

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6140398号  
(P6140398)

(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 5 O P
<b>A 6 1 B 6/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/12
<b>A 6 1 B 8/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 7 O
	A 6 1 B 6/00 3 5 O S
	A 6 1 B 6/00 3 3 5
請求項の数 10 (全 12 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2012-129813 (P2012-129813)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成24年6月7日 (2012.6.7)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2013-583 (P2013-583A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成25年1月7日 (2013.1.7)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
審査請求日	平成27年2月19日 (2015.2.19)		ウィッテルスバッハープラッツ 2
(31) 優先権主張番号	10 2011 077 406.8		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(32) 優先日	平成23年6月10日 (2011.6.10)	(74) 代理人	100075166
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 山口 巖
		(74) 代理人	100133167
			弁理士 山本 浩
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 可動対象の位置測定方法およびX線撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を生体組織よりも強く吸収する可動対象(24)が生体(28, 30)の血管(26)内で移動する過程においてその可動対象(24)の位置を測定する方法であって、

a) 可動対象(24)の移動前又は移動後に、造影剤を第1の濃度で含んでいる血管(26)を少なくとも部分的に含む生体(28, 30)の少なくとも1つの部位に関する第1のX線画像データセット(R1)が取得されるステップと、

b) 可動対象(24)の移動前又は移動後に、血管(26)が造影剤を前記第1の濃度よりも低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む第2のX線画像データセット(R2)が取得されるステップと、

c) 可動対象(24)の移動中に、血管(26)が造影剤を前記低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む少なくとも1つの第3のX線画像データセット(R3a, R3b, R3c, R3d)が取得されるステップと、

d) 第2のX線画像データセット(R2)および第3のX線画像データセット(R3a, R3b, R3c, R3d)の互いに空間的に割り当て可能なデータ値が互いに引算されて、第2のX線画像データセット(R2)および第3のX線画像データセット(R3a, R3b, R3c, R3d)からなる差画像データセット(Sa, Sb, Sc, Sd)が算出されるステップと、

e) 差画像データセット(Sa, Sb, Sc, Sd)に関してセグメンテーション法を実行して、可動対象(24)に割り当て可能であるデータが識別されるステップと、

10

20

f) 予め与え得る幾何学的な割当規則を求めることによって、差画像データセット (S a, S b, S c, S d) のデータに第 1 の X 線画像データセット (R 1) のデータが割り当てられるステップと、

g) 第 1 の X 線画像データセット (R 1) と、識別されて可動対象 (2 4) に割り当て可能なデータとに基づいて、血管 (2 6) 内での可動対象 (2 4) の位置が測定されるステップと、を有し、

第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) の少なくとも 1 つを取得中に、血管 (2 6) の内部空間に関する 1 つの他の画像データセット (3 6) が、血管 (2 6) 内にある可動対象 (2 4) により取得されることを特徴とする可動対象の位置測定方法。

10

#### 【請求項 2】

ステップ c) が時間的にステップ a), b) の後に続き、ステップ c) において時間的に相次いで複数の第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) が取得され、複数の第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) のそれぞれについてステップ d) ~ g) に従って可動対象 (2 4) の位置が測定されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

#### 【請求項 3】

他の画像データセット (3 6) が、血管 (2 6) 内での位置を測定された可動対象 (2 4) の位置に割り当てられることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の方法。

#### 【請求項 4】

可動対象 (2 4) がカテーテル (2 4) を含み、かつ他の画像データセット (3 6) が血管内超音波法により取得されることを特徴とする請求項 1 から 3 の 1 つに記載の方法。

20

#### 【請求項 5】

血管 (2 6) がほぼ周期的に運動し、その周期的な運動の同じ位相位置で第 1 の X 線画像データセット (R 1) および第 2 の X 線画像データセット (R 2)、および / 又は第 1 の X 線画像データセット (R 1) および第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d)、および / 又は第 2 の X 線画像データセット (R 2) および第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) が取得されることを特徴とする請求項 1 から 4 の 1 つに記載の方法。

#### 【請求項 6】

周期的な運動が測定ユニット (4 2) により検出され、第 1 の X 線画像データセット (R 1) および / 又は第 2 の X 線画像データセット (R 2) および / 又は第 3 X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) の取得時点が前記測定ユニット (4 2) から供給されるデータに基づいて決定されることを特徴とする請求項 5 記載の方法。

30

#### 【請求項 7】

血管 (2 6) が第 1 および第 2 の周期的な運動の重なりに応じて運動し、第 1 の周期的な運動が測定ユニット (4 2) により検出され、第 2 の周期的な運動が、時間的に相次いで複数の第 1 の X 線画像データセット (R 1) および / 又は第 2 の X 線画像データセット (R 2) および / 又は第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) を取得することによって検出され、ステップ d) におけるデータ値の空間的な割り当て、および / 又はステップ f) において予め与え得る幾何学的な割当規則を求めることは、検出された第 1 および第 2 の空間的な運動に依存して行なわれることを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の方法。

40

#### 【請求項 8】

ステップ f) において割当規則を求めることは、第 1 の X 線画像データセット (R 1) と、第 2 の X 線画像データセット (R 2) および / 又は第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) および / 又は差画像データセット (S a, S b, S c, S d) とのレジストレーションにより行なわれることを特徴とする請求項 1 から 7 の 1 つに記載の方法。

#### 【請求項 9】

50

ステップ f) において割当規則を求めることは、第 1 の X 線画像データセット (R 1) に割り当てられている座標系 (x, y) と、第 2 の X 線画像データセット (R 2) および / 又は第 3 の X 線画像データセット (R 3 a, R 3 b, R 3 c, R 3 d) および / 又は差画像データセット (S a, S b, S c, S d) に割り当てられている座標系 (x', y') との間の座標変換により行なわれることを特徴とする請求項 1 から 8 の 1 つに記載の方法。

【請求項 10】

請求項 1 から 9 の 1 つに記載の方法を実施するために、X 線管 (12) と X 線検出器 (14) と画像処理ユニット (16) とを有する X 線撮像装置 (10) において、インターフェース (18) を備え、このインターフェース (18) を介して画像処理ユニット (16) が、信号交換に関して、血管 (26) の内部空間に関する画像データセットを取得するためのカテーテル (20, 22) に接続可能であることを特徴とする X 線撮像装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線を生体組織よりも強く吸収する可動対象が生体の血管内で移動する過程においてその可動対象の位置を測定する方法に関する。本発明は、X 線管と X 線検出器と画像処理ユニットとを有する X 線撮像装置にも関する。

【背景技術】

20

【0002】

患者の冠状血管を検査するために X 線を使用することが知られている。この場合通常では、投与された造影剤が血管を介して冠状血管内に到達し、冠状血管は X 線画像中に明瞭に現れる。このようにして冠状血管の幾何学的形状もしくは形態学に関する情報を検出することができる。しかし冠状血管内壁の生理学に関する情報は得られない。

【0003】

血管内壁をさらに詳細に検査するために、超音波ヘッドを有し血管中に導入されるカテーテルを用いる I V U S (血管内超音波法) と呼ばれる方法を実施することが知られている。この方法は、血管内壁の高い空間分解能を有する超音波断層画像を提供する。しかしそのようにして撮影された超音波画像を、冠状血管内のカテーテルの特定位置に割り当てることは困難である。

30

【0004】

これに関連して、カテーテルを血管内の出発位置に配置した際に X 線画像を撮影することが知られている。カテーテルにより超音波画像を撮影する間に X 線画像から提供される血管形状と、血管を通してカテーテルを引く既知の速度とにより、特定時点において血管内の超音波ヘッドのその都度の位置を推定することができる。

【0005】

この代わりに、血管を通してカテーテルを引いている間に、造影剤投与なしに連続的に X 線透視をする、つまり X 線画像シリーズを撮影してもよい。この場合に、X 線画像内の超音波ヘッドのその都度の位置は、セグメンテーション法により識別することができる。しかしこの方法はカテーテルの明確な識別が常に可能であるとは限らないという欠点を持つ。例えば、患者体内の他の物体が I V U S カテーテルと似たようなコントラストを有し、それゆえに明確な識別を困難にすることがある。この例が移植組織 (例えば心臓ペースメーカーの構成部品)、手術縫合部 (例えば、バイパス手術に基づくもの) 又は血管内の石灰沈着である。

40

【0006】

造影剤を用いた血管造影による X 線画像は、カテーテル移動中の X 線画像シリーズとは異なる時点で撮影されるため、患者の運動がその後における画像調整に不都合な影響を及ぼし、両画像データセットの相関を困難にすることがある。しばしばこのような運動は、この運動が特に呼吸又は心拍動によって引き起こされる運動である場合には回避できない

50

。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の課題は、血管内で移動する対象の位置をさらに高い信頼性をもって測定し、血管の幾何学的な形状に関連付けることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この課題は、本発明によれば、X線を生体組織よりも強く吸収する可動対象が生体の血管内で移動する過程においてその可動対象の位置を測定する方法であって、

a) 可動対象の移動前又は移動後に、造影剤を第1の濃度で含んでいる血管を少なくとも部分的に含む生体の少なくとも1つの部位に関する第1のX線画像データセットが取得されるステップと、

b) 可動対象の移動前又は移動後に、血管が造影剤を前記第1の濃度よりも低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む第2のX線画像データセットが取得されるステップと、

c) 可動対象の移動中に、血管が造影剤を前記低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む少なくとも1つの第3のX線画像データセット(が取得されるステップと、

d) 第2のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセットの互いに空間的に割り当て可能なデータ値が互いに引算されて、第2のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセットからなる差画像データセットが算出されるステップと、

e) 差画像データセットに関してセグメンテーション法を実行して、可動対象に割り当て可能であるデータが識別されるステップと、

f) 予め与え得る(つまり予め設定し得る)幾何学的な割り当て規則を求めることによって、差画像データセットのデータに第1のX線画像データセットのデータが割り当てられるステップと、

g) 第1のX線画像データセットと、識別されて可動対象に割り当て可能なデータとに基づいて、血管内での可動対象の位置が測定されるステップと、

を有する可動対象の位置測定方法によって解決される(請求項1)。

可動対象の位置測定方法に関する本発明の実施態様は、次の通りである。

・ステップc)が時間的にステップa), b)の後に続き、ステップc)において時間的に相次いで複数の第3のX線画像データセットが取得され、複数の第3のX線画像データセットのそれぞれについてステップd)~g)に従って可動対象の位置が測定される(請求項2)。

・第3のX線画像データセットの1つを少なくとも取得中に、血管の内部空間に関する1つの他の画像データセットが、血管内にある可動対象により取得される(請求項3)。

・他の画像データセットが、血管内での位置を測定された可動対象の位置に割り当てられる(請求項4)。

・可動対象がカテーテルを含み、かつ他の画像データセットが血管内超音波法により取得される(請求項5)。

・血管がほぼ周期的に運動し、その周期的な運動の同じ位相位置で第1のX線画像データセットおよび第2のX線画像データセット、および/又は第1のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセット、および/又は第2のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセットが取得される(請求項6)。

・周期的な運動が測定ユニット、好ましくは心電図検出装置により検出され、第1のX線画像データセットおよび/又は第2のX線画像データセットおよび/又は第3のX線画像データセットの取得時点が前記測定ユニットから供給されるデータに基づいて決定される(請求項7)。

・血管が第1および第2の周期的な運動の重なりに応じて運動し、第1の周期的な運動が

10

20

30

40

50

測定ユニットにより検出され、第2の周期的な運動が、時間的に相次いで複数の第1のX線画像データセットおよび/又は第2のX線画像データセットおよび/又は第3のX線画像データセットを取得することによって検出され、ステップd)におけるデータ値の空間的な割り当て、および/又はステップf)において予め与え得る幾何学的な割り当て規則を求めることは、検出された第1および第2の空間的な運動に依存して行なわれる(請求項8)。

・ステップf)において割り当て規則を求めることは、第1のX線画像データセットと、第2のX線画像データセットおよび/又は第3のX線画像データセットおよび/又は差画像データセットとのレジストレーションにより行なわれる(請求項9)。

・ステップf)において割り当て規則を求めることは、第1のX線画像データセットに割り当てられている座標系と、第2のX線画像データセットおよび/又は第3のX線画像データセットおよび/又は差画像データセットに割り当てられている座標系との間の座標変換により行なわれる(請求項10)。

前述の課題は、本発明によれば、本発明による方法を実施するために、X線管とX線検出器と画像処理ユニットとを有するX線撮像装置において、インターフェースを備え、このインターフェースを介して画像処理ユニットが、信号交換に関して、血管の内部空間に関する画像データセットを取得するためのカテーテルに接続可能であるX線撮像装置によっても解決される(請求項11)。

#### 【0009】

本発明による方法は、X線を生体組織よりも強く吸収する可動対象が生体の血管内で移動する過程においてその可動対象の位置を測定するために使用される。この方法は次の本発明によるステップ、即ち、

a) 可動対象の移動前又は移動後に、造影剤を第1の濃度で含んでいる血管を少なくとも部分的に含む生体の少なくとも1つの部位に関する第1のX線画像データセットが取得されるステップと、

b) 可動対象の移動前又は移動後に、血管が造影剤を前記第1の濃度よりも低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む第2のX線画像データセットが取得されるステップと、

c) 可動対象の移動中に、血管が造影剤を前記低い濃度で含んでいるか又は全く含んでいない状態で、前記部位に関するデータを含む少なくとも1つの第3のX線画像データセットが取得されるステップと、

d) 第2のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセットからなる差画像データセットが算出され、その際に第2のX線画像データセットおよび第3のX線画像データセットの互いに空間的に割り当て可能なデータ値が互いに引算されるステップと、

e) 差画像データセットに関してセグメンテーション法を実行して、可動対象に割り当て可能であるデータが識別されるステップと、

f) 予め与え得る(つまり予め設定し得る)幾何学的な割り当て規則を求めることによって、差画像データセットのデータに第1のX線画像データセットのデータが割り当てられるステップと、

g) 第1のX線画像データセットと、識別されて可動対象に割り当て可能なデータとに基づいて、血管内での可動対象の位置が測定されるステップと、  
を有する。

#### 【0010】

特に、可動対象がセグメンテーション法により識別される前に差画像データセットが取得されることによって、間違えて可動対象として識別され得る物体に関するデータがもはや差画像データセット中に存在しないことが保証される。これは、特に時間的に静止状態にある外来物体に対して当てはまる。それらの外来物体と比べて、可動対象は血管内での移動中に差画像データセット内に明瞭に現れ、自動セグメンテーション法で非常に簡単に識別することができる。このようにして可動対象の信頼性の高い位置測定が可能である。

#### 【0011】

ステップ f ) に従って、造影剤により取得された第 1 の X 線画像データセットのデータが、幾何学的な割当規則により一義的に、位置測定された可動対象に幾何学的に関連付けられるので、複数の相補的なデータセットを組み合わせることにより 1 つの有意義な合成データセットを作成することができる。特に、ステップ a ) において取得された第 1 の X 線画像データセットにより血管の幾何学的な形状を明確に決定することができる。ステップ b ) ~ e ) において極めて高い信頼性をもって識別された可動対象は、この幾何学的な形状に関連付けられるので、ステップ g ) において非常に正確な位置測定が可能である。

#### 【 0 0 1 2 】

ステップ a ) においてのみ、血管の可視化を改善するために血管は第 1 の X 線画像データセットの取得時点には既に造影剤を含んでいるが、第 2 および第 3 の X 線画像データセットの取得はこのような造影剤なしに実施されるので、患者の生理学的な負担を格別になくすることができる。この方法の実施中に患者が全体として受ける X 線量も非常に少ない。

#### 【 0 0 1 3 】

ステップ a ) および b ) は、可動対象がまだ前記部位内にいない状態で実施されると好ましい。しかし、その代わりに、可動対象が既に前記部位内において出発位置に配置され、第 2 の X 線画像データセットの取得中には移動されないようにしてもよい。ステップ b ) は造影剤の存在なしに実施されると好ましい。ステップ c ) はステップ b ) と同じ造影剤濃度で実施されると好ましい。

#### 【 0 0 1 4 】

特に好ましくは、ステップ c ) が時間的にステップ a ) , b ) の後に続き、ステップ c ) において時間的に相次いで複数の第 3 の X 線画像データセットが取得され、その後複数の第 3 の X 線画像データセットのそれぞれについてステップ d ) ~ g ) に従ってさらに可動対象の位置測定が行なわれる。ステップ a ) , b ) において取得された第 1 および第 2 の X 線画像データセットは、特に基準画像データセットを構成するのに対して、ステップ c ) において取得された複数の X 線画像データセットは、特にそれらの基準画像データセットを用いてさらに処理される本来の測定データセットを形成する。第 1 および第 2 の X 線画像データセットによって特に静止 X 線画像が提供され、これに対して第 3 の X 線画像がストロボスコープシリーズで間欠的に又は連続的に透視にて取得される。このようにして、血管内での可動対象の移動を非常に良好に追跡することができる。何故ならば、可動対象のどの位置にもそれぞれの第 3 の X 線画像データセットが割り当てられているからである。ステップ a ) , b ) , c ) が時間的にこの順序で相次いで行なわれるのが格別に好ましい。しかし、ステップ b ) をステップ a ) の前に実施してもよい。

#### 【 0 0 1 5 】

第 3 の X 線画像データセットの 1 つを少なくとも取得中に、血管の内部空間に関する 1 つの他の画像データセットが、血管内にある可動対象により取得されるとよい。第 3 の X 線画像データセットのそれぞれには、特に複数の他の画像データセットのうちの 1 つを一義的に割り当てることができる。複数の第 3 の X 線画像データセットおよび複数の他の画像データセットは、特に時間的に相互関係をもって存在するので、格別に有意義な複合測定データセットが生成される。特に、他の画像データセットは、X 線を利用しない方法により取得された画像データセットである。その際に格別に有意義な相補的な測定データセットを使用することができる。

#### 【 0 0 1 6 】

他の画像データセットは、血管内の位置測定された可動対象の位置に割り当てられる。この実施形態は、特に、他の画像データセット自体のみの考察では血管内での可動対象の位置を全く又は不十分にしか推定できない場合に有利である。この場合に本発明による方法ではこの不足する位置情報が特に X 線画像データセットによって提供される。

#### 【 0 0 1 7 】

特に好ましいのは、可動対象がカテーテルを含み、かつ他の画像データセットが血管内超音波法により取得されることである。その際に、血管内超音波法は、特に X 線画像デー

10

20

30

40

50

タセットからは求めることができない血管内壁の状態に関するデータを提供することができる。他方ではこれらの超音波データを特定の血管位置に一義的に割り当てることができる。このようにして血管内壁の生理学的な状態を血管の特定の部分に割り当てることができる。格別に正確な医学的診断が可能である。

#### 【 0 0 1 8 】

血管がほぼ周期的に運動する場合には、その周期的な運動の同じ位相位置で、第 1 の X 線画像データセットおよび第 2 の X 線画像データセット、および / 又は第 1 の X 線画像データセットおよび第 3 の X 線画像データセット、および / 又は第 2 の X 線画像データセットおよび第 3 の X 線画像データセットが取得されると好ましい。このようにして、第 1、第 2 および / 又は第 3 の X 線画像データセットにおいて検出される生理学的対象の部位が同一であること、つまり一致する座標系を有することが保証される。同一でない幾何学的位置に割り当てられ得る異なる X 線画像データセットからのデータを処理することによって生じる誤りが回避される。

10

#### 【 0 0 1 9 】

好ましくは、周期的な運動が測定ユニットにより検出され、第 1 の X 線画像データセットおよび / 又は第 2 の X 線画像データセットおよび / 又は第 3 の X 線画像データセットを取得するための時点が前記測定ユニットから供給されるデータに基づいて決定される。その周期的な運動は例えば心臓の律動的なポンプ運動によって引き起こされる。その周期的な運動は心電図により検出することができ、この場合に測定ユニットとして、ECG (心電図) 装置が設けられる。ECG 信号は、特に X 線画像データセットの取得のためのタイミングパルス発生器として使用され、それにより取得中の画像輪郭のぼやけが回避される。

20

#### 【 0 0 2 0 】

心臓のポンプ運動に起因する血管の不可避の運動のほかに、患者の呼吸に起因する運動も不可避である。従って血管が第 1 および第 2 の周期的な運動の重なりに応じて動く場合、好ましくは第 1 の周期的な運動が前記測定ユニットによって検出され、第 2 の周期的な運動が時間的に相次いで複数の第 1 および / 又は第 2 および / 又は第 3 の X 線画像データセットを取得することによって検出される。その際にステップ d) においてデータ値の空間的な割り当てが、好ましくは、検出された第 1 および第 2 の空間的運動に依存して行なわれる。これは、代替として又は追加として、ステップ f) における予め与え得る幾何学的な割り当て規則を求めるためにも用いることができる。特に、このようにして第 1 の周期的な運動を第 2 の周期的な運動から分離して、個別的に画像処理の際に利用することができる。それにより、血管の運動に起因する X 線画像データセット中の望ましくない測定誤りを回避することができる。

30

#### 【 0 0 2 1 】

好ましくは、ステップ f) において、割り当て規則を求めることは、第 1 の X 線画像データセットと第 2 の X 線画像データセットおよび / 又は第 3 の X 線画像データセットおよび / 又は差画像データセットとをレジストレーションすることによって行なわれる。代替又は追加として、ステップ f) において、割り当て規則を求めることは、第 1 の X 線画像データセットに割り当てられている座標系と、第 2 の X 線画像データセットおよび / 又は第 3 の X 線画像データセットおよび / 又は差画像データセットに割り当てられている座標系との間の座標変換により行なわれるとよい。後者の代替は特に個々の X 線画像データセットに関連付けされた座標系が全部既知であるならば十分である。しかし、これらの座標系が全部既知でない場合には、画像レジストレーション法によるのと同じ求めが行なわれるとよい。このようにして、同一の幾何学的位置に割り当てられたデータのみが実際に互いに処理されることが保証される。従って、位置測定は格別に高い精度で行なうことができる。

40

#### 【 0 0 2 2 】

本発明による X 線撮像装置は X 線管と X 線検出器と画像処理ユニットとを含む。更に、本発明による X 線撮像装置はインターフェースを含み、このインターフェースを介して画像処理ユニットが、信号交換に関して、画像データセットを取得するためのカテーテルに

50

接続可能である。この場合に画像データセットは血管の内部空間に関係する。結局、画像処理ユニットは本発明による方法を実施すべく構成されている。特に、個別に撮影が行なわれる２つの自立した装置、即ちＸ線装置と血管内超音波装置とが設けられ、これらの装置が、そのインターフェースおよび特別構成の画像処理ユニットと組み合わせられて、本発明によるＸ線撮像装置を成している。それぞれの部分システムの個別画像データを組み合わせることによって相乗効果が得られ、格別に有意義な複合画像データセットが提供される。

【 0 0 2 3 】

本発明による方法に関して述べた好ましい実施形態およびそれらの利点は、本発明によるＸ線撮像装置に対しても相応に当てはまる。

10

【 0 0 2 4 】

以下において実施例に基づいて本発明を更に詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】図 1 は本発明によるＸ線撮像装置の一実施例による患者の心臓検査の概略図を示す。

【図 2】図 2 は本発明による方法での画像処理ステップの概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

図 1 および図 2 において同じ要素もしくは機能的に同じ要素には同じ符号が付されている。本発明の実施例が概略的に示されている図面を参照して本発明を更に説明する。

20

【 0 0 2 7 】

図 1 はＸ線管 1 2 とＸ線検出器 1 4 とを有するＸ線撮像装置 1 0 を示す。Ｘ線管 1 2 はＸ線検出器 1 4 に向かってＸ線を送出し、このようにして検出領域 E 内の 2 次元画像が取得される。これらの 2 次元画像はコンピュータ 1 6 に供給される。Ｘ線は、本実施例では、検出領域 E 内に横たわっている患者 3 0 の心臓 2 8 の冠状血管 2 6 の検査に使われる。Ｘ線画像 3 4 において、造影剤を導入されている冠状血管 2 6 の輪郭および幾何学的形状は良好に可視化することができる。図示のモノブレンＸ線撮像装置の代わりにパイプレン装置を使用してもよい。

【 0 0 2 8 】

30

Ｘ線システムに追加して血管内超音波用の I V U S 装置 2 0 も設けられており、この I V U S 装置 2 0 はカテーテル 2 2 を含み、そのカテーテル 2 2 により超音波ヘッド 2 4 が冠状血管 2 6 の中に導入され、冠状血管 2 6 内で移動される。超音波ヘッド 2 4 は超音波送出器ならびに超音波検出器を含み、これらにより、冠状血管 2 6 の血管内壁を描出する画像データが取得される。これらの画像データはインターフェース 1 8 を介してコンピュータ 1 6 にさらなる処理のために導かれ、その結果これらの画像データは超音波画像 3 6 としてＸ線画像 3 4 と一緒にスクリーン 3 2 上に表示可能となる。

【 0 0 2 9 】

Ｘ線撮像装置 1 0 により、ストロボスコープのように複数のＸ線画像を順次に相次いで撮影して重ね合わせることににより、詳細度およびコントラストに富んだ合成Ｘ線画像 3 4 を生成することもできる。これらの複数のＸ線画像は、検出領域 E 内の冠状血管 2 6 が同一の幾何学的位置にある時点で取得されなければならない。これを保証するために、心臓 2 8 の心拍動を検出する E C G (心電図) 装置 4 2 が設けられている。このようにしてＸ線画像を常に同一の心時相で撮影することによって、Ｘ線画像 3 4 の作成時に冠状血管 2 6 の動きをできる限り取り除くことが保証される。

40

【 0 0 3 0 】

図 2 は、画像処理方法において超音波ヘッド 2 4 をどのような位置測定してＸ線画像 3 4 に関連付けるかを概略的に示している。第 1 ステップにおいては、冠状血管 2 6 が造影剤を含んでいる状態で、上述の如くＸ線撮像装置 1 0 により一連のＸ線画像が E C G 同期下で撮影される。これらの個々のＸ線画像の重ね合わせは、造影剤に基づいて冠状血管 2 6

50



の幾何学的形状および延びが明瞭に現れるX線画像データセットR 1を提供する。この場合に超音波ヘッド2 4は既に患者3 0の身体内に導入されているが、しかしまだ検出領域E内にはない。

【0031】

第2ステップでは、造影剤の投与を終了された冠状血管2 6では、この冠状血管2 6を通る連続的な血流のために造影剤はもはや冠状血管2 6中に存在していない。再びX線撮像装置1 0により一連のX線画像がECG同期下で撮影され、これらのX線画像は重ね合わされて1つのX線画像データセットR 2を形成する。造影剤がないために、X線画像データセットR 2中には冠状血管2 6の輪郭が殆ど現われず、このことが図2には破線によって示されている。これに対して患者3 0の心臓ペースメーカの部品3 8ならびに手術縫合部4 0がX線画像データセットR 2中に明瞭に現れる。しかし代替として、このX線画像データセットR 2の取得時に超音波ヘッド2 4が既に検出領域E内に存在してもよい(ただし、静止状態もしくは不動状態である)。X線画像データセットR 2の取得は少なくとも1つの呼吸周期もしくは心拍動周期の時間にわたっている。

【0032】

第3ステップでは超音波ヘッド2 4が冠状血管2 6内の出発位置に配置される。超音波ヘッド2 4がカテーテル2 2を介して引き戻しによって冠状血管2 6内の出発位置から移動される間、X線撮像装置1 0により(再び造影剤なしに)透視が行なわれ、つまり一連のX線画像データセットR 3 a ~ R 3 dが取得される。これらのX線画像データセットR 3 a, R 4 b, R 3 c, R 3 dのそれぞれにおいて超音波ヘッド2 4は冠状血管2 6内の異なる位置を取る。心臓ペースメーカの部品3 8もしくは縫合部4 0は、静止もしくは位置固定の状態にあり、従ってX線画像データセットR 3 a ~ R 3 dにおいてそれぞれ同じ幾何学的位置に現われる。

【0033】

コンピュータ1 6内で進行するセグメンテーションアルゴリズムにおいて部品3 8もしくは縫合部4 0が誤って超音波ヘッド2 4として識別されることを回避するために、今や第4ステップでは(コンピュータ1 6内に記憶された)X線画像データセットR 2をX線画像データセットR 3 a ~ R 3 dのそれぞれから引算することによって、付属の差画像データセットS a, S b, S c, S dが生じる。概略的に図2に示されているように、これらの差画像データセットS a ~ S dにおいて部品3 8もしくは縫合部4 0に属するデータが消去され、今や超音波ヘッド2 4しか現われない。ここで行なわれるセグメンテーション法では超音波ヘッド2 4を明確に識別して、その位置を座標 $x'$ ,  $y'$ にて測定することができる。

【0034】

(図2に丸印で囲まれたマイナス符号によって表された)引算を行なう前に、低域通過フィルタ(例えば、ガウスフィルタ)によりX線画像データセットR 2, R 3 a ~ R 3 dをフィルタ処理し、それによってノイズによる不都合な影響を最小化するとよい。信頼性のある引算を保証するために、X線画像データセットR 2, R 3 a ~ R 3 dが同一の心時相で取得され、このことがECG装置4 2によって保証されている。セグメンテーション法では、一般に超音波ヘッド2 4に割り当てられる局所的な強度最大値も検出することができる。これのために閾値基準が定められるとよい。

【0035】

この実施例では、座標 $x$ ,  $y$ を有するX線画像データセットR 1の座標系と、座標 $x'$ ,  $y'$ を有する差画像データセットS a ~ S dの座標系との間の関係が既知である。従って、冠状血管2 6内の超音波ヘッド2 4の位置は一義的に測定することができる。このようにして、冠状血管2 6内の超音波ヘッド2 4が見える画像X a ~ X dを提供することができる。この追加の画像処理ステップがプラス符号によって表されている。これらの画像X a ~ X dを、今やX線画像3 4の代わりにスクリーン3 2上に表示することができる。付加的に、今や冠状血管2 6内の超音波ヘッド2 4のその都度の位置に従って、この位置に属する冠状血管内壁表示を、スクリーン3 2の右側において超音波画像3 6内に示すこ

10

20

30

40

50

とができる。この表示様式は非常に直観的であり、治療担当医にとって容易に理解できるものである。

#### 【 0 0 3 6 】

従来においては、E C G 装置 4 2 により心臓のポンプ作用に起因する運動だけが利用された。しかし付加的に呼吸に起因した冠状血管の運動を利用することもできる。このために例えば毎秒 1 5 個の画像および画像当たりの比較的少ない X 線量を有する第 2 の X 線画像データセット R 2 が取得される。この画像シリーズには呼吸運動および心臓運動の重なり合いによって起きる運動がくっきり現われる。心拍動運動は E C G 装置 4 2 によって取得されるデータにより算出することができる。その結果、呼吸運動が推定可能である。画像シリーズの個別画像の自動比較によって、呼吸運動を再現する運動を有する画像中心 ( C O M = Center of Mass、質量中心 ) を求めることができる。

10

#### 【 0 0 3 7 】

X 線画像データセット R 3 a ~ R 3 d も同じ条件下で取得されるので、X 線画像データセット R 2 と X 線画像データセット R 3 a ~ R 3 d との間の相互相関を決定することにより、その都度差画像データセットを求めるための基礎をなす画像データセット対を選び出すことができる。このようにして差画像データセット S a ~ S d においては呼吸運動が消去されている。

#### 【 0 0 3 8 】

更に、差画像データセット S a ~ S d における画像ノイズを最小化するために、X 線画像データセット R 2 , R 3 a ~ R 3 d における静止状態の画像情報および場合によっては余剰の画像情報を利用してもよい。この場合に、例えば 2 0 0 9 年 3 月出版の刊行物 “ British Journal of Radiology ” ( 第 8 2 巻 ) の第 2 3 5 ~ 2 4 2 頁に掲載の Yiannis Kyriakou ほか共著の論文 “ non-gated dual-energy radiography ” の段落 “ Motion-free merging ” に記載されているような従来技術から公知の画像処理方法を適用することができる。

20

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 3 9 】

1 0	X 線撮像装置
1 2	X 線管
1 4	X 線検出器
1 6	コンピュータ
1 8	インターフェース
2 0	I V U S 装置
2 2	カテーテル
2 4	超音波ヘッド
2 6	冠状血管
2 8	心臓
3 0	患者
3 2	スクリーン
3 4	X 線画像
3 6	超音波画像
3 8	心臓ペースメーカー
4 0	縫合部
4 2	E C G ( 心電図 ) 装置
E	検出領域
R 1	X 線画像データセット
R 2	X 線画像データセット
R 3 a ~ R 3 d	X 線画像データセット
S a ~ S d	差画像データセット
X a ~ X d	画像

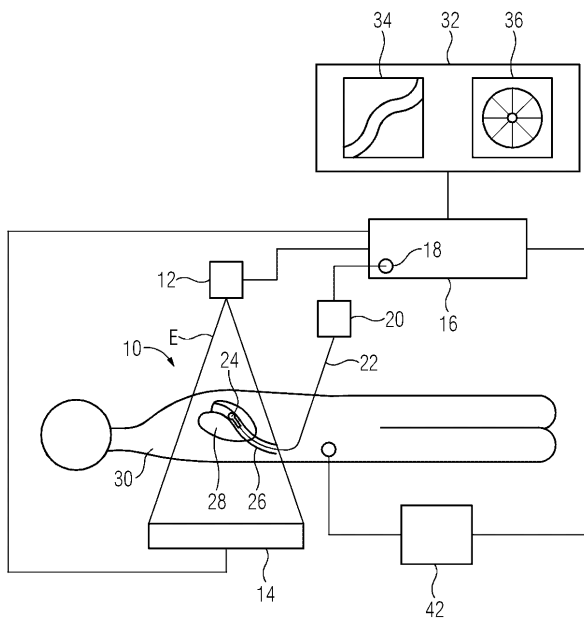
30

40

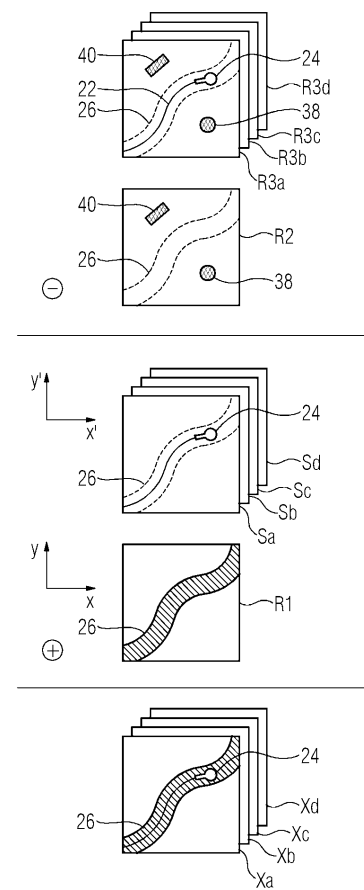
50

$x, y$                       座標  
 $x', y'$                     座標

【図 1】



【図 2】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 B 6/00 3 3 1 E  
A 6 1 B 8/12

(72)発明者 イアニス キリアコウ  
ドイツ連邦共和国 9 1 0 8 0 シュパールドルフ シュレジールシュトラッセ 8アー

審査官 田邊 英治

(56)参考文献 特開2000-116789(JP,A)  
特開2009-039521(JP,A)  
特開2003-143479(JP,A)  
特表2010-526556(JP,A)  
特表2010-521198(JP,A)  
特開2009-018184(JP,A)  
特開平10-137238(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4