

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-521501
(P2005-521501A)

(43) 公表日 平成17年7月21日(2005.7.21)

(51) Int.CI.⁷**A61B 6/00**
A61B 8/08
G06T 7/20

F 1

A 61 B 6/00
A 61 B 6/00
A 61 B 8/08
G 06 T 7/203 3 5
3 3 1 A
C

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3
4 C 6 0 1
5 L 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-581122 (P2003-581122)
 (86) (22) 出願日 平成15年4月1日 (2003.4.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年10月1日 (2004.10.1)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2003/001183
 (87) 國際公開番号 WO2003/083777
 (87) 國際公開日 平成15年10月9日 (2003.10.9)
 (31) 優先権主張番号 102 14 763.9
 (32) 優先日 平成14年4月3日 (2002.4.3)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

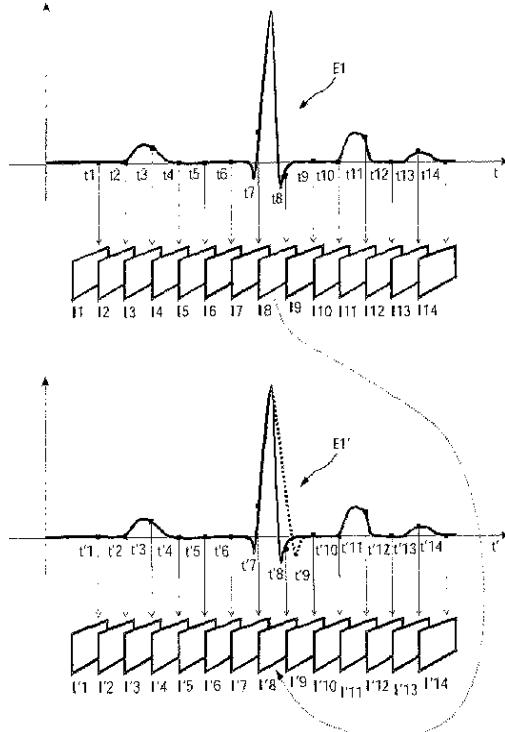
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像シーケンスから画像を決定する方法

(57) 【要約】

本発明は、動いている対象物の画像シーケンスであって、動きの状態のシーケンスとして対象物の動きを表す画像シーケンスからの基準画像に対する対応する画像を決定する方法に関する。この目的のために、関連する動きの進行を表す2つの動き信号が類似性について調べられる。得られた類似性関数を用いて、基準画像において表示される少なくとも略対象物の動きの状態を表す、画像シーケンスにおける画像を決定することができる。更に、本発明は、この方法を実行するために適切なシステム、データ処理ユニットがこの方法を実行することを可能にするコンピュータプログラム及びコンピュータプログラムプロダクトに関する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第1動き信号及び第2動き信号により動いている対象物の画像シーケンスからの基準画像について対応する画像を決定する方法であって：

前記第1動き信号及び前記第2動き信号は、前記対象物の第1動き及び第2動きの状態に調子を合わせたそれぞれの変化を表し；

前記画像シーケンスは、動きの状態の画像シーケンスとして前記対象物の前記第1動きを表し；

前記基準画像は第2の対象物の動きから動きの状態を表し、前記対象物の前記第2動きの間の基準の瞬間に捕捉される；

方法であり、

前記第1動き信号及び前記第2動き信号の類似性比較としての類似性関数を決定する段階；

前記類似性関数により前記第1動き信号における対応瞬間を決定する段階であって、前記対応瞬間は前記第2動き信号からの前記基準画像の捕捉瞬間に対応する、段階；並びに

前記第1動き信号を用いて、捕捉瞬間が少なくとも前記対応瞬間に略対応する画像シーケンスの画像を決定する段階；

を有することを特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項1に記載の方法であって、前記類似性関数は、所謂、動的タイムワーピング方法により得られる、ことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項1に記載の方法であって、補間画像は前記対応する画像から生成され、更なる画像は前記画像シーケンスから生成され、その補間画像は少なくとも実質的に前記対応瞬間の前記対象物の動きの状態を表す、ことを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項1に記載の方法であって、前記第1動き信号及び前記第2動き信号は心電図信号を生成し、前記画像シーケンスの前記画像及び前記基準画像は人間又は動物の心臓の動きの状態を表す、ことを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項4に記載の方法であって、前記心臓の血管は、前記画像シーケンスの画像又は前記基準画像のコントラスト媒体で少なくとも一部を満たされている、ことを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項1に記載の方法であって、前記画像シーケンスはX線画像シーケンスを生成し、及び／又は、前記基準画像はX線画像を生成する、ことを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項1に記載の方法であって、前記画像シーケンス及び／又は前記基準画像は超音波画像を生成する、ことを特徴とする方法。

【請求項 8】

第1動き信号及び第2動き信号により画像シーケンスから基準画像のための動いている対象物の対応する画像を決定するためのデータ処理ユニットを有するシステムであって、請求項1に記載の方法を実行するために配置されている、ことを特徴とするデータ処理ユニット。

【請求項 9】

心電図信号の検出のための手段及びX線画像検出器を有する検査装置であって、請求項8に記載のシステムを有する、ことを特徴とする検査装置。

【請求項 10】

データ処理ユニットが請求項1に記載の方法を実行することができるような方法で、前記データ処理ユニットと協働するように配置されているコンピュータプログラム又はコン

10

20

30

40

50

ピュータプログラムプロダクト。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、動いている対象物の画像シーケンスであって、動きの状態のシーケンスとして対象物の動きを表す画像シーケンスからの基準画像に対する対応する画像を決定する方法に関する。本発明は又、データ処理ユニットがその方法を実行することを可能にするコンピュータプログラムプロダクト及びコンピュータプログラムに対して同様にその方法が実行されることができる、システム及び検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

上記方法は、例えば、動きの状態の画像が画像シーケンスにおいて決定され、前記の動きの状態が又、対象物の第2の類似する状態の間に捕捉された基準画像において表されるどのような場合においても用いられる。対象物が動いている間に、各々の動きに対する動きの状態に合わせたシーケンスを表す信号が、逐次、決定される。この種の装置は、例えば、医療分野で周知である。米国特許第4,729,379号明細書において、鼓動している心臓の2つのX線画像シーケンスが捕捉された心臓検査のためのX線検査承認について開示されている。2つのシーケンスの1つの捕捉の間に、心臓の血管にコントラスト媒体が注入される。

【0003】

次の段階の間に、2つのシーケンスは互いに即ち1つの画像は他の画像の後に減算され、それ故、コントラスト媒体で満たされた血管は、結果としての差分シーケンスにおけるバックグラウンドの最小量を用いて再生される。この目的のために、2つの画像シーケンスは、同じ動きの状態を表す画像が各々の画像シーケンスから減算されるような方法で、2つの画像シーケンスは互いに対し位置合わせされる必要がある。これは、心電図によりそれぞれの心電(ECG)信号の捕捉により、即ち、2つの画像シーケンスの捕捉と同時に達成される。両方のECGにおいて、2つの連続するR歪みが決定される度に、2つのECGは互いに対し位置合わせされる。2つのECGにおける2つのR歪みの間の時間経過が異なる場合、この時間差は線形補完により補償され、それ故、2つの対応する画像シーケンスのR歪みの間で捕捉される画像は互いに関連付けができる。

【0004】

1つの基準例のみが心臓周期に対して用いられるため、画像シーケンスは1つの瞬間に互いに位置合わせされ、それ故、一方で、全体的な心臓周期の期間に関し、他方で、心臓の動きの個々のセグメントの圧縮又は拡張に関して、2つのECG信号の間の差が考慮される。このことは、差分シーケンスにおける不所望で厄介なアーチファクトを生じさせる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、本発明の目的は、上記のようなシステムを改善することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この目的は、本発明に従って、第1動き信号及び第2動き信号により動いている対象物の画像シーケンスからの基準画像についての対応する画像を決定する方法であって、

- 第1動き信号及び第2動き信号は、対象物の第1動き及び第2動きの動きの状態に調子を合わせたそれぞれの変化を表し、

- 画像シーケンスは、動きの状態の画像のシーケンスとして対象物の第1動きを表し、

- 基準画像は第2対象物の動きから動きの状態を表し、対象物の第2動きの間の基準の瞬間ににおいて捕捉される、

方法であり、

10

20

30

40

50

- a . 第 1 動き信号及び第 2 動き信号の類似性比較としての類似性関数を決定する段階、
 b . その類似性関数により第1動き信号における対応瞬間を決定する段階であって、その
 対応瞬間は第 2 動き信号から基準画像の捕捉瞬間に對応する、段階、並びに
 c . 第 1 動き信号を用いて、捕捉瞬間が少なくとも対応瞬間に略対応する画像シーケンス
 の画像を決定する段階、
 を有する方法により達成される。

【 0 0 0 7 】

上記の方法は、基準画像についての対応する画像を決定する役割を果たし、対応する画像は、基準画像において表される、少なくとも動いている対象物の略その動きの状態を表す。対象物の第 1 動きから、各々の画像が対象物の動きの状態を表す画像シーケンスをここで捕捉する。次いで、画像の連續が、対象物の動きの動き画像シーケンスを表す。対象物が第 2 動きを実施している間に、基準画像は、対象物の第 2 動きの間に生じる動きの状態について捕捉される。動きについての動きの状態に調子をあわせて変化を表し又は特徴付ける動き信号が、第 2 動き及び第 1 動きから利用可能である。この種の信号は、例えば、関連する動きが生じる間に捕捉されることができる E C G である。他の動き信号は、患者の呼吸の動きの間に、呼吸センサにより生成される信号である。

【 0 0 0 8 】

この方法の第 1 段階の間に、2つの動き信号は類似性を調べられる。これは、対象物が2つの瞬間ににおいて少なくとも略同じ動きの状態を仮定されるような方法において、他の動き信号の対応する瞬間を1つの動き信号のいずれの瞬間に対応付けるために用いられることができる類似性関数を与える。類似性関数を用いると、2つの動きにおいて、対象物がそれぞれの動きの間に略同じ動きの状態を仮定する2つの瞬間を決定することができる。動きの動き信号が互いに対して非線型に歪んでいるような領域に対して動きが異なるとき、既知の方法と反対に、本発明に従った方法は、評価について適切である結果を生成する。

【 0 0 0 9 】

この方法の第 2 段階の間に、第 2 動き信号の基準の瞬間に對応する第 1 動き信号における瞬間が決定される。この方法の第 3 段階において、捕捉瞬間が対応する瞬間に略対応する画像シーケンスの画像は、対応する画像として決定される。このようにして選択された対応する画像は、基準画像において表される、動いている対象の少なくとも略動きの状態を表す。画像シーケンスからの基準画像及び対応する画像が互いから減算されるとき、減算画像は、異なる動きの状態の2つの画像が互いから減算される事実によることが可能である非常に少しおんアーチファクトのみを示す。

【 0 0 1 0 】

請求項 2 に従って、類似性の比較を、既知の“動的タイムワーピング”方法により実行することができる。この方法は、類似性の比較の非常に速く、効率的な実行を可能にする。

【 0 0 1 1 】

対象物の動きが原理的に認識される場合、それ故、付加情報が、画像シーケンスの画像の捕捉の間に対象物により仮定された動きの状態に関して提供されることができる場合、人工的な中間的画像が、補間にによりこれらの動きの状態に対して生成されることができる。例えば、呼吸の間に一部の組織により実行される動きは、動きモデルにより十分正確に表されることができる。請求項 3 に従って、基準画像の捕捉の間に、対象物により仮定された動きの状態を同様に表す画像を生成することが可能である。これは、画像シーケンスの画像の捕捉の実際の瞬間と対応する瞬間との間の差が非常に大きいとき、例えば、減算画像において非常に多くのアーチファクトが生成され、特に有利である。中間画像の補間は又、対象物の動きの間に画像シーケンスに対してほんの僅かな画像が捕捉されるとき、有利に用いられることがある。

【 0 0 1 2 】

請求項 4 に従って、本発明の方法は、人間又は動物の心臓の画像又は画像シーケンスが

10

20

30

40

50

生成され、更に、心臓の動きの E C G が利用可能であるシステムにおいて、特に有利に用いられることがある。本発明に従った方法は、病気又は所定の物理的条件のために E C G が互いに対し非線形歪みを示す心臓周期を有する患者の場合に特に、心臓の動きの同じ状態を表す画像の信頼できる決定を提供する。

【 0 0 1 3 】

請求項 5 に従って、本発明に従った方法は、減算造影法が実行されるシステムにおいて用いられる。心臓の動きの状態の画像の捕捉に対して適切である画像化方法は、請求項 6 に一致して、X 線システムとすること、及び、請求項 7 に一致して、超音波システムとすることが可能である。しかしながら、磁気共鳴断層撮影装置又は X 線 C T (c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 装置のようなスライス画像又はボリューム画像を生成する画像化システムは又、非常に近い将来、心臓の動きの状態を記録することができるようになるであろう。この方法は、それ故、結果的に用いられることができる。

【 0 0 1 4 】

従って、請求項 8 に従って、医療分野において現代の画像化システムで用いられるこの種のデータ処理ユニットを有するシステムにおける方法を用いることは特に有利である。X 線検査システムは、請求項 9 に従ったシステムを用いて提供されることが可能である。データ処理ユニットがプログラム可能であるように構成される場合、請求項 10 に記載されているようなコンピュータプログラム又はコンピュータプログラムプロダクトは、データ処理ユニットが本発明に従った方法を実行することを可能にする。

【 0 0 1 5 】

本発明の実施形態について、図を参照して、以下、詳細に説明する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

図 1 は、時間 t に対する心臓周期の心電図 (E C G) E 1 を表す図である。心電図は、人間又は動物の心臓の活動電流を記録する方法である。活性化された心筋の位置は、非活性位置に対して電荷を有する。この電荷は、心筋の残りの部分を通じて所定の速度で伝播する。そのような電流は、図 1 に従って再生されることができ、身体に取り付けられる適切な電極により既知の方法で測定される。人間心臓周期の典型的な持続時間は約 1 秒である。

【 0 0 1 7 】

心臓周期の間に、心臓のそれぞれの画像 I 1 乃至 I 1 4 が、複数の瞬間 t_1 乃至 t_{14} において捕捉される。各々の画像 I 1 乃至 I 1 4 は、非常に複雑な心臓の動きの瞬間的画像として心臓の動きの状態を表す。この種の画像は、例えば、X 線画像化又は超音波画像化等の既知の画像化方法により捕捉されることがある。現代の X 線システムは、最大 1 秒当たり 30 乃至 60 画像の捕捉が可能であり、それ故、心臓周期の画像シーケンスの画像はそれぞれ、30 乃至 60 の心臓の動きの異なる状態を表す。しかしながら、そのような多くの画像は図に表すことは困難であり、それ故、ここでは、少ない数を用いている。

【 0 0 1 8 】

一部の心臓の検査に対しては、心臓の血管ツリーのみを画像化することが有用である。この目的のために、心臓の動きの状態について第 1 画像及び第 2 画像が捕捉される。第 2 画像の捕捉の間に、例えば、X 線を吸収するコントラスト媒体が、例えば、カテーテルにより心臓の血管に導入され、それ故、血管は X 線システムにおいて非常にうまく強調される。第 1 画像の捕捉は、コントラスト媒体なくして得られることはない。次の段階の間に、両方の画像は、例えば、互いから減算され、例えば、1 つの画素は他の画素から減算され、それ故、理想的な場合には、コントラスト媒体で満たされた血管ツリーのみが尚、視認される。この方法は又、減算血管造影と呼ばれ、デジタル画像の場合、デジタル減算血管造影 (D S A) と呼ばれる。図 1 は、心血管がコントラスト媒体で満たされる第 2 画像シーケンスの生成及び対応する心臓周期の E C G E 1 ' を図に表したものである。画像 I ' 1 乃至 I ' 1 4 は瞬間 $t' 1$ 乃至 $t' 1 4$ において捕捉される。

【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

減算により取り除かれる画像要素又は画素が2つの画像において実質的に同じであるとき、DSAにより生成される画像はアーチファクトを殆ど含んでいない。更に、2つの画像において強調されるべき対象物の形状は又、実質的に同じである必要がある。従って、特に、心臓の動きのように複雑な動きの場合、心臓の動きの同じ状態を表す2つの画像を互いに減算することは重要である。例えば、画像I'8において表される動きの状態がDSA画像として表されるべきである場合、画像I'8と同じ心臓の動きの状態を実質的に表す画像I'8を第2画像シーケンスから見つけることが必要である。これは、破線で示されている。今まで用いられてきたシステムにおけるように、特に、所謂R偏向(I'8の捕捉の瞬間の少し前の著しい偏向)のみが参照例として取り上げられ、この偏向がECG E1(ECG E1'の破線部分)におけるよりECG E'1において実質的に広い場合、既知の方法はR偏向の減少された部分に尚も位置されている画像I'8を生成し、それ故、それは、実際に調査されたI'8とは全く異なる動きの状態を表す。特に、心疾患を患っている患者の場合、2つの異なる心臓周期のECGの曲線が全く同様であることを単純に仮定することはできない。一般的に言って、1つのECGは、他のECGに対する非線型歪みを表し、それ故、1つのECGの捕捉の間の所定の瞬間に於いて、心臓は、他のECGの捕捉の間の動きの状態とは異なる動きの状態にある。このことは、画像I'8に対応する画像I'8の決定のための2つのECGの比較を非常に困難にする。

【0020】

図2は、2つの時間的に非線形な歪み信号が類似性に関して調べられることを可能にする実行可能な方法の一般的表現である。水平方向と垂直方向にプロットされた(一次元)関数は、2つの略同じ関数に対応している。2つの関数の異なる時間的構成は、それらの時間スケールの相対的歪みにおいて明らかとなった。動きの状態のような対応するイベントの瞬間の仮定された関連性は、スケールのプロダクトグリッド(product grid)における経路として印が付けられている。

【0021】

そのようなパターン比較アルゴリズムを使用することは、発話認識の分野において利用される単語認識システムにより認識される(例えば、文献、E.G.Schukat-Talamazzini "Automatische Spracherkennung", ISBN 3-528-05492-1, Vieweg Verlag, 1995, chapter 5.1において)。図3との一致性において、基準パターン Y_1 (又、プロトタイプ又はテンプレートと呼ばれる)により表される語彙の入力毎に語彙 $Y = Y_1 \dots Y_T$ が与えられ、各々の基準パターン Y_1 は、特徴ベクトルシーケンス $Y_1 = y_{11} \dots y_{1s}$ の形式で与えられる。語彙入力は、システム寸法記入フェーズの間に捕捉された単語の選択的認識を生成する。更に、短期間に解析された単語は、特徴ベクトルシーケンス $X = x_1 \dots x_T$ の形式で与えられる。個々の単語を認識するタスクは、語彙のどの単語が実際に発話された単語に最もよく対応するかを調べることにより、語彙から発話された可能性の大きい単語の同一性を決定することにある。

【0022】

異なる期間 S Tの基準シーケンス $Y = y_1 \dots y_s$ と入力シーケンス $X = x_1 \dots x_T$ との間の距離 $D(X, Y)$ は、ベクトルシーケンスの間の適切なタイムワーピングに沿った局所距離の合計として決定される。局所距離関数 $d(\cdot, \cdot)$ は、例えば、ユークリッドメトリックにより実現される。この目的のための適切な歪み関数は、全体的な長さに亘ってYにおいてXをマッピングし、tスケール及びsスケールにおいて所定の単調性と恒常性の特性を満足し、そして最小の全体的距離を与える。この非常に複雑な離散最適化タスク(組み合わされた実現可能経路の数は、前記制限が課せられるときでさえ、プロトタイプの長さの関数として指数関数的に増加する)は、最適化の原理を満足し、それ故、一般に周知の“動的プログラミング”方法により解かれることができる。ベクトルシーケンスX、Yの初期セグメント間の累積距離 $D_y = D(x_1 \dots x_i, y_1 \dots y_j)$ は次の漸化式を条件とする。

【0023】

10

20

30

40

50

【数1】

$$D_y = \begin{cases} 0 & i=j=0 \\ \min\{D_{i-1,j-1}, D_{i-1,j}, D_{i,j-1}\} + d_y & i>0, j>0 \\ \infty & \text{else} \end{cases}$$

従って、全体距離 $D(X, Y) = D_{T \cdot S}$ は、 $O(T \cdot S)$ 演算を単に実行することにより決定されることができる。図4は、簡単な例のための累積距離 K_D と局所距離 L_D のマトリクスを示している。最適な歪み経路、即ち、最小距離を有する経路は、太線で示す四角により強調されている。それは、上記の漸化式における最小決定と一致する漸化マトリクス R_V におけるポインタの設定により、即ち、全体距離と共に同時に、決定されることができる。漸化式の最小式における項の数及び形状は、歪関数の許容される局所遷移 L_T に依存する。例において選択された構成に加えて、多くの他の修正される経路制限が既知である。この時間弾性距離の計算のための既知のアルゴリズムは、動的タイムワーピング (D_{TW}) と呼ばれる。

【0024】

この方法は、2つのECG曲線が類似性のために比較されることを可能にする。これを達成するために、ECG曲線はデジタルの方式で提供され、即ち、各々の曲線における多数の特徴的ポイント（例えば、300）により表される。これは、ECG信号をサンプリングすることによる既知の方法において実現されることがある。それ故、ECG曲線はスカラのシーケンスをなす。局所距離関数は、それ故、次の代替の基準により表される。

$$d_{i,j} = d(x_i, y_i) = |x_i - y_j|,$$

$$d_{i,j} = d(x_i, y_i) = (x_i - y_j)^2, \text{ または}$$

一般に基準として x_i, y_j を用いて、 $d_{i,j} = d(x_i, y_i) = x_i, y_j$ である。

【0025】

式 x_i, y_j は、一般に、数学で周知であり、条件、 $x, y + y, z$
 x, z (三角不等式)、 $x, x = 0$ 、 $x, y = 0$ 及び $x, y = y, x$ (対称) である。

【0026】

上記のように、累積距離は前の局所距離の合計として構成され、最も好ましい歪み経路は、最小条件を用いて漸化的に決定される。一旦、歪み経路が規定されると、他のECG曲線の特性ポイントを、一のECG曲線の各々の特性ポイントに対して示すことができる。

【0027】

最適な経路を決定する間に、漸化式は、漸化段階においてどのボックスに到達することができるかを規定する。上記の式に従って、3つの異なる累積距離から最小値が決定され、それら3つの距離は1つのボックスから直接隣接するボックスまで測定される。それに代えて、対応する漸化式からもたらされる次の漸化マトリクスを用いることができる。

【0028】

【数2】

$$D_y = \begin{cases} 0 & i=j=0 \\ \min\{D_{i,j-1}, D_{i-1,j-1}, D_{i-2,j-1}\} + d_y & i>0, j>0 \\ \infty & \text{else} \end{cases}$$

この場合は、3つの累積距離が再び比較されるが、対応するボックスは3つの比較の1つにおいて直接隣接していない。漸化式において、実際に互いに比較される距離は、正確

なシステムの条件に依存し、必要に応じて、漸化式により与えられる局所遷移又はバックポイントにより所定のタスクに一致して変化されることがある。

【0029】

図5及び6は、2つのECGに対する幾つかの局所距離についてのそれぞれの図を示している。簡単のために、信号値は、0と10との間の絶対値を有する、対応する整数値に四捨五入（量子化）される。時間軸tの各々の特性ポイントに対してボックスがあり、時間毎の第1特性ポイントは、x1乃至x5及びy1乃至y5により示されている。局所距離は、 $d_{ij} = d(x_i, y_j) = |x_i - y_j|$ としての時間毎に計算される。最適経路は、次の漸化式と累積距離（図示せず）により決定される。

【0030】

【数3】

$$D_{ij} = \begin{cases} 0 & i=j=0 \\ \min\{D_{i-1,j-1}, D_{i-1,j}, D_{i,j-1}\} + d_{ij} & i>0, j>0 \\ \infty & \text{else} \end{cases}$$

2つのECG曲線E2及びE3波実質的に図5におけるものと同じであり、それ故、太線で示されるボックスにより表されている最適経路は対角線方向に伸びている。図6におけるECG E4は、ECG E2に対して僅かな非線型歪みを示している。2つの曲線の経路が略同じ領域において、最適経路は特に対角線方向にある。信号の経路がそれた領域においては、最適経路は対角線方向からずれている。最適経路が規定されたとき、ECG E2の対応する瞬間xは、ECG E4の各々の瞬間yに対して決定されることができ、その逆も同様であり、それ故、ECG曲線は、対応する瞬間ににおける心臓の動きの同じ状態を実質的に表す。

【0031】

図7は、対応する瞬間が規定されるときに、一致する、対応する画像を選択するための可能性を示している。ECG E5の捕捉の間に、心臓の血管はコントラスト媒体で満たされ、画像I51は瞬間t51において捕捉される。ECG E6及びE7および対応する画像シーケンスの捕捉の間、コントラスト媒体は使用されない。ECG E6との類似性の比較は、画像I51と同じ心臓の動きの状態を表す、対応する画像I63が捕捉された、対応する瞬間t63を与える。画像I63を減算アルゴリズムのために用いることができる。ECG E7との類似性の比較は対応する瞬間t75を与える。しかしながら、瞬間t75において破線の矢印により示されるように、その瞬間に画像は捕捉されない。対応する瞬間t75に先立ち、画像I72は捕捉され、画像I73は瞬間t75の後に捕捉される。

【0032】

減算造影図に適する画像を得る第1の可能性は、捕捉の瞬間が対応する瞬間t75のできるだけ近くにある画像を選択することである。換言すれば、その画像は、画像の捕捉の瞬間と対応する瞬間t75との間の時間差が最も小さくなるように選択される。これは、画像I73である。この可能性は、コントラスト媒体を用いることなく捕捉されたECG（図示せず）を有する更なる画像が存在するときに特に、用いられる。これらの更なるECGの各々に対して、この方法は、関連する対応する瞬間と最近接の画像との間の時間差を決定することを可能にする。この時間差が最小である画像が、減算造影図に対して選択される。

【0033】

減算造影図に適する画像を得るための他の可能性は、対応する瞬間の前後の各々の時間に捕捉された画像から画像を補間することである。例えば、図I72とI73に示された動きの状態の間の心臓の動きが、対応する瞬間t75における心臓の動きの状態を表す人

工的画像を生成するように、補間される。他の場合、心臓の全体的動きが動きモデルで表され、それにより、画像 I 7 2 の捕捉の瞬間と I 7 3 の捕捉の瞬間との間の心臓の殆ど正確な動きが補間され、対応する瞬間 t 7 5 における動きの状態の画像が決定されることができる。

【 0 0 3 4 】

本発明に従った方法を使用することは、1つの基準画像に限定されない。複数の基準画像を有する画像シーケンスの場合、対応する画像は、上記の方法により各々の個々の画像に対して決定又は生成されることができる。

【 0 0 3 5 】

図 8 は、医療 X 線検査システムを図に表したものである。このシステムは、X 線に対して透明であるテーブル 4 3 に配置された患者 4 1 が存在する場合、X 線は検査される対象を横断する方式で X 線 4 2 を放射するように配列された X 線源 4 0 を有する。従って、X 線がテーブル 4 3 の下に配置された X 線画像検出器 4 4 により検出することができる。X 線画像検出器 4 4 は、X 線に対して感度を有するセンサ素子のアレイを有する。患者 4 1 を横断する X 線 4 2 についての器官に特定の減衰のために、画像は X 線画像検出器 4 4 において生成され、前記画像のデータはデータ処理ユニット 4 6 に供給される。データ処理ユニット 4 6 は又、ここで説明していないシステム制御タスクを実行することができ、最適画像がビューアに対して生成される方式で入力画像データ 4 5 を処理する。このようにして処理される画像データ 4 7 は、視覚化ユニット 4 8 であって、例えば、データがビューアに提供されることができるモニタに提供される。データ処理ユニットは、プログラマブルであるように任意に構成されることができる。その場合、データ処理ユニット 4 6 に結合され、データ処理ユニット 4 6 に適用するようにコンピュータプログラムプロダクトからコンピュータプログラムを読み出すことができるデータ読み出し装置 5 2 が利用可能である。コンピュータプログラムは、特に、データ処理ユニットが本発明に従った方法を実行することを可能にする。

【 0 0 3 6 】

E C G 装置 5 1 に接続される電極は患者に取り付けられる。図 8 は、身体に取り付けられた電極を有する1つの接続リード線 5 0 のみを単なる例として示している。実際には、複数の電極が、基準電位（しばしば、接地）に対する電極（図示せず）と同様な既知の方式で使用される。データ処理ユニット 4 6 に接続された E C G 装置は、データ処理ユニット 4 6 の制御下で X 線画像捕捉の間に患者 4 1 の E C G を生成し、本発明に従った方法を実行するようにデータ処理ユニット 4 6 に E C G を供給する。

【 0 0 3 7 】

又、心臓検査の間に患者の腿の付け根の領域における血管に代表的に導かれたカテーテルを示している。このとき、医師は、身体内のナビゲーションのための支援としての役割を果たす低照射量を用いて、X 線画像シーケンスを捕捉しながら、心臓までカテーテルの先端を進める。一旦、心臓に達すると、カテーテルにより、コントラスト媒体が心臓の血管に注入される。カテーテルの先端からコントラスト媒体が現れる少し前に、X 線画像検出器 4 4 と X 線源 4 0 は、次の捕捉のために動作の高照射量モードに切り換えられ、それ故、詳細な高照射量画像が、コントラスト媒体で満たされた心臓の血管ツリーとして生成される。

【 0 0 3 8 】

その後、X 線源は動作を停止され、又は低照射量画像が再び生成され、医師は更なる動作のためのナビゲーションの支援を必要とする。コントラスト媒体により満たされた血管ツリーの高照射量画像がデータ処理ユニット 4 6 において記憶される。本発明に従った方法と E C G 装置 4 1 により生成される E C G を用いて、これらの高照射量画像が、低照射量画像又は更なる高照射量画像に上記の方法で重ね合わされることができ、視覚化ユニット 4 8 により医師に提供されるように、コントラスト媒体なしで血管ツリーを表すことができる。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

本発明に従った方法は種々の心臓検査のために用いられることができる。

1. 鼓動している心臓の複数の心臓周期がコントラスト媒体の注入を用いることなく、捕捉される。次いで、幾つかの心臓周期又はただ1つの心臓周期がコントラスト媒体を用いてが捕捉され、次いで、いくつかの心臓周期がコントラスト媒体を用いることなく捕捉される。コントラスト媒体を用いないそれぞれの画像が、本発明に従った方法により、コントラスト媒体で満たされた心臓をどの画像が表すかを、心臓周期の幾つかの又は全ての画像に対して決定された後、及びその減算の後、画像が心臓サイクルの動きの種々の段階における心臓の血管ツリーのみを実質的に全く表す心臓周期の画像シーケンスが得られる。これらの画像はデータ処理ユニットに記憶され、動いている画像シーケンスとして医師に即座に提供されることができる。コントラスト媒体を伴う画像は、それ故、基準画像を有し、コントラスト媒体を伴わない画像は対応する画像を生成する。

2. 検査システムのデータ処理ユニットは、上記1項において生成されるような画像シーケンスを有し、その画像は、特に、心臓周期の動きの種々の状態における心臓の血管ツリーのみを表す。心臓の近くのカテーテルを位置付けるために、医師は、低照射量で連続的に捕捉されるX線画像シーケンスの生成において身体におけるナビゲーションのための支援を利用する。これらのシーケンスにおいて、血管ツリー及び心臓は、物理的条件のための困難のみを伴って認識されることがある。ちょうど捕捉されたX線画像に対して、対応する画像は、本発明に従った方法によりX線画像に重ね合わされるように、記憶されたシーケンスから自動的に又はマニュアルで決定される。結果として、コントラスト媒体で満たされた血管ツリーは、医師が適切なナビゲーションの支援を提供されるように、瞬間のX線画像に重ね合わされる。必要に応じて、そのような重ね合わせは又、実際には捕捉されたX線画像全てに対して連続的に実行される。それ故、コントラスト媒体を伴わない画像は基準画像を生成し、コントラスト媒体を伴う画像は対応する画像を生成する。

【0040】

本発明に従った方法はX線検査システムに限定されるものではないことに留意されたい。本発明に従った方法は、図8に示すX線検査装置における方法と同様の方法で超音波検査システムにおいて実行されることがある。この目的のために、基準画像及び対応する画像が超音波により生成され、基準画像又は対応する画像の捕捉の間に検査される組織又は血管に対して超音波反射コントラスト媒体が与えられる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】画像捕捉の組み合わせにおける2つのECGを表す図である。

【図2】2つの信号の類似性の比較のための一般的方法を示す図である。

【図3】発話認識において設定された類似のタスクを示す図である。

【図4】関連する漸化マトリクスの上に局所距離及び累積距離を、例として示す図である。

【図5】異なるECGに対するいくつかの局所距離を表す図である。

【図6】異なるECGに対するいくつかの局所距離を表す図である。

【図7】対応画像の決定を表す図である。

【図8】X線検査システムを示す図である。

10

20

30

30

40

【図1】

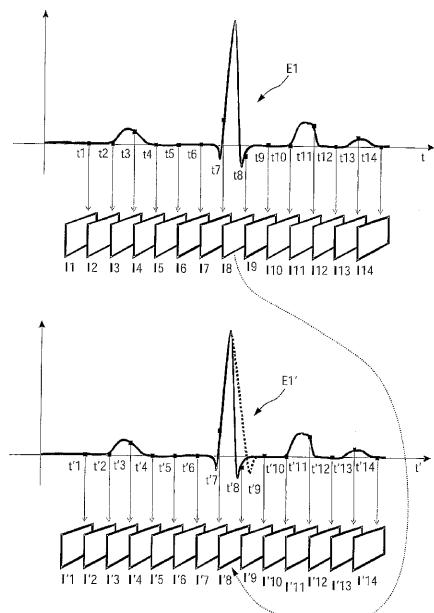
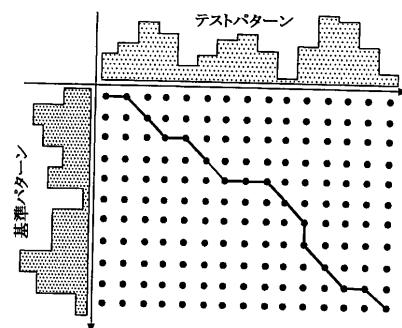
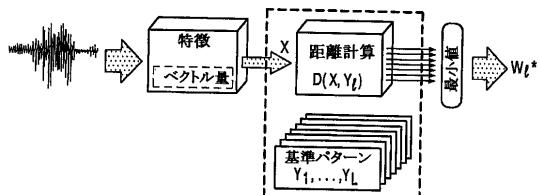


FIG.1

【図2】



【図3】



【図4】

y_1	y_2	y_3	y_4	
x_1	1	4	5	8
x_2	4	3	2	7
x_3	7	4	9	0

LD

y_1	y_2	y_3	y_4	
x_1	1	5	10	18
x_2	5	4	6	13
x_3	12	8	13	6

KD

y_1	y_2	y_3	y_4	
x_1	↑	↑	↑	↑
x_2	↑	↑	↑	↑
x_3	↑	↑	↑	↑

RZ

y_1	y_2	y_3	y_4	
x_1	□	□	□	□
x_2	□	●	●	●
x_3	□	●	●	●

LT

FIG.4

【図5】

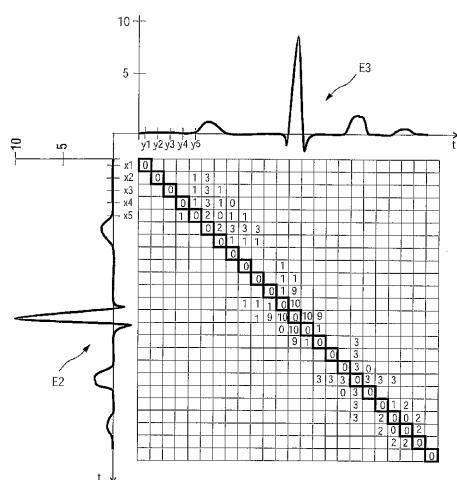


FIG.5

【図6】

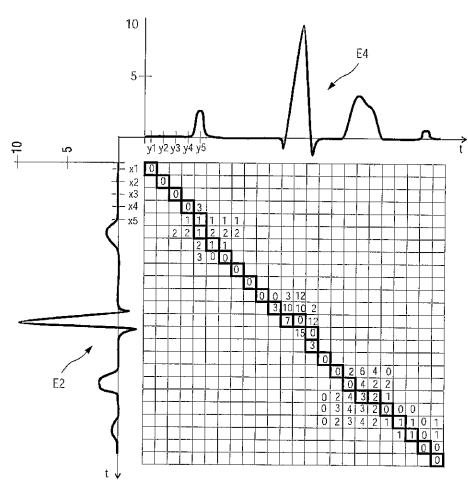


FIG.6

【図7】

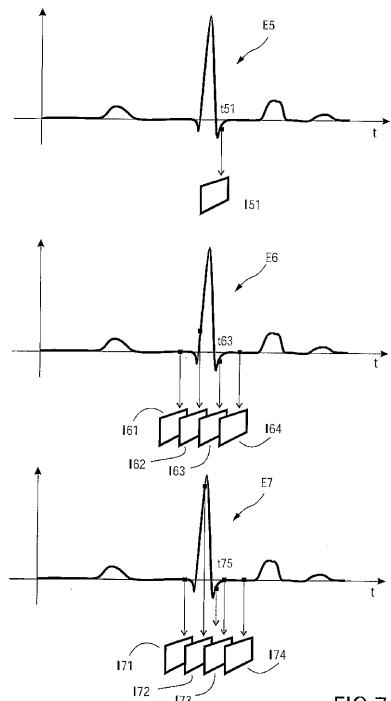


FIG.7

【図8】

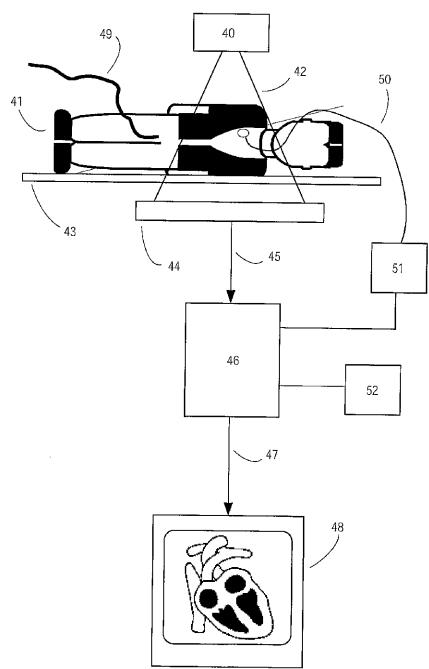


FIG.8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International	Citation No
PCT/IB 03/01183	

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G06T7/00 G06T5/50

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)
--

INSPEC, EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
--

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	BEIER J ET AL: "Advanced subtraction angiography: mask selection and image registration" COMPUTERS IN CARDIOLOGY 1994 BETHESDA, MD, USA 25-28 SEPT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, US, 25 September 1994 (1994-09-25), pages 105-108, XP010147930 ISBN: 0-8186-6570-X	1,3-10
Y	abstract sections 3, 5 --- -/-	2

<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.
--

<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
--

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

& document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
13 November 2003	26/11/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Gao, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International	location No
PCT/IB 03/01183	

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4 729 379 A (OHE MITSUO) 8 March 1988 (1988-03-08) cited in the application abstract column 3, line 31 -column 5, line 59 figures 3-5 -----	1,3-10
Y	VULLINGS H J L M ET AL: "Automated ECG segmentation with dynamic time warping" ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1998. PROCEEDINGS OF THE 20TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE HONG KONG, CHINA 29 OCT.-1 NOV. 1998, PISCATAWAY, NJ, USA,IEEE, US, 29 October 1998 (1998-10-29), pages 163-166, XP010320109 ISBN: 0-7803-5164-9 p.164, section II, paragraph B, lines 7-12 figure 4 -----	2

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational Application No
PCT/IB 03/01183

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 4729379	A 08-03-1988	JP	1926732 C	25-04-1995
		JP	6057208 B	03-08-1994
		JP	62155835 A	10-07-1987
		DE	3644265 A1	02-07-1987

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 モルス , ザビーネ

ドイツ連邦共和国 , 52066 アーヘン , ヴァイスハオスシュトラーセ 2 , フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 シュトゥーケ , インゴ

ドイツ連邦共和国 , 52066 アーヘン , ヴァイスハオスシュトラーセ 2 , フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 エック , カイ

ドイツ連邦共和国 , 52066 アーヘン , ヴァイスハオスシュトラーセ 2 , フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

(72)発明者 アーヒ , ティル

ドイツ連邦共和国 , 52066 アーヘン , ヴァイスハオスシュトラーセ 2 , フィリップス インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー内

F ターム(参考) 4C093 AA24 CA13 DA02 FA47 FF34

4C601 DD15 DE10 JB45 JC03 JC18

5L096 AA06 BA06 BA13 CA04 HA02 HA08