



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2003290192 A**(43) Date of publication of application: **14.10.03**

(51) Int. Cl.

A61B 6/00
A61B 6/12
G06T 1/00
G06T 3/00
H04N 5/325

(21) Application number: **2003064476**(22) Date of filing: **11.03.03**(30) Priority: **11.03.02 DE 2002 10210646**(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) **DRAWING METHOD FOR IMAGE OF MEDICAL
 INSTRUMENT INTRODUCED INTO EXAMINATION
 REGION OF PATIENT**

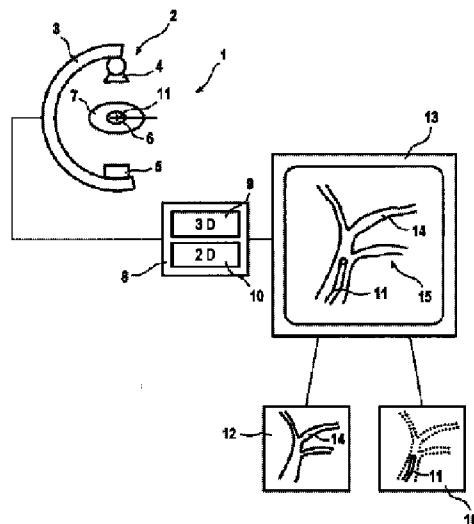
10 on the 3D re-constituted image 12.

COPYRIGHT: (C)2004,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a method which enables a doctor in charge to easily recognize the accurate position of a medical instrument introduced into an examination region of a patient.

SOLUTION: A drawing method for an image of a medical instrument introduced into the examination region of the patient has a step for using a 3D (three dimensional) image data set of the examination region 6 moved rhythmically or non-rhythmically, a step for imaging at least one 2D fluoroscopic image 10 of the examination region 6 where the medical instrument 11 is shown, a step for detecting a motion phase for the 2D fluoroscopic image 10, a step for using only image data imaged in the same motion phase as the 2D fluoroscopic image 10 to form the 3D re-constituted image 12 of the examination region, a step for recording the 3D re-constituted image 12 on the 2D fluoroscopic image 10, and a step for drawing the 3D re-constituted image 12 on a monitor 13 and superposing the 2D fluoroscopic image



(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2003-290192
(P2003-290192A)

(43) 公開日 平成15年10月14日 (2003. 10. 14)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(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	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B
	3 0 0	3/00	3 0 0
H 0 4 N 5/325		A 6 1 B 6/00	3 5 0 P
審査請求 未請求 請求項の数21 O L (全 8 頁)			

(21) 出願番号 特願2003-64476(P2003-64476)

(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 6. 0

(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 (D E)

(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 アンドリユー 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 ドライヴ
5184

(74) 代理人 100075166

弁理士 山口 巖

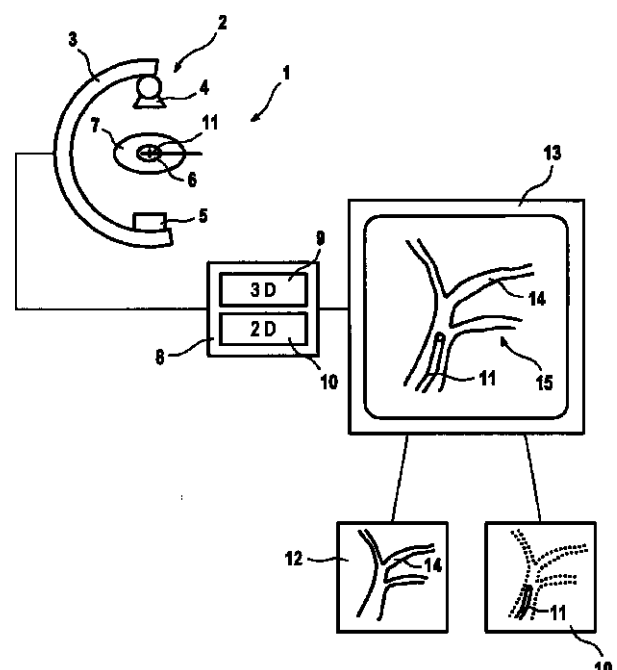
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の検査領域に導入された医療器具の画像描出方法

(57) 【要約】

【課題】 治療担当医が患者の検査領域に導入した器具の正確な位置を容易に知ることを可能にする方法を提供する。

【解決手段】 律動的または非律動的に運動する検査領域の3D画像データセットを使用する、医療器具11が示されている検査領域6の少なくとも1つの2D透視画像10を撮影する、2D透視画像10のための運動相を検出する、2D透視画像10と同一の運動相で撮影された画像データのみを使用して、検査領域の3D再構成画像12を生成する、3D再構成画像12を2D透視画像10に対して記録する、モニター13上で3D再構成画像12を描出し、その3D再構成画像12上に2D透視画像10を重ね合わせる、各ステップを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者の検査領域に導入される医療器具、特に心臓病学的検査または治療におけるカテーテルを画像描出するための方法において、律動的または非律動的に運動する検査領域の3D画像データセットを使用する、医療器具が示されている検査領域の少なくとも1つの2D透視画像を撮影する、2D透視画像のための運動相を検出する、2D透視画像と同一の運動相で撮影された画像データのみを使用して、検査領域の3D再構成画像を生成する、3D再構成画像を2D透視画像に対して記録する、モニター上で3D再構成画像を描出し、その3D再構成画像上に2D透視画像を重ね合わせる各ステップを有する患者の検査領域に導入された医療器具の画像描出方法。

【請求項2】 3D画像データセットとして術前に入手されたデータセットまたは術中に入手されたデータセットが使用される請求項1記載の方法。

【請求項3】 運動相に付加して2D透視画像の撮影時点が検出され、3D再構成画像の再構成のために2D透視画像と同一時点に撮影されている画像データのみが使用される請求項1または2に記載の方法。

【請求項4】 検査領域が心臓であり、運動相および場合によっては時間を検出するために心電図が記録され、心電図に依存して2D透視画像の撮影がトリガーされ、その際3D再構成画像を作るための画像データにその撮影時に同様に心電図が組み込まれる請求項1～3のいずれか1項に記載の方法。

【請求項5】 検査領域が心臓であり、運動周期内の相違する時点に個別の関連および時間関連する3D再構成画像が生成され、さらに複数の関連および時間関連する2D透視画像が撮影され、その際2D透視画像が同相および同時の3D再構成画像と重ね合わされ、3D再構成画像の連続して行われる出力および2D透視画像の重ね合わせによって作動している心臓内の器具が描出される請求項3記載の方法。

【請求項6】 2D透視画像における記録のために、少なくとも1つの解剖学的画素または複数のマーカーが同定され、3D再構成画像において同一の解剖学的画素または同一のマーカーが同定され、それによって3D再構成画像が2D透視画像に関しての平行移動および/または回転および/または2D投影によってアライメントされる請求項1～5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項7】 記録のために、角度、好ましくは90度にある2つの2D透視画像が使用され、それらの画像において各複数の同一マーカーが同定され、それらの3Dポリウム位置が逆投影によって決定され、それによって同一マーカーが同定される3D再構成画像がマーカーの3D位置に関しての平行移動および/または回転および/

/または2D投影によってアライメントされる請求項1～5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項8】 3D再構成画像の記録のために、2D投影画像がデジタル再構成X線写真の形で生成され、この写真が2D透視画像と一致度に関して比較され、その際一致度を最適化するために2D投影画像は、一致度が規定の最低度に達するまで2D透視画像に関して平行移動および/または回転によって動かされる請求項1～5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項9】 2D投影画像がその生成後にユーザーに誘導されてまず2D透視画像にできる限り類似する位置へ運ばれ、その後最適化サイクルが開始される請求項8記載の方法。

【請求項10】 3D再構成画像が透視最大輝度投影の形で生成される請求項1～9のいずれか1項に記載の方法。

【請求項11】 3D再構成画像が透視ポリウムレンダリング投影画像の形で生成される請求項1～9のいずれか1項に記載の方法。

【請求項12】 ユーザーの側で3D再構成画像から画像を選択することができ、その画像に2D透視画像が重ね合わされる請求項10または11に記載の方法。

【請求項13】 ユーザーが3D再構成画像から特定の平面画像を選択することができ、その画像に2D透視画像が重ね合わされる請求項10または11に記載の方法。

【請求項14】 ユーザーが複数の関連および時間関連する3D再構成画像からそれぞれ連続して出力される特定の層平面画像を選択することができ、さらにそれに各所属する関連および時間関連する2D透視画像が重ね合わされる請求項10または11に記載の方法。

【請求項15】 ユーザーが3D再構成画像から心臓の一部を共に描出している複数の連続する層平面画像を選択することができ、それらが連続して2D透視画像に重ね合わされる請求項10または11に記載の方法。

【請求項16】 2D透視画像において器具が重ね合わせの前にコントラスト強調によって際立たせられる請求項1～15のいずれか1項に記載の方法。

【請求項17】 画像解析によって器具が2D透視画像からセグメント化され、器具のみが3D再構成画像に重ね合わされる請求項1～16のいずれか1項に記載の方法。

【請求項18】 重ね合わせ画像において器具がカラー描出または明滅描出される請求項1～17のいずれか1項に記載の方法。

【請求項19】 器具としてアブレーションカテーテルが使用され、その際アブレーション点に存在するアブレーションカテーテルを含む2D透視画像が3D再構成画像と共に保存される請求項1～18のいずれか1項に記載の方法。

【請求項20】 器具としてアブレーションカテーテルがインターベンション中に心電図を記録するための組込装置と共に使用され、その際少なくともアブレーション点で記録される心電図データが重ね合わせ画像と共に保存される請求項1～19のいずれか1項に記載の方法。

【請求項21】 請求項1～20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、患者の検査領域に導入される医療器具、特に心臓病学的検査または治療におけるカテーテルを画像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体内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。この方法の治癒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2枚以上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2D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】

【発明が解決しようとする課題】そこで本発明の課題は、治療担当医が検査領域内の器具、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知ることを可能にする描出可能性を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】この問題を解決するために、最初に述べた種類の方法において下記のステップが

設けられる。律動的または非律動的に運動する検査領域の3D画像データセットを使用するステップ、その中に器具が示されている検査領域の少なくとも1つの2D透視画像を撮影するステップ、2D透視画像のための運動相を捕捉するステップ、検査領域の3D再構成画像を生成するステップであって、2D透視画像と同一の運動相で撮影された画像データだけを使用するステップ、3D再構成画像を2D透視画像に対して記録するステップ、およびモニター上で3D再構成画像を描出し、その3D再構成画像の上に2D透視画像を重ね合わせするステップ。

【0007】本発明による方法は、検査中にいわばリアルタイムで医療器具を、従ってカテーテルを（以下可ではもっぱらカテーテルについて述べる）検査領域、つまり例えば心臓または中央の心血管系等の三次元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、一方では心臓の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画像が発生させられ、他方ではこの3D画像の上に、インターベンション中に撮影される2D透視画像が重ね合わせされることで可能になる。両画像は相互に対して記録されるので、つまりそれらの座標系が相互に関連させられるので、3D画像においてカテーテルを同時に正確な位置で重ねながら重ね合わせることが可能である。従って医師は、高度の解剖学的精密さと同様に極めて正確かつ高分解能で認識できる検査領域においてカテーテルの現在位置における極めて正確な画像を入手できる。これは、簡単にカテーテルのナビゲーションを可能にし、例えばアブレーションを行わなければならない特定の地点へカテーテルを正確に到達させることができる。

【0008】検査領域は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であるので、正確に描出するためには3D再構成画像および撮影されて重ね合わせされる1もしくは複数の2D透視画像がそれぞれ同一運動相にある検査領域を示している、ないしは同一運動相で撮影されたことに注意しなければならない。このため、2D透視画像について運動相を検出し、3D再構成画像を再構成するために2D透視画像と同一運動相で撮影されている同一画像データだけを使用するようにすることができる。即ち、3D画像データセットを撮影する場合も2D透視画像を撮影する場合も同相の画像またはボリュームを作製しないしは重ね合わせできるように運動相を検出することが必要である。再構成およびそのために使用される画像データは2D透視画像が撮影された相に合わせられる。運動相を検出するための例として、心臓運動を記録する平行して記録されるEKGを挙げることができる。その後、EKGを手掛かりに関連する画像データを選択することができる。2D透視画像を撮影するために撮影装置のトリガをEKGを通して行うことができるので、その結果連続して撮影される2D透視画像は常

に同一運動相において撮影される。さらに、運動相として患者の呼吸相を記録することも想定できる。これは、例えば患者の胸部の周囲に装着して胸部の運動を抑え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。

【0009】3D画像データセットは、本発明によれば術前に入手されるデータセットであってよい。即ち、そのデータセットは実際のインターベンションを施行する前の任意の時点で撮影できる。使用できるのは、例えばCT、MRもしくは3DX線血管造影データセットのような使用される撮影様式とは無関係のあらゆる3D画像データセットである。これらすべてのデータセットが検査領域の正確な再構成を許容するので、検査領域を解剖学的に正確に描出できる。あるいはまた、術中に入手された3DX線血管造影データセットの形式のデータセットを使用することも可能である。「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挿入される場合も含めて、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すぐに連続して得られることを意味している。

【0010】さらにまた、運動相に付加して2D透視画像の撮影時点も検出され、3D再構成画像の再構成のために2D透視画像と同一時点で撮影されている画像だけが使用されるのが望ましい。心臓は収縮すると例えば1秒間の運動周期中において相当に狭い時間枠内でのみ形状を変化させ、残りの時間は心臓はその形状を維持する。他の寸法として時間を使用した場合は、各々の時点に相応する3D再構成画像を再構成でき、適応して同一時間に撮影された2D透視画像を重ね合わせできるので、心臓を映画のように三次元描出することを可能にすることが考えられる。その結果として挿入されたカテーテルの映画のような画像に重ね合わせさせた拍動する心臓の映画のような描画像入手できる。即ち、この場合には心臓の運動周期内の相違する時点に個別の相関連および時間関連の3D再構成画像が生成され、さらに多数の相関連および時間関連の2D透視画像が撮影され、このとき2D透視画像に同相および同時の3D再構成画像が重ね合わせされるので、3D再構成画像の連続して実施される描出および2D透視画像の重ね合わせによって運動している心臓内の器具が描出される。

【0011】両画像を記録するためには、様々な可能性が考えられる。その1つにおいては2D透視画像内で少なくとも1つの解剖学的画素または複数のマーカーを同定し、3D再構成画像において同一の解剖学的画素または同一のマーカーを同定し、さらに3D再構成画像を2D透視画像に関しての平行移動および/または回転および/または2D投影によってアライメントすることができる。解剖学的画素としては、例えば心臓表面を利用で

きる、即ちこの場合は3D再構成画像が、その位置が解剖学的画素の同定に従って2D透視画像の位置に一致するまで回転および移動させられ、場合によってはその投影において変更させられるような方法でいわゆる「figure-based（形状に基づく）」記録が行われる。マーカーにはいわゆるランドマークを利用できるが、これらのランドマークは解剖学的マーカーであってよい。ここでは例えば特定の血管分岐点もしくは冠動脈の小さなセグメントおよびその他を挙げることができるが、それらは医師によって双方向的に2D透視画像で確定されることができ、引き続いて3D再構成画像において適切な分析アルゴリズムによって探索されて同定され、それに従って適合が行われる。非解剖学的ランドマークとしては、それらを2D透視画像においても3D再構成画像においても認識できる限り、例えば任意の性質の他のマーカーを挙げることができる。2D透視画像の撮影装置の固有のパラメータが既知であるか否かということに応じて、これらのパラメータ（焦点・検出器の間隔、検出器要素の画素のサイズ、X線管の中心光線の検出器での貫通点）が分かっている場合は少なくとも4つのランドマークを同定できれば十分である。これらのパラメータが不明である場合は、各画像において少なくとも6つのマーカーを同定できなければならない。

【0012】記録のための別の可能性は、1つの角度、好ましくは90度をなす2つの2D透視画像を使用することが予定されており、それらの画像ではそれぞれ複数の同一マーカーが同定され、それらの3Dボリウム位置が逆投影によって決定され、それに従って同一マーカーが同定される3D再構成画像がマーカーの3D位置に関しての平行移動および/または回転および/または2D投影によってアライメントされる。上記の2D/3D記録の場合とは相違して、この場合はマーカーのボリウム位置をもとに3D/3D記録が行われる。ボリウム位置は、2D透視画像において同定された各マーカーからX線管焦点まで走る逆投影直線の交点から明らかになる。

【0013】さらにまた別の可能性はいわゆる「Image based（画像に基づく）」記録である。この場合は、3D再構成画像から1つの2D投影画像がデジタル再構成X線写真（DRR = digitally reconstructed radiogram）の形で生成され、これが2D透視画像と一致度に関して比較されるが、その際一致度を最適化するために2D投影画像は、一致度が規定の最低度に達するまで2D透視画像に関しての平行移動および/または回転によって動かされる。その際2D投影画像はその生成後にユーザーに誘導され先ず2D透視画像にできるだけ類似する位置へ運ばれ、その後記録のための計算時間を短縮するために最適化サイクルが開始されるのが有利である。ユーザーに誘導される大まかな位置決めの代わりに、例えばCアームの位置およびその適切な撮影手段を介しての方向付けのような2D透視画像の位置関連撮影パラメー

タを検出することも可能であるが、それはこれらが2D透視画像の位置についての尺度だからである。これらの情報に依存して、その後はコンピュータで大まかなポジショニング（位置決め）を行うことができる。類似性の程度が計算されて、規定の最小類似性にまだ達成していないことが判明した場合はいつでも、類似性を上昇させることを顧慮して2D投影画像から2D透視画像へ変換させるための変換マトリックスのパラメータを新たに算出して修正される。類似性の決定は、例えば各局所的なグレー値分布をもとに行うことができる。適切な計算アルゴリズムを通してそのつど可能な類似度の評価を行うことも考えられる。

【0014】引き続き行う重ね合わせの基礎となる3D再構成画像を生成するためには、様々な生成可能性が考えられる。1つの可能性は、この画像を透視最大値投影（maximum-intensity-Projektion：MIP）の形で生成することにある。また別の可能性は、透視ボリューム・レンダリング投影画像（volume-rendering-Projektionsbild：VRT）の形で生成することにある。どの場合にも、ユーザーの側で3D再構成画像からどの種類でも同様に1つの画像を選択することができ、それに2D透視画像を重ね合わせできる。即ち、医師は3D再構成画像から任意の部分を選択し、その上に2D透視画像を重ね合わせられるように指示できる。即ち、MIP画像の場合は画像描出中に厚さを双方向的に変化させることができ、VRT画像の場合は画像描出中に双方向的クリッピングを行うことができる。

【0015】さらにまた、3D再構成画像からそれに2D透視画像を重ね合わせされる一定の平面画像を選択することも考えられる。この場合は、医師はさらに画像の任意の領域から一定の厚さを有する層画像描出を選択して重ね合わせを指示することもできる。

【0016】また別の可能性は、ユーザーが複数の関連連および時間関連3D再構成画像（相違する相においても相違する時間にも心臓等を示す）からそのつど一定の層平面画像を選択することができ、その際層平面画像が連続して出力され、さらにそのつどそれに適切な関連連および時間関連2D透視画像を重ね合わせされることにある。この場合は常に様々な3D再構成画像から同一層平面が、しかし様々な時間および様々な心臓相において描出され、これにそのつど適切な2D透視画像を重ね合わせされる。また別の可能性は、ユーザーが3D再構成画像から心臓の一部と一緒に描出している複数の連続する層平面画像を選択することができ、それらが連続して1つの2D透視画像に重ね合わせされることにある。この場合は、一定相で一定時間に撮影されて再構成された1つの3D再構成画像だけが使用され、ここからユーザーが双方向的に選択しなければならない積層が選出される。この積層は再構成画像の相時間および撮影時間に適合する1枚の適切な2D透視画像に連続的に1つずつ

重ね合わせされる。この場合医師はフィルムの種類に従って、撮影された検査領域を通して移動するいわば時間の経過に伴う画像を得る。

【0017】カテーテルもしくは一般に器具は2D透視画像において決定的な情報要素であるので、それを重ね合わせ画像において明確に視認できるように情報要素を重ね合わせの前に透視画像においてコントラスト強調によって際立たせることが望ましい。その器具だけが3D再構成画像に重ね合わせされるように、画像解析によってその器具が2D透視画像から自動的にセグメント化されることが特に望ましい。これは、高分解能3D再構成画像へ重ね合わせが決して影響を及ぼすことがあり得ないほど望ましい。その他に、重ね合わせ画像における器具は、認識可能性をよりいっそう高めるためにカラー描出することも、あるいは例えば明滅するように描出することもできる。

【0018】検査ボリューム内での器具の位置を正確に描出する可能性に基づく、さらにこの方法を治療の再現可能な記録のために使用する可能性も存在する。例えば器具としてアブレーションカテーテルが使用される場合は、アブレーション部位に存在するアブレーションカテーテルを含む2D透視画像を3D再構成画像と一緒に、場合によっては重ね合わせ画像の形で保存できる。従って、各アブレーション部位がどこに存在したのかを後で正確に認識できる。また別の可能性は、アブレーションカテーテルを心内EKGを記録するための統合装置と一緒に使用した場合には、少なくともアブレーション部位で記録されるEKGデータを重ね合わせ画像と一緒に保存することにある。心内EKGデータは様々な心臓の位置で相違するので、この場合も各位置を比較的正確に決定できる。

【0019】本発明による方法とともに、さらにこの方法を実施するために形成される医療用検査および/または治療装置が存在する。

【0020】本発明のその他の長所、特徴および詳細は下記で説明する実施形態並びに添付の図面から明らかになる。

【0021】

【発明の実施の形態】図1は、本発明による医療用検査および/または治療装置1の原理略図であるが、ここでは本質的な部分だけが示されている。本装置は、二次元透視画像を撮影するための撮影装置2を含む。この撮影装置はCアーム3から構成され、Cアーム3には放射線源4および例えば固体画像検出器のような光線検出器5が配置されている。患者7の検査領域6はほぼCアームのアイソセンターにあるので、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。

【0022】装置1の操作は、場合によっては画像撮影操作をも制御する制御および処理装置8を通して制御される。この装置はさらに詳細には図示されていない画像

処理装置を含んでいる。画像処理装置には、1つには好ましくは術前に撮影された3D画像データセット9が存在する。これは任意の検査様式、例えばコンピュータ断層撮影装置または磁気共鳴装置または3D血管造影検査装置を用いて撮影できる。さらにいわば術中データセットとして、つまりカテーテルインターベンションの直前に固有の画像撮影装置2を用いて撮影することもでき、その画像撮影装置2はその後3D血管造影検査モードで処理される。

【0023】図示した実施例では、検査領域6、ここでは心臓中にカテーテル11が導入される。このカテーテルは、図1では原理の略図の形で拡大表示されている2D透視画像10において識別することができる。

【0024】しかしながら2D透視画像10においてカテーテル11の解剖学的環境を識別することはできない。さらにこれを識別するために、3D画像データセット9からよく知られている画像再構成方法を使用して、図1において同様に拡大表示で原理的に再現されている3D再構成画像12が生成される。この再構成画像は、例えばMIP画像またはVRT画像として生成することができる。

【0025】今やモニター13では、解剖学的環境、ここでは心血管系14が見られる3D再構成画像12が3次元画像として示される。この画像に2D透視画像10が重ね合わせされる。両画像は相互に関連付けて記録される。即ち、カテーテル11は重ね合わせ画像15において血管系14に関連付けて精密に正確な位置および方向で描出される。従って医師はそこからカテーテルがどこにあり、カテーテルをそれ以上操縦しなければならないのか、または治療をどうやって、どこで開始または継続しなければならないのかを正確に知ることができる。

【0026】このときカテーテル11は任意の強調描出で表示することができるので、カテーテルを明確かつ良好に識別することができる。カテーテルは例えばコントラスト強調することができ、さらにカラー描出することもできる。さらに、全透視画像10を重ね合わせするだけではなく、画像解析において適切な対象または辺縁検出アルゴリズムを使用してカテーテル11を透視画像10からセグメント化してこれだけを3D再構成画像12に重ね合わせすることも可能である。

【0027】図2は、3D再構成画像および2D透視画像を相互に対して記録する可能性を示している。図示されているのは、ここには示されていない同一位置に存在する検出器5によって撮影された2D再構成画像10'である。さらに放射線源4ないしはその焦点並びにその周囲を検出器および線源がCアーム3を用いて移動させられる軌道16が図示されている。

【0028】さらにまた、2D透視画像10'に対して記録されていない作成直後の再構成された3D再構成画像12'が図示されている。

【0029】記録を行うためには、2D透視画像10'において複数の、図示された例では3つのマーカーまたはランドマーク16a、16bおよび16cが同定ないしは定義される。ランドマークとしては、例えば特定の血管分岐部等のような解剖学的マーカーを使用できる。これらのランドマークは今や3D再構成画像12'においても同様に同定される。明らかに、そのランドマーク17a、b、cはそれらが放射線源4から2D透視画像10'におけるランドマーク16a、b、cへ進む直接の投影光線には存在していない位置にある。ランドマーク17a、b、cが検出面上に投影されていれば、これらはランドマーク16a、b、cとは明らかに別の位置に存在する。

【0030】記録を行うためには、ランドマーク17a、b、cがランドマーク16a、b、c上に投影できるようになるまで、厳格な記録でD再構成画像12'が平行移動および回転によって移動させられる。その後記録が終了される。記録された3D再構成画像12'のアライメントは、ここで単に一例として立方体として図示された再構成画像の連続した線で描出されている。

【0031】図3は、記録についての別の可能性を示している。この場合は2つの相違する放射線源検出器位置で撮影された2つの2D透視画像10''が使用される。これらは好ましくは相互に直交している。放射線源4の各位置が示されており、そこから放射線検出器の各位置も生じる。

【0032】今や各2D透視画像において同一のランドマーク16a、16b、16cが同定される。対応するランドマーク17a、17b、17cが3D再構成画像12''においても同定される。記録のために、今やランドマーク16a、16b、16cの3Dポリウム位置が決定される。これらは理想の場合には各ランドマーク16a、16b、16cから放射線源4の焦点への投影光線の交点に生じる。Cアームのアイソセンターの周囲にあるランドマーク16a、16b、16cのポリウム位置が示されている。

【0033】線が正確に交差しない場合は、各ポリウム位置は適切な近似可能性によって決定できる。例えば、ポリウム位置は2つの相互に理想的に交差する線がその相互に最小間隔をあけて存在する場所として決定することができる。

【0034】記録のために、今やこの場合もランドマーク17a、17b、17cがランドマーク16a、16b、16cのポリウム位置とぴったりと合うまで3D再構成画像12''が回転および平行移動並びに場合によっては2D投影（さらにサイズに従った拡大縮小）によって移動させられる。これもまた再び3D再構成画像12''の連続した線で描出されている。

【0035】実施された記録に従って、どの種類でも同様に、その結果図1に関して記載されたように位置の正

確な重ね合わせを実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による医療用検査および/または治療装置の原理図である。

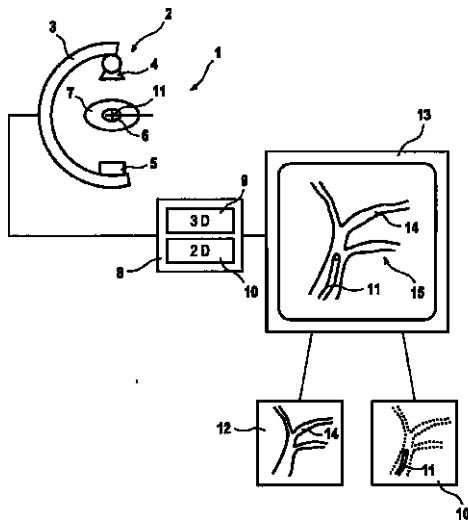
【図2】本発明による3D再構成画像と2D透視画像との記録を説明するための原理図である。

【図3】本発明による3D再構成画像と2つの2D透視画像との記録を説明するための原理図である。

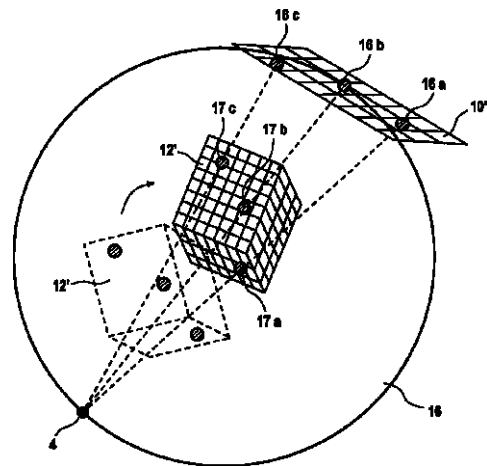
【符号の説明】

- | | |
|-----------------|-----------------|
| 1 検査および/または治療装置 | 8 制御・処理装置 |
| 2 X線撮影装置 | 9 3D画像データセット |
| 3 C-アーム | 10 2D透視画像 |
| 4 放射線源 | 10' 2D再構成画像 |
| 5 光線検出器 | 10'' 2D透視画像 |
| 6 検査領域 | 11 カテーテル |
| 7 患者 | 12 3D再構成画像 |
| | 12' 3D再構成画像 |
| | 12'' 3D再構成画像 |
| | 13 モニター |
| | 14 血管系 |
| | 15 重ね合わせ画像 |
| | 16 軌道 |
| | 16 a、b、c ランドマーク |
| | 17 a、b、c ランドマーク |

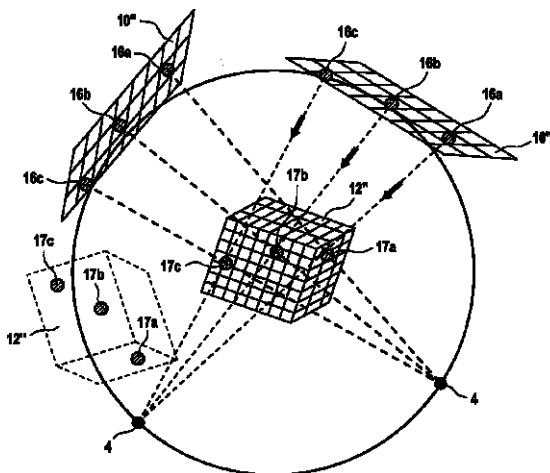
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(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 シュトラーセ 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 エガーシュトラーセ 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ーセ 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
グリュントラッヒアー シュトラーセ
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 CA16 DA02 EC16 FA47
FF12 FF35 FF42 FG01 FG13
FG15 GA01
5B057 AA07 BA03 BA07 CA08 CA13
CA16 CB08 CB13 CB16 CD02
CD03 CE08