

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5198249号  
(P5198249)

(45) 発行日 平成25年5月15日(2013.5.15)

(24) 登録日 平成25年2月15日(2013.2.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 61 B 6/00	(2006.01)	A 61 B 6/00	3 3 1 A
A 61 M 25/092	(2006.01)	A 61 B 6/00	3 6 0 B
A 61 M 25/09	(2006.01)	A 61 M 25/00	3 0 9 B
		A 61 M 25/00	4 5 0 B

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2008-503629 (P2008-503629)
(86) (22) 出願日	平成18年3月16日 (2006.3.16)
(65) 公表番号	特表2008-534103 (P2008-534103A)
(43) 公表日	平成20年8月28日 (2008.8.28)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/050818
(87) 国際公開番号	W02006/103580
(87) 国際公開日	平成18年10月5日 (2006.10.5)
審査請求日	平成21年3月13日 (2009.3.13)
(31) 優先権主張番号	05102456.0
(32) 優先日	平成17年3月29日 (2005.3.29)
(33) 優先権主張国	欧洲特許庁 (EP)

(73) 特許権者	590000248 コーニングクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(74) 代理人	100087789 弁理士 津軽 進
(74) 代理人	100114753 弁理士 宮崎 昭彦
(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙
(72) 発明者	ホマン ロベルト ジェイ エフ オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】脈管系内のカテーテルの観察のための装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

身体ボリュームにおける器具の観察のための検査装置であって、

a ) 調整可能な投影方向により前記身体ボリュームの現在の投影を生成する画像形成装置と、

b ) 前記画像形成装置に接続されるデータ処理ユニットと、  
を有し、当該データ処理ユニットは、b 1 ) 前記身体ボリューム内の前記器具の運動通路の 3 D 表示部と、  
b 2 ) 少なくとも 1 つの現在の投影から決定される前記器具の前記 3 D 表示に対する現在位置を決定する位置特定モジュールと、b 3 ) 前記器具の現在位置に対する最適な投影方向を前記画像形成装置にとらせるための操縦モジュールと、  
を有する、検査装置であって、

前記最適な投影方向は、現在又は後の時点で前記器具が位置づけられる前記通路のセクションに少なくとも略直角とされる、検査装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の検査装置であって、前記器具は、カテーテル、ガイドワイヤ、生検針又は内視鏡である、検査装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の検査装置であって、前記画像形成装置は、回転 X 線装置を有する、検

10

20

査装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の検査装置であって、患者の脈管系の中へ造影剤を投与する注入装置を有する検査装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の検査装置であって、前記データ処理ユニットは、前記身体ボリュームの様々に方向づけられた投影から前記身体ボリュームの 3D モデルを再生し、このモデルから前記器具の前記運動通路の表示を決定する再生モジュールを有する、装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の検査装置であって、前記最適な投影方向は、前記器具が現在又は後の時点で位置づけられる前記通路のセクションが、結果として得られる投影画像において他の通路のセクションから分離されるように当該直角な方向から逸れる、装置。 10

【請求項 7】

請求項 1 に記載の検査装置であって、前記データ処理ユニットは、開始位置から目標位置へ延びる前記運動通路を通じた経路を決定するモジュールを有する、装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の検査装置であって、前記データ処理ユニットは、前記運動通路を通じた当該決定された経路の少なくとも一部に関して前記最適な投影方向を計算するシミュレーションモジュールを有する、装置。

【請求項 9】

身体ボリュームにおける器具の観察のためのコンピュータプログラムが記憶される記録担体であって、前記プログラムは、

- ・前記身体ボリューム内部の前記器具の運動通路の 3D 表示を決定すること、
  - ・前記身体ボリュームの少なくとも 1 つの現在の投影を発生すること、
  - ・前記現在の投影から前記 3D 表示に対する前記器具の現在位置を決定すること、及び
  - ・現在又は後の時点で前記器具が位置づけられる前記通路のセクションに少なくとも略直角とされる、前記器具の現在位置に対する最適な投影方向を決定すること、
- を実行するよう構成されている、担体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、身体ボリュームにおける器具、特に脈管系におけるカテーテルの観察のための装置、方法及び記録担体に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線医学の診療手順において、カテーテルのような器具は、連続的な X 線観察の下で患者の身体を通じて誘導させられる。米国特許出願に係る文献の U.S.5255680 は、かかる手順のために、無線周波数マーカの助力によってカテーテル先端の現在位置を特定し、カテーテルが常に視界にあるように自動的に X 線装置を位置づける検査装置を記述している。このアプローチの 1 つの短所は、当該器具上の付加的なマーカの必要性である。さらに、発生した投影は、しばしば、複雑な脈管の幾何学的形態を通じたカテーテルの誘導に不十分である。 40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

こうした状況に基づいて、本発明の目的は、身体ボリュームにおける器具の観察を容易にするための、特に、患者の脈管系におけるカテーテルの誘導のための手段を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

50

この目的は、請求項 1 による検査装置、請求項 10 による方法、請求項 11 による記録担体によって達成される。好適な実施例は、従属請求項に開示されている。

#### 【 0 0 0 5 】

その第 1 の態様によれば、本発明は、身体ボリュームにおける器具の観察のための検査装置に関する。この器具は、例えば、カテーテル、ガイドワイヤ、生検針又は内視鏡とすることができ、当該器具は、特に（人又は動物の）身体の脈管系の中で移動可能である。但し、本発明は医療用途に限定されない。本検査装置は、次の構成部を有する。

#### 【 0 0 0 6 】

a ) 調整可能な投影形態により身体ボリュームの投影を発生する画像形成装置。この投影は、（医療用）検査手順における実況画像を表すのが普通であるので、以下では「現在の投影」と呼ぶこととする。但し、一般に「現在」なる文言は、当該投影が発生した時に限定するものではない。画像形成装置は、CTスキャナ又はCアーム装置（モノプレーン又はバイプレーン）のような回転X線装置とするのが好ましい場合がある。調整可能な投影形態は、多くの場合、投影方向と、さらに視界の形状及び／又はソース画像距離とを有しうる。

#### 【 0 0 0 7 】

b ) 当該画像形成装置に接続され、例えば中央処理ユニット、メモリ、I/Oインターフェースなどの如き構成部を適切なソフトウェアとともに具備する慣例的なコンピュータとすることのできるデータ処理ユニット。このデータ処理ユニットは、専用のハードウェア及び／又はソフトウェア及び／又はデータにより実現可能な次の構成部を有する。

#### 【 0 0 0 8 】

b 1 ) 身体ボリューム内部の器具の運動通路（movement corridor）の3次元（3D）表示部。この運動通路は、当該器具が動くことのできる（動こうとする）空間的位置又は当該器具が留まることのできる（留まろうとする）空間的位置の全てを有する。運動通路の代表例は、カテーテルが目標箇所に移動する経路としての患者の脈管系の一部である。バイオプシの場合、ここでは自然な運動通路が存在しないので、運動通路は策定された経路である。3D運動通路は、身体ボリュームの3次元再生（例えばCT、MR又は3DRX）から、セグメンテーション、経路策定又は経路追跡アルゴリズム又はこれらの組み合わせを用いることによって形成されるのが好ましい。運動通路は、このボリュームが事前診療の3DRAボリューム（3D - 3Dレジストレーション）又は診療画像（2D - 3Dレジストレーション）と位置合わせ可能であれば、CT又はMRIボリュームからも判定可能である。

#### 【 0 0 0 9 】

b 2 ) 当該運動通路の前述した3D表示に対して当該器具の現在位置を判定するための位置特定モジュール。その判定は、当該画像形成装置により発生される少なくとも1つの現在の投影に基づくのが好ましい（このため、判定される位置は、以下では「現在位置」と呼ぶ）。画像形成装置の実際の投影形態と画像形成装置に対する3D表示の相対位置とが分かっている場合、現在位置の判定は、大抵は簡単明瞭な計算になる。このステップのための適切な方法は、文献（例えばバイプレーン画像については、"3D Guide wire reconstruction from biplane image sequence for integrated display in 3D vasculature" , IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 22, no. 10, pp. 1252-1258, 2003であり、モノプレーン画像については、Th. van Walsum氏、S. A. M. Baert氏、W. J. Niessen氏の"Guid Wire Reconstruction and Visualization in 3DRA using Monoplane Fluoroscopic Imaging" , IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005）において知ることができる。これ以外にも、当該運動通路の3D表示に対する当該器具の現在位置の判定は、例えば当該器具の3次元位置を測定する無線周波数マーカの使用により（カテーテル）誘導の技術に基づいたものとすることができます。

#### 【 0 0 1 0 】

b 3 ) 当該器具の現在位置に対する最適な投影形態を画像形成装置に引き受けさせるための操縦モジュール。「最適な投影形態」の規定は、通常はユーザにより予め規定された

10

20

30

40

50

判断基準に基づく。このような判断基準の例は、本発明の好適実施例について説明される。最適投影形態の判定は、好ましくは、当該器具の近くにおける運動通路のコースを考慮するのが良い場合がある。

#### 【0011】

上述した検査装置は、最適な投影形態により自動的に身体ボリュームにおける器具の実況の投影を提供するという利点がある。したがって、この器具の誘導は、素早く行うことができ、しかも、一定の方向からの投影しか発生しなかったり投影形態の手動の適合を必要とするような従来の装置によるものよりも良好な視覚制御の下で達成することができる。

#### 【0012】

本発明のさらなる展開によれば、検査装置は、患者の脈管系の中に造影剤を投与するための注入装置を有する。この注入装置は、例えば、造影剤の制御される搬送のための自動的ポンプを備えたシリンジを有するようにしてもよい。造影剤を注入する可能性は、高いコントラストを持つ脈管を示す血管造影法の投影の発生を可能にする。

#### 【0013】

データ処理ユニットはまた、身体ボリュームの様々に方位づけされた投影から身体ボリュームの3Dモデルを再生するための再生モジュールを有するのが好ましく、この場合、器具の運動通路を当該ボリュームから判定し追跡し又は策定することができる。この3Dモデルは基本的に適切なソース（例えばMRI）から発生しうるものであるが、検査装置の画像形成装置を用いて発生されるのが好ましい。再生モジュールは、投影からの3Dモデルの判定のための様々な既知の再生アルゴリズムを適用することができ、例えば、ART (Algebraic Reconstruction Technique) 又はML (Maximum Likelihood) アプローチがある。再生された3Dモデルからの運動通路の判定は、手動で、又は（脈管の）セグメンテーション又は経路追跡の種々知られたアルゴリズムのいずれかによって行うことができる。

#### 【0014】

最適な投影形態を異なるユーザ規定の判断基準により判定することは既に述べた。好適実施例によれば、現在又は後の時点（すなわち、次の前進の動きの後）に器具が位置づけられる当該通路セクションのコースに少なくとも概ね直角になるように最適な投影方向が決められる。管の介入において、この通路セクションは、カテーテル先端が存する脈管セクションに対応する。その軸に直角な方向からこのセクションを投影することにより、透視図法の短縮遠近法で示すことなく最適な表示が保証されることになる。

#### 【0015】

前述した実施例の他の展開において、最適な投影方向は、当該通路セクションが他の通路セクションから結果として得られる投影画像において分離されるような量につき通路セクションに対して（厳密に）直角な方向から偏倚するように選ばれる。カテーテルの現在の管セクションが例えば他の管により遮られる場合、投影方向を、遮断を少なくした良好な視界を入れるように直角方向から変更することができる。

#### 【0016】

データ処理ユニットはさらに、（自動的に或いはユーザからの入力との対話動作により）所定の開始位置から所定の目標位置に至る運動通路を通じた経路を決定するためのモジュールを有するようにしてもよい。カテーテル介入において、開始位置は、例えば、カテーテルが患者の身体の中へ導入される際の挿入により与えられることができるものであり、目標位置は、治療又は診断されることになる欠陥である。

#### 【0017】

前述した実施例のさらなる展開において、データ処理ユニットは、運動通路を通じる規定された経路全体又はこの経路の少なくとも一部に対する最適な投影形態を予め計算するためのシミュレーションモジュールを付加的に有する。この計算は、さらに最適化基準を考慮に入れてもよく、例えば画像形成装置（例えばCアーム）の必要な動きの最小化などがある。介入の間、予め計算された最適な投影形態は、器具の現在位置に応じてメモリか

ら単に呼び戻せることができる。好ましくは、シミュレーションモジュールは、画面に計算した仮想処理の表示をなすことを可能にするのが良い。Cアームは、例えば、当該ボリュームについての対応の投影図と組み合わされる策定経路に従って画面に示されるようになることができる。そこで医師は、策定手順が実現可能かどうか、必要ならばそれを手動で修正するかどうかを決めることができる。

#### 【0018】

本発明はさらに、身体ボリュームにおける器具の観察のための方法であって、次のステップを有するものに関する。

・身体ボリューム内部の器具の運動通路の3次元表示の判定をなすステップ。この表示は、特に、身体ボリュームの様々に方位づけられた投影から再生される身体ボリュームの3Dモデルから取得（例えば、追跡、セグメント化又は手動による判定）することができる。10

・身体ボリュームの少なくとも1つの現在の投影の発生をなすステップ。この投影は、例えば、回転X線装置により発生可能である。バイプレーンシステムでは、2つの現在の投影が各時点利用可能である。

・3D表示に対する器具の現在位置の判定をなすステップ。この判定は、現在の投影に基づくのが好ましい。

・当該器具の現在位置に対する最適な投影形態の判定をなすステップ。

#### 【0019】

本方法の付加的なステップは、特に、判定された最適な投影形態により身体ボリュームの新しい投影の発生をなすものとすることができる。20

#### 【0020】

本方法は、包括的な形態においては、上述した種類の検査装置により実行可能なステップを有する。したがって、その方法の細部、利点及び改良点についてのより多くの情報に関する先行する説明が参照される。

#### 【0021】

最後に、本発明は、身体ボリュームにおける器具の観察のためのコンピュータプログラムが記憶される例えはフロッピーディスク、ハードディスク又はコンパクトディスク（CD）などの記録媒体であって、当該プログラムが前述した種類の方法を実行するために適応させられるものを含む。30

#### 【0022】

以下、本発明のこれらの態様及びその他の態様を、以下に説明する実施例に基づいて明らかとする。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0023】

今日の放射線医学の診療手順の主な部分は、管であるかそうでないかにかかわらず、人の脈管又は空洞部の解剖学的構造を通じて血管内の装置のリアルタイムX線案内に基づいている。脈管インターベンションについて述べる場合は特に、診療目標は、非侵襲的な動脈内又は静脈内のアプローチによる血管病変の適切な修復である。この目標を達成するため、診療の放射線専門医は、血管解剖学のリアルタイムの血管画像を生成することのできる適切な脈管機器を自分の自由裁量で持つものとなっている。しかしながら、今日の最も進化した脈管機器でさえ、インターベンションの案内のために用いられるときには幾つかの短所がある。最先端の脈管機器の最も不便な欠点の1つは、その2D投影画像特性であり、これが血管の相互の関係の深い理解を考慮していない。40

#### 【0024】

いわゆる回転アンギオグラフィ法に基づく最近開発された3D脈管再生技術は、かかる2D投影の欠点の幾つかを解消したが、さらなる改善を必要とする未解決な問題も幾つか残っている。したがって、モノプレーン及びバイプレーンのアンギオシステムは、どちらも、1つ又は2つの入射から静的な画像形成か又は動的な画像形成を提供する。必要なときは、異なる投影角からの血管ツリー及び病状を評価するために、他の入射に対してCア50

ーム形態を除去することができる。多数の血管の重なりや複雑な血管分析がある場合、湾曲した血管の経路に沿うために頻繁に異なる入射に対して当該Cアームを除去するのが良い。これは、多大な労力が必要であると考えられ、時間がかかり、最適な血管投影を提供しない（血管軸又は少なくとも最適投影に対して直角なCアームを位置づけることは人間の能力を超えている）。バイプレーンアンギオシステムは、2つのチャネルから同時の表示を提供し、モノプレーン型アンギオマシンの2倍の情報を与えるが、ここでも2つの最適ではない血管投影となる。

#### 【0025】

本発明は、回転X線装置の方向を器具の位置に結合するアプローチにより上述した問題を克服しようとするものである。このアプローチを、カテーテル診療について以下により詳しく説明する。10

#### 【0026】

図に示される検査装置10は、回転X線装置20とこれに結合されるデータ処理ユニット30とを有する。この回転X線装置は、特に、回転可能なCアーム22を介して結合されるX線源21及びX線検出器23を備えたCアームシステム20とされる。患者41は、Cアームシステム20の回転中心において患者テーブル42上に横たわっている。したがって、画像形成装置は、様々な投影方向dから患者41のX線投影を発生可能である。

#### 【0027】

図はさらに、患者41の脈管系を通じて治療又は診断されようとしている目標箇所に進行させられるカテーテル43を示している。カテーテル43は、造影剤のボーラスが脈管のコントラスト画像形成のために投与される能够性を有するようにした注入装置44に結合される。20

#### 【0028】

データ処理システム30（ワークステーション）は、回転X線装置20に双方向に結合され、通常はハードウェア、ソフトウェア及びデータの組み合わせによって実現される幾つかの論理モジュールを有する。これらモジュールについては、以下に説明する。

#### 【0029】

データ処理ユニット30の再生モジュール31は、造影剤の投与の間にX線装置20により発生される様々な方向づけされた血管造影法の一連の投影 $P_1^A, \dots$ を受信するよう構成される。さらに、既知のアルゴリズム（例えばART、ML）の助けを借りて、これら投影 $P_1^A, \dots$ から脈管系の3次元モデルを再生するように構成されている。3次元脈管再生は、カテーテルを入れるべき脈管（エントリポイント）及び治療すべき病状（目標ポイント）の判定のために用いられる。これら両方のポイントは、カテーテルにより追従されるべき「運動通路」の経路又は表示Mをトレースすることができる自動化された脈管解析ソフトウェア（3DRA機能）と接続可能である。30

#### 【0030】

モジュール32は、X線装置20の現在の投影形態dにより発生される「現在」の（すなわち「オンライン」の、又は「生」の）投影P（又はバイプレーンシステムの場合には2つの投影）を受信する。この現在の投影Pは、カテーテル43の投影画像43'を示すが、脈管は、造影剤の投与なしでは通常は確認することができない。40

#### 【0031】

位置特定モジュール33は、現在の投影Pにおけるカテーテル又はその先端の位置を判定し、この2Dの箇所を3D表示に位置合わせする。すなわち、カテーテルの投影画像43'に対応する3D表示Mにおける箇所43''が分かる。このようなレジストレーションは、例えば、当該ボリューム投影 $P_1^A, \dots$ 及び現在の投影P（患者41がその間に動かなかった場合）の既知の投影形態に基づくものとすることができます。カテーテル先端の自動的な測定は、カテーテルが3D再生されたボリュームの内部のエントリポイントに達すると直ぐに行われることになる。この先端は、強調表示され、3D空間内へ背面投影されることになる。

#### 【0032】

50

次のステップにおいて、操縦モジュール34は、カテーテル先端（若しくはカテーテル全体、又は他の関心のカテーテル部分）の現在位置についての最適な投影方向 $d_{opt}$ を判定する。最適な投影方向 $d_{opt}$ は、通常、カテーテルの先端における脈管の軸（又は次に入ることになる当該先端の前方における脈管の部分の軸）に垂直とされ、短縮遠近法の描画をすることなく当該脈管のその部分をマッピングするようにしている。

#### 【0033】

操縦モジュール34は、この方向をとるようその後に回転するX線装置20へのコマンドとして当該判定された最適投影方向 $d_{opt}$ を送る。X線装置20により発生される次の生の投影画像は、その後、最適なフォーカスからカテーテルと周りの脈管を示すことになる。したがって、カテーテル先端の位置は、Cアームが常にそれ自身を予め規定した経路に直角に位置づけるように自動的なCアームの動きによって追従されることになる。複数の脈管が互いに重なるときは、Cアームは、問題となっている脈管を適切に視覚化するために、理想の経路から少し逸れるようにしてよい。

10

#### 【0034】

上述した手順の変形によれば、データ処理ユニット30は、運動通路M全体に対し（又は少なくともカテーテル43の策定経路全体に対し）予め最適な投射形態を判定し記憶するシミュレーションモジュール（これは例えばモジュール31に一体化されてもよい）を有する。こうした形態は、カテーテル軌道全体に関する「包括的な」判断基準を考慮に入れてもよく、例えば、全手順の間の関連のCアーム動きの最小化がある。診療（インターベンション）中は、モジュール34は、カテーテルの現在の位置特定43'に応じて所定の投影形態を呼び出すだけで済む。

20

#### 【0035】

データ処理ユニット30はさらに、画像を表示することのできるモニタ35に結合されている。かかる画像には、例えば、再生3Dボリューム、3D運動通路M、現在の投影P、運動通路と現在投影との位置合わせされた組み合わせ、又は関連のCアーム構成によるシミュレートされたインターベンション及びシミュレートされた（最適な）投影視野が挙げられる。

#### 【0036】

なお、最後に注記するに、本願において「有する」なる文言は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数表現は複数の形態を排除するものではなく、单一のプロセッサ又は他のユニットは、複数の手段の機能を充足しうるものである。本発明は、ありとあらゆる新規な特徴的事項及び特徴的事項のありとあらゆる組み合わせに存するものである。さらに、請求項にある参照符号は、その範囲を限定するものと解釈してはならない。

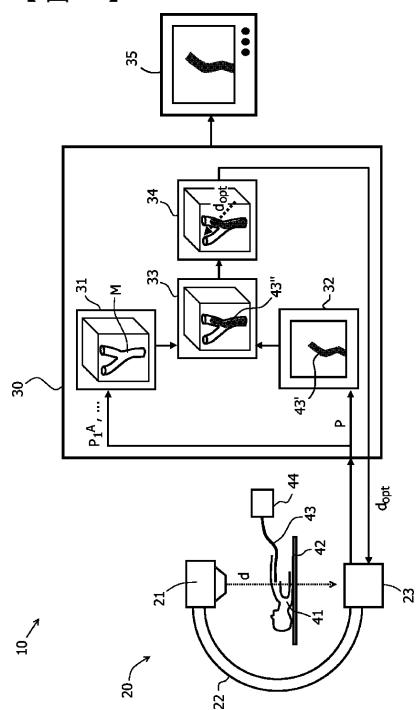
30

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0037】

【図1】本発明による検査装置を概略的に示す図。

【図1】



---

フロントページの続き

(72)発明者 バビク ドラゼンコ  
オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ ホルストラーン 6

審査官 豊田 直樹

(56)参考文献 特開2002-136507(JP, A)  
国際公開第2004/103198(WO, A1)  
国際公開第2005/020148(WO, A1)  
米国特許出願公開第2005/0015006(US, A1)  
特開2003-290192(JP, A)  
国際公開第2004/075756(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

专利名称(译)	用于观察血管系统中的导管的装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5198249B2</a>	公开(公告)日	2013-05-15
申请号	JP2008503629	申请日	2006-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ホマンロベルトジェイエフ バビク ドラゼンコ		
发明人	ホマン ロベルト ジェイ エフ バビク ドラゼンコ		
IPC分类号	A61B6/00 A61M25/092 A61M25/09		
CPC分类号	A61B6/504 A61B6/4441 A61B6/466 A61B6/481 A61B6/5235 A61B6/5247 A61B6/547		
FI分类号	A61B6/00.331.A A61B6/00.360.B A61M25/00.309.B A61M25/00.450.B		
代理人(译)	宮崎明彦		
审查员(译)	丰田直树		
优先权	2005102456 2005-03-29 EP		
其他公开文献	JP2008534103A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明涉及一种用于观察血管系统中的导管43的方法和检查装置10。首先，血管系统的3D模型可以在造影剂给药期间由C臂系统20产生的各个方向上分成X射线投影P 1 A。它在...的帮助下重生。然后从3D模型确定导管43的运动路径M。在检查过程中，产生当前投影P并且显示导管的图像43'，其可以与再现的3D模型和/或移动路径M对准。基于血管形态或路径M的3D模型中的导管的已知当前位置43''，用于下一个要生成的投影的C臂系统确定最佳投影方向d opt 确定并可以估计。

