実施形態において、係る外科的インターベンションは、経皮的インターベンションである。その他の実施形態において、外科的インターベンションは、その任意の適当なタイプとすることが出来る。幾つかの実施形態において、外科的インターベンションは、内視鏡検査又は関節鏡検査を具備することがある。

20

## 【 0 0 4 5 】

造影剤は、造影物質が関心のある解剖学的領域に存在する様に、患者の血管系へと取り込まれる。X線スキャナ45は、本実施形態においては初期のデジタルサブトラクション血管造影(DSA)データセットを具備する、X線データを収集する。その他の実施形態において、ステージ64で収集されたX線データは、デジタル血管造影(DA)データセットを具備することがある。係る初期のDSAデータセットとは、治療が行われている血管系を表す。

## 【 0 0 4 6 】

その他の実施形態において、ステージ64で解剖学的領域を表す画像データ、例えばコーンビームCT、を収集するために任意の適切な方法を使用することが出来る。係る収集されたデータは、二次元又は三次元とすることが出来る。

30

## 【 0 0 4 7 】

ステージ66で、レジストレーション回路56は、サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとを登録する。それらを登録するために、任意の適切なレジストレーション法を使用することが出来る。例えば、サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとは、次の文献に説明される様な方法を使用して、登録することが出来る。P. Markelj, D. Tomazevic, B. Likar, F. Pernus, A Review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions, In Medical Image Analysis, Volume 16, Issue 3, 2012, Pages 642 - 661。本実施形態においては、剛体レジストレーションが使用される。その他の実施形態において、レジストレーションは、局所的に変形可能なレジストレーションを具備することが出来る。

40

## 【 0 0 4 8 】

更なる実施形態において、コントラスト強調CTデータセットは、サブトラクションCTデータセット及び初期DSAデータセットのレジストレーションの代わりに或いは追加で、初期DSAデータセットと登録することが出来る。

## 【 0 0 4 9 】

本実施形態において、ステージ66のレジストレーション法は自動化される。しかし、その他の実施形態において、係るレジストレーションは、半自動又は手動とすることも出

50

来る。例えば、レジストレーション回路 56 は、サブトラクションCTデータセット及び初期DSAデータセットから画像をレンダリングし、且つ表示スクリーン46上に、又は更なるディスプレイ上に画像を表示することが出来る。ユーザ（例えば、X線技師）は、サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとの間のレジストレーションを取得するために、手動で画像をアライメントすることが出来る。

【0050】

サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとのレジストレーションとは、サブトラクションCTデータセットの座標系を、初期DSAデータセットの座標系に関連付けることである。サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとのレジストレーションは、CT画像とX線画像との間の初期アライメントを提供すると考えることが出来る。状況次第で、インターベンションにわたりX線スキャナ45により収集された後続のX線データの座標系は、初期DSAデータセットの座標系と似ているであろうということが期待出来る。

10

【0051】

本実施形態において、画像処理回路58は、フュージョン画像を取得するために、初期DSAデータセットとコントラスト強調CTデータセットとの画像フュージョンを実行する。その他の実施形態において、画像処理回路58は、任意のコントラスト強調CTデータセット、非コントラストCTデータセット、サブトラクションCTデータセットのうちからCTデータを使用してフュージョン画像を生成することが出来る。

【0052】

係るフュージョン画像は、表示スクリーン46上に、又は更なるディスプレイ上に表示することが出来る。

20

【0053】

フュージョン画像は、初期DSAデータセットの座標系において、初期DSAデータセットのワーピングがあたかも発生していないかの様に表れる。初期DSAデータセットの空間においてフュージョン画像を表すことにより、係るフュージョン画像は、血管系の現在の状態を表すことが出来る。フュージョン画像は、期待されるDSAビューの強調バージョンを、ユーザ（例えば、医師）に表示することが出来る。

【0054】

更なる実施形態において、ステージ64で収集されたデータの任意の適当なビューを取得することが出来、且つ表示スクリーン46上に又は更なるディスプレイ上に表示することが出来る。例えば、フュージョン画像を具備することが出来ない二次元DSAビューを取得するために、初期DSAデータを処理することがある。初期DAデータは、二次元DAビューを取得するために、処理することが出来る。

30

【0055】

ステージ68で、医師はガイドワイヤ20を患者の血管系へと挿入する。係るガイドワイヤ20は、関心のある解剖学的領域、本実施形態においては閉塞16を具備する解剖学的領域に向かって、医師によって導かれる。X線スキャナ45は、更なるX線データを収集するために使用される。係る更なるX線データは、ガイドワイヤ20が患者へと挿入されている間に、連続的に又は規則的間隔で、収集することが出来る。

40

【0056】

本実施形態において、更なるX線データは、非コントラストX線データを具備する。更なるX線データは、DA（デジタル血管造影）データ、及び/又は、DSA（デジタルサブトラクション血管造影）データを具備することもある。また更なるX線データは、蛍光透視データを具備する場合がある。蛍光透視法とは、インターベンショナル設定において連続的に収集されたX線に対して、典型的に使用することが出来る名前である。

【0057】

その他の実施形態において、更なるX線データは、任意の適切なモダリティのデータ、例えばコーンビームCTデータによって、置き換える又は補うことが出来る。

【0058】

50

ステージ70で、位置回路57は、ステージ68で収集された非コントラストX線データにおけるガイドワイヤ20を表すピクセルをセグメントする。非コントラストX線データは、ガイドワイヤ20の位置を追跡するために使用されるため、「追跡データ」と呼ぶことが出来る。本実施形態において、ガイドワイヤは、非コントラストX線データの輝度しきい値を使用してセグメントされる。その他の実施形態において、ガイドワイヤ20をセグメントするための任意の適切な方法を使用することが出来る。例えば、ガイドワイヤ20は、非コントラストX線画像におけるガイドワイヤ20の輝度に基づいて、セグメントすることが出来る。ガイドワイヤ20のセグメンテーションは、そのサイズ及び形状を表すテンプレートを使用することが出来る。

【0059】

位置回路57は、更なるX線データのセグメンテーションに基づいて、ガイドワイヤ20の位置を決定する。ガイドワイヤ20の決定された位置は、ガイドワイヤ20の先端を具備するガイドワイヤ20の部分に対する位置を具備する。位置が決定されたガイドワイヤ20の部分は、関心のある解剖学的領域内にあるか又はその近くに存在する。係る位置は、ガイドワイヤ20の先端に対する位置を含む、ガイドワイヤの部分上の地点に対する複数の個別の位置を具備することが出来る。非コントラストX線画像上において決定されたガイドワイヤ20の位置は、サブトラクションCTデータセットと初期DSAデータセットとがレジストレーションされていることから、サブトラクションCTデータセット上においても対応付け(マッピング)されることになる。

【0060】

その他の実施形態において、ガイドワイヤ20の位置を決定するために、任意の適切な追跡データ及び追跡データ処理法を使用することが出来る。追跡データは、非コントラストX線データを具備することがあるし、しないこともある。追跡データ処理法は、追跡データにおけるガイドワイヤ20を表すピクセルのセグメンテーションを具備することがあるし、しないこともある。例えば、幾つかの実施形態において、ガイドワイヤ20の位置を決定するために、ガイドワイヤの電磁追跡を使用するものがある。更なる実施形態において、ガイドワイヤ20の先端まで辿り着くために、しきい値及び経路追跡法を使用する、ガイドワイヤ20の直接のセグメンテーションを実行する場合がある。また幾つかの実施形態において、位置決定を支援するために、X線不透過性マーカーがガイドワイヤ20の先端に位置するものもある。

【0061】

ガイドワイヤ20について位置回路により決定された位置は、更なるX線データの座標系にある。

【0062】

ステージ60から70までは、レジストレーション及び局所化ステージを提供すると考えることが出来る。係るステージ60から70において、サブトラクションCTデータセット及び初期DSAデータセット間のレジストレーションは、ガイドワイヤの局所化により後追いされる。

【0063】

ステージ72で、画像処理回路58は、ガイドワイヤ20の決定された位置を使用してガイドワイヤ20の仮想描写110を生成する。画像処理回路58は、例えばガイドワイヤ20の直径やガイドワイヤ先端の形状等、ガイドワイヤ20に関する既知の情報を利用することが出来る。

【0064】

画像処理回路58は、ガイドワイヤ20の仮想描写110を具備する仮想内視鏡ビュー(誘導支援画像)を生成するために、コントラスト強調CTデータセットを処理する。係る仮想内視鏡ビューは、ガイドワイヤが通過しようとしている組織を貫く領域(本実施形態においては、閉塞16を具備する)の少なくとも一部の領域を示すシミュレーションされた三次元画像である。

【0065】

10

20

30

40

50

仮想内視鏡ビューは、あたかも仮想カメラの位置から観察しているかの様に、レンダリングされる。係る仮想カメラは、仮想内視鏡ビューがガイドワイヤ先端の描写を含む、ガイドワイヤ20の仮想描写110の末端部を示す様に、位置している（例えば、仮想内視鏡ビューは、ガイドワイヤ20の進行方向と位置とを基準として生成される）。本実施形態において、仮想内視鏡ビューは、まるで内視鏡によって血管を下りながら観察しているかの様に血管18を表すが、実際にこのような内視鏡は存在しない。仮想内視鏡ビューは、血管の管腔内（intraluminal）ビューを提供する。仮想内視鏡ビューは、解剖学的構造の近位部が遠位部に比べてより大きく見える様に、透視投影を利用することが出来る。

#### 【0066】

本実施形態において、仮想内視鏡ビューは、血管の内側にある仮想カメラ位置からレンダリングされる。その他の実施形態において、仮想内視鏡ビューは、関心のある身体部分の内側又は外側、例えば血管腔の内側又は外側等に存在する場合のある、任意の仮想カメラ位置からレンダリングすることが出来る。

#### 【0067】

任意の適当なライティング法、例えばグローバルイルミネーションを、レンダリングにおいて使用することが出来る。

#### 【0068】

本実施形態において、仮想内視鏡ビューは、更なるX線データの座標空間へと変換された、コントラスト強調CTデータセットからレンダリングされる。係る更なるX線データは、外科的インターベンションの間に収集されている。また更なるX線データは、リアルタイムで取得されるものだと考えることが出来る。係る更なるX線データは、患者の現在の状態を表すものだと考えることが出来る。コントラスト強調CTデータセットを更なるX線データの座標空間へと変換することは、サブトラクションCTデータセットをステージ66での初期DSAデータセットとのレジストレーション、及び/又は、例えば初期DSAデータセットと更なるX線データセットとのレジストレーション等の更なるレジストレーションに基づくことがある。更なるX線データは、例えば次の文献に説明される様な方法を使用して、サブトラクションCTデータセットとレジストレーションすることが出来る。P. Markelj, D. Tomazevic, B. Likar, F. Pernus, A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions, In Medical Image Analysis, Volume 16, Issue 3, 2012, Pages 642 - 661。サブトラクションCTデータセットは、ブランク及び血管形状についての情報を提供することが出来る。

#### 【0069】

画像処理回路58は、ステージ62でのサブトラクションCTデータセットのセグメンテーションから取得された組織セグメンテーションを、コントラスト強調CTデータセットへと適用する。画像処理回路58は、ステージ62でのセグメントされた異なる組織タイプが仮想内視鏡ビューにおいて視覚的に区別される様に、仮想内視鏡ビューをレンダリングする。係る異なる組織タイプとは、少なくとも一つのレンダリングパラメータに対して異なる値を使用してレンダリングされていることにより視覚的に区別されるが、そのレンダリングパラメータとは、例えば色、グレースケール、輝度、不透明度、透明度、ライティングパラメータ、テクスチャパラメータ、表面パラメータ、反射パラメータ、レンダリング手順のタイプ等である。異なる組織タイプを視覚的に区別することは、レンダリングされた画像における組織タイプ間の任意の人工的な視覚的な識別の適用、例えば異なる組織タイプを異なる色で人工的に着色する等、を具備することが出来る。

#### 【0070】

図5は、石灰化ブランク120と柔らかいブランク122とを具備する、閉塞の仮想内視鏡ビューの概略的ダイアグラムである。図5に示された画像は、ガイドワイヤ20が閉塞にはまだ到達していないが、近づいている様子を表すものである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 1 】

概略的なダイアグラムにおいて、石灰化したブランク 1 2 0 及び柔らかいブランク 1 2 2 は、異なる様に陰影が付けられていることにより、仮想内視鏡ビューにおいて視覚的に区別される。図 4 の実施形態において、石灰化したブランク 1 2 0 及び柔らかいブランク 1 2 2 は、異なる色でレンダリングされていることにより、視覚的に区別される。その他の実施形態において、異なる組織タイプを視覚的に区別する任意の適切な方法を使用することがある。例えば、異なる組織タイプを区別するために、異なる色、グレースケール又はその他の異なるレンダリングパラメータを使用することがある。

## 【 0 0 7 2 】

石灰化したブランク 1 2 0 及び柔らかいブランク 1 2 2 のみが、図 5 で陰影付けられているが、実際には仮想内視鏡ビューにおいて血管壁も区別される。その他の実施形態において、任意の組織タイプを、任意の適切な方法で視覚的に区別することが出来る。

10

## 【 0 0 7 3 】

図 4 の方法において、仮想内視鏡ビューは、部分的に透ける様に、例えば半透明にして、石灰化したブランク 1 2 0 と柔らかいブランク 1 2 2 とを示す（この部分的な透明性は、図 5 の概略的実例には図示されていない）。石灰化したブランク 1 2 0 及び柔らかいブランク 1 2 2 は部分的に透明なので、医師（又はその他の観察者）は、仮想内視鏡ビューにおいて閉塞の表面を透かして見ることが可能である。閉塞の表面を貫いてある程度の視認性を許容することにより、医師は閉塞の構成物に関する情報を取得することが出来る。

## 【 0 0 7 4 】

ブランクの表面の向こうを見ることにより、医師は、詰まりの構成物を視覚化し且つガイドワイヤに対する経路の計画を立てることが出来る。表面の向こう数ミリメートルの視認性であっても、価値ある情報を提供することが出来る。

20

## 【 0 0 7 5 】

部分的な透明として組織をレンダリングすることにより、リアルな管腔内内視鏡では提供することが出来ない様なビューを、仮想内視鏡ビューは提供することが出来る（リアルな管腔内内視鏡は、組織表面まで見ることしか出来ないからである）。

## 【 0 0 7 6 】

図 4 の実施形態において、仮想内視鏡ビューにおいて表示される様な組織の透明度の程度は、仮想ガイドワイヤ 1 1 0 の先端からの距離に依存する。係る仮想ガイドワイヤ 1 1 0 の先端近くの組織は、その先端からより遠い組織に比べて、より透明度が高くなる様にレンダリングされている。例えば、仮想ガイドワイヤ 1 1 0 の先端位置からの距離に伴って、透明度において線形減少が生じることがある。その他の実施形態において、仮想内視鏡ビューに表された全ての組織が、透明度に対する一定値で表される。更なる実施形態において、透明度は観察者からの距離に伴って変化することがある。例えば、仮想内視鏡ビューの観察者からより遠い様に見える組織も、より不透明度が高く見える等である。

30

## 【 0 0 7 7 】

図 4 のフローチャートの要素 7 4 及び 7 6 は、ステージ 7 2 の仮想内視鏡ビューの特徴を説明する。要素 7 4 は、上記で説明された通り、ブランク成分が色付けられることを示す。例えば、柔らかいブランク 1 2 2 は、一色でレンダリングすることが出来、且つ硬いブランク 1 2 0 は、それとは別の異なる色でレンダリングすることが出来る。血管壁及び異なるブランク成分を色分けすることにより、これから先、血管の形及びブランクが、医師にとって非常に明確になる場合がある。

40

## 【 0 0 7 8 】

要素 7 6 は、仮想内視鏡ビューの方位が、二次元 X 線画像の方位と合わさっているということを示している。

## 【 0 0 7 9 】

本実施形態において、仮想内視鏡ビュー（仮想内視鏡画像）1 0 0 は、リアルタイムで取得されている非コントラスト X 線データを処理することにより取得された、二次元 X 線画像と並んで表示スクリーン 4 6 上に表示される。係る二次元 X 線画像は、血管造影図と

50

呼ぶことが出来る。その他の実施形態において、フュージョン画像が血管造影図の代わりに又は追加で、表示されることがある。

【0080】

仮想内視鏡ビュー100は、例えば、仮想内視鏡ビュー100の左側が二次元X線画像の左側と、係るビュー100の右側が係る画像の右側と、それぞれ対応する様に、二次元画像と照らし合わされる。

【0081】

仮想内視鏡ビュー100の方位は、血管造影図におけるガイドワイヤ20の方位と照合する様に設定されている。仮想内視鏡ビュー100は、例えば、リアルな生体におけるガイドワイヤ20の時計方向の回転が仮想内視鏡ビュー100における仮想ガイドワイヤ110の時計方向の回転として示される様に、方位付けられる。係る方位により、二次元血管造影での特定の方向における動きと仮想内視鏡における動きとが合わさるので、ガイドワイヤ20の制御がより簡単になることが可能なのである。

10

【0082】

ステージ80で、医師は、仮想誘導処理を実行するために仮想内視鏡ビュー100を使用するが、これは「仮想ガイドワイヤ誘導」又は「仮想穿刺針誘導」と呼ぶことが出来る。

【0083】

仮想誘導処理において、現在の方向におけるガイドワイヤ20の進捗は、仮想ガイドワイヤ110によってシミュレーションされる。ガイドワイヤ110が血管に相関して動く様に見える、画像のアニメーションシーケンス( animated sequence )が生成される。画像がレンダリングされる仮想カメラ位置も、仮想ガイドワイヤ110の動きを追従するために、更新することが出来る。仮想ガイドワイヤ110は、リアルガイドワイヤ20の動きを実行に移されることが何も無くても、シミュレーションされた三次元画像において動かされる。

20

【0084】

例えば、図5の仮想内視鏡ビュー100から開始し、仮想ガイドワイヤ110が前進すると、仮想的に閉塞を貫いて進む(すなわち、仮想ガイドワイヤ110が前進すると、当該前進と連動して仮想内視鏡ビュー100も全身する)。仮想ガイドワイヤ110は、医師又は別のユーザからの入力に呼応して動くことが出来る。医師は、詰まりを貫く経路の計画を立てるために、仮想ガイドワイヤ110の仮想の動きを使用することが出来る。

30

【0085】

仮想ガイドワイヤ110が詰まりの中へと動いていくにつれて、医師が詰まりの中を更に遠くまで見渡せる様に、詰まりの表面からの組織を仮想内視鏡ビューから取り除くことが出来る。

【0086】

ステージ80の仮想誘導処理を使用することにより、外仮想誘導処理においてシミュレーションされた経路が上手くいくかどうかを、医師が判定する。状況によって、医師は、シミュレーションされた経路が上手く行きそうも無いようだ、と判定する。例えば、詰まりが当初に予測していた位置よりも更に遠くにある様な状況である。医師は、例えば、仮想ガイドワイヤ110の異なる動きを使用して、ステージ80の仮想誘導処理を繰り返すことが出来る。

40

【0087】

ステージ80の仮想誘導処理は医師に、リアルガイドワイヤ20の次の動きの計画を医師が立てることを許可する情報を提供する。

【0088】

図4のステージ82で、医師は、ガイドワイヤ20を患者へと入れ進める。係るガイドワイヤ20の動きは、小さいことがある。ガイドワイヤ20は、例えば1ミリメートル等、5ミリ未満で動かされる場合がある。

【0089】

50

非コントラストX線データは、ガイドワイヤ20が患者へと入れ進められるにつれて、依然として取得されている。非コントラストX線データから、位置回路57は、ガイドワイヤ20の先端の更新された位置を含む、ガイドワイヤ20の更新された位置を決定する（すなわち、非コントラストX線データによる画像から、ガイドワイヤ20の先端を認識する）。位置回路57は、リアルガイドワイヤ20の更新された位置に基づいて、仮想内視鏡ビュー100における仮想ガイドワイヤ110の位置を更新する。

【0090】

ガイドワイヤ20の動きに呼応してステージ82で取得された仮想ガイドワイヤ110の位置と、ステージ80のシミュレーションされた動きの終わりでの仮想ガイドワイヤ110の位置とは、異なることに留意されたい。例えば、ガイドワイヤ20は、計画通りに厳密に動かない可能性がある、及び/又は、ガイドワイヤが血管を貫いて動くにつれて血管が変形する可能性があるからだ。仮想内視鏡ビューは、例えば血管の変形等、生体構造における変化を考慮に入れて更新することが出来る。例えば、二次元非コントラストX線データ及び三次元CTデータは、再レジストレーションすることが出来る。血管は、ガイドワイヤ20の各動きの後に再アライメントすることが出来る。

10

【0091】

その他の実施形態において、仮想内視鏡ビューは、任意の適切な方法で取得することが出来る、ガイドワイヤ20の先端の任意の推定された又は決定された位置に基づいて、更新することが出来る。

【0092】

図4のステージ84で、位置回路57は、ガイドワイヤ20の位置及びステージ62で取得されたセグメンテーションに基づいて、閉塞を横切っているかどうかを判定することが出来る。その他の実施形態において、医師又はその他のユーザは閉塞を横切ったかどうかを判定することが出来るし、又は、それを判定するために任意の適切な方法を使用することも出来る。

20

【0093】

閉塞を既に横切った場合に、図4の処理は、処理が終了するステージ86へと進む。

【0094】

閉塞をまだ横切っていない場合に、図4の処理は、ステージ80へと戻る。医師は、今度はガイドワイヤ20の更新された位置から開始する、更なる仮想誘導処理を実行する。係るガイドワイヤ20の更新された位置は、仮想ガイドワイヤ110の更新された位置として、仮想誘導ビュー100に示されている。

30

【0095】

医師は、更新された位置から前に仮想ガイドワイヤ110を動かす。仮想内視鏡ビューは、仮想ガイドワイヤ110の動きを示す。随意で、医師は、例えば仮想ガイドワイヤ110を異なる方向に動かすことにより、仮想ガイドワイヤ110の仮想動作を異なるパラメータで繰り返すことが出来る。

【0096】

医師が仮想ガイドワイヤ110の動作に満足した場合に、図4の方法はステージ82へと進み、医師はガイドワイヤ20を患者へと更に入れ進める。

40

【0097】

仮想内視鏡ビュー100は、ガイドワイヤ20の更なる位置に対応して仮想ガイドワイヤ110の更なる位置を示すために、更新される。

【0098】

ステージ80から84までは、閉塞が横切られるまで繰り返され、図4の方法はステージ86で終了する。ステージ80から84までは、仮想内視鏡ステージを提供すると考えることが出来る。

【0099】

上記に説明された様な誘導法を使用することにより、医師（又はその他のユーザ）は、ガイドワイヤが通り抜けようとしている組織、本実施形態では閉塞に関し、増えた情報を

50

取得することが出来る。異なる組織タイプを視覚的に区別される様に（例えば、異なる色で）示すことで、仮想内視鏡ビューは、X線データ（例えば、DA、DSA、又は非コントラストX線データ）における表示を超える様な、付加的な情報をユーザへと提供することが出来る。

【0100】

当該誘導法を使用した計画的な各小さな動きの逐次的な処理を使用することにより、閉塞の改善された誘導を達成することが出来る。小さな動きを使用することは、シミュレーションされた画像とリアルな生体構造との間の如何なる差も、誘導処理に与える影響は限定的な場合があるというのを意味することがある。リアルタイムX線データに呼応して画像を更新することにより、補正される予定のシミュレーションされたビューにおける不正確さを状況により許す場合がある。またリアルタイムデータに呼応して画像を更新することにより、手術間の血管の変形を考慮に入れることを許すことが出来る。

10

【0101】

状況次第で、医師は、その他の可能と思われる様な経路に比べてより精確な経路の計画を立てるために、付加的な情報を使用することがある。即ち、リアルなガイドワイヤを動かすよりも前に仮想ガイドワイヤを動かすことにより、詰まりの更に遠くからの情報が、詰まりの中へとリアルなガイドワイヤを動かすよりも前に取得されることを許可する場合がある。リアルなガイドワイヤを動かす前に仮想ガイドワイヤを動かすことにより、異なるアプローチが、リアルな動作を実行する前に、シミュレーションされることを許可する場合がある。

20

【0102】

図4の実施形態において、仮想ガイドワイヤは、血管においてそのリアルな位置を表す位置に置かれている。係るガイドワイヤの位置（つまり、シミュレーションされた画像の観察点）は、例えば血管の中心線上等の、血管に相関した所定の位置にある必要はない。

【0103】

ガイドワイヤの先端近くの異なる組織タイプを部分的な透明の様に示すことで、医師が、詰まり（又はその他の組織）の向こうに何があるのかを見ることが出来、これにより、経路計画を手助けすることが出来る。医師は、ガイドワイヤを詰まりの中へと動かし入れた場合に、存在する組織物の描写を見ることが出来る。

【0104】

図4の方法は、手術が進むにつれて、CT及びDA又はDSAの間のレジストレーション、仮想内視鏡ビューにおける結果の表示（presentation）、色分けされたセグメンテーションを使用するブランク組織の視覚化、仮想誘導、視覚化の進度に応じた更新に基づいた誘導解決法を提供することが出来る。

30

【0105】

図4を参考に上記で説明された実施形態において、ガイドワイヤは、仮想誘導を使用して詰まりを貫く誘導をされる。その他の実施形態において、任意の適切なデバイスが、任意の適切な組織を貫いて誘導することが出来る。図4の誘導処理は、その他の方法ではナビゲーションすることが難しい場合がある任意の外科的手術に対しても、使用することが出来る。

40

【0106】

例えば、デバイスは、カテーテル又は穿刺針を具備することが出来る。カテーテル又は穿刺針の位置は、任意の適切な位置決定法を使用して取得することが出来る。仮想カテーテル又は穿刺針を誘導支援画像としての仮想内視鏡ビューにおいて描くことが出来る。なお、誘導支援画像は仮想内視鏡ビューに限定されない。例えば、誘導支援画像は、デバイスがカテーテルである場合には血管内の構造を視覚化するための断面画像（血管内超音波画像の様な、血管の走行方向を法線とする断面画像等）であってもよい。また、デバイスが穿刺針である場合には、X線アンギオグラフィの代わりに超音波画像をリアルタイムで取得し、当該超音波画像とCTデータとを用いて誘導支援画像を生成するようによい。

50

## 【 0 1 0 7 】

デバイスが貫く誘導をされる組織領域は、任意の適当な血管を具備することが出来る。その他の実施形態において、組織領域は、例えば任意の適当な臓器等、任意の適当な組織を具備することが出来る。

## 【 0 1 0 8 】

例えば、経頸静脈的肝内門脈静脈短絡術とは、デバイスが、第一の血管に入り、その後第二の血管に到達するために肝臓の一部を横切ることがあるインターベンションである。図4を参考に上記で説明された仮想誘導処理は、第一の血管から第二の血管まで、肝臓組織を貫く誘導をするために使用することが出来る。更なる実施形態において、仮想誘導処理は、異なる臓器、及び/又は、血管でのその他の短絡インターベンションにおいて使用することが出来る。仮想誘導処理は、例えば冠動脈ステント挿入、腫瘍焼灼及び塞栓、又は神経血管インターベンション等、任意の経皮的なインターベンションへと適用することが出来る。

10

## 【 0 1 0 9 】

医用撮像の特定のタイプは、インターベンションの間の特定の時間で実行されているものとして上記で説明されている。しかし、その他の実施形態において、任意の適切なスキャンのタイプ及びタイミングを使用することが出来る。例えば、上記では一つの初期DSAデータセットのみが説明されたものの、実施形態の中には、一つ又は複数の更なるDSAスキャンをインターベンションの間に取得することが出来るものがある。造影剤は、インターベンションの間の様々な時に、例えばインターベンションが行われるという大事な

20

## 【 0 1 1 0 】

図4の実施形態において、非コントラストCTデータとコントラスト強調CTデータは、サブトラクションCTデータを生成するために、取得され且つ使用される。その他の実施形態において、コントラスト強調CTデータのみがインターベンションの前に取得され、且つそれがインターベンションの前に又は間に取得されたX線データへとレジストレーションされる。更なる実施形態において、非コントラストX線データ、コントラストX線データ、サブトラクションX線データ、デジタル血管造影データ又はデジタルサブトラクション血管造影データのうちの一つに対する上記での言及は、それらのうちの別のものに対する言及と置き換えることが出来る。非コントラストCTデータ、コントラストCTデータ又はサブトラクションCTデータのうちの一つに対する言及は、それらのうちの別のものに対する言及と置き換えることが出来る。

30

## 【 0 1 1 1 】

上記での実施形態は、医師によって実行されるものとして説明されているが、実施形態は或いはその様々なステージは、任意の適当なユーザ、例えば任意の臨床医、医師、放射線科医又はX線技師等によって、実行することが出来る。

## 【 0 1 1 2 】

更なる実施形態において、上記に説明された様な誘導法は、デバイスが患者にまだ取り込まれていない状態で、計画を立てるために使用することが出来る。例えば、仮想内視鏡ビューは、X線データがまだ取得されていない状態で、CTデータからレンダリングすることが出来る。ユーザは、閉塞（又はその他の組織）を示す仮想内視鏡ビューを観察することが出来る。またユーザは、詰まり内の異なる組織タイプを観察するために、仮想内視鏡ビューにおいて誘導することが出来る。ユーザは、従って、外科的インターベンションが行われる前に、詰まりに関する情報を取得することが出来るのである。幾つかの実施形態において、仮想ガイドワイヤは、リアルなガイドワイヤが患者又はその他の被検体の内部に位置していない状態で、仮想内視鏡ビューに位置する場合がある。

40

## 【 0 1 1 3 】

特定の実施形態において、遠隔的に作動したインターベンショナルなデバイスを用いての閉塞血管病変を横切るとは、

a) 被検体のCT/CTA及びDA/DSAスタディを収集すること、

50

- b) CT/CTAボリュームからプラーク成分をセグメントすること、
- c) CT/CTA及びDA/DSAをレジストレーションすること、
- d) DA/DSAボリュームにおけるガイドワイヤの先端位置を特定すること、
- e) ガイドワイヤ先端の位置に中心がある仮想内視鏡ビューを表示すること、係る表示においてはセグメントされたプラーク成分がステップb)に従って色分けされている、
- f) 仮想の動きをステップd)において特定されたガイドワイヤの位置へと適用すること、この様にして仮想内視鏡におけるガイドワイヤ先端の前進をシミュレーションすること、
- g) ガイドワイヤの仮想位置が変わったら、仮想内視鏡ビューを更新すること、この様にして係るガイドワイヤのリアルな位置の向こうのプラークの構成物を表示すること、
- h) ガイドワイヤの所望の経路が決定されるまで、e)からg)までのステップを逐次すること、
- i) ステップh)において決定された経路に従って、ガイドワイヤを前進させること、
- j) ガイドワイヤが閉塞血管病変を横切るまで、d)からi)までのステップを逐次すること、を具備する方法を提供する。

10

## 【0114】

ステップc)は、自動、半自動又は手動方法を用いて、実行することが出来る。ステップe)は、仮想内視鏡の参照フレームと、DA/DSAボリュームの参照フレームとのアライメントも含むこともある。ステップe)におけるプラーク成分のセグメンテーションは、半透明レンダリングにおいて表すことが出来、その際の透明変換関数は、ワイヤ先端からの距離によって制御される。

20

## 【0115】

本実施形態では、特定の回路について説明してきた。代替の実施形態では、これらの回路のうち1つ又は複数の機能は単一の処理リソース又はその他の構成要素によって提供可能であり、或いは、単一の回路によって提供される機能は、組み合わせられた2つ以上の処理リソース又はその他の構成要素によって提供可能である。単一の回路への言及は、その回路の機能を提供する複数の構成要素が互いに遠隔であるかどうかに関わらず、その様な構成要素を包含し、複数の回路への言及は、それらの回路の機能を提供する単一の構成要素を包含する。

30

## 【0116】

特定の実施形態について説明してきたが、これらの実施形態は、例として提示したにすぎず、本発明の範囲を限定することを意図したものではない。実際、本明細書で説明する新規な方法及びシステムはさまざまなその他の形態で実施することが出来る。そのうえ、本明細書で説明する方法及びシステムの形態におけるさまざまな省略、置き換え、及び変更は、本発明の趣旨から逸脱することなく行うことが出来る。添付の特許請求の範囲及びその等価物は、本発明の範囲に含まれるこの様な形態又は変形形態を包含することを意図するものである。

## 【符号の説明】

## 【0117】

12 ... 血管壁、14 ... 血管腔、16 ... 閉塞、18 ... 血管、19 ... 矢印、20 ... ガイドワイヤ、22 ... 拡張デバイス、24 ... ステンツ、30 ... 血管、32 ... 矢印、34 ... ガイドワイヤ、40 ... 医用画像処理装置、42 ... 計算装置、44 ... CTスキャナ、45 ... X線スキャナ、46 ... 表示スクリーン、48 ... 入力デバイス、50 ... メモリ、54 ... セグメンテーション回路、54 ... 回路、56 ... レジストレーション回路、57 ... 位置回路、58 ... 画像処理回路

40

【図 1 a】

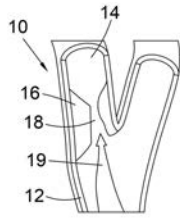


Fig. 1a

【図 1 c】

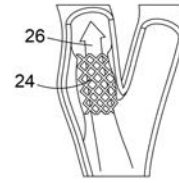


Fig. 1c

【図 1 b】

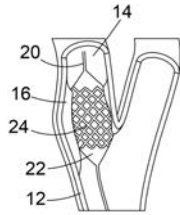


Fig. 1b

【図 2】

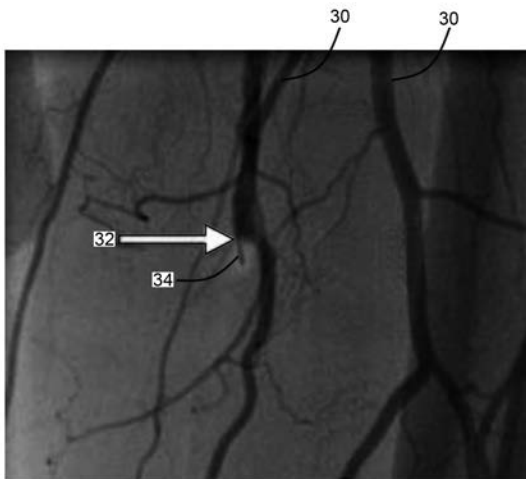


Fig. 2

【図 3】

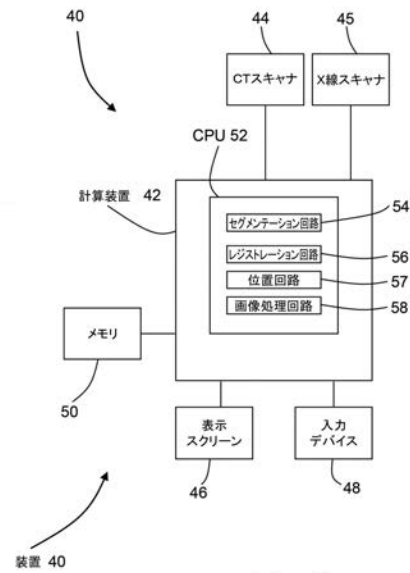


Fig. 3

【 図 4 】

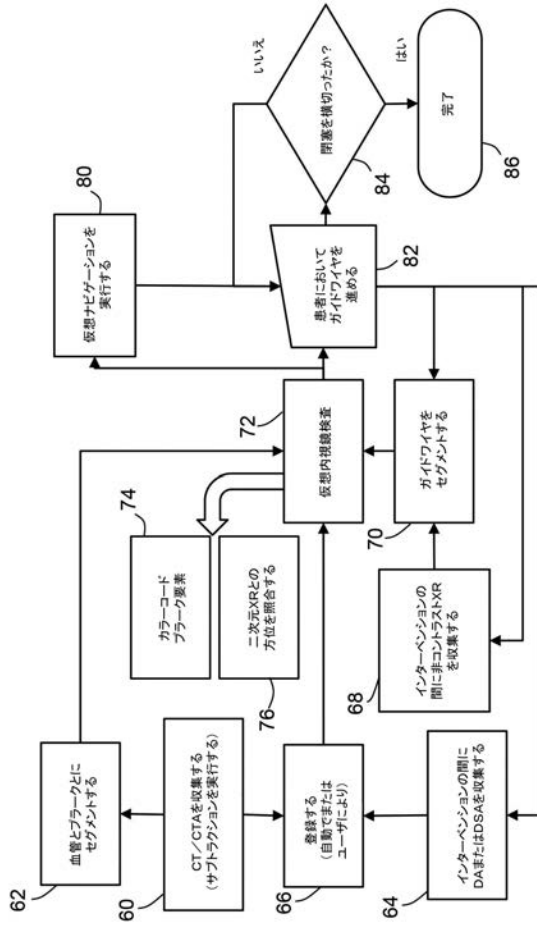


Fig. 4

【 図 5 】

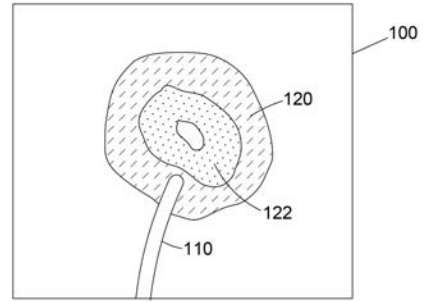


Fig. 5

---

フロントページの続き

(72)発明者 マルコ ラゼト

イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・プレイス 2、 ボニントンボンド キヤノンメディカルリサーチヨーロッパ内

(72)発明者 坂口 卓弥

栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 クリス マガウ

イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・プレイス 2、 ボニントンボンド キヤノンメディカルリサーチヨーロッパ内

Fターム(参考) 4C093 AA01 AA21 AA22 AA24 AA26 CA23 DA02 FF11 FF22 FF28

FF34 FF35 FF37 FF42 FF46 FG01 FG13

4C096 AA18 AC04 AD14 AD19 DC18 DC28 DC33 DC35 DC36

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019098164A</a>	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2018214585	申请日	2018-11-15
[标]发明人	マルコラゼト 坂口卓弥 クリスマガウ		
发明人	マルコラゼト 坂口卓弥 クリスマガウ		
IPC分类号	A61B6/12 A61B6/03 A61B5/055 A61B34/20		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/055 A61B5/062 A61B6/032 A61B6/12 A61B6/463 A61B6/481 A61B6/487 A61B6/504 A61B6/5217 A61B34/10 A61B34/20 A61B2017/00778 A61B2034/102 A61B2034/105 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2034/2065 A61B2090/364 A61B2090/376 A61B2090/3762 A61B2090/3966 A61F2/95 A61M25/10 G06T7/33 G06T7/73 G06T2207/10081 G06T2207/10116 G06T2207/30101 H04B1/06 A61B6/4085 A61B8/0841 A61B17/3403 A61M25/09 A61M2025/0166 G06T7/74 G06T19/003 G06T19/20 G06T2207/10068 G06T2210/41 G06T2210/62 G06T2219/2012		
FI分类号	A61B6/12 A61B6/03.370.F A61B6/03.360.G A61B5/055.390 A61B34/20		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA21 4C093/AA22 4C093/AA24 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF11 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF34 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG01 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD19 4C096/DC18 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC35 4C096/DC36		
代理人(译)	河野直树 井上正 金子早苗		
优先权	15/825893 2017-11-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种医学图像处理设备和医学图像处理程序，其能够比现有技术更好地支持穿透组织的医疗设备的引导。根据一个实施例，根据本发明的医学图像处理设备包括接收器，用于接收与包括要由医疗设备穿透的组织区域的解剖区域相对应的体数据，以及医疗设备的位置作为体数据。用于使用映射位置和映射位置以及体积数据作为对医疗设备的位置的参考来辅助医疗设备相对于组织区域的至少一部分的引导的引导辅助图像。提供了用于生成的图像生成单元和用于显示作为引导引导支持图像的显示单元。[选中图]图3

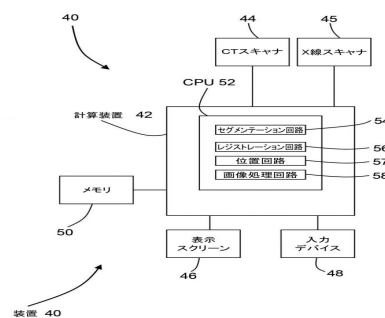


Fig. 3