

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 149361

(P2001 - 149361A)

(43)公開日 平成13年6月5日(2001.6.5)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00	331		A 6 1 B 6/00	331 E
	360			360 B
	5/055		5/06	
	5/06		6/12	
H 0 4 N 5/325			8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 9 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 302639(P2000 - 302639)

(22)出願日 平成12年10月2日(2000.10.2)

(31)優先権主張番号 09/408930

(32)優先日 平成11年9月30日(1999.9.30)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 593078006

シーメンス コーポレイト リサーチ イ
ンコーポレイテッド
アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー
プリンストン カレツジロードイースト
755

(72)発明者 ベルンハルト ガイガー

アメリカ合衆国 ニュージャージー プレ
インズボロ タマロン ドライヴ 8202

(74)代理人 100061815

弁理士 矢野 敏雄 (外 3 名)

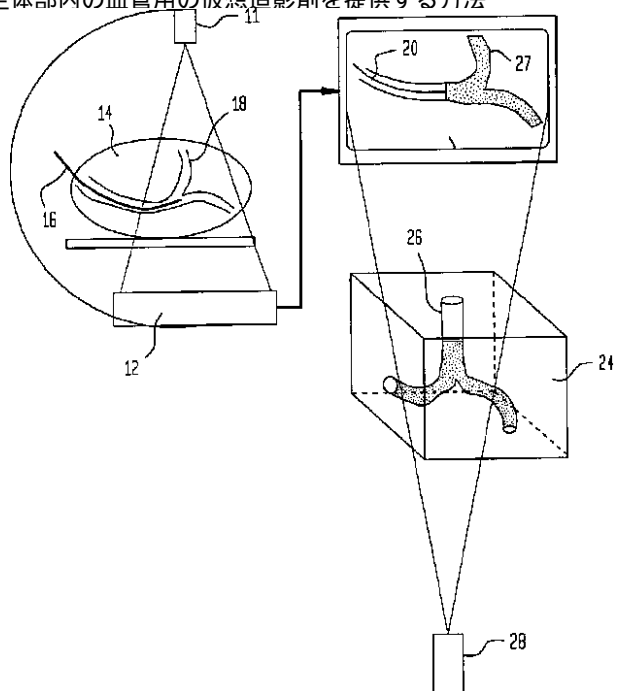
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法、生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法、
、アンギオスコーピ(血管内視鏡法)用の生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法

(57)【要約】 (修正有)

【課題】樹状系の動脈内でのカテーテルを使用したインターベンション中、造影剤の量を減らすことである。

【解決手段】血管内視鏡用の、生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法は、例えば、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ(CT)、及び3Dアンギオを使用する3Dモデルから導出したデータを使用する。このデータは、血管のセグメント化された3Dモデルを提供するためにセグメント化される。第1のプロシージャ画像は、造影剤が注入されて形成される。それから、3Dモデルは、第1のプロシージャ画像とレジスタリングされ、「バーチャルカメラパラメータ」が形成される。3Dモデルは、レンダリングされ、コントラストなしの第2のプロシージャ画像に重畳され、それにより、バーチャルコントラストが達成される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法において、画像処理過程から 3Dモデル用のデータを収集するステップ、前記血管のセグメント化された 3Dモデルを提供するために前記データをセグメント化するステップ、放射源及び画像検出器を利用して、前記生体部の第 1 のプロシージャ画像を形成し、前記プロシージャ画像が、造影剤が注入された前記血管を含む画像を形成するようにするステップ、前記セグメント化された 3Dモデルを前記プロシージャ画像と一緒にレジスタ

リングし、該 3Dモデル及び前記プロシージャ画像から、前記生体部、前記放射源、前記画像検出器、及び、前記 3Dモデルの位置に関するパラメータを導出するステップ、前記放射源及び前記画像検出器を用いて、前記生体部の第 2 のプロシージャ画像を形成し、前記第 2 のプロシージャ画像を前記造影剤を注入せずに形成し、前記 3Dモデルをレンダリングし、前記 3Dモデルを前記第 2 のプロシージャ画像上に重畳するステップとを有することを特徴とする仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 2】 前記画像形成処理は、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ (CT)、及び 3Dアンギオの 1 つを含み、前記プロシージャ画像は、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ (CT)、3Dアンギオグラフィ (血管造影法)、透視法、及び超音波画像形成の 1 つを含む請求項 1 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 3】 前記セグメント化のステップは、前記血管内の血流方向をラベリングすることを含む請求項 1 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 4】 前記レンダリングのステップは、カテ

テルチップ及び下流血管部を含む前記セグメント化 3Dモデルのサブセットをレンダリングする前記第 2 のプロシージャ画像内の前記カテテルチップを見つけるステップを含む請求項 1 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 5】 前記カテテルチップを見つけるステップは、閾値画像を形成するために前記第 2 のプロシージャ画像を閾値検出することを含む請求項 4 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 6】 画像境界を交差せず、従って、前記閾値検出された画像の生体内にある線の端を前記カテテル

影剤を提供する方法。

【請求項 8】 前記カテテルチップを見つけるステップは：予め記憶された、コントラストなし、且つ、カテテルなしの画像を、カテテル付きの前記第 2 のプロシージャ画像から減算することによって、減算画像を導出するステップ、前記減算画像を閾値検出するステップ、及び画像境界を交差せず、従って、前記減算画像の生体内にある線の端を前記カテテルのチップとして識別するステップを含む請求項 4 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 9】 前記カテテルチップを見つけるステップは、前記 3Dモデル内の前記カテテルチップを見つけるステップを含み：該ステップでは：前記生体部の位置、前記放射源、前記画像検出器、及び、前記 3Dモデル及び前記減算画像内の前記カテテルの前記チップに関する前記パラメータから 3D空間内の直線を導出し、前記直線と前記 3Dモデルとの交点を決定することによって前記カテテルチップを見つける請求項 8 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 10】 前記レンダリング及び重畳を、ビジュアルコントラストを使用して選択的に実行する請求項 1 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 11】 前記ビジュアルコントラストを、コントラストインゲカラーを使用して実行する請求項 10 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 12】 前記ビジュアルコントラストを、強度モジュレーションを用いて実行する請求項 10 記載の仮想造影剤を提供する方法。

【請求項 13】 生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法において、画像形成処理から 3Dモデル用のデータを収集するステップ、前記血管のセグメント化された 3Dモデルを提供するために、前記データをセグメント化するステップ、放射源及び画像検出器を使用して、前記生体部の第 1 のプロシージャ画像を形成し、前記第 1 のプロシージャ画像が、造影剤が注入された前記血管を含むようにするステップ、前記セグメント化された 3Dモデルを、前記プロシージャ画像と共にレジスタリングし、前記 3Dモデル及び前記プロシージャ画像から、前記生体部の位置、前記放射源、前記画像検出器、及び前記 3Dモデルに関するパラメータを、前記第 1 のプロシージャ画像を前記 3Dモデルの、前もって計算された幾つかの投影像と比較することによって導出するステップ、前記放射源及び前記画像検出器を使用して前記生体部の第 2 のプロシージャ画像を形成し、前記第 2 のプロシージャ画像を、造影剤を注入せずに形成するステップ、前記カテテルチップ及び下流血管部を含む前記セグメント化 3Dモデルのサブセットをレンダリングすることによって、前記第 2 のプロシージャ画像内のカテテルチップを見つけることによって前記 3Dモデルをレンダリングするステップ、ビジュアルコントラストを使

用して前記 3Dモデルを前記第 2 のプロシージャ画像に重畳するステップを含む方法。

【請求項 14】 アンギオスコピ（血管内視鏡法）用の生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法において、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ（CT）、及び 3D アンギオの何れかを使用して、3Dモデルからデータを導出し、前記血管のセグメント化された 3Dモデルを提供するために前記データをセグメント化し、造影剤を用いて第 1 のプロシージャ画像を形成し、前記第 1 のプロシージャ画像と、当該プロシージャ画像により形成された「バーチャルカメラパラメータ」と共に前記 3Dモデルをレジスタリングし、前記 3Dモデルをレンダリングし、及び前記レンダリングされた 3Dモデルをコントラストなしの第 2 のプロシージャ画像に重畳し、該重畳により、バーチャルコントラストを達成することを含む方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法、並びに、アンギオスコピ（血管内視鏡法）用の生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】多くの医療処置において、カテーテルが患者の動脈系内に挿入され、生体内の目標位置に誘導され、この処置は、Cアームタイプの透視装置を使用して透視ガイダンスすることにより一般に行なわれている。周期的に、手術外科医は、カテーテルのチップが位置している場所を見るために、X線スナップショットを行い、又は、難しい操作の場合、一定の透視画像形成の下で、外科医によって実行される。

【0003】血管は、X線画像上で本質的に可視でないもので、手術外科医が、血管に対するカテーテルの位置を観測する必要がある場合にはいつでも、カテーテルを通して造影剤（CA）が注入される。しかし、造影剤は、典型的には有毒であり、患者に安全に供給することができる造影剤の総量は通常限られている。従って、造影剤の量を減らすことができる処置は、患者にとっては一般的に有益であるということが認識されており、つまり、造影剤が少ないと、ストレスも少なく、患者に及ぼすことがある側面的な影響も少なく、造影剤（CA）摂取限界値に達して、インターベンションが失敗する危険性が減少する。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、樹状系の動脈内でのカテーテルを使用したインターベンション中、造影剤の量を減らすことである。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明によると、この課題は、生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法に

において、画像処理過程から 3Dモデル用のデータを収集するステップ、血管のセグメント化された 3Dモデルを提供するためにデータをセグメント化するステップ、放射源及び画像検出器を利用して、生体部の第 1 のプロシージャ画像を形成し、プロシージャ画像が、造影剤が注入された血管を含む画像を形成するようにするステップ、セグメント化された 3Dモデルをプロシージャ画像と一緒にレジスタリングし、該 3Dモデル及びプロシージャ画像から、生体部、放射源、画像検出器、及び、3Dモデルの位置に関するパラメータを導出するステップ、放射源及び画像検出器を用いて、生体部の第 2 のプロシージャ画像を形成し、第 2 のプロシージャ画像を前記造影剤を注入せずに形成し、3Dモデルをレンダリングし、3Dモデルを第 2 のプロシージャ画像上に重畳するステップとを有することにより解決される。プロシージャ画像は、インターベンションプロシージャ中に使用される画像である。

【0006】

【発明の実施の形態】本発明の他の観点によると、請求項 1 記載の仮想造影剤を提供する方法において、画像形成処理は、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ（CT）、及び 3D アンギオの 1 つを含み、プロシージャ画像は、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ（CT）、3D アンギオグラフィ（血管造影法）、透視法、及び超音波画像形成の 1 つを含む。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の他の観点によると、生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法において、画像形成処理から 3Dモデル用のデータを収集するステップ、血管のセグメント化された 3Dモデルを提供するために、データをセグメント化するステップ、放射源及び画像検出器を使用して、生体部の第 1 のプロシージャ画像を形成し、第 1 のプロシージャ画像が、造影剤が注入された血管を含むようにするステップ、セグメント化された 3Dモデルを、プロシージャ画像と共にレジスタリングし、3Dモデル及びプロシージャ画像から、生体部の位置、放射源、画像検出器、及び 3Dモデルに関するパラメータを、第 1 のプロシージャ画像を 3Dモデルの、前もって計算された幾つかの投影像と比較することによって導出するステップ、放射源及び画像検出器を使用して生体部の第 2 のプロシージャ画像を形成し、第 2 のプロシージャ画像を、造影剤を注入せずに形成するステップ、カテーテルチップ及び下流血管部を含むセグメント化 3Dモデルのサブセットをレンダリングすることによって、第 2 のプロシージャ画像内のカテーテルチップを見つけることによって 3Dモデルをレンダリングするステップ、ビジュアルコントラストを使用して 3Dモデルを前記第 2 のプロシージャ画像に重畳するステップを含む。

【0008】本発明の他の観点によると、アンギオスコ

び(血管内視鏡法)用の生体部内の血管用の仮想造影剤を提供する方法において、磁気共鳴画像形成、コンピュータトモグラフィ(CT)、及び3Dアンギオの何れかを使用して、3Dモデルからデータを導出し、血管のセグメント化された3Dモデルを提供するためにデータをセグメント化し、造影剤を用いて第1のプロシージャ画像を形成し、第1のプロシージャ画像と、当該プロシージャ画像により形成された「バーチャルカメラパラメータ」と共に3Dモデルをレジスタリングし、3Dモデルをレンダリングし、及びレンダリングされた3Dモデルをコントラストなしの第2のプロシージャ画像に重畳し、該重畳により、バーチャルコントラストを達成することを含む。

【0009】

【実施例】以下、本発明について図示の実施例を用いて説明する。

【0010】本発明によると、樹状系の動脈の3D再構成がインターベンションの前に計算される。これは、コンピュータトモグラフィ(CT)収集、又は、磁気共鳴画像形成(MRI)、又は、3Dアンギオから、公知の他のコンテキストのように行なうことができる。例えば、N.Navab他、"3D reconstruction from projection matrices in a C-arm based 3d-angiography system", First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention(MICCAI), pp.1305-1306, Cambridge, MA; 1998を参照されたい。

【0011】単数又は複数の透視画像及びカテーテルを用いて3D再構成のオンラインレジストレーションが、インターベンション中実行される。2Dバーチャルコントラスト注入画像は、3D再構成から計算され、それから、コントラスト注入の効果を模倣するように透視画像に加算される。外科医は、3Dモデルから混合された、カテーテル及び血管を示す透視画像を観測し、そうすることによって、バーチャルコントラスト注入状態となる。

【0012】実際に、本発明によると、外科医は、実際のコントラスト注入を行うのか、又は、バーチャルコントラスト注入を行うのか決定することができる。場合によっては、レジストレーションを更新するために実際のコントラスト注入を使う必要がある。例えば、2回の内の1回、又は、3回の内の2回注入する代わりに、コントラスト注入が患者に有害となりえないバーチャル注入してもよい。

【0013】本発明のそのようなプロシージャには、幾つかの利点がある。とりわけ、投与される必要がある造影剤の量を減らすことができるという事実にある。外科医は、透視ディスプレイを観測するような慣用の処置を使用し、外科医は、通例のやり方で画像を見る。本発明のシステムは、シームレスに医療ルーチンに統合され、外科医は、バーチャルコントラストと実際のコントラ

ストとの間でスイッチングすることができる。バーチャルコントラストは、あまり臨界的でないパッセージで使用する事ができ、実際のコントラストは、外科医がレジストレーションに頼りたくないパーツで使用するよう選択することができる。更に、本発明の観点によると、外科医は、増補透視画像に対して付加的に、付加スクリーン上の完全な3次元レンダリングを利用することができる。

【0014】図1には、放射源11、検出器12及び人体14を検査するためのスクリーン13を有するX線装置乃至透視装置10が略示されている。放射源11及び検出器12は、公知のやり方でCアーム15に取り付けられている。カテーテル16は、人体14の血管18内に挿入されている。公知のように、カテーテル16は、スクリーン13上で可視であり、ここでは、スクリーン13上の画像部20として指示されているが、血管18は可視でない。

【0015】図2には、人体14内への造影剤注入の効果が示されており、つまり、カテーテル16のチップの周囲の血管が、スクリーン13上の透視画像上に画像部22として表示されている。

【0016】図3には、コンピュータ(図示していない)を使用して形成された樹状系の動脈26のコンピュータ処理3Dモデル24を有する、本発明の実施例の構成が示されている。樹状系の動脈の3Dモデル24を形成するための情報は、磁気共鳴アンギオグラフィ(MRA)、コンピュータ処理トモグラフィアンギオグラフィ(CTA)、又は、3次元(3D)アンギオグラフィ検査(angiogram)から導出される。更に、28は、3Dモデル24をレンダリングするのに使用される場合に、スクリーン13上に透視画像と同様の画像を形成する視点を示す「バーチャルカメラ」の位置である。透視装置10及びレジストレーションプロシージャ上の情報に関する投影角のようなカメラパラメータが必要である。

【0017】所定時点で、コンピュータ処理3Dモデルは、透視装置及び患者と一緒に表示される。つまり、X線コンフィギュレーションの投影パラメータは、コンピュータ処理3Dモデルを形成するコンピュータ(図示していない)には認識されている。コンピュータ(図示していない)は、実際のCアーム用の幾何情報を使用して、3Dモデルから「バーチャル」X線画像を形成するのに使用される。3Dモデル内のカテーテルチップの位置は、レジストレーション処理から公知である。

【0018】図4に示されているように、「バーチャルコントラスト」は、本発明の実施例によると、Cアームに関して同じ幾何形状を使用して、カテーテルのチップの周囲の3Dモデルの血管をレンダリングすることによって計算される。要するに、血管上の3D情報は、造影剤を使用して、その位置から見られる画像をシミュレートするようにCアームの位置に相応して、血管の2D画

像を形成するのに使用される。

【0019】本発明の実施例によると、血管を、このようにして形成した画像27が、透視画像上に重畳される。バーチャルコントラストは、所定の、又は、人工的な色でレンダリングして、実際のコントラストが使用されていないことを外科医がはっきり分らないようにすることができる。択一選択的に、コントラストを、他の画像特性によってレンダリングして、例えば、画像を「フラッシング」又は点滅することができる。カテーテル位置の3Dレンダリングが形成されて、同時に重畳され、且つ、実際のカテーテルは、コントラストが注入されていない透視画像上で常に可視であるので、外科医は、レジストレーションの精度を目で視てコントロールすることができ：レジストレーションに矛盾があると、その際、外科医は、データを再レジストレーションするために実際のコントラスト画像を使用する必要がある。

【0020】図5には、本発明の実施例のシステムの各コンポーネント及び当該各コンポーネントの相互作用について示されている。左側には、Cアーム30及び透視装置32は、画像及びCアームの投影（位置及び向き）についての情報を、レジストレーションシステム34に送信する。レジストレーションシステムは、3DモデルとCアームシステムとの間の変換を計算する。この情報から、3Dモデル内のカテーテルのチップの位置が計算される。

【0021】レンダリングシステム36は、「バーチャル」透視装置のビューでの3Dモデルを示す3Dモデルの2D投影を形成することができる。この3Dモデルは、任意に完全に示すことができ、又は、選択した部分だけを示すことができる。例えば、カテーテルのチップから血流の方向に3Dモデルの部分だけを示すと所望である。こうすることによって、造影剤がカテーテルを通過して血管内に流れている場合に形成されるビューと同様のビューが外科医に示される。しかし、本発明では、造影剤は必要としない。

【0022】図5の右側に示されたコンピュータスクリーン上で、外科医が3Dモデルのレンダリング、及び、カテーテルのチップ、又は、場合によっては、内視鏡のチップが示されるインジケータを視ることができる。

【0023】外科医は、造影剤の注入、又は、「バーチャル」コントラスト注入が必要であるかどうかを決めることができる。実際の注入が選択された場合、図5の透視装置32からの画像が、レジストレーションユニットに送られ、3Dモデルが、この画像で再レンダリングされる。

【0024】図6には、本発明の実施例により実行されるべき各ステップが示されている。樹状の血管の3Dモデルは、セグメンテーションを利用して構成される。3Dアンギオデータ、CTA又はMRAデータから、樹状の血管をセグメント化することができる（"3D virtuos

o"のような商業利用可能なプロプラエタリシステムを使用して）。使われている技術は、スレッショールディング（閾値検査）及び/又はリージョングロウイングである。セグメンテーションは、商業利用可能な製品を用いて行うことができる標準プロシージャである。この標準プロシージャは、特定器官（動脈のような）に所属する大容積データセット内のボクセルを識別するためのプロシージャである（MRI, CT, 又は、3Dアンギオのような）。セグメンテーションの結果は、各ボクセルが「オブジェクトの部分である」か、又は、「オブジェクトの部分でない」かに分類される2進分類である。

【0025】セグメンテーションの前に、各ボクセルは、組織の物理的特性（濃度、X線吸収、等であり、画像形成のモダリティに依存する）によって決められる値を有している。セグメンテーションの後に、各ボクセルは、値1（オブジェクトの部分）又は0（オブジェクトの部分でない）のどちらかを有している。最も一般的に使用されるセグメンテーション方法は、スレッショールディング及び/又はリージョングロウイングである。スレッショールディングでは、ユーザが上側及び下側の閾値を特定する。これらの閾値間の値のボクセルは、オブジェクトの部分として選択され、それ以外のボクセルは、オブジェクトのパスではないとして分類される。

【0026】リージョングロウイングでは、1つ以上の入力が必要である：下側及び上側の閾値に対して付加的に、オブジェクト(シード：seed)の部分であることが分かっている幾何的な位置が選択される必要がある。その際、公知技術によると、閾値間内であって、そのシード(seed)とのリンクを有する値のボクセルだけが、オブジェクトの部分であると見なされる。

【0027】セグメンテーションは、商業利用可能なレンダリングシステム（例えば、3DVirtuoso、又はMagi view）を利用して、セグメント化されたオブジェクトの画像を形成することができる。

【0028】本件明細書では、動脈のセグメンテーションが必要であり、ここでは、動脈は、一般的に樹状の形状であって、その際、動脈は小さな枝に分かれているから、樹状の血管のセグメンテーションとして言及されている。血流は、大きな血管から小さな血管に向かって方向付けられている。最も大きな血管、又は、血流が起こる血管は、樹状の血管の開始部、又は、ルート（root）として言及される。

【0029】バーチャル造影剤を提供する本発明の処理は、更に、カテーテルのチップの位置及び血流方向を示す付加的な情報を必要とする。この情報は、特定位置で、バーチャルコントラスト注入が行われると思われる場合に、レンダリングされる必要がある樹状の血管部分を決定するのに必要である。

【0030】カテーテルのチップ(toc)の位置は、コントラストなしの透視画像が、又は、減算画像の2進セグ

メンテーションを実行することによって見つけることができる。画像減算は、コントラストなしの画像が記憶されていて、この画像が、コントラスト材が注入された画像から減算され、それにより、減算画像、例えば、減算により除去されて、血管が一層明瞭に可視であるようにされた骨の画像が提供される透視法用の頻繁に使用される技術である。

【0031】大抵の場合、カテーテルは、透視画像内で十分に定義され、その結果、カテーテルを示すバイクセルを識別するのに、単純なスレッシュホルディングで十分である。

【0032】他の場合には、スレッシュホルディングにより達成されるコントラストは不十分であり、前に記憶された、カテーテルなしの画像は、カテーテルのある画像から減算することができる。

【0033】カテーテルのセグメント化された画像は、画像の境界を交差して、一端が何処にもつながっていないカテーテルの線画像を示す。例えば、図3の20を参照されたい。カテーテルのチップ(toc)は、画像内で、画像境界を交差せず、従って、画像の生体内に位置して

いる線の端として識別することができる。

【0034】カテーテルのチップの画像を示す点は、レジストレーション処理から見つけられた、「視点(view-point)」及び投影角を含む情報と一緒に、3D空間内の直線を定義する。3Dでのカテーテルのチップ(toc)は、当該の線が3Dモデルと交差する点である。

【0035】本発明の観点によると、流れ方向の情報は、樹状の血管のベースで開始する2進セグメント化された樹状の血管のリージョングロウイングを使用することによって得ることができる。

【0036】本発明の観点によると、ユーザは、樹状の血管のベースでボクセルを相互作用するように選択することができる。このボクセルは、ラベル10を有している。そのボクセルの隣の血管内のボクセルは全て、ラベル11を有している。ラベルnのボクセルの隣のボクセルは全て、ラベル(n+1)を有している。バーチャルコントラストの場合、カテーテルのチップがボクセルmにあることが分かっているならば、レンダリングシステムは、ラベル mの、同じボクセルにリンクされたボクセルをレンダリングするにすぎない。

【0037】本発明の方式によるレジストレーションプロシージャでは、実際のコントラスト注入中の透視画像が、3Dモデルとレジスタリングされる。造影剤は、カテーテルよりも樹状の血管の大きな部分を満たすので、レジストレーションの精度は向上する。

【0038】透視投影の視角は、Cアームシステム内に患者を位置付ける(仰向け又はそれ以外)といったインストレーション用の物理的なデータから分かる。典型的には、外科手術の手術者は、特定の血管の最適なビューが提供されるCアームに対する視点を選択し、有利に

*は、他の血管が他の血管によってカバーされないようにされ、又は、そのような不明瞭さがないように選択される。

【0039】3次元モデルと透視画像とのレジストレーションは、本発明の方式により択一選択的な幾つかのやり方で実行することができる。

【0040】1つの技術は、3Dモデルの予め計算された幾つかの投影を使用して、この投影を実際の透視画像と比較する。その際、最もぴったりマッチしたものが、最良なレジストレーションであると見なされる。この技術は、それ自体、A.Schweikard他の"Treatment Planning for a radiosurgical system with general kinematics"IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1720-1727, San Diego; May 1994, IEEE Computer Society Pressから公知である。

【0041】他の技術では、3Dモデル内で可視である患者上の基準マーカと、放射線スーツ(radiology suite)内のオブチカルトラックが利用され、それにより、レジストレーションを提供するために関連させることができる。

【0042】本発明を適用可能な他の技術は、Nayabによって開示されているように、Cアームのオフライン較正を利用する。患者の位置が変化しない限り、この較正により、Cアームの投影マトリックスが分かっているシステムは較正される。しかし、これは、最も簡単に実行できる技術であるが、モデルが、同一Cアームと同一較正を使用する3Dアンギオから形成された場合にしか可能でない。逆に、既述の他の技術は、MRA及びCTAを含む一般的なモデルで使われる。

【0043】本発明について、例示的な実施例を用いて説明したが、当業者には分かるように、請求の範囲に記載されている本発明の技術思想から逸脱しない限りで、種々異なった変形乃至変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の構成の略図

【図2】造影剤を使用した場合の本発明の構成の略図

【図3】実際の造影剤を使用しない場合の本発明の3Dモデルを用いた場合の構成を示す図

【図4】本発明のバーチャルコントラストを使用した場合の構成を示す図

【図5】本発明の方式によるコンポーネントのブロック図

【図6】本発明の説明に供する流れ図

【符号の説明】

10 X線装置乃至透視装置

11 放射源

12 検出器

13 スクリーン

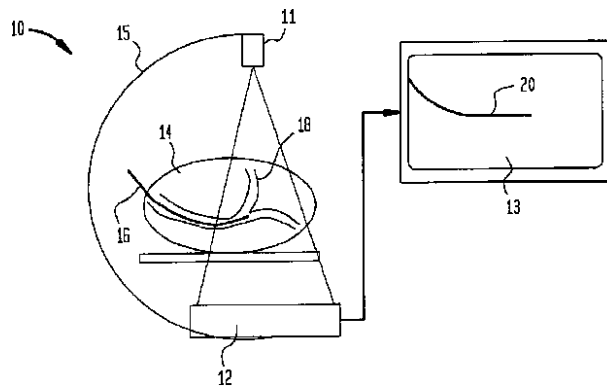
14 人体

15 Cアーム

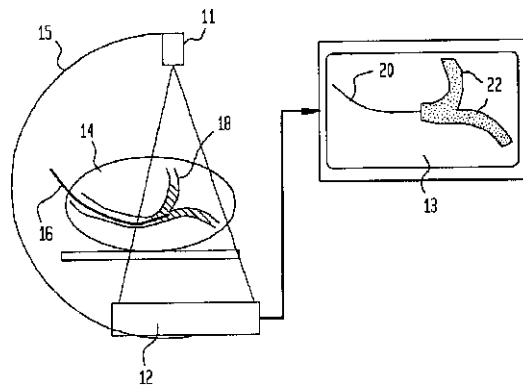
11
16 カテーテル
18 血管
20 画像部
24 コンピュータ処理 3Dモデル

12
* 28 「バーチャルカメラ」の位置
30 Cアーム
32 透視装置
* 34 レジストレーションシステム

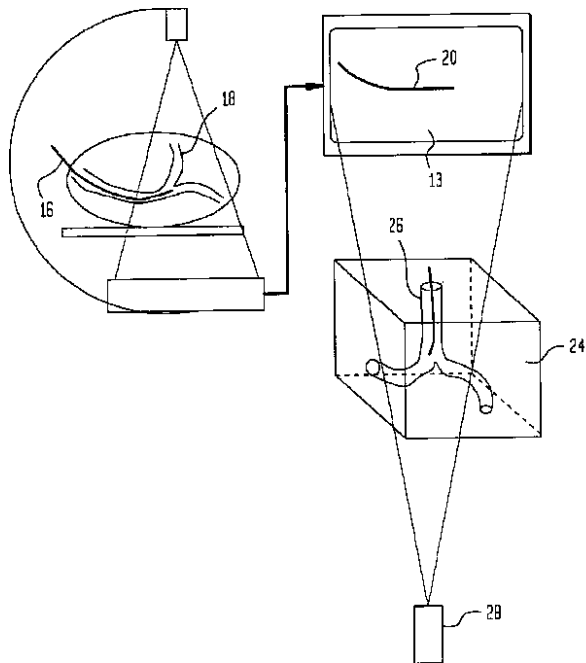
【図 1】



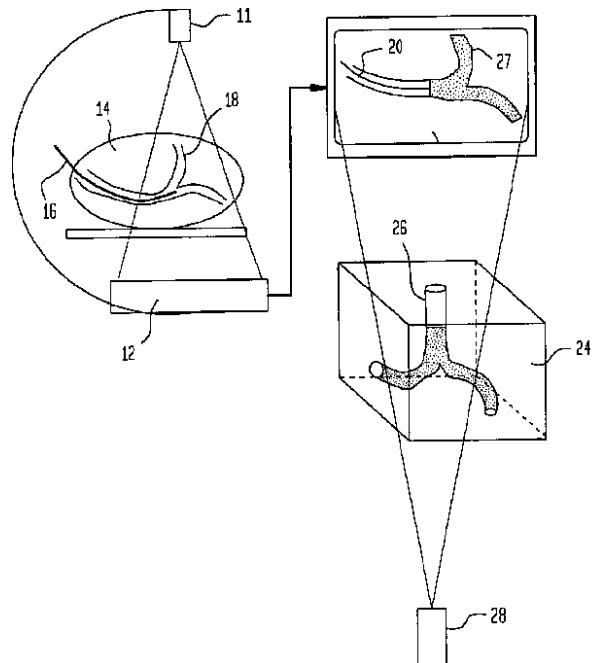
【図 2】



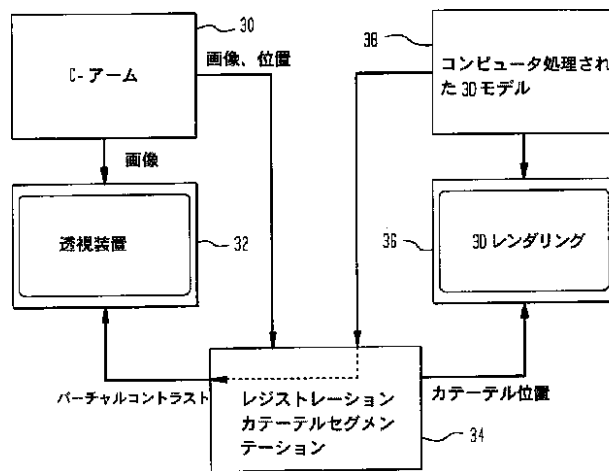
【図 3】



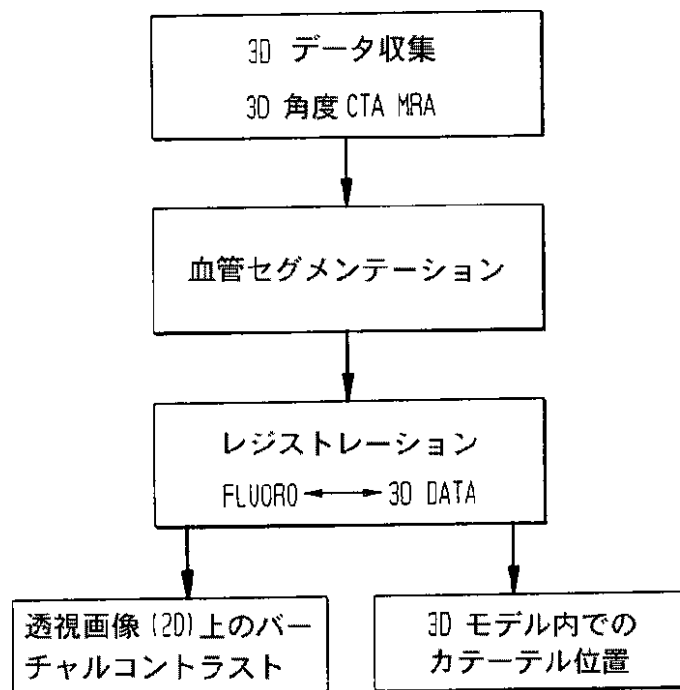
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード^{*} (参考)

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 8/06

2 9 0 Z

8/00

G 0 6 T 1/00

3 8 0

8/06

A 6 1 B 5/05

3 8 2

G 0 1 R 33/28

3 8 3

33/32

G 0 6 T 1/00

2 9 0

6/00

3 5 0 S

G 0 1 N 24/02

B

(72)発明者 ナシア ナヴァブ
アメリカ合衆国 ニュージャージー イー
スト ウィンザー ウィンドムーア ドラ
イヴ 7

专利名称(译)	用于为生物体部分中的血管提供虚拟造影剂的方法，用于为生物体部分中的血管提供虚拟造影剂的方法，以及用于血管镜检查的生物体部分中的血管的虚拟造影剂（血管内窥镜方法）路		
公开(公告)号	JP2001149361A	公开(公告)日	2001-06-05
申请号	JP2000302639	申请日	2000-10-02
申请(专利权)人(译)	每次西门子公司研究股份有限公司莱特		
[标]发明人	ベルンハルトガイガー ナシアナヴァブ		
发明人	ベルンハルト ガイガー ナシア ナヴァブ		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/055 A61B5/06 A61B6/00 A61B6/12 A61B8/00 A61B8/06 A61M25/095 G01R33/32 G06T1/00 G06T11/00 G06T17/00 H04N5/325		
CPC分类号	A61B5/055 A61B6/463 A61B6/481 A61B6/504 A61B6/5235 G06T11/008 G06T17/00 G06T2211/404		
FI分类号	A61B6/00.331.E A61B6/00.360.B A61B5/06 A61B6/12 A61B8/00 A61B8/06 G06T1/00.290.Z A61B5/05.380 A61B5/05.382 A61B5/05.383 A61B6/00.350.S G01N24/02.B G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 A61B5/055.382 A61B5/055.383 G01N24/00.100.B G01N24/00.520.Y G01R33/28 G01R33/32 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA07 4C093/AA22 4C093/AA24 4C093/AA26 4C093/CA33 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/EE30 4C093/FD09 4C093/FF22 4C093/FF34 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF43 4C093/FG01 4C093/FG20 4C096/AA11 4C096/AB46 4C096/AC10 4C096/DC23 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD07 4C096/DD20 4C096/FC20 4C301/DD01 4C301/DD30 4C301/EE19 4C301/FF09 4C301/JC12 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/KK17 4C301/KK24 4C301/KK40 4C301/LL20 4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DD30 4C601/DE06 4C601/EE16 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK50 4C601/LL40 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CE12 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC07 5B057/DC32		
优先权	09/408930 1999-09-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

（经修改）要解决的问题：在树突状动脉中使用导管进行干预时减少造影剂的用量。用于为血管内窥镜的活体部分中的血管提供虚拟造影剂的方法是从使用例如磁共振成像，计算机断层扫描（CT）和3D血管造影的3D模型导出的。使用您使用的数据。该数据被分段以提供容器的分段3D模型。通过注射造影剂形成第一过程图像。然后将3D模型与第一过程图像配准以形成“虚拟相机参数”。3D模型被渲染并叠加在第二过程图像上而没有对比度，从而实现虚拟对比度。

