



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2003305032 A**(43) Date of publication of application: **28.10.03**

(51) Int. Cl.

A61B 6/00**A61B 6/12****A61B 19/00****G06T 17/40**(21) Application number: **2003064477**(22) Date of filing: **11.03.03**(30) Priority: **11.03.02 DE 2002 10210645**(71) Applicant: **SIEMENS AG**

(72) Inventor:

HALL ANDREW
HEIGL BENNO
HORNEGGER JOACHIM
KILLMANN REINMAR DR TECHN
RAHN NORBERT
RAUCH JOHN
SEISL JOHANN
WACH SIEGFRIED

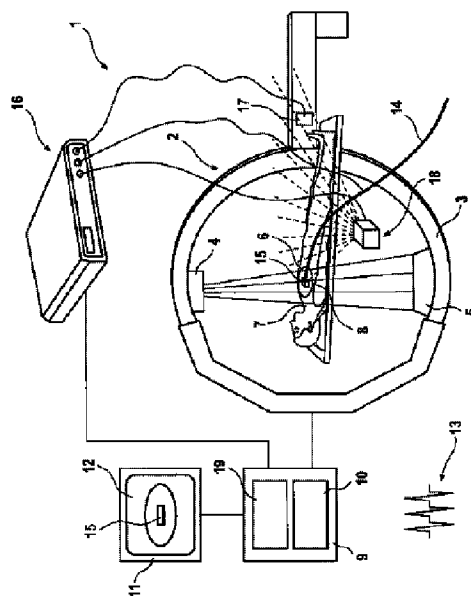
(54) **METHOD FOR DETECTING AND DESCRIBING
 MEDICAL CATHETER LED INTO EXAMINED
 REGION OF PATIENT**

COPYRIGHT: (C)2004,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a describing method enabling a doctor in charge of treatment, to easily identify the accurate position of a catheter in an examined region.

SOLUTION: The describing method has a step of using a three-dimensional image data set 10 of the examined region 6 to generate a three-dimensional reconstruction image 12 of the examined region 6, using a position detecting system 16 to continuously or discontinuously detect the space position of a catheter tip 14 with a built-in position detecting means 15, and recording the coordinate system of the position detecting system 16 and the coordinate system of the three-dimensional reconstruction image 12 and describing the three-dimensional reconstruction image 12 in a monitor 11 to describe the catheter tip 14 in an accurate position in the three-dimensional reconstruction image 12.



(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2003-305032
(P2003-305032A)

(43) 公開日 平成15年10月28日 (2003. 10. 28)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード*(参考)
A 6 1 B 6/00	3 3 1	A 6 1 B 6/00	3 3 1 E 4 C 0 9 3
6/12		6/12	5 B 0 5 0
19/00	5 0 1	19/00	5 0 1
	5 0 2		5 0 2
		G 0 6 T 17/40	A
審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 7 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2003-64477(P2003-64477)
(22) 出願日 平成15年3月11日 (2003. 3. 11)
(31) 優先権主張番号 1 0 2 1 0 6 4 5. 2
(32) 優先日 平成14年3月11日 (2002. 3. 11)
(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(71) 出願人 390039413
シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
Siemens Aktiengesellschaft
ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(72) 発明者 アンドリュウ ホール
アメリカ合衆国 63304 ミズーリ セント
チャールズ ローズマウント ドライブ
5184
(74) 代理人 100075166
弁理士 山口 巖

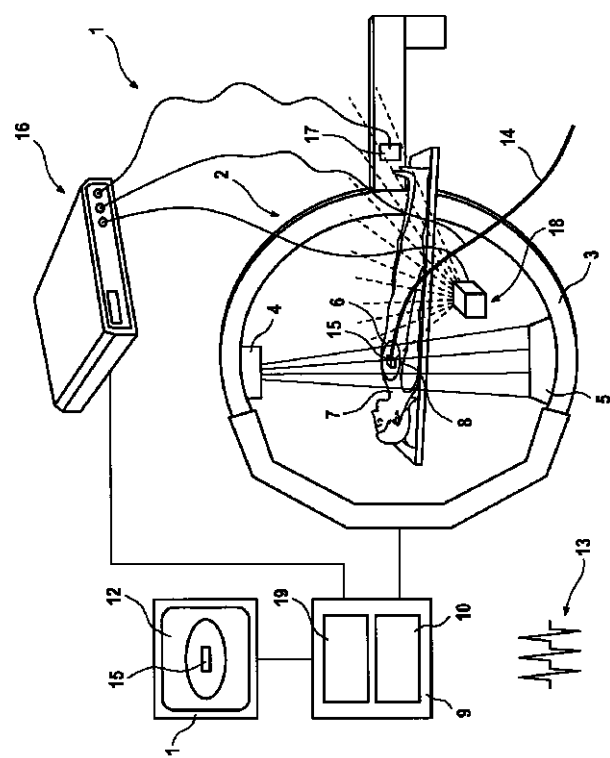
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の検査領域に導入された医療用カテーテルの検出及び描出方法

(57) 【要約】

【課題】 治療担当医が検査領域内のカテーテルの正確な位置を容易に識別することを可能にする描出方法を提供すること。

【解決手段】 検査領域6の3D画像データセット10を使用し、検査領域6の3D再構成画像12を生成する、位置検出システム16を用いて位置検出手段15が組み込まれているカテーテルチップ14の空間位置を連続的または不連続的に検出する、位置検出システム16の座標系と3D再構成画像12の座標系が相互に記録され、モニター11に3D再構成画像12を描出して3D再構成画像12においてカテーテルチップ14を正確な位置で描出するステップを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心臓の検査または治療において患者の検査領域に導入された医療用カテーテルを検出および描出するための方法において、検査領域の3D画像データセットを使用し、検査領域の3D再構成画像を生成する、位置検出システムを用いて位置検出手段が組み込まれているカテーテルチップの空間位置を連続的または不連続的に検出する、

位置検出システムの座標系と3D再構成画像の座標系が相互に記録され、モニターに3D再構成画像を描出して3D再構成画像においてカテーテルチップを正確な位置で描出するステップを備えた患者の検査領域に導入された医療用カテーテルの検出及び描出方法。

【請求項2】 3D再構成画像における座標系の記録のために位置検出システムの座標系において対応して定義されたマーカーが使用される請求項1記載の方法。

【請求項3】 3D再構成画像におけるマーカーがユーザーの側で双方向的に定義される請求項2記載の方法。

【請求項4】 位置検出システムの座標系におけるマーカーがマーカー位置へのカテーテルの動きによって定義される請求項2または3に記載の方法。

【請求項5】 位置が検査領域に導入されたカテーテルを用いて同時X線コントロール下で定義される請求項4記載の方法。

【請求項6】 マーカーが3D再構成画像において視認可能であり、患者に外から取り付けられたマーカーである請求項2記載の方法。

【請求項7】 各座標系において少なくとも3つのマーカーおよび好ましくはそれぞれ同数が定義される請求項2～6のいずれか1項に記載の方法。

【請求項8】 セグメント化アルゴリズムを用いて3D再構成画像において示された検査領域の複数の点が定義され、それらの座標で検出され、検査領域に導入されたカテーテルが複数の点へ動かされ、複数の点はこれによって定義されてそれらの座標において検出され、その結果それぞれ特定の表面が各点を用いて定義され、記録のために適切な表面適合アルゴリズムを用いて変換マトリックスが点をもとに計算される請求項1記載の方法。

【請求項9】 3D画像データセットが撮影されアイソセンターを有するX線画像撮影装置のCアームに取り付けられた位置検出システムのセンサー要素が使用され、3D再構成画像がアイソセンターに関連付けて再構成される請求項1記載の方法。

【請求項10】 律動的または非律動的に運動する検査領域において3D再構成画像を再構成するため、画像データの検出と平行して検出される特定の運動相中に使用される画像データのみが使用され、カテーテルの位置の検出中には運動相が同様に検出され、位置データは3D再構成画像が再構成されるのと同じ運動相に検査領域

があるときにのみ検出される請求項1～9のいずれか1項に記載の方法。

【請求項11】 3D再構成画像を再構成するため、運動相内の特定の時点に付加して検出される画像データのみが使用され、カテーテルの位置の検出中に時間が同様に検出され、位置データは3D再構成画像が再構成される運動相内の同一時点に検出される請求項10記載の方法。

【請求項12】 3D再構成画像の挿入されたカテーテルチップを含む全体的なモニター描出をユーザーの誘導で変化させ、回転、拡大もしくは縮小させることができる請求項1～11のいずれか1項に記載の方法。

【請求項13】 カテーテルチップが3D再構成画像においてカラー描出または明滅描出される請求項1～12のいずれか1項に記載の方法。

【請求項14】 3D画像データセットとして術前に得られたデータセットまたは術中に得られるデータセットが使用される請求項1～13のいずれか1項に記載の方法。

【請求項15】 請求項1～14のいずれか1項に記載の方法を実施するために構成された位置検出システムを含む医療用検査および／または治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心臓の検査または治療において患者の検査領域に導入された医療用カテーテルを検出および描出するための方法に関する。

【0002】

【従来の技術】罹患した患者の検査または治療は、ますます最小侵襲的に、即ち外科的複雑さをできる限り低く抑えて実施されるようになってきている。その例として内視鏡、腹腔鏡またはカテーテルによる治療を挙げることができるが、これらはそれぞれ小さな身体開口部を通して患者の検査領域内に導入される。カテーテルは、例えば心臓の不整脈のようなしばしば心臓病学的検査の範囲において使用され、不整脈は現代ではいわゆるアブレーション手法（焼灼手法）によって治療される。

【0003】このときカテーテルはX線コントロール下で、従って静脈または動脈を通して透視画像を撮影しながら心室内に誘導される。心室では、不整脈を引き起こした組織が高周波電流を適用することによって焼灼され、それによって以前に不整脈を惹起した基質は壊死性組織として残される。この方法の治療力のある特性は一生に渡る投薬と比較して大きな長所を有しており、さらにこの方法は長い目で見て経済的でもある。

【0004】医学的／技術的観点からの問題は、カテーテルはX線コントロール中に1または複数のフルオロ画像とも呼ばれる透視画像では確かにインターベンション中に極めて正確かつ高分解能で視認できるが、インターベンション中の患者の解剖学的構造は透視画像では不十

分にしか描出できないことにある。これまでは、カテーテルを追跡するためには通例2つの相違する、特に相互に直交する投影方向から2つの透視写真が撮影されている。これら2つの写真の情報に基づいて、医師はカテーテルの位置を自分で決定しなければならないが、これはしばしば相当に不正確にしか可能ではない。

【0005】総括画像の予め与えられた位置に3D超音波画像を生成することのできるナビゲーション用の1つにされた超音波センサーおよび1つにされた位置センサーを備えたカテーテルは知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0006】三次元双方向的血管系撮影におけるカテーテルナビゲーションのための方法および装置であって、カテーテルにはそれを誘導するための位置センサーが装備され、それによってカテーテルチップは術前の画像データにおいて視認することができるものが知られている（例えば、特許文献2参照）。

【0007】

【特許文献1】独国特許出願公開第4418868A1号明細書

【特許文献2】独国特許出願公開第19919907A1号明細書

【0008】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、治療担当医が検査領域内、従って例えば心臓内のカテーテルの正確な位置を容易に識別することを可能にする描出可能性を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】上述の課題を解決するために、本発明においては、検査領域の3D画像データセットを使用し、検査領域の3D3D再構成画像を生成する、位置検出システムを用いて位置検出手段が組み込まれているカテーテルチップの空間位置を連続的または不連続的に検出する、位置検出システムの座標系と3D再構成画像の座標系とが相互に記録され、モニターに3D再構成画像を描出し、3D再構成画像においてカテーテルチップを正確な位置で描出する、ステップを備える。

【0010】本発明による方法は、検査中にいわばリアルタイムで、可撓性かつ柔軟な、さらに非剛性の器具であるカテーテルを、検査領域、例えば心臓または中心血管系等の三次元描出においてポリウム画像において正確な位置で描出することを可能にする。これは、一方では3D画像データセットを使用して検査領域の三次元再構成描出が行われることで可能になる。他方では、位置検出システム固有の座標系にある適切な外部位置検出システムを用いてその空間座標で検出できるチップ側に組み込まれた位置検出手段を備えたカテーテルを使用すると、カテーテルチップが既に検査領域内にあるときにはその空間位置の測定が可能になる。3D画像データセットないしは3D再構成画像と位置検出システムの両座標

系の記録に基づいて、適切な変換マトリックスを通して、カテーテルチップの座標は位置検出システムの座標系から3D再構成画像の座標系に変換されるので、カテーテルチップは3Dポリウム画像において正確な姿勢および位置で示すことができる。医師は、さらに検査領域においてカテーテルチップのその現在姿勢において極めて正確な描出を得、検査領域を適切な解剖学的精密さで3Dポリウム画像の描出から同様に極めて正確かつ高分解能で識別することができる。これは単純な方法でカテーテルのナビゲーションを可能にする。

【0011】両座標系を記録するために、本発明の第1の実施形態によれば3D再構成画像および対応して位置検出システムの座標系において定義されたマーカーを使用することができる。即ち、両座標系においてそれぞれ同一のマーカーが定義されるので、それらのマーカーを連続して描出する適切な変換マトリックスに基づいて両座標系を相互に関連して記録できる。これらのマーカーは例えば3D再構成画像では例えば操作用マウスを介してユーザーの側で双方向的に定義できる。位置検出システムの座標系におけるこれらのマーカーは、例えばマーカー位置でのカテーテルの動きによって定義することができる。この場合、1つには対応するマーカーを3D再構成画像においても識別できる限り外部マーカーを使用できる。外部マーカーとしては、例えば患者に取り付けられたマーカー等を使用できる。さらに、内部マーカーを使用する可能性も存在し、その際内部マーカーは検査領域に導入されたカテーテルと一緒に同時のX線コントロール下で運ばれて定義される。即ち、医師はカテーテルを既に3D再構成画像において確定された検査領域内の特定の点へ、例えば特定の血管分岐部等へ移動させる。カテーテルがそのような点へ到達すると、これをマーカーとして定義できる。上記に挙げた外部マーカーを使用した場合は、これらはその位置においてマーカー位置へカテーテルを動かすことによって定義される。

【0012】それに加えて、第2の実施形態として、マーカーとして3D再構成画像において視認でき、患者の体外に取り付けられたマーカーを使用する可能性が存在する。

【0013】確実に記録するためには、各座標系において少なくとも3つのマーカーおよび好ましくはそれぞれ同数が定義されたいの場合十分である。というのは、少なくとも3対のマーカーを介して座標系の正確な位置を相互に検出して変換マトリックスを介して記述できるからである。

【0014】少なくとも3対のマーカーの同定後、3D/3D記録が行われる。その結果として、平行移動、方向パラメータおよび拡大縮小パラメータを含む変換マトリックスが得られる。変換マトリックスは画像座標と位置決めシステムの座標との記録を記述するので、位置決めシステムの座標をそれに続くカテーテルインターベン

ション中または既に実施されたカテーテルインターベンション中に画像座標へ変換させることができる。これらをまとめると、上述の記録の実施形態はいわゆるマーカーおよび／またはランドマーク支援記録である。

【0015】それに加えて、いわゆる「表面に基づく (surface based)」記録、従って表面に基づく記録を行う可能性が存在する。このためには、セグメント化アルゴリズムを用いて3D再構成画像において示された検査領域の複数の点が定義されてそれらの座標で検出され、その際検査領域に導入されたカテーテルが複数の点へ動かされ、複数の点はこれによって定義されてそれらの座標において検出されるので、その結果それぞれ特定の表面が各点を用いて定義され、記録のために適切な表面適合アルゴリズムを用いて変換マトリックスがそれらの点をもとりに計算される。この本発明の構成においては、カテーテル内の位置決め手段を使用して、カテーテルと一緒に運ばれる心内表面の複数の点の撮影が行われる。これらの点は全体として、カテーテルが導入される領域における心臓表面のいわば網様の描出を生じさせ、さらに各点では位置座標が記憶され、引き続いて走査された表面を記述するために適切に評価される。これはX線コントロール下でも行うことができるので、医師は彼が既にこの方法でどの領域を走査したのかを見ることができる。3D再構成画像ではセグメント化アルゴリズムを使用して対応する点が検出される、即ちそこでも表面領域が定義される。引き続いて表面適合アルゴリズムを使用して両表面が相互に適合する変換マトリックスが計算される。変換マトリックスはこの場合も平行移動パラメータ、回転パラメータおよび拡大縮小パラメータを含んでいる。変換マトリックスを計算するためには、例えばICP (反復最近傍点 (ICP=Iterative Closest Point)) アルゴリズムまたは階層型面適応 (Hierarchical-Chamfer-Matching) アルゴリズムのような既知の表面適合アルゴリズムを使用することができる。

【0016】第3の記録の可能性は、アイソセンターを有し3D画像データセットが撮影されたX線画像撮影装置のCアームに取り付けられた位置検出システムのセンサー要素を使用することであり、その際3D再構成画像はアイソセンターに関連付けて再構成される。ここでは3D画像データセットは例えば3D血管造影検査装置のような、画像撮影装置を用いて撮影されたことから出発し、3D再構成画像の画像撮影装置に関する位置および方向は既知である。位置検出システムのセンサー要素も、それを介して位置検出システムの座標系が広げられており、この画像撮影装置のCアームに配置されているので、この座標系もアイソセンターに関連付けて定義される。従って今や3D再構成画像がCアームのアイソセンターに関連付けて再構成されると、その方向および位置は位置検出システムの座標系において同様に既知である。さらに例えば3Dデータセットが術中に、即ち本来

のインターベンションの直前の、患者が既に画像撮影装置の検査台の上に横たわっているときに撮影され、患者が引き続いてインターベンション中に動かなければ、別個の記録は必要とされない。患者が動いた場合だけは、画像撮影装置を使用して新しい3D画像データセットを新たな再構成下で生成しなければならない。どの場合にも基本的には、インターベンション前には絶対的に必要な記録を行わずに3D再構成画像におけるカテーテルチップの位置および方向付けをインターベンション中に連続的に確認することができる。

【0017】検査領域として例えば心臓のような律動的または非律動的に運動する領域が扱われる場合には、正確に描出するためには3D再構成画像および検出された位置データが同一運動相において取得されたものであることに注意しなければならない。このために、3D再構成画像を再構成するためには画像データの検出と平行して検出される特定の運動相中に撮影された画像データのみを使用するようにすることができ、その際カテーテルの位置の検出中に運動相が同様に検出され、位置データは3D再構成画像が再構成されるのと同じ運動相に検査領域があるときにのみ検出される。このようにして、カテーテル位置が再構成ボリウム画像と同相で決定され、従ってカテーテルチップを正確にその位置で決定して挿入することができる。基本的には2つの可能性が存在し、1つには3D再構成画像を特定の運動相へ再構成でき、この運動相が位置データ検出相を規定する。さらに、位置データが任意の運動相で、しかし連続的に同相で検出され、それに3D再構成画像の再構成ないしはそのために使用された画像データがアライメントされるという逆の作動方法も考えることができる。運動相を検出するための例としては、心臓の運動を記録する平行して記録されるEKG (心電図) を挙げることができる。EKGをもとに、関連する画像データを選択することができる。位置データを記録するためには、EKGを介して位置検出システムのトリガリングを行うことができ、位置データは常に同一運動相で記録される。さらに、運動相として患者の呼吸相を記録することも考えられる。これは例えば患者の胸部の周囲に装着されて胸部の運動を測定する呼吸ベルトの使用下で行うことができ、さらに患者の胸部に配置した位置センサーを記録のために使用することもできる。

【0018】挿入されたカテーテルチップを含む3D再構成画像の共通のモニター描出は、特に回転させたり、拡大または収縮させたりのように、ユーザーの誘導で合目的に変化させることができる。識別度を高めるために、カテーテルチップを3D再構成画像内でカラー描出または明滅描出することができる。

【0019】3D画像データセットは、本発明によれば術前に入手されたデータセットであってよい。即ち、このデータセットは実際のインターベンションの前の任意

の時点に撮影することができる。使用される撮影様式とは無関係のあらゆる3D画像データセット、即ち例えばCTデータセット、MRデータセットもしくは3DX線血管造影検査データセットを使用できる。これらすべてのデータセットは検査領域の正確な再構成を可能にし、検査領域は解剖学的に正確に描出することができる。あるいはまた、3DX線血管造影検査データセットの形式の術中に入手されたデータセットを使用する可能性も存在する。「術中」という概念は、ここでは患者が既に検査台の上に横たわっているが、カテーテルはまだ挿入されておらず、3D画像データセットの撮影直後に行われる場合も含めて、このデータセットが実際のインターベンションと時間的に直接関連して入手されることを意味している。

【0020】次に本発明のその他の長所、特徴および詳細を下記の実施の形態及び添付図面について説明する。

【0021】

【発明の実施の形態】図は、本発明による検査および／または治療装置1の原理の略図であり、ここでは主要部分だけが示されている。本発明は、二次元透視画像を撮影するための撮影装置2を含んでいる。この装置はCアーム3から構成され、Cアーム3に放射線源4および光線検出器5例えば固体画像検出器が配置されている。患者7の検査領域6はCアームのアイソセンター8の近くにあり、撮影された2D透視画像において完全な形状で見ることができる。装置1の操作は、特に画像撮影操作を制御する制御・処理装置9を介して制御される。この装置はさらに詳細には図示されていない画像処理装置も含んでいる。

【0022】Cアームが検査領域6のアイソセンター8の周囲を少なくとも180°回転する間に撮影される2D透視画像を使用して、3D画像データセット10が生成される。このデータセットから、検査領域、ここでは心臓をそれぞれ同一運動相において示す2D透視画像を使用して、検査領域の3D再構成画像が生成され、これはモニター11に描出される。図示された実施例では、3D再構成画像12がそこに描出されている。実際に同一運動相にある心臓を示す画像だけが使用されることを保証するために、2D透視画像の撮影と平行して、図において曲線で示されているような心電図13が記録される。即ち、撮影された各2D透視画像に対して心電図相が既知であり、再構成のための同相の透視画像を選択して使用することができる。

【0023】2D透視画像およびそれとともに3D画像データセット10は、図示された実施例ではカテーテル14のインターベンションの直前に検査領域6内で撮影される。カテーテル14はその先端に位置検出手段15を含んでおり、この位置検出手段15はCアーム3に配置されている位置検出センサー17が組み込まれている位置検出システム16の1部分である。これにより、適

切な校正ルーチンを使用して、位置検出システム16の送信器18に関するアイソセンター8の幾何学的位置は既知である。

【0024】位置検出システム16を使用して、カテーテルチップの空間位置を位置検出手段15の検出によって位置検出システム16の座標系において決定することが可能である。Cアームに配置された位置検出システムないしはセンサー17の選択された配置に基づいて位置検出システムの座標系および2D透視画像および従って3D画像データセットを撮影し3D再構成画像12を再構成するされた画像撮影装置の座標系が相互に記録されるので、位置検出手段15の位置およびそれとともにカテーテルチップの位置を、制御・処理装置9に与えられる提供された座標19をもとに3D再構成画像12において描出することができる。

【0025】座標検出が、関連付けて3D再構成画像12が再構成された運動相においても行われることを保証するために、この場合も位置検出手段15の座標の記録は心電図13を介してのトリガリング下で行われる。このことが行われなければならない運動相は、以前の3D再構成画像描出に基づいて既知であるので、座標記録は難なく同相で行うことができる。

【0026】3D再構成画像12は任意の描出の形で生成する、ないしはモニターに描出することができる。例えば、このことはこの画像を最大値投影描出(maximum intensity Projektion: MIP)の形で生成することができ、この場合には描出の厚さを双方向的に変化させることができる。さらにまた、ボリウム・レンダリング画像(VRT=volume rendering technique)の形で生成することもでき、この場合にはボリウムを双方向的にクリッピングすることができる。さらにいわゆるフライスルー(Fly Through)(仮想化内視鏡システム)視覚化が可能であり、この場合には観察者はいわばカテーテルチップ内に存在し、彼の注視方向はカテーテルチップの方向によって決定される。当業者であれば3D再構成画像を生成し、およびそれに基づいて彼が引き出すことのできる適切な描出を任意で行うことができる。さらに、当然ながら画像描出をユーザーの側で、例えば回転させたり拡大させたりする等のように任意に変化させることができる。さらにカテーテルチップのカラー描出も考えられる。

【0027】位置検出システムは、1つには3つの位置パラメーター(x、y、z)並びに2つの方向パラメーター(カテーテルチップの2つの角度、例えばオイラー(Euler)角)並びに任意でカテーテルのねじれ(「横揺れ角」)を含む5ないしは6の自由度を提供する。これによって、位置検出手段15が組み込まれているカテーテルチップの空間ないしは検査領域における位置および方向を決定し、インターベンション中にオンラインで3D再構成画像において正確な位置および方向付けで描

出することができる。

【図面の簡単な説明】

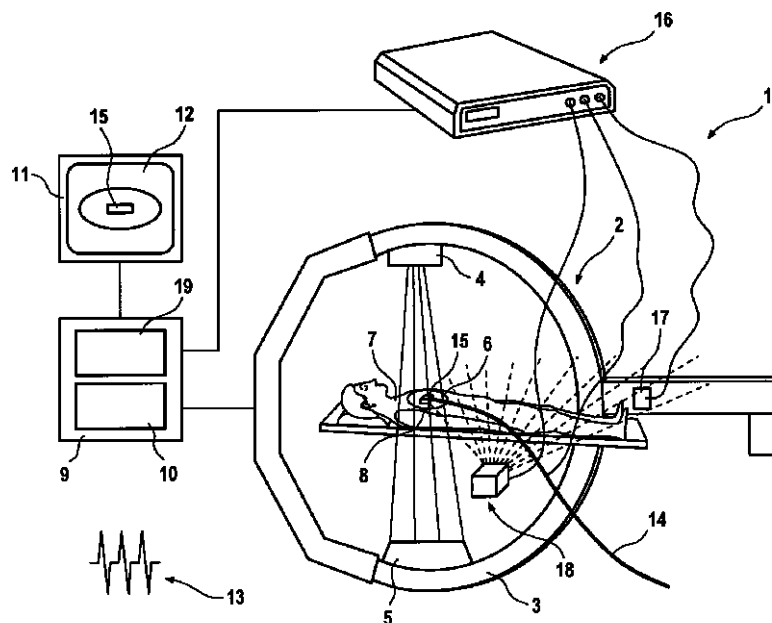
【図1】本発明による検査および／または治療装置の原理図である。

【符号の説明】

1 検査および／または治療装置
2 X線撮影装置
3 Cアーム
4 放射線源
5 光線検出器
6 検査領域
7 患者
8 アイソセンター

9 制御・処理装置
10 3D画像データセット
11 モニター
12 3D再構成画像
13 心電図
14 カテーテル
15 位置検出手段
16 位置検出システム
17 位置検出センサー
18 送信器
19 座標

【図1】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ 識別記号 F I テーマコード^{*} (参考)
G 0 6 T 17/40 A 6 1 B 6/00 3 5 0 Z

(72)発明者 ベンノ ハイグル
ドイツ連邦共和国 96263 ウンタージー
マウ バンベルガー シュトラッセ 10
(72)発明者 ヨアヒム ホルネッガー
ドイツ連邦共和国 91083 バイエルスド
ルフ エガーシュトラッセ 1
(72)発明者 ラインマール キルマン
ドイツ連邦共和国 91301 フォルヒハイ
ム アム シュレーエンバッハ 24

(72)発明者 ノルベルト ラーン
ドイツ連邦共和国 91301 フォルヒハイ
ム ブライテンローエシュトラッセ 38
(72)発明者 ジョン ラウフ
アメリカ合衆国 63109 ミズーリ セン
トルイス ヒルスランド アヴェニュー
6952
(72)発明者 ヨハン ザイスル
ドイツ連邦共和国 91058 エルランゲン
グリュントラッヒャー シュトラッセ
20

(72)発明者 ジークフリート ヴァッハ
ドイツ連邦共和国 91315 ヘヒシュタッ
ト シュテルパースドルフ 94

Fターム(参考) 4C093 AA08 CA23 DA02 EC16 FA47
FF21 FF35 FF37 FF42 FG01
GA01
5B050 AA02 BA09 BA15 BA20 EA26
FA02 FA14