

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5394930号
(P5394930)

(45) 発行日 平成26年1月22日 (2014. 1. 22)

(24) 登録日 平成25年10月25日 (2013. 10. 25)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/12 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 6/00 3 5 O A

A 6 1 B 6/00 3 7 O

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 6/00 3 9 O C

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-537727 (P2009-537727)
 (86) (22) 出願日 平成19年11月19日 (2007. 11. 19)
 (65) 公表番号 特表2010-526556 (P2010-526556A)
 (43) 公表日 平成22年8月5日 (2010. 8. 5)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/054688
 (87) 国際公開番号 W02008/062358
 (87) 国際公開日 平成20年5月29日 (2008. 5. 29)
 審査請求日 平成22年11月17日 (2010. 11. 17)
 (31) 優先権主張番号 06124558.5
 (32) 優先日 平成18年11月22日 (2006. 11. 22)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (72) 発明者 スホーネンベルフ、ヘルト アー エフ
 オランダ国、5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフェン、ハイ・テク・キャンパス 4
 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線の経脈管的に収集されたデータとの結合

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管内プローブからのデータを収集した時点における前記血管内プローブの投影プローブ位置に対応するx線投影画像内の位置を推定するシステムであって：

- 前記x線投影画像内で、前記血管内プローブの収集軌道に沿って所定の間隔で配置された複数のマーカの複数の投影位置を識別するマーカ検出器；及び
- 前記データを収集した時点における前記血管内プローブの位置に相当する、前記収集軌道上の前記投影プローブ位置を得るために、前記データを収集した時点における前記血管内プローブと前記複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の、前記収集軌道に沿った距離に応じて、前記投影位置を補間する補間器；

を有するシステム。

【請求項 2】

前記x線投影画像が有する患者に対する収集方向と同一の収集方向を有する血管造影投影画像内で、前記投影プローブ位置を指し示すための標識部、を更に有する請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記補間器は、血管造影投影画像内で視認可能な投影された血管に沿って前記マーカの投影位置を補間するように構成されており、前記血管造影投影画像及び前記x線投影画像は同一の、患者に対する収集方向を有する、請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

前記血管内プローブと前記複数のマーカのうちの少なくとも１つとの間の、前記収集軌道に沿った前記距離を、基準プローブ位置と、該基準プローブ位置と前記データを収集した時点における前記プローブの位置との間の前記プローブによって辿られた前記収集軌道に沿った距離と、に応じて決定する手段、を更に有する請求項１に記載のシステム。

【請求項５】

前記基準プローブ位置はプローブ開始位置であり、前記収集軌道はプローブプルバック軌道であり、前記プローブによって辿られた前記収集軌道に沿った前記距離は、前記プローブ開始位置から、前記データを収集した時点における前記プローブの位置までの、前記プローブプルバック軌道の長さである、請求項４に記載のシステム。

【請求項６】

- 前記プローブ開始位置から、前記データを収集した時点における前記プローブの位置までの、前記プローブプルバック軌道の長さ、プルバック速度とプルバック時間とに応じて決定する手段、

を更に有する請求項５に記載のシステム。

【請求項７】

前記血管内プローブは血管内超音波プローブである、請求項１に記載のシステム。

【請求項８】

- 前記ｘ線画像内で前記プローブを識別するプローブ検出器、
を更に有し、

前記補間器は、前記ｘ線画像内での前記プローブの位置、及び、前記ｘ線画像内での前記プローブの位置と前記データを収集した時点における前記プローブの位置との間の、前記プローブによって辿られた距離、にも応じて動作する、

請求項１に記載のシステム。

【請求項９】

- 閲覧するデータをユーザが選択することを可能にするユーザ入力手段；及び
- 選択されたデータと、指し示された前記投影プローブ位置を含む前記血管造影投影画像とを表示するディスプレイ；

を更に有する請求項２に記載のシステム。

【請求項１０】

前記標識部はまた、前記データを収集した時点における前記プローブの位置における前記収集軌道の向きに応じて、前記ｘ線画像内で、前記データを収集した時点における前記プローブの向きを指し示すように構成されている、請求項２に記載のシステム。

【請求項１１】

血管内プローブからのデータを収集した時点における前記血管内プローブの投影プローブ位置に対応するｘ線投影画像内の位置を推定するｘ線撮像装置であって：

- 前記ｘ線投影画像を取得するためのｘ線発生器及びｘ線検出器；
- 前記血管内プローブにより収集された前記データを受信する入力部；
- 前記ｘ線投影画像内で、前記血管内プローブの収集軌道に沿って所定の間隔で配置された複数のマーカの複数の投影位置を識別するマーカ検出器；及び
- 前記データを収集した時点における前記血管内プローブの位置に相当する、前記収集軌道上の前記投影プローブ位置を得るために、前記データを収集した時点における前記血管内プローブと前記複数のマーカのうちの少なくとも１つとの間の、前記収集軌道に沿った距離に応じて、前記投影位置を補間する補間器；

を有するｘ線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、ｘ線画像を経脈管的に収集されたデータと結合することに関する。より具体的には、本発明は、血管内プローブからのデータを収集した時点における血管内プローブの投影プローブ位置に対応するｘ線投影画像内の位置を推定するシステムに関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

心臓のカテーテル検査においては、通常、心臓の多数の血管造影 x 線画像が様々な方向から生成され、その記録中には一般的に造影剤が注入される。斯くして取得される血管系の血管造影図は、例えば、治療すべき病変の位置を特定する際に役立てられたり、その後の医学的介入においてカテーテルを操縦するための（静的な）手引き（ロードマップ）として使用されたりしている。

【0003】

また、血管内を例えばカテーテルにより導かれて、血管軸対して横断方向の超音波断面画像を生成することが可能な、所謂、血管内超音波プローブ（intravascular ultrasound probes；IVUS プローブ）が使用されている。超音波画像は、しばしば、IVUS プローブを用いる所謂引き戻し（プルバック）シーケンスにて生成される。この場合、IVUS プローブが血管内を所定の速度で引き戻されながら、同時に、一連の超音波画像が記録される。IVUS 画像は、例えば疾患により影響を受けている血管部分の長さ、血管の最小／最大厚さ、及び堆積物の種類など、血管又は血管病変に関する有用な追加情報を提供する。特許文献 1 は、血管、又は血管系の一部を表示するために使用される装置を開示している。その装置は以下の構成要素を有する。

【0004】

a) 一連の血管内超音波画像が、血管内でのそれぞれの記録位置（x）によって索引付けられて格納される（データ）メモリ。これら超音波画像は、例えば、血管内超音波プローブによる支援の下で生成される。特に、これらの画像は、IVUS プローブが引き戻される IVUS 引き戻しシーケンスに由来し、更なる撮像によって、血管内での IVUS プローブのそれぞれの停止位置が並行して決定される。後者は更に、血管系の既存画像（血管造影図）から推定され得る。

【0005】

b) 血管内での（少なくとも）現在位置を表す情報のデータ入力。この入力には、例えば、ユーザがロードマップ上で血管内の関心ある現在位置を指し示すためのポインタ（マウス等）、又は、例えば磁場によってカテーテル上の介入装置の現在の停止位置を検出するその他の位置特定装置が接続され得る。

【0006】

c) 血管の画像を表示するための例えばモニタ等の表示ユニット。

【0007】

特許文献 1 に開示された、上述の要素を有する装置は更に、データ入力にて指し示された血管内の現在位置に対応する少なくとも 1 つの超音波画像をメモリから選択し、それを表示ユニット上に表示するように設計されている。例えば、関連付けられた記録位置が上記現在位置と等しい、あるいは上記現在位置から所定の距離の範囲内にある超音波画像がメモリから選択され得る。この選択機能は、例えば好適にプログラムされたマイクロプロセッサによって、装置内に実装され得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】国際公開第 2005 / 024729 号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

x 線画像を血管内で収集されたデータと結合する改善された方法を提供することが有利となり得る。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題に鑑み、本発明の第 1 の態様において、システムが提示される。当該システム

10

20

30

40

50

は：

- x線投影画像内で、血管内プローブの収集軌道に沿って所定の間隔で配置された複数のマーカの複数の投影位置を識別するマーカ検出器；及び
- データを収集した時点における血管内プローブの位置に相当する、収集軌道上の投影プローブ位置を得るために、データを収集した時点における血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の、収集軌道に沿った距離に応じて、前記投影位置を補間する補間器；

を有する。

【0011】

当該システムはプローブの投影位置を効率的に提供する。補間器は、収集軌道及び/又はプローブ位置の3次元(3D)表示を作り出すことを不要にする。プローブは、複数の方向から撮影された画像を収集することを必要とすることなく、投影画像内でその位置を特定され得る。

【0012】

当該システムは、データがx線画像上の何れの位置に対応するかに関する情報、すなわち、データが収集された体内位置に関する情報を提供する。この情報は様々な意味で有用である。例えば、この情報は、x線画像に関連させてデータを表示することを容易にし、また、治療計画の作成を容易にする。血管の3次元再構成又は3次元位置決め装置は必要とされない。プローブは、マーカ位置を示すx線画像内で位置を特定されてもよい。

【0013】

マーカ及びプローブは単一のカテーテルに取り付けられ得る。代替的に、マーカ及びプローブは、1つ以上のカテーテル及び/又は(誘導)ワイヤに取り付けられてもよい。例えば、カテーテル/ワイヤ上での連続するマーカ間の距離は既知である。マーカは、x線画像内での容易且つ自動的な検出のため、小型の放射線不透過性の物体とし得る。

【0014】

検出されたマーカ群は、1つの軌道へと変形され得る。単一のx線画像上のマーカ群は、3Dで軌道を決定することには必ずしも十分な情報を提供しないが、x線画像上で見られるプローブに辿られる軌道を決定することには十分な情報を提供する。これが意味するのは、正確な3次元軌道を知ることなくして、軌道上の各点をx線画像上の対応する点にマッピングすることが可能であるということである。

【0015】

マーカ群、及び軌道に沿った該マーカ群の既知の相対位置は、プローブを用いて収集されたデータの、x線画像上の位置へのマッピングを、比較的正確且つロバストにしながら、収集手順及び画像の閲覧を比較的効率的且つユーザフレンドリーにすることを可能にする。

【0016】

一実施形態は、x線投影画像が有する患者に対する収集方向と同一の収集方向を有する血管造影投影画像内で投影プローブ位置を指し示すための標識部を有する。

【0017】

x線血管造影画像は、マーカを見せるx線画像に加えて収集される。双方のx線画像は、同一の視点から収集され、あるいは、2つの血管造影図内の位置が互いに空間的に関連付けられ得るように少なくともして収集される。これは、例えば、2つの画像が同一方向からではあるが異なる倍率で収集されたような場合である。この場合、マーカを示すx線画像内での位置は既知であるので、その位置を血管造影図内の位置に変換することが可能である。マーカの像及び血管の像は、単一のx線画像に結合されてもよい。

【0018】

一実施形態において、補間器は、血管造影投影画像内で視認可能な投影された血管に沿ってマーカの投影位置を補間するように構成されており、血管造影投影画像及びx線投影画像は同一の、患者に対する収集方向を有する。

【0019】

10

20

30

40

50

投影された血管は、マーカ間の収集軌道を一層正確に決定するために用いられ得る。

【0020】

一実施形態は、血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の、収集軌道に沿った前記距離を、基準プローブ位置と、該基準プローブ位置とデータを収集した時点におけるプローブの位置との間のプローブによって辿られた収集軌道に沿った距離と、に応じて決定する手段を有する。

【0021】

これは、血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の収集軌道に沿った距離を決定するのに効果的な手法である。例えば、基準位置の値は、収集軌道の開始点又は終了点に対応する。マーカ群は軌道に沿って所定の相対間隔を有するので、軌道に沿って辿られた距離を、2つの連続するマーカ間の軌道に沿った位置に関連付けることが可能である。

【0022】

一実施形態において、基準プローブ位置はプローブ開始位置であり、収集軌道はプローブプルバック軌道であり、プローブによって辿られた収集軌道に沿った距離は、プローブ開始位置から、データを収集した時点におけるプローブの位置までの、プローブプルバック軌道の長さである。

【0023】

プルバック（引き戻し）は効率的な収集手法であり、上述のシステムと相性が良い。

【0024】

一実施形態は、プローブ開始位置からデータを収集した時点におけるプローブの位置までのプローブプルバック軌道の長さを、プルバック速度とプルバック時間とに応じて決定する手段を有する。

【0025】

これは自動プルバックの場合に好都合である。

【0026】

一実施形態において、血管内プローブは血管内超音波プローブである。血管内超音波（IVUS）プローブは、病変の重傷度及び病変の広がりを調査するために広く使用される。

【0027】

一実施形態は、x線画像内でプローブを識別するプローブ検出器を有し、補間器は、x線画像内でのプローブの位置、及び、x線画像内でのプローブの位置とデータを収集した時点におけるプローブの位置との間のプローブによって辿られた距離にも応じて動作する。

【0028】

識別されたプローブはプローブの基準位置として用いられ得る。

【0029】

一実施形態は：

- 閲覧するデータをユーザが選択することを可能にするユーザ入力手段；
 - 選択されたデータと血管造影投影画像とを表示するディスプレイ；及び
 - 血管造影投影画像内で、データを収集した時点におけるプローブの位置を指し示す標識部；
- を有する。

【0030】

これは、位置を特定された点を画像内で可視化する便利でユーザフレンドリーな手法である。データは数多くの異なる位置に対して収集・位置特定され、また、ユーザ入力手段はデータの何れもが選択されることを可能にする。

【0031】

一実施形態において、標識部はまた、データを収集した時点におけるプローブの位置における収集軌道の向きに応じて、x線画像内で、データを収集した時点におけるプローブ

10

20

30

40

50

の向きを指し示すように構成される。

【 0 0 3 2 】

プローブの向きを示すことは、データを解釈する際に更なる助けとなる。補間された軌道が利用可能にされ、且つプローブの向きは軌道に従うので、プローブの向きを決定するために使用可能である。

【 0 0 3 3 】

本発明の第2の態様として、血管内プローブからのデータを収集した時点における血管内プローブの投影プローブ位置に対応するx線投影画像内の位置を推定するx線撮像装置が提供される。当該装置は：

- x線投影画像を取得するためのx線発生器及びx線検出器；
- 血管内プローブにより収集されたデータを受信する入力部；
- x線投影画像内で、血管内プローブの収集軌道に沿って所定の間隔で配置された複数のマーカの複数の投影位置を識別するマーカ検出器；及び
- データを収集した時点における血管内プローブの位置に相当する、収集軌道上の投影プローブ位置を得るために、データを収集した時点における血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の収集軌道に沿った距離に応じて、投影位置を補間する補間器；

を有する。

【 0 0 3 4 】

この実施形態は、カテーテル検査室内でのx線とIVUSとの完全なる統合を容易にする。

【 0 0 3 5 】

本発明の第3の態様として、血管内プローブからのデータを収集した時点における血管内プローブの投影プローブ位置に対応するx線投影画像内の位置を推定する方法が提供される。当該方法は：

- x線投影画像内で、血管内プローブの収集軌道に沿って所定の間隔で配置された複数のマーカの複数の投影位置を識別する段階；及び
- データを収集した時点における血管内プローブの位置に相当する、収集軌道上の投影プローブ位置を得るために、データを収集した時点における血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも1つとの間の収集軌道に沿った距離に応じて、投影位置を補間する段階；

を有する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

本発明のこれら及び更なる態様は、以下を含む図面を参照して説明され、更に明らかになる。

【図1】カテーテル処置に使用されるx線システムの一例を示す図である。

【図2】x線血管造影図及びIVUS画像を示す図である。

【図3】血管に沿った複数の位置を例示する図である。

【図4】一実施形態を例示する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 7 】

図1は、例えばカテーテル法により処置などの心臓血管介入において使用されるx線撮像システム100を例示している。心臓血管介入に際し、血管壁に関する有益な情報を含む断面像を取得するため、x線撮像に加えて、血管内超音波（IVUS）撮像を用いることが可能である。IVUS撮像は典型的に、電動化され得る血管セグメント内でのプルバックによって行われ、何干といった断面血管画像をもたらす。個々のIVUS画像が撮影される位置と、血管のx線画像（血管造影図）内の対応する位置との間の対応関係は、通常、介入手順を行う者には直接的に示されない。このことは、x線上で見られる位置に基づく処置を導くことを困難にする。介入を行う心臓医が、血管造影図内で視認可能な血管

10

20

30

40

50

樹に対して、個々の I V U S 画像が撮影される位置を見てとることができれば有利となる。

【 0 0 3 8 】

図 2 は、血管造影図 2 0 2 及び I V U S 画像 2 0 4 を例示している。血管造影図 2 0 2 には、I V U S プローブの位置を指し示すために 3 つの白線マーカが描かれている。2 つの長めの線は I V U S プローブの開始位置及び終了位置を指し示し、短めの線は I V U S 画像 2 0 4 が収集された時点でのプローブ位置を指し示している。これらのマーカは、収集開始時点 2 0 6、画像 2 0 4 の収集時点 2 0 8、及び収集終了時点 2 1 0 を指し示す時間線に対応している。血管造影図 2 0 2 内に引かれた短めの線は、故に、I V U S 画像 2 0 4 が対応する血管内位置を指し示している。

10

【 0 0 3 9 】

図 3 は、左側に、3 次元 (3 D) で視覚化した、マーカ 3 0 2 を備えたカテーテルを例示している。この図はまた、右側に、マーカ 3 0 2 を備えた同一のカテーテルの投影画像を示している。マーカは等間隔でカテーテル上に分布されている。符号 3 0 4、3 0 6 は、プルバック収集中に収集された連続した I V U S 画像に対応する、カテーテルに沿った位置を示している。プルバックは一定の引き戻し速度で行われるので、3 D 空間内でのカテーテルに沿った連続する位置間の距離は、連続する画像の対の各々において等しい。理解されるように、遠近短縮 (foreshortening) により、2 D 投影画像内での位置間の距離は全ての対においては同一にならない。例えば、位置 3 0 4 間の距離は位置 3 0 6 間の距離より大きい。これは、2 D 投影画像内で位置 3 0 4、3 0 6 を決定するためにマーカ 3 0 2 を使用できることを示している。

20

【 0 0 4 0 】

I V U S 画像を x 線画像に位置整合 (レジストレーション) する既知の方法は、3 次元でカテーテルのプルバック経路を構築する 3 次元再構成法に基づいている。3 次元再構成を生み出すためには、例えばコンピュータ断層撮影法 (C T) 又は 3 D 回転血管造影法 (3 D - R A) 等の特別な収集法が必要とされる。あるいは、相異なる視点からの少なくとも 2 つの血管造影図が必要とされる。これらの収集法は何れも、患者に投じられる x 線量及び液状造影剤を増加させる。

【 0 0 4 1 】

3 D 再構成法は、例えば、回転運転を捕捉し、カテーテル又は血管の何れかを再構成することによって行われる。そして、3 D 再構成された容積内で、距離を計算し、静止 (シングルショット) 画像上にマッピングし返すことができる。また、(理想的には 9 0 ° 異なる) 2 つのシングルショット画像を撮影することにより 3 D モデルを作成することができる。再び、3 D モデル化された容積内で、距離測定を行い、マッピングし返すことができる。これらの方法は全て、共通して、最初の 3 D 再構成が少なくとも 2 つのビュー (view) から生成されることを必要とする。3 D モデルを取得する工程は複雑であり、作業の流れ、特に心臓介入の作業の流れにうまく適合しない。

30

【 0 0 4 2 】

一実施形態において、x 線ガントリー及び患者の方向を同一にして撮影された 1 つ以上の x 線画像が I V U S のレジストレーションに用いられる。3 D 再構成は不要である。マーカ間に既知の距離が設けられた複数のマーカをカテーテル上に有する I V U S カテーテルを用いて、単一の x 線画像から、全ての対の隣接マーカ間の遠近短縮を計算することができる。この 2 D x 線画像は、I V U S カテーテル上のマーカ群がプルバック経路上の複数の位置に対応し、且つ x 線画像上で視認可能なプローブがプルバックの開始位置に対応するようにして、プルバックの直前に撮影される。一定の引き戻し速度を仮定することにより、各 I V U S フレームの収集時点でのプルバック経路に沿ったプローブの位置を決定することができる。この情報から、システムは、プローブが通過したマーカの数、及びカテーテル上の 2 つの連続するマーカ間の正確な位置を決定することができる。この情報があると、内挿によって、x 線画像内でこれら 2 つの連続するマーカ間の軌道上の対応する地点を決定することが可能である。代替的に、マーカを有しない I V U S カテーテルと、

40

50

既知の距離だけ隔てられたマーカ群を含んだマーカ誘導ワイヤとを用いてもよい。このようなマーカ誘導ワイヤは広く市販されている。誘導ワイヤは、該誘導ワイヤ上のマーカとプルバック経路との一致が確保されるよう、I V U S カテーテルの内腔内に挿入される。

【 0 0 4 3 】

既知の自動マーカ検出アルゴリズムを用いることにより、この適用は完全に自動化され得る。そのような自動マーカ検出アルゴリズムは、T.Lindebergによる「Feature detection with automatic scale selection」、1998年、International Journal of Computer Vision、第30巻、第2号、p.79-116（以下、「Lindeberg」と称する）、及びM.Egmont及びT.Artsによる「Recognition of radiopaque markers in x-ray images using a neural network as nonlinear filter」、1999年、Pattern Recogn. Lett.、第20巻、p.521-533（以下、「Egmont-Petersen」と称する）から知られている。検出された（候補）マーカの空間分布を考慮に入れ、且つ血管造影図内で視認可能な一つ以上の血管の内部又は近傍の（候補）マーカのみを考えることにより、検出を改善することが可能である。

【 0 0 4 4 】

レジストレーションのために1つのx線ガントリー位置のみを必要とすることにより、二方向システムを使用するための要件、又は（理想的には90°異なる）2つの異なる位置から2つのx線画像を収集する必要性、すなわち、回転スキャンとその後の3D再構成が排除される。単一のガントリー位置からの1つ以上の投影画像のみを必要とすることは、医師の作業の流れに良い方向に影響を及ぼす。医師は既に診断目的及び治療計画作成のために血管造影図/x線画像を収集することに従事しているので、これはなおさら良いことである。

【 0 0 4 5 】

一実施形態において、x線ガントリーが医師によって位置決めされ、関心血管（例えば、動脈）内に造影剤を注入し、それと同時に1つ以上のx線画像を収集することによって血管造影図が作り出される。この血管造影図は診断のために使用されるものであるが、自動処理のためにもデジタル記憶媒体に格納される。また、血管内プローブを関心血管内に挿入し、且つ1つ以上のマーカを備えたカテーテル又はワイヤも関心血管内に挿入したまま、x線ガントリーを同一位置にして1つ以上のx線画像が収集される。必ずしも必要ではないが、有利には、マーカ及びプローブは同一の血管内（誘導）ワイヤ又はカテーテルに取り付けられる。代替的に、マーカのみが血管内に存在し、プローブは血管内に存在しなくてもよい。斯くして生成されたx線画像は、ワイヤ又はカテーテルに沿った、すなわち、血管の内腔に沿ったマーカ位置に関する情報を含んでいる。造影剤はマーカを自動検出することをより困難にするので、有利には、造影剤はマーカの画像の収集中には注入されない。代替的に、造影剤を注入する前にマーカ及び/又はプローブを挿入することによって、2種類のx線画像（血管造影図及びマーカを有するx線）を1つのx線画像に結合してもよい。しかしながら、現行の検出アルゴリズムは、このような画像内でマーカを検出することに幾らかの難点を有する。

【 0 0 4 6 】

また、一連のI V U S 画像は、I V U S プローブが搭載されたカテーテルを一定の引き出し速度で引き出す間に収集される。一定の引き出し速度により、各々の収集画像に関して、カテーテルが人体からどれだけ引き出されたかは既知である。従って、プローブがプルバック軌道に沿ってどれだけ進行したかは既知である。この情報は、x線画像とI V U S 画像との間の相関を計算するために用いられる。

【 0 0 4 7 】

一実施形態は、データ収集により得られたデータを整合するための画像処理工程を有する。これを容易にするため、以下の収集プロトコルが用いられ得る。このプロトコルは、血管セグメントが血管造影法及び血管内超音波法のために選択されていることを仮定する。第1に、血管造影図が生成し、得られたデジタル画像シリーズを処理ユニットに送られる。なお、血管造影図は、心臓（ECG）サイクルの様々な位相に対応する画像群を取得

するように順次収集された一連の画像で構成され得る。第2に、I V U Sカテーテルが誘導ワイヤ上で前進される。誘導ワイヤは既知のマーカ間隔（例えば、マーカ群は1 cmずつ離される）を有するマーカ群を有する。I V U Sカテーテルはプルバックの開始位置に配置される。第3に、I V U Sカテーテルを開始位置にし、且つCアームを上記第1段階の血管造影図収集中と同一位置にして、x線画像シリーズが収集され、デジタル画像データが処理ユニットに送られる。第4に、既知の引き出し速度で連続的なI V U Sプルバックが行われ、I V U Sデータが処理ユニットに送られる。I V U Sデータ収集は、プルバックと同時に開始され得る。代替的に、プルバックの開始はI V U Sデータ内に印されてもよい。第5に、処理ユニットのソフトウェアを用いて、I V U Sデータがx線血管造影図に整合される。第6に、ユーザはI V U Sフレーム群全体にわたってスクロールし、画像が撮影された位置を血管造影図内で見ることができる。第7に、介入が続けられる。

10

【0048】

一実施形態において、（上述のプロトコルの第5段階にて言及した）I V U Sデータのx線血管造影図とのレジストレーションは以下に行われる。収集データは、血管造影画像シリーズ、更なるx線画像シリーズ（マーカ及び/又はプローブを示す）、及び血管内で収集されたデータシリーズ（例えば、一連のI V U S画像）を有する。これらのデータは整合される必要がある。レジストレーションの一工程は、血管造影画像シリーズを更なるx線画像シリーズと整合することを含む。この工程の目的は、心臓サイクルの同一位相に対応する画像群を組み合わせることである。E C Gデータが2つの画像シリーズに対して利用可能である場合、当業者に認識されるように、このデータを用いることができる。心臓サイクルの同一位相に対応する画像対を選択するための画像ベースの技術は当業者に既知であり、ここでは説明を省略する。手短かに言えば、これらの技術は、更なるシリーズ内のマーカは血管造影シリーズ内の造影剤で充填された血管と一致するはずであるという事実を利用する。この血管造影シリーズの更なるx線シリーズとのレジストレーションは、原則として、対応し合うフレーム番号をマッピングするのみである。必要に応じて、（誘導ワイヤは血管と一致するはずであるという血管及び誘導ワイヤの情報を用いて）例えば呼吸動作を補償する等のために、僅かな平行移動が適用される。

20

【0049】

レジストレーションの他の一工程は、プローブの開始位置及び収集軌道を計算することを含む。この工程は、更なるx線画像シリーズのうちの少なくとも1つの画像内でプローブ及び/又はマーカを検出することを含む。プローブを検出することにより、プローブの基準位置（この場合、開始位置）が決定される。マーカを検出することにより、x線画像内で見られる血管内収集中にプローブによって辿られる軌道が決定される。それらだけでは、マーカの位置は軌道上の個々の点を指し示すのみである。しかしながら、既知の曲線フィッティング技術により、連続的な軌道が確立される。このような曲線フィッティング技術は、更なるx線画像に整合された血管造影画像内の情報を用いることによって改善され得る。軌道は血管造影画像内の血管と一致するからである。血管造影画像は、故に、マーカ群がプローブに横切られる順序を決定すること、及び/又はマーカ巻の軌道の精度を高めることに使用され得る。レジストレーションの他の一工程は、プローブが1つのマーカから次のマーカまで移動する間に収集される血管内収集データ標本の数（例えば、I V U S画像の数）を計算することを含む。このデータ標本数は、プローブが移動する速度（例えば、I V U S引き戻し速度）と、ワイヤ/カテーテル上の連続したマーカ間の距離とから計算することができる。

30

40

【0050】

レジストレーションの他の一工程は、血管造影シリーズの血管造影図を血管内収集データ標本（例えば、I V U S画像）に関連付けることを含む。これは、画像及びデータの収集とともに記録されたE C Gデータに基づく。この工程は、関連する全ての血管内収集データ標本に対して繰り返される。

【0051】

レジストレーションの他の一工程は、データ標本の収集時点におけるプローブの位置に

50

対応する、関連付けられた血管造影図上の点を決定することを含む。該データ標本が収集されたカテーテル/ワイヤに沿った位置を得るため、プローブが移動し始めた時点と検出中のデータ標本が収集された時点との間に収集されたデータ標本の数、先に計算した、プローブが1つのマーカから次のマーカまで移動する間に収集される血管内収集データ標本の数と組み合わせて使用される。曲線フィッティングによって確立されたマーカ間軌道を用いて、プローブ位置に対応する血管造影図上の位置が決定される。

【0052】

1実施形態において、IVUSプローブの開始位置のx線シーケンス、及びIVUS撮像は、レジストレーションの品質を高めるためにECGでトリガーされる。

【0053】

説明したプロトコルは、患者内のIVUSデータを収集する介入心臓医によって用いられてもよい。この方法は、血管内撮像が撮像用カテーテルのプルバックにより実行され且つ2D投影データと整合されることを必要とする如何なる臨床用途にも使用され得る。

【0054】

ここでは、IVUS画像を収集することと、対応する血管造影図内でIVUS画像の位置を特定することとを強調して説明したが、この方法はその他のモダリティにも容易に拡張される。IVUSに代えて、あるいは加えて、例えば光コヒーレンストモグラフィ、サーモグラフィ、スペクトロスコピー、ケモグラフィ、及び血管内MRI等のその他の血管内モダリティが用いられてもよい。IVUSデータ及びその他の収集データは、例えば仮想の組織構造、エラストグラフィ、又はパルポグラフィ (palpography) 画像を得るために処理されてもよい。

【0055】

図4は、本発明の一部態様を例示する図である。この図は、血管内プローブによって取得されたデータをx線画像にマッピングする、例えば画像処理ワークステーションといったシステム400を示している。これは、x線投影画像202内で、入力424を介しての血管内プローブ422からのデータを収集した時点における血管内プローブ422の投影プローブ位置に対応する位置を推定するために提供される。血管内プローブによって収集されたデータは記憶媒体402に格納される。血管内プローブは、例えば、IVUSプローブ、光コヒーレンストモグラフィ (OCT) プローブ、血管内温度計、又は血管内MRIプローブである。これら及びその他の血管内プローブは技術的に既に知られている。x線画像は、x線発生器418及びx線検出器420を有するx線システム100によって提供される。患者の内部のx線画像を取得するため、x線発生器とx線検出器との間に患者が配置される。このようなx線システムは技術的に既知であり、例えば、(フィリップス・メディカル・システム社により製造された) フィリップス Al1ura FD10 が用いられる。画像データは記憶媒体402に格納される。記憶媒体402は、技術的に知られている如何なる種類の揮発性メモリ又は不揮発性メモリともし得る。格納される画像データは、例えばヒトの動脈、特に冠動脈、といった血管内に導入されたマーカワイヤ、又はマーカを備えたカテーテルを含んだ一連の少なくとも1つのx線画像を含むことができる。格納される画像データはまた、x線画像シリーズと同一の視点から撮影された一連の少なくとも1つの血管造影図を含むことができる。認識されるように、血管造影図は或る特定種類のx線画像とし得る。マーカワイヤは技術的に既知である。また、血管内プローブを用いて収集された一連の少なくとも1つのデータ標本が記憶される。ECGが利用可能である場合、画像群及びデータ標本群に対応するECGデータも記憶される。記憶媒体402はまた、例えば、予め定められたマーカワイヤ上の複数のマーカ302の距離や、複数のマーカのうちの少なくとも1つに対する、血管内プローブの収集軌道に沿った距離など、補助的な情報を記憶する。後者の距離は、x線画像を収集した時点におけるマーカの位置に対する、データを収集した時点におけるプローブの位置を意味する。

【0056】

少なくとも1つのx線画像がマーカ検出器404に供給される。このマーカ検出器は、x線画像内で、血管内プローブの収集軌道に沿って所定の相対位置で配置された複数のマ

10

20

30

40

50

ーカ 3 0 2 を識別する。マーカ検出器は、例えば上述のLindeberg及びEgmont-Petersenから技術的に既知である。

【 0 0 5 7 】

補間器 4 0 8 が、血管内プローブと少なくとも 1 つのマーカとの間の収集軌道に沿った距離に応じて、データ収集時点における血管内プローブの位置に対応する x 線画像内の位置を決定する。補間器は技術的に既知である。例えば、線形補間器又はスプライン補間器を用いることができる。プローブとマーカとの間のこの距離は、マーカ群に対してプローブが何処にあるかを知るのに十分なものである。例えば、補間器は、先ず、プローブ位置を間に有する 2 つの連続したマーカを決定する。これを行い得るのは、マーカ間隔が既に知られているからである。そして、例えば線形補間又はスプライン補間を用いて 2 つの連続したマーカ間の投影収集軌道を補間することによって、x 線画像内での正確な位置が決定される。

10

【 0 0 5 8 】

モジュール 4 0 6 により、血管内プローブと複数のマーカのうちの少なくとも 1 つとの間の、収集軌道に沿った距離が、所定の相対プローブ基準位置と、該プローブ基準位置と血管内プローブとの間のプローブによって辿られた収集軌道の一部とに応じて決定される。この基準位置はプローブ開始位置、収集軌道はプローブのプルバック軌道、そして収集軌道の上記一部はプローブ開始位置からデータ収集時点におけるプローブ位置までのプローブプルバック軌道の長さとし得る。モジュール 4 0 6 は、プローブ開始位置からデータ収集時点におけるプローブ位置までのプローブプルバック軌道の長さを、引き戻し速度及び引き戻し時間に応じて決定するように構成されてもよい。

20

【 0 0 5 9 】

データ収集時点における血管内プローブと、複数のマーカのうちの少なくとも 1 つとの間の、収集軌道に沿った距離を決定する代替的な一手法は、人体内に挿入されたマーカワイヤの部分の長さ、及び人体内に挿入されたプローブカテーテルの部分の長さに基づく。ワイヤ上のマーカの位置及びカテーテル上のプローブの位置は、それらを患者内に挿入する前に測定することができ、また、ワイヤ及びプローブは何れも血管の内腔中で同一軌道を辿るので、これにより、プローブと複数のマーカのうちの少なくとも 1 つとの間の距離を決定するのに十分な情報が提供される。

【 0 0 6 0 】

30

典型的に、x 線収集がプローブ収集の直前に行われる場合、プローブはプルバック軌道の開始位置における x 線収集内で視認され得る。その場合、x 線画像内で血管内プローブ 4 2 2 を識別するためにプローブ検出器 4 2 4 が用いられる。これは、マーカ検出器 4 0 4 で使用されるのと同じアルゴリズムに基づき得る。さらに、当業者に認識されるように、リッジ検出及びテンプレートマッチングを用いてもよい。補間器 4 0 8 は、x 線画像内の発見された血管内超音波プローブの位置を用いる。これは特に、最初の遭遇マーカ位置までの収集軌道に沿った距離が既知である場合に、収集軌道のこの最初の部分に沿ってプローブ位置を決定することに有用である。

【 0 0 6 1 】

ユーザ相互作用モジュール 4 1 0 は、例えばキーボードとマウス、又はユーザが閲覧するデータを選択することを可能にする専用入力装置などのユーザ入力装置 4 1 2 を有する。ユーザは x 線画像を選択することができ、それに応答して、システムは、その x 線画像を該 x 線画像の E C G 位相に対応する血管内収集データとともに示し、示された血管内収集データに対応する x 線画像内の位置に印を付ける（例えば、数字表示による）。代替的に、ユーザはデータ標本を選択し、それに応答して、モジュール 4 1 0 が、そのデータ標本を該データ標本の E C G 位相に対応する x 線画像とともに示し、その中で血管内収集の位置に印を付ける。そのために、ディスプレイ 4 1 4 及び標識部 4 1 6 が設けられる。標識部 4 1 6 はまた、収集軌道の該当部分における向きに応じて、データ収集時点におけるプローブの向きを x 線画像内で指し示してもよい。例えば、標識部 4 1 6 は、x 線画像内でプローブ位置を指す例えば矢印などのコンピュータグラフィックスオブジェクトを表示

40

50

するためのコンピュータ命令を有する。このコンピュータ命令は、例えば、技術的に既知のOpenGLライブラリルーチンの呼び出しを含む。

【0062】

一実施形態において、システム400は、例えば上述のフィリップスAllura FD10といったx線撮像装置100に統合される。このx線装置は、少なくとも1つのx線画像を取得するためのx線発生器及びx線検出器、血管内プローブによって取得されたデータを受信するための入力（例えば、ネットワーク接続、又は技術的に知られたDICOM準拠相互接続）、血管内プローブの収集軌道に沿って所定の相対位置に配置された複数のマーカをx線画像内で識別するマーカ検出器、並びに、データ収集時点における血管内プローブ位置に対応するx線画像内の位置を、識別されたマーカと、上記所定の相対位置と、識別されたマーカのうちの少なくとも1つに対する血管内プローブの所定位置とに応じて決定する手段を有する。

10

【0063】

認識されるように、本発明は、本発明を実行するコンピュータプログラム、特に担体の上又は中のコンピュータプログラム、にも及ぶ。このプログラムは、ソースコード、オブジェクトコード、例えば部分的にコンパイルされた形態等の中間ソースコード及びオブジェクトコードの形態、又は本発明に従った方法の実施における使用に適した何らかのその他の形態とし得る。担体は、プログラムを担持することが可能な如何なる物又は装置であってもよい。例えば、担体は、ROM、CD-ROM、半導体ROM等の記憶媒体、フロッピー（登録商標）ディスク若しくはハードディスク等の磁気記録媒体を含み得る。さらに、担体は、例えば電気信号若しくは光信号など、電気ケーブル若しくは光ケーブル、無線、又はその他の手段を介して伝達されるような伝達可能担体であってもよい。プログラムがそのような信号で具現化されるとき、担体は上記のようなケーブルやその他の装置又は手段によって構成され得る。代替的に、担体は、プログラムが埋め込まれた集積回路であってもよく、集積回路は当該方法を実行するように、あるいはその実行に使用されるように適応される。

20

【0064】

なお、上述の実施形態は本発明を例示するものであり、本発明を限定するものではない。当業者は、添付の特許請求の範囲を逸脱することなく、数多くの代替実施形態を設計することができるであろう。特許請求の範囲において、括弧内の如何なる参照符号も請求項を限定するものとして解釈されるべきではない。動詞“有する”及びその派生形の使用は、請求項に記載されたもの以外の要素又は段階を排除するものではない。要素の前の冠詞“a又はan”は、その要素が複数存在することを排除するものではない。本発明は、複数の別個の要素を有するハードウェアによって実装されてもよいし、好適にプログラムされたコンピュータによって実現されてもよい。複数の手段を列挙する装置クレームにおいて、これら手段のうちの幾つかが1つ且つ同一のハードウェア品目によって具現化されてもよい。特定の複数の手段が互いに異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、それらの手段の組み合わせが有利に用いられ得ないということを指し示すものではない。

30

【図 1】

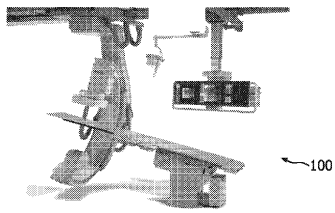


FIG. 1

【図 3】

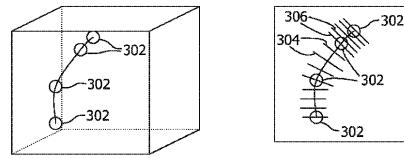


FIG. 3

【図 2】

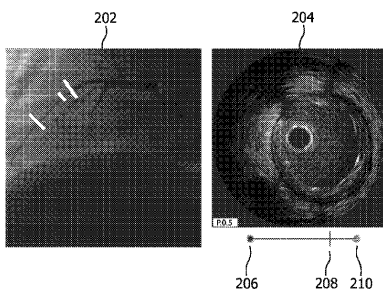


FIG. 2

【図 4】

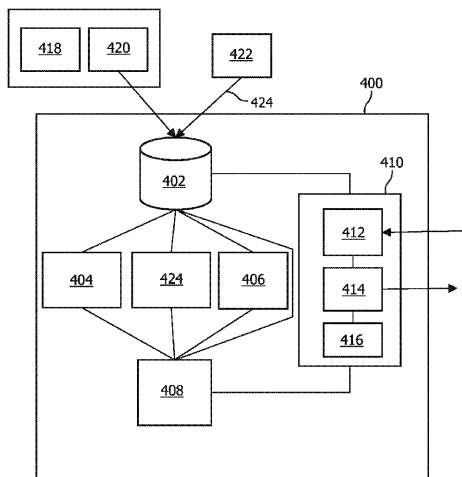


FIG. 4

フロントページの続き

(72)発明者 バッケル, ニコラース ハー
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 米国特許第05771895 (US, A)
国際公開第2005/024729 (WO, A1)
特開平10-137238 (JP, A)
国際公開第2006/016290 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6 / 0 0