

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-181246
(P2004-181246A)

(43) 公開日 平成16年7月2日(2004.7.2)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 1 O 1 R	4 C O 9 3
// A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 7 O	4 C O 9 6
A 6 1 B 6/00	G O 1 N 24/08 5 1 O Y	
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/00 3 3 5	
G O 1 R 33/48	A 6 1 B 6/03 3 7 O B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-403880 (P2003-403880)
 (22) 出願日 平成15年12月3日 (2003. 12. 3)
 (31) 優先権主張番号 10/065, 961
 (32) 優先日 平成14年12月4日 (2002. 12. 4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

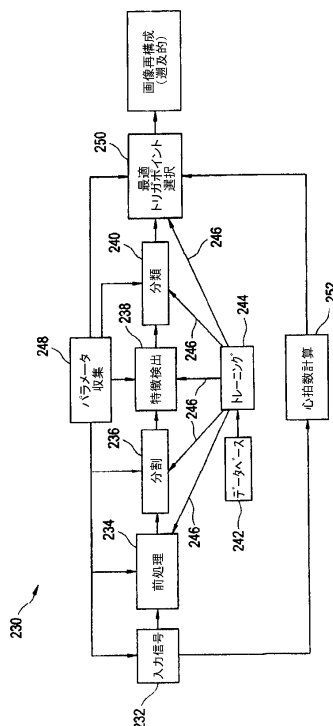
(54) 【発明の名称】 非電気的信号を用いた任意の心拍時相の決定

(57) 【要約】

【課題】 心拍ゲーティングのための、生理学的非電気信号における任意の心拍時相を選択する方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 心拍周期における最適トリガポイントを選択するために、非電気的心臓関連データを含む入力信号を解析して候補特徴を検出し、該候補特徴を並べ替えて最適特徴を選択し、最適トリガポイントを選択する。心拍ゲーティングのための任意の心拍時相を選択するために、信号上で心臓収縮又は心臓拡張の相の開始を識別するトリガポイントを識別し、トリガポイントの前にあり、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_1 までである時間 t を指定し、画像が再構成されることになる、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_2 までである時間間隔 T を選択する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心拍周期における最適トリガポイントを選択する方法であって、
非電気的心臓関連データを含む入力信号を提供する段階と、
前記入力信号を解析して候補特徴を検出する段階と、
前記候補特徴を並べ替えて最適特徴を選択する段階と、
最適トリガポイントを選択する段階と、
を含む方法。

【請求項 2】

前記入力信号を解析して候補特徴を検出する段階が、処理のためのデータセットの最初の数秒から最適テンプレートを選択する段階を含む請求項 1 に記載の方法。 10

【請求項 3】

相関ベクトルを見出すために前記最適テンプレートを前記入力信号と比較する段階を更に含む請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

心拍周期内の相関ポイントを選択するために前記相関ベクトルを閾値処理する段階を更に備え、前記相関ポイントが候補トリガポイントのセットを識別することを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記最適トリガポイントとして、他のトリガポイントよりも前に閾値を越えるトリガポイントを選択する段階を更に備えることを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。 20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は医療用イメージングのゲーティングに関し、より具体的には、本発明は、心拍ゲーティング (CARDIAC GATING) のための、生理学的非電気信号における任意の心拍時相を選択する方法及びシステムに関する。

【背景技術】**【0002】**

多くの用途において、変動サイクルのピークのような、変動サイクルにおける特定のポイントでの画像を取得することは、該ピークにおける挙動を解析するために望ましい場合が多い。医療分野において、イメージングシステムは、多くは被検体の内部生理学的情報を取得するために使用される。例えば、医療イメージングシステムを用いて、被検者の骨構造、脳、心臓、肺、及び種々の他の特徴の画像を取得することができる。医療イメージングシステムには、磁気共鳴イメージング (MRI) システム、コンピュータ断層撮影 (CT) システム、X線システム、超音波システム、及び種々の他のイメージング診断装置が含まれる。 30

【0003】

イメージング中の動的臓器の種々の特性を特徴付けるためにはゲーティングが不可欠である。心拍ゲーティング、呼吸ゲーティング、及び末梢パルスゲーティングを含む、最も一般的なゲーティング技法は、CT、MR、X線、超音波、及びPET-CTを含む診断装置全般にわたる多くの医療分野で使用される。 40

【0004】

心拍ゲーティングは、CT、磁気共鳴 (MR) のようなイメージング診断装置を使用する間、動きに関連するアーチファクトを最小限に抑えるために、心臓イメージングに不可欠な要素である。最近の心臓イメージング装置は、心拍時相情報 (cardiac phase information) を CT 投影にタグ付けするため、同時に収集された EKG (心電図) データを利用する。基本的には、EKG の R 波がこの目的に使用される。心臓機能は、心臓収縮と心臓拡張と呼ばれる 2 つの異なる周期によって特徴付けられる。心臓収縮においては、心筋が左心室の容積を収縮してその中身を大動脈弁を介して押し出す。心臓拡張すなわち心臓拡 50

張周期の間、左心室は僧帽弁を介して満たされる。心臓収縮の終わりでは、収縮して血液を押し出しているために、左心室は最小容積となる。心臓拡張の終わりは、押し出されるべき血液で満たされるので、左心室が最大容積となるポイントである。心臓拡張周期の間、心臓は比較的動きが少なくなり、この動きが限定された結果として、この期間に収集されたデータから生成された画像はより鮮明となる。

【0005】

図1には、心臓の収縮状態（すなわち収縮周期）と拡張状態（すなわち拡張周期）とを含む、EKG信号波形の1心拍周期が示されている。EKG信号の中の符号Q、R及びSが付けられた部分はQRS群と呼ばれ、R特徴又はR波は、EKG信号全体の中で最も顕著な、最も振幅の大きい特徴である。通常、心拍周期は、R波から開始し次のR波の発生まで継続する周期として定義される。

10

【0006】

EKGゲーティングは心臓の最良の画像が得られる時間を選択する。EKG装置は患者に接続される。心拍周期は、例えば、EKGのRピークの間隔の時間として決定される。通常の適用の1つは、心臓がほぼ静止状態にある心拍周期の期間の間に、又はイメージングが要求される期間の間に、ゲーティングされた画像を取得するために、決定された心拍周期の期間に伴う基準としてRピークを用いることである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

次に図2を参照すると、EKG信号を用いて心拍周期の心臓拡張及び心臓収縮の相を決定するために一般的に用いられる2つの手法が全体的に130で示される。波形132において、心臓収縮134及び心臓拡張136の相は、心拍周期内でそれぞれx%及びy%で中心にある。波形140においては、心臓収縮142は前のRピーク146からの特定の遅れである。同様に、心臓収縮144は先のRピーク148からの特定の遅れである。心臓拡張152は次のRピーク148からの特定の進みであり、同様に心臓拡張154は、次のRピーク150からの特定の進みである。これらの方法130は、心拍時相が心拍周期の間の特定の時間間隔で発生するという仮定に基づく。この仮定は、全ての心拍周期に関し及び個体群の全ての個体に関して必ずしも正確ではない可能性がある。

20

【0008】

図2の上述の方法の1つを用いて、心臓収縮及び心臓拡張の相の位置付けが行われ、又は推定されると、画像の再構成を行うことができる。図3は、「I」が単一周期と2つの連続した周期とからそれぞれ再構成された画像を表す、ハーフスキャン及びマルチセクタ画像再構成を示す。EKG波形120の波形122においては、単一の心拍周期からの投影126は、ハーフスキャン再構成として知られる、再構成のためのデータセットである。波形124においては、複数の心拍周期からの投影126のサブセット128が、再構成のための完全なデータセットを形成するために混合され、これはセクタベースの再構成とも呼ばれている。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述及び他の欠点及び欠陥は、心拍周期において最適なトリガポイントを選択する方法によって克服又は軽減され、該方法は、非電気的心臓関連データを含む入力信号を提供する段階と、該入力信号を解析して候補特徴を検出する段階と、該候補特徴を並べ替えて最適特徴を選択する段階と、最適トリガポイントを選択する段階とを含む。

40

【0010】

別の実施形態において、心拍ゲーティングのための任意の心拍時相を選択する方法は、時間t1に存在し、信号上で心臓収縮又は心臓拡張の相の開始を識別するトリガポイントを識別する段階と、トリガポイントの前にあり、時間t0から該時間t0の後の時間t1までである時間tを指定する段階と、画像が再構成されることになる、時間t0から該時間t0の後の時間t2までである時間間隔Tを選択する段階とを含む。

50

【0011】

他の実施形態において、心拍ゲーティングを用いて画像を再構成する方法は、各心拍周期について連続する複数の心拍周期を示す信号を提供する段階を含み、更に該方法は、時間 t_1 に存在し、信号上で心臓収縮又は心臓拡張の相の開始を識別するトリガポイントを識別する段階と、トリガポイントの前にあり、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_1 までである時間 t を指定する段階と、画像が再構成されることになる、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_2 までである時間間隔 T を選択する段階と、少なくとも1つの時間間隔 T にわたって画像を再構成する段階と、を含む。

【0012】

別の実施形態において、記憶媒体は機械可読コンピュータ・プログラムコードでエンコードされ、該コードは、心拍周期内の最適なトリガポイントを選択する方法をコンピュータに実行させる命令を含み、該方法は、非電気的心臓関連データを含む入力信号を提供する段階と、該入力信号を解析して候補特徴を検出する段階と、該候補特徴を並べ替えて最適特徴を選択する段階と、最適トリガポイントを選択する段階とを含む。

10

【0013】

別の実施形態において、記憶媒体は機械可読コンピュータ・プログラムコードでエンコードされ、該コードは、心拍ゲーティングのための任意の心拍時相を選択する方法をコンピュータに実行させる命令を含み、該方法は、時間 t_1 に存在し、信号上で心臓収縮又は心臓拡張の相の開始を識別するトリガポイントを識別する段階と、トリガポイントの前にあり、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_1 までである時間 t を指定する段階と、画像が再構成されることになる、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_2 までである時間間隔 T を選択する段階とを含む。

20

【0014】

別の実施形態において、心拍周期において最適なトリガポイントを選択するためのシステムは、心臓の機械的振動を検知する非電気的センサと、該機械的センサに結合された処理回路とを含み、該処理回路が該機械的センサによって送られた信号を処理し、該信号を解析して候補特徴を検出し、該候補特徴を並べ替えて最適特徴を選択し、最適トリガポイントを選択する。

【0015】

別の実施形態において、心拍ゲーティングを用いて画像を再構成するためのシステムは、心臓の機械的振動を検知する非電気的センサと、該機械的センサに結合された処理回路とを含み、該処理回路が該機械的センサによって送られた信号を処理し、信号上で心臓収縮又は心臓拡張の相の開始を識別するための時間 t_1 に存在するトリガポイントを識別し、トリガポイントの前にあって、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_1 までである時間 t を指定して、画像が再構成されることになる、時間 t_0 から該時間 t_0 の後の時間 t_2 までである時間間隔 T を選択する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本発明の上述並びに他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から当業者であれば評価され理解されるであろう。

40

【0017】

この方法及びシステムにおいて、心臓の機械的運動を用いて、心拍周期を確実に検出し、更にこれにより画像を再構成するための任意の相を選択する機能が提供される。

【0018】

心拍ゲーティングに適用できる機械的運動に基づく方法については、下記の3つの条件：1) 因果関係：ゲーティング信号は心臓変位がおきる直前に発生する必要がある(すなわち、「遅延が無いように待機しておく」機能を有する必要がある)；2) 特異性：ゲーティング信号は、心臓を起点とする事象から派生しなければならない；3) 特徴：ゲーティング信号は、特徴解析手法を用いて確実に取得されなければならない；が適用されなければならない。従って、生体的関連性を有する、トランスデューサからのどのような生体

50

信号についても、因果関係、特異性、及び特徴／パターン解析のような条件を満足しなければならない。心拍ゲーティング、呼吸ゲーティング、及び末梢パルスゲーティングについてのこれらの条件を満足する方法及びシステムは、2002年12月4日に出願された米国特許出願第10/065960号(125517, GEM-0071)に開示されている。

【0019】

以下に説明されるこの方法及びシステムにおいては、非電氣的信号の心拍の特徴／パターン解析の態様が説明される。この方法及びシステムは、末梢パルス信号や心音図信号、並びに変位、加速度、圧力、超音波、力、光学的、圧電、抵抗、誘導、及び容量性のトランスデューサを含む種々の非電氣的センサを用いる変位／加速度信号などのような非電氣的信号に適用される。

10

【0020】

この方法及びシステムにおける実施例としては、別途指定のない限り、機械的(加速度)センサのような非電氣的センサが使用されるが、他のどのような適切なタイプの非電氣的センサを組み込むこともできる。特異性を改善するために、加速度計或いは上述の他の非電氣的センサの何れかのようなセンサ組立体は、図4に示されるようにテーブル38上に、好ましくは仰向けになった患者42の心臓の前胸壁40上に直接に配置することができる。或いは、センサ12が、第1の平面においてゲーティングが行われるイメージングを妨害する場合には、流体が充填された非金属性の非導電性チューブ44を用いて、センサ12を撮像領域から移動させることができる。チューブ44は、患者42に粘着、接着、又は他の方法で固定される平らな一端部46と、センサ12の下、すなわち底面16の下方に配置することができる他方の端部48とを有することができる。この配置を用いると、心臓に特異的な振動は撮像領域の外側に配置されたセンサ12に誘導される。患者からの心臓の振動は、流体が充填された伝達デバイス44を用いてセンサ12へ伝達される。センサ12が加速度計である場合には、センサボックス26によって加速度が記録され、信号処理、コンピュータ解析及び表示部50に送られる。チューブ44を組み込むことにより多少の伝達遅れが生じるが、信号の因果関係に顕著に影響することは考えられない。センサ12を撮像領域の外に移動させる別の方法もこの方法内で用いることができるが、イメージングを妨害しない場合には、センサ12を患者42の胸40の上に直接に配置することもできる。

20

30

【0021】

加速度計のような非電氣的センサが、例えば図4に示される前胸壁40のような動く身体部に接触して配置されると、心臓の機械的運動を示す前胸壁40の運動が検出される。図5は、機械的センサによって検出された心臓弁の加速度を示している。他のタイプの非電氣的センサでは、他のタイプの信号を発生することになる。図5に示されるような検出された加速度信号200は、心臓の異なる相を分離する際だった特徴を有する。第1のピーク202、204は、房室弁の閉鎖、僧帽弁閉鎖202及び三尖弁閉鎖204すなわち心臓収縮の開始に対応し、通常より小さな第2のピーク206は、半月弁の閉鎖、大動脈弁及び肺動脈弁閉鎖すなわち心臓拡張の開始に対応する。

【0022】

図6に示されるように、血压波形210は、加速度波形200から所定の時間間隔にわたって信号200を2回積分して信号内のドリフトを除去することによって計算的に導き出すことができる。導出された圧力波形210は、被検者の身体のセンサ位置に応じて、大動脈パルス212又は頸動脈パルスと相関し、一方加速度波形200は心音を示す音響信号である心音図214と相関する。或いは、加速度信号200は、圧力波形210から2次微分演算によって導き出すことができる。血流速度係数(図示せず)は、加速度信号200を所定の時間間隔にわたって積分するか、又は圧力波形210の1次微分を取ることによって同様に導き出すことができ、逆もまた同様である。従って、220に全体的に示される、1つのモードで抽出された心臓情報を用いて、多数のセンサを使用する必要なく、他のモードの情報を計算上で導き出すことができる。

40

50

【0023】

遡及的心拍ゲーティングにおいて、トリガポイントは各心拍周期に対して決定されることが必要であり、次いでこの情報が、画像再構成に使用される。図2及び図3に関して説明されるように、現行の方法は相の決定において必ずしも正確とは限らない。すべての心拍周期において最適トリガを決定するために、図7に一般化されたアルゴリズムを示す。図7は、トリガ決定方法における種々の工程である、方法、処理、アルゴリズム、及びシステム230を説明する図を示す。領域分割ブロック236は、全てのトリガ決定適用に含まれてもよく又は含まれなくてもよい。トレーニング処理244は、ここで既存のデータベースからの情報を使用して、未知の場合におけるパラメータを導き出すことができる。トリガ決定工程230における個々のモジュールは、以下に更に説明される。

10

【0024】

入力信号232は、図4に関して説明された機械的センサ12のような非電氣的センサから収集される心臓関連データを含むが、心臓関連データを収集するための別の配置及び別の非電氣的センサ組立体もまた、このアルゴリズム230の範囲内である。

【0025】

前処理234に関しては、強調技法の主要目的は、特定の用途のために原データよりもより好適な結果であるようにデータを処理することである。生データは、限定ではないが累乘法を含む点処理法や、限定ではないが種々の平滑化及び鮮鋭化操作を含む空間フィルタリング法や、又は種々のフィルタを含む周波数領域法、或いはこのような方法の組み合わせなどのような空間領域法を用いて前処理することができる。

20

【0026】

領域分割236は、種々の相又は予め定められた基準に基づいた最適トリガポイントの選択のような構成部分に信号を細分化する。この細分化が実行されるレベルは、解決されるべき問題によって決まる。工程230におけるこのステップ236は、解析の最終的な成功又は失敗を決定付けることができる。事実、効果的な領域分割により殆どの場合には有益な結果が得られる。ここでは領域分割236は、特徴検出238の前又は後の何れで行われてもよいことに留意されたい。

【0027】

特徴検出238に関しては、信号解析は、信号ベースの作業の実行に関連するパターンを見出し、識別して、解釈する工程である。何れの信号解析技法も、1) 関連性のない細部のバックグラウンドから関連する情報を抽出する能力；2) 例から学習し、この知識を新しく且つ異なった環境に適用できるように一般化する能力；3) 不完全な情報から推定する能力；のような特性を含むことができる。テンプレートマッチング、ニューラル・ネットワーク、及びパターンの形状における何らかの構造的関係情報を用いる構造的方法のような、パターン認識技法が、特徴検出238において特徴を検出するために使用することができる。

30

【0028】

特徴が特徴検出238で計算されると、分類240において、予めトレーニングされた分類アルゴリズムを用いて、検出された信号セグメントを様々な相に範疇分けすることができる。ニューラル・ネットワーク、規則ベース法、ファジー論理が分類のために使用することができる、これらは全て当技術において既知である。

40

【0029】

正常及び異常データ（各データセットにおける1つ又はそれ以上の病態）の両方を含むデータベース242（機械的センサからの生心臓データ）が、トレーニング244においてアルゴリズムをトレーニングするために使用される。トレーニング工程の図を示す図8により詳細に示されるように、トレーニング・セット242は、正常データ又は異常データ（各データセットにおける1つ又はそれ以上の病態）の特徴のような幾つかの候補特徴、異なる病態と特定の信号特性との間の関係、及び既存のデータベースからの他の関連因子の計算評価を含む。

【0030】

50

特徴検出 2 3 8 に続き、或いは分類 2 4 0 の一部として実行することができる特徴選択アルゴリズムは、候補特徴を並べ替え、有用なものだけを選択して、情報を提供しないもの又は冗長的な情報を提供するものを取り除く。この決定は、候補特徴の種々の組み合わせに関する分類結果に基づることができる。特徴選択アルゴリズムは、計算する特徴の数が大きい場合には計算時間が非常に長くなる可能性があるため、実用的な観点から大きさを低減するためにも使用される。このようにして、信号内の異なる特徴を最適に区別できる特徴セットが導き出される。最適な特徴選択は、発散尺度、バッタチャリア距離、マハラノビス距離などを含む良く知られた距離尺度を用いて実行することができる。

【0031】

特徴セットがトレーニング工程 2 4 4 から導き出された後、適切な情報が図 7 に示されるトリガ決定工程 2 3 0 の種々のブロック（例えば、前処理 2 3 4、領域分割 2 3 6、特徴検出 2 3 8、分類 2 4 0、及び最適トリガポイント選択 2 5 0）に適用される。

10

【0032】

同様に図 7 で示されるように、収集パラメータ 2 4 8 を工程 2 3 0 の各ステップ（例えば入力信号 2 3 2、前処理 2 3 4、領域分割 2 3 6、特徴検出 2 3 8、分類 2 4 0、及び最適トリガポイント選択 2 5 0）に使用して、最適トリガ選択 2 5 0 のための異なる基準を決定することができる。収集パラメータは、収集された信号のサンプリング・レート、センサ位置の認識、収集される信号のタイプ、適用のタイプ、既知であれば疾患のタイプなどとするすることができる。更に、心拍数を心拍数計算 2 5 2 によって同時に計算することができ、工程の最終ステップに送られる。

20

【0033】

これらの基本的な工程、すなわち全体の方法 2 3 0 に示される種々のブロック及びステップは、並行して、或いは種々に組み合わせて行うことができる。所定の用途において、これらの組み合わせの幾つかだけが使用される必要があるが、これらは、図 7 の範囲内で、データフローの幾つかの修正が可能であることを示すために全ての可能性において提供される。

【0034】

工程 2 3 0 のための枠組みの 1 つの適用の実施例は、図 9 に示すようにテンプレートマッチング法により説明される。パターン認識手法のための例示的なアルゴリズム 2 6 0 は、より一般的で包括的な工程 2 3 0 を修正したものである。アルゴリズム 2 6 0 は、入力信号 2 3 2 及び / 又は前処理 2 3 4 を含む。入力信号 2 3 2 は、抽出を要する特徴に応じて、生データ 2 3 2 又は前処理された信号 2 3 4 とすることができる。或いは、信号 2 3 2、2 3 4 の両方を並行して使用することができる。

30

【0035】

特徴検出 2 3 8 で、自動化された最適テンプレートが、テンプレート選択 2 6 2 における処理に要する各データセットの最初の数秒から選択される。テンプレートマッチング 2 6 4 で、選択されたテンプレートがリアルタイム信号と整合され相関ベクトルが検出される。

【0036】

閾値処理ステップ 2 6 6 は、2 つの分離工程を含むことができる。(1) 各心拍周期内で良好に相関するポイントを選択するためテンプレートマッチングステップ 2 6 4 からの相関ベクトルを閾値処理する。この工程は、各周期における候補トリガポイントのセットを識別することになる。種々の基準を用いて、このセットからのトリガポイントを選択することができる。(2) 第 1 ステップから別々に前処理信号 2 3 4 を閾値処理する。

40

【0037】

分類 2 4 0 における 1 つの基準は、最大の相関を有するデータポイントを使用し、現在の心拍周期に一致する時間に到達するまではどのようなデータポイントも使用しないことである。或いは、現在の心拍周期の後に閾値を越えた最初のデータポイントを使用することができる。他の方法は、分割された相関ベクトルと共に分割され前処理された信号を使用して、各周期における最適トリガポイントを決めることを含む。各心拍周期における

50

最適トリガポイント選択 250 からの最適トリガポイントは、イメージング装置をゲーティングするために送られる。

【0038】

この方法の説明は図10に示され、該図は、加速度信号200に適用されるテンプレートマッチング法を示す。最適テンプレート280が、テンプレート選択262を通じてデータの最初の数秒から選択される。テンプレートマッチング264及び閾値処理266によって、候補トリガポイント282が検出される。最良トリガポイント選択250は、2つの異なる方法を用いて示されている。トリガポイント284は、使用者/オペレータによって予め選択可能な特定の閾値を超えるように選択することができ、更にトリガポイント284は、最大の相関、すなわちテンプレートとの加速度信号の最良の整合を有するように選択することができる。

10

【0039】

図11は、心臓収縮「S」及び心臓拡張「D」の開始を示す。「t」は異なる相の開始の前の時間を表す。「T」は、使用者が異なる相で画像を再構成するために選択する時間間隔(相)を表し、「I」は、再構成される画像を表す。図10に示される例えば284又は286であるトリガポイントが選択されると、使用者は、波形300内部に図11に示されるような時間間隔tを指定することができ、ここで使用者が画像の再構成を求めると、該画像を間隔「T」にわたって再構成することができる。この「t」間隔は、心房収縮を捉えるために例えば306である心拍周期の第1のピークの前、又は心臓拡張の開始を捉えるために例えば308である第2のピークの前とすることができ、或いは用途に応じたどのような任意の相とすることもできる。画像Iは、個別の間隔Tに基づいて、波形302について再構成される。この方法は、2つ又はそれ以上の心拍周期からのデータが単一画像Iの再構成に使用される、波形304に示されるようなマルチセクション再構成においても有利となる。

20

【0040】

上述の方法は、限定ではないが、CT、MR、X線、超音波、及びPET-CTを含む種々の画像診断装置に適用可能であることを理解されたい。

【0041】

このように、本明細書で開示された方法、工程、アルゴリズム、及びシステムは、これまでは不可能であった心臓の機械的運動に正確に基づく異なる心拍時相を選択する能力を使用者に提供する。上述の枠組みは、心臓の機械的運動に基づいて心拍時相を決定し、更に異なる心拍時相を決定する能力を提供する。

30

【0042】

上述の方法の全ては、イメージングシステム内部で、又は図4の符号50で示されるようなコンピュータ及びディスプレイに付属の信号プロセッサ内部で使用することができ、特に、該プロセッサ内の処理回路によって処理されるメモリ内部に格納可能であることに留意されたい。開示された方法を、任意のコンピュータで実行される処理及び該処理を実行する装置の形態で具体化することができることも更に本発明の範囲内である。本発明は、フレキシブルディスク、CD-ROM、ハードドライブ、又は他の何れかのコンピュータ可読記憶媒体のような有形媒体内で具現化された命令を含むコンピュータ・プログラムコードの形態で具現化することもでき、該コンピュータプログラムコードがコンピュータに取り込まれて実行される場合には、該コンピュータが本発明を実行する装置となる。本発明は、更に、例えば、記憶媒体に格納され、コンピュータに取り込まれ及び/又は実行されるコンピュータ・プログラムコードの形態か、或いは変調搬送波か否かにかかわらず、電氣的ワイヤ又はケーブル、光ファイバ、又は電磁放射線のような或る伝送媒体を介して送信されるデータ信号としてのコンピュータ・プログラムコードの形態で具現化することができ、該コンピュータ・プログラムコードがコンピュータに取り込まれて実行される場合には、該コンピュータが本発明を実行する装置となる。汎用マイクロプロセッサに実装された場合には、該コンピュータ・プログラムコードのセグメントがマイクロプロセッサを構成し、特定の論理回路を形成する。

40

50

【 0 0 4 3 】

本発明を好ましい実施形態に関して述べてきたが、当業者であれば、本発明の技術的範囲から逸脱すること無く種々の変更を行うことができ、均等物技術をその要素に代替することができることを理解するであろう。更に、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、特定の状況又は材料を本発明の教示に適合するように多くの変更を行うことができる。従って、本発明は、発明を実施するための最良の形態として開示された特定の実施形態に制限されるものではなく、添付の特許請求の範囲の範囲内にある全ての実施形態を含むことが意図される。更に、第 1、第 2 などの用語の使用は、どのような順序又は重要性をも示すものではなく、むしろ第 1、第 2 などの用語は、ある要素を別の要素と区別するために用いられるものである。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 公知のイメージングシステムに使用される従来技術の E K G 信号波形を示す図。

【 図 2 】 心臓収縮及び心臓拡張の相は、心拍周期の特定のパーセンテージ内に中心を置くものとして推定され、或いは隣接するピークからの特定の遅れであると見なされる従来技術の E K G 波形を示す図。

【 図 3 】 単一周期又は 2 つの連続する周期から画像が再構成される従来技術の E K G 波形を示す図。

【 図 4 】 患者に関連して配置されたセンサ組立体の線図。

【 図 5 】 心拍周期の加速度信号を示す図。

20

【 図 6 】 加速度信号、血圧波形、心音図、及び大動脈パルス信号を示す図。

【 図 7 】 トリガ決定方法を示す図。

【 図 8 】 図 7 のトリガ決定方法で使用可能なトレーニング工程を示す図。

【 図 9 】 テンプレートマッチング法を含む修正トリガ決定法を示す図。

【 図 1 0 】 トリガポイントを選択するために加速度信号に適用される図 9 のテンプレートマッチング法の実施例を示す図。

【 図 1 1 】 異なった相の開始の前の時間によって決定される間隔「 T 」にわたって画像が再構成される波形を示す図。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 5 】

30

2 3 2 入力信号

2 3 4 前処理

2 3 6 分割

2 3 8 特徴検出

2 4 0 分類

2 4 2 データベース

2 4 4 トレーニング

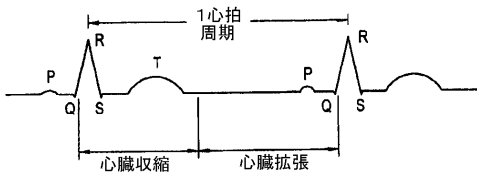
2 4 8 パラメータ収集

2 5 0 最適トリガポイント選択

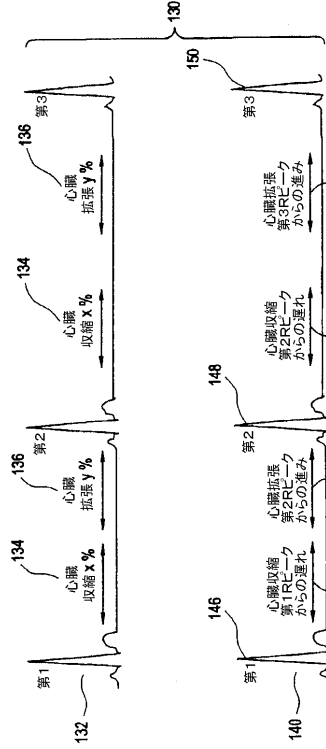
2 5 2 心拍数計算

40

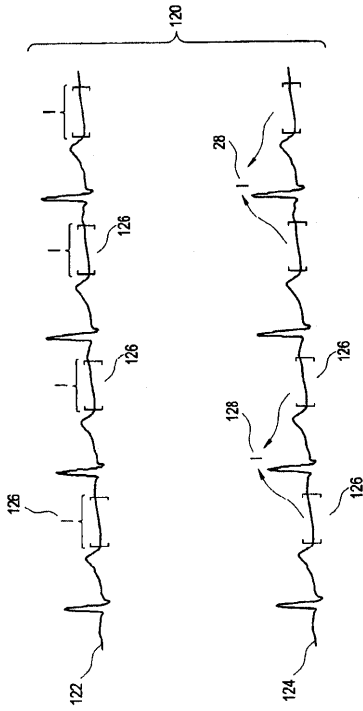
【図1】
従来技術



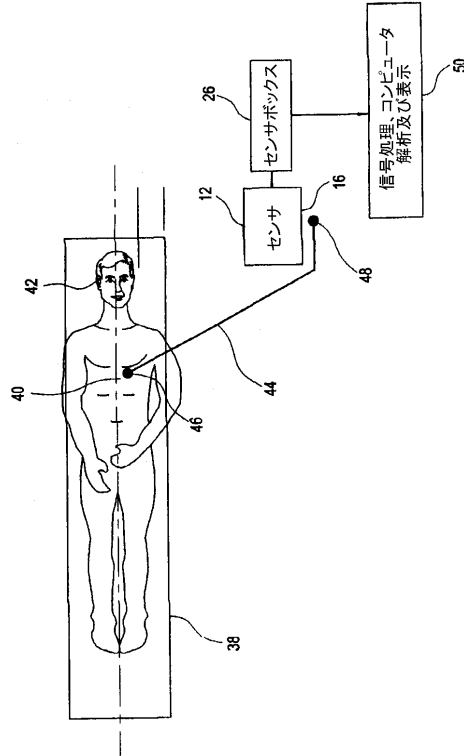
【図2】
従来技術



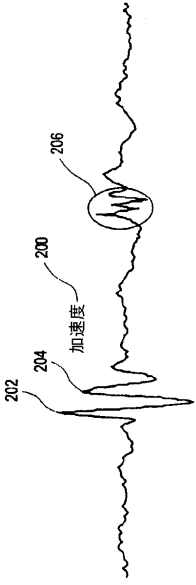
【図3】
従来技術



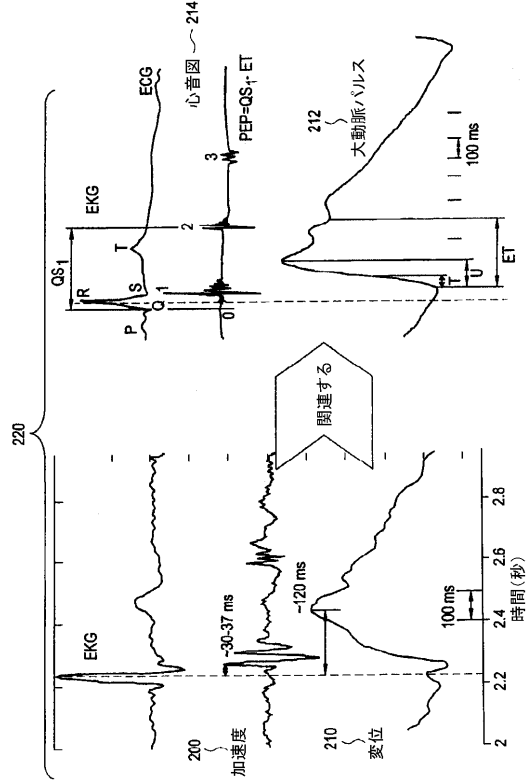
【図4】



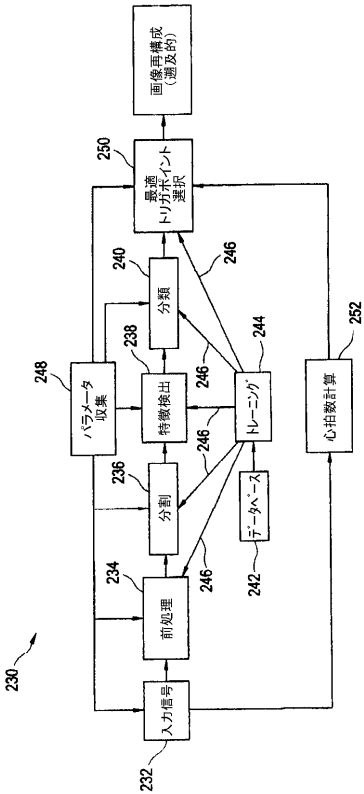
【図5】



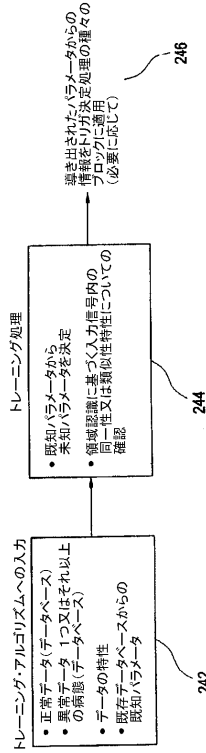
【図6】



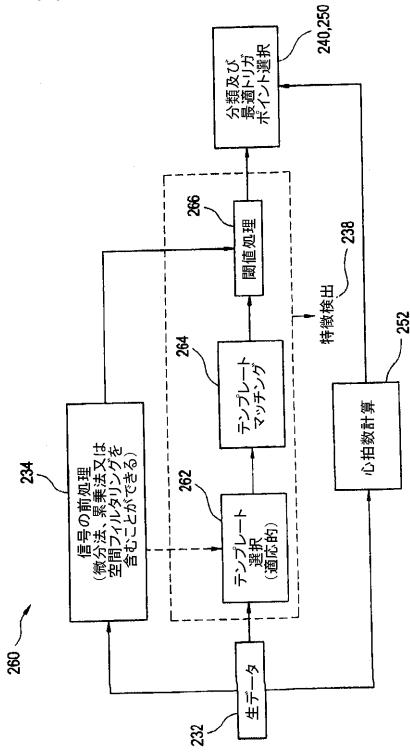
【図7】



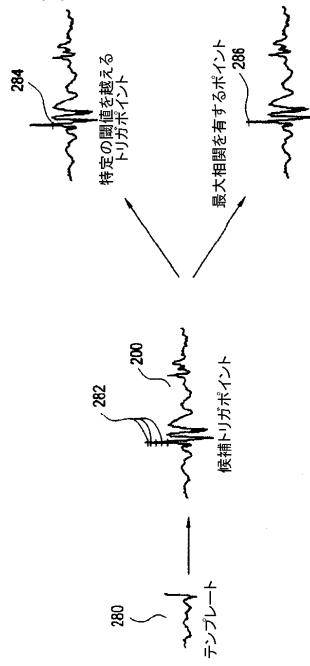
【図8】



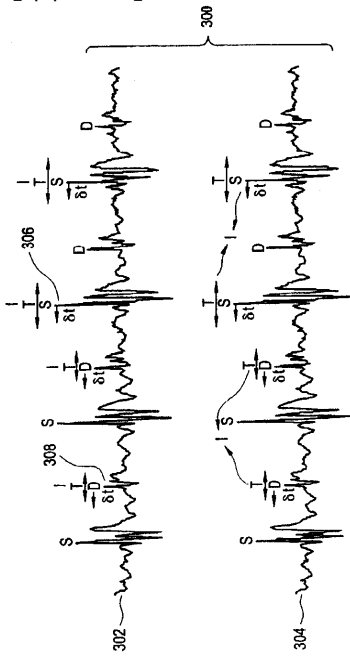
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(72)発明者 プレイシウシャ・ケー・サラ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、エヌ・グランド・アベニュー・ナンバー・2
06、707番

(72)発明者 ゴパール・ビー・アヴィナシュ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、エス・ラディソン・コート、4915番

Fターム(参考) 4C093 AA01 AA07 CA13 DA02 FA47

4C096 AB12 AC04 AD12 AD27 DA18

专利名称(译)	使用非电信号确定任意心跳时间相位		
公开(公告)号	JP2004181246A	公开(公告)日	2004-07-02
申请号	JP2003403880	申请日	2003-12-03
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	プレイシウシャケーサラ ゴパールビーアヴィナシュ		
发明人	プレイシウシャケーサラ ゴパールビーアヴィナシュ		
IPC分类号	G01R33/48 A61B5/00 A61B5/055 A61B5/11 A61B6/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/1107 A61B5/721 A61B5/7267 A61B5/7285 A61B6/5217 A61B6/541 A61B8/543 G16H50/30		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/05.370 G01N24/08.510.Y A61B6/00.335 A61B6/03.370.B A61B5/055.370		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA07 4C093/CA13 4C093/DA02 4C093/FA47 4C096/AB12 4C096/AC04 4C096/AD12 4C096/AD27 4C096/DA18 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD24 4C117/XE15 4C117/XE27 4C117/XE29 4C117/XE30 4C117/XF01 4C117/XF16 4C117/XJ05 4C117/XJ17 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C117/XR10		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	10/065961 2002-12-04 US		
其他公开文献	JP4526808B2 JP2004181246A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于在生理非电信号中选择任意心跳时间相位以进行心跳门控的方法和系统。 SOLUTION : 为了在心跳周期中选择最佳触发点, 分析包含非电心脏相关数据的输入信号以检测候选特征, 并重新排列候选特征以选择最佳特征, 选择触发点。 要为心跳门控选择任何心跳时间相位, 请在信号上标识一个触发点, 该触发点从时间 t_0 开始, 并且在该触发点之前, 该阶段是心脏收缩或舒张期的开始。 指定在 t_0 之后到 t_1 为止的时间 Δt , 并选择从时间 t_0 到时间 t_2 的时间间隔 T , 此后将重建图像。 [选择图] 图7

