

(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2004-528068
(P2004-528068A)

(43) 公表日 平成16年9月16日(2004.9.16)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 G	5 B 0 5 7
G 0 1 R 33/28	G 0 6 F 17/60 1 2 6 Q	
G 0 1 R 33/54	G 0 6 T 1/00 2 9 0 C	
G 0 6 F 17/60	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁) 最終頁に続く

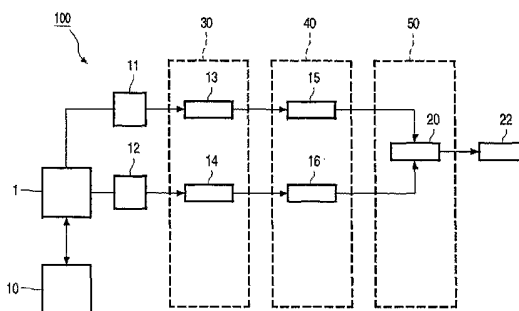
(21) 出願番号	特願2002-561756 (P2002-561756)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
(86) (22) 出願日	平成14年1月10日 (2002.1.10)	(74) 代理人	100087789 弁理士 津軽 進
(85) 翻訳文提出日	平成15年5月27日 (2003.5.27)	(74) 代理人	100114753 弁理士 宮崎 昭彦
(86) 国際出願番号	PCT/IB2002/000061		
(87) 国際公開番号	W02002/061660		
(87) 国際公開日	平成14年8月8日 (2002.8.8)		
(31) 優先権主張番号	01200373.7		
(32) 優先日	平成13年2月2日 (2001.2.2)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR) , JP		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流測定のための解剖学的に対応する位置の自動的な位置合わせ方法及びシステム

(57) 【要約】

心臓血管の血流画像を分析するために、自動的な定量分析方法が開発される。初めに、データセット毎の画像位置合わせは、取得時間にわたって当該標的部位の平行移動及び回転を補償するために実行される。次にパラメータ、例えば最大値投影が、各データセット内の当該標的部位の位置ずれを平均化除去するために計算される。最後に、パラメータ位置合わせが、当該標的部位内の解剖学的に対応するピクセル間の座標平行移動行列を計算するために実行される。また、前記座標平行移動行列は局所的な血流値を計算するためにも使用される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 及び第 2 画像系列を有する、少なくとも第 1 画像データセット及び第 2 画像データセットにおける解剖学的に対応する位置を自動的に位置合わせする方法であって、第 1 の位置合わせされた画像データセットを得るために前記第 1 画像データセットに対して位置合わせ演算を実行するステップと、第 2 の位置合わせされた画像データセットを得るために前記第 2 画像データセットに対して位置合わせ演算を実行するステップと、前記位置合わせされた第 1 画像データセットについて第 1 パラメータを計算するステップと、前記位置合わせされた第 2 画像データセットについて第 2 パラメータを計算するステップと、前記第 2 パラメータを基準として前記第 1 パラメータに対して位置合わせ演算を実行するステップと、を含む方法。

10

【請求項 2】

前記第 1 画像データセット及び前記第 2 画像データセットが、対象の心周期の実質的に同じ相において実行される、それぞれ安静時及び緊張時における心筋の血流測定を有し、前記第 1 及び第 2 パラメータが、それぞれ前記第 1 の位置合わせされた画像データセット及び前記第 2 の位置合わせされた画像データセットについて計算された最大値投影 (M I P)

20

【請求項 3】

前記第 1 画像データセット及び前記第 2 画像データセットが、対象の心周期の実質的に同じ相において実行される、それぞれ安静時及び緊張時における心筋の血流測定を有し、前記第 1 及び第 2 パラメータが、それぞれ前記第 1 の位置合わせされた画像データセット及び前記第 2 の位置合わせされた画像データセットについて計算された輪郭パラメータである請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 2 パラメータを基準とした前記第 1 パラメータに対する前記位置合わせ演算の結果が、第 3 パラメータを決定するのに使用される請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の方法。

30

【請求項 5】

前記第 1 パラメータ及び前記第 2 パラメータが M I P であり、前記第 3 パラメータが心筋の相対的な局所血流度である請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記位置合わせ演算の少なくとも 1 つが剛体変換により実行される請求項 1 ないし 5 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記位置合わせ演算の少なくとも 1 つが非剛体変換により実行される請求項 1 ないし 6 の何れか一項に記載の方法。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法を実行するシステムであって、M R 装置並びに第 1 画像データセット及び第 2 画像データセットを生成するために前記 M R 装置と協働する E C G 装置と、第 1 及び第 2 の位置合わせされた画像データセットを得るために前記第 1 画像データセット及び前記第 2 画像データセットに対して位置合わせ演算を実行する位置合わせ手段と、第 1 パラメータ及び第 2 パラメータを計算するための演算手段と、前記第 2 パラメータを基準として前記第 1 パラメータに対して位置合わせ演算を実行する第 2 位置合わせ手段とを含む装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

50

【発明の属する技術分野】

本発明は、第1及び第2画像系列を有する、少なくとも第1画像データセット及び第2画像データセットにおいて、解剖学的に対応する位置を自動的に位置合わせする方法に関する。

【0002】

また、本発明はこのような方法を実行するシステムに関する。

【0003】**【従来の技術】**

2つの画像データセットにおいて解剖学的に対応する位置を位置合わせする方法はWO 97/17894により知られている。前記引用された文書は、心筋において血流測定のスィンチグラフィ画像の自動的な位置合わせを実現する方法を記述している。このような血流測定の本質は、検査されるべき患者の心周期の実質的に同じ相(phase)において取得され、且つ安静状態及び緊張状態において前記心筋の断面を示す画像を生成することである。このような画像の解析は、例えば前記患者の心筋の血流度に関して結論が引き出されることを可能にする。前記引用された文書は、安静時及び緊張時において前記血流測定を自動的に位置合わせする方法を開示している。

10

【0004】

前記心筋が実際には常に動いているという事実を考慮すると、検出の不正確さは、安静時の画像における及び緊張時の対応する画像における前記対応する位置の決定において生じる。モーション・アーチファクトを除去するために、前記画像データセットは、一般に、前記心筋が準定常である間に、前記患者の心周期の全く同一の相において取得される。この相は、心電図のR波ピーク(R peak)に明白に関係している。しかし、R波トリガ(R triggering)が前記画像データセットの取得中に加えられた時でさえも、前記心筋の断面を分析されるべき前記画像は、互いにずれ、回転、及び/又は変形を示し、それにより安静時及び緊張時における前記画像内の前記対応する位置の決定の精度が低下される。

20

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

2つのグラフィックデータセットにおいて解剖学的に対応する位置を自動的に位置合わせする方法を提供することが、本発明の目的であって、前記方法は、分析されるべきグラフィック画像におけるずれ、回転及び変形を本質的に除去する。

30

【0006】**【課題を解決するための手段】**

この目的を達するために本発明による方法は、

第1の位置合わせされた画像データセットを得るために前記第1画像データセットに対して位置合わせ演算を行うステップと、

第2の位置合わせされた画像データセットを得るために前記第2画像データセットに対して位置合わせ演算を行うステップと、

前記位置合わせされた第1画像データセットについて第1パラメータを計算するステップと、

40

前記位置合わせされた第2画像データセットについて第2パラメータを計算するステップと、

前記第2パラメータを基準として前記第1パラメータに対して位置合わせ演算を実行するステップとを含む。

【0007】

前記第1及び第2画像データセットは、例えば時間の関数として安静時及び緊張時における心筋の断面の画像を有する。この場合には、第1画像データセットは、異なる瞬間における前記心筋の同じ断面の画像を有する。前記R波ピークトリガにおける不正確さ、前記患者の呼吸及び前記心周期において起こり得る不規則性により、このような断面は、互いにずれ、回転又は変形されるかもしれない。前記第2画像データセットについても同様で

50

ある。本発明による方法の初めの2つのステップは、前記画像における前記ずれ、回転又は変形により起こされる前記アーチファクトを、つまり、位置合わせ演算を実行することにより除去する。この位置合わせ演算は、本来知られている剛体又は非剛体変換のアルゴリズムにより実行されることができ、初めの場合において平行移動及び回転が除去され、2番目の場合において前記変形もまた除去される。前記位置合わせ演算は、各々の位置合わせされた系列中の連続した画像の関連した解剖学的ピクセルが、画像面 (*i m a g i n g p l a n e*) において対応する画像座標 (*i* , *j*) に位置している、位置合わせされた画像データセットを与える。このような関連したピクセルは、例えば、前記心筋の境界である。前記第1及び第2の位置合わせされた画像データセットにおける各々の画像は、関連したピクセルの領域、例えば、前記画像の中心に位置し、関連の無いピクセルにより囲まれている領域を含む。位置合わせされた画像の各系列は前記分析の精度を上げるために有利に1つの画像に減少されることが発見されている。本発明による方法において、この減少は、前記位置合わせされた第1画像データセットに対する第1パラメータを計算するステップ、前記位置合わせされた第2画像データセットに対する第2パラメータを計算するステップ、及びその後前記第2パラメータを基準として前記第1パラメータに対して位置合わせ演算を行うステップにより達成される。

10

【0008】

前記第1及び第2画像データセットが、対象の心周期の実質的には同じ相において実行される、それぞれ安静時及び緊張時における心筋の血流測定を有する、本発明による方法の1つのバージョンは、前記第1及び第2パラメータが、それぞれ前記第1及び第2の位置合わせされた画像データセットについて計算された最大値投影 (*M I P*) であることで特徴付けられる。最大値投影の計算は本来知られている。この演算は、初めは *N* 個の画像を有する位置合わせされたデータセット毎に1つの画像を与え、このような *M I P* 画像における各前記ピクセル (*i* , *j*) は、前記位置合わせされたデータセットの前記系列 *N* においてピクセル (*i* , *j*) の最大輝度値を仮定する。言い換えると、初めは3次元にわたって分布した前記ピクセルの前記最大輝度値は、前記平面において位置 (*i* , *j*) を維持する一方で、1つの平面に逆投影される。前記位置合わせされた画像データセットにおける関連した解剖学的情報は実質的に同じ画像座標 (*i* , *j*) に位置しているので、前記 *M I P* の計算は、さらに、幾何学的ずれを平均化除去する結果となる。これは、後続する演算について、前記第2画像データセットを基準とした前記第1画像データセットの信頼できる位置合わせを保証する。

20

30

【0009】

前記第1及び第2画像データセットが、対象の心周期の実質的に同じ相において実行される、それぞれ安静時及び緊張時の心筋の血流測定を有する、本発明による方法のさらに他のバージョンは、前記第1及び第2パラメータが、それぞれ第1及び第2の位置合わせされた画像データセットについて計算された輪郭パラメータであることを特徴とする。輪郭パラメータの例は、心筋の境界の推移を記述するピクセル座標のセットから成る。前記心筋の境界は、本来知られている輪郭検出アルゴリズムにより決定されることができ、この演算は、専ら前記関連したピクセルが前記後続の演算のために保持されるという利点を提供する。

40

【0010】

本発明による方法のさらに他のバージョンは、前記第2パラメータに対する位置合わせ演算の結果が第3パラメータの決定に使用されることを特徴とする。例えば前記 *M I P* の前記位置合わせ演算は、例えば、前記ピクセル間の位置関係が、安静時及び緊張時における前記心筋の前記画像において前記解剖学的に対応する領域について定義される表を与える。これは、安静時における前記解剖学的に対応するピクセル (*i* , *j*) と緊張時における前記解剖学的に対応するピクセル (*i* ' , *j* ') との間の座標変換行列を計算することにより実現されることができ、この演算は、本来知られている剛体又は非剛体変換アルゴリズムにより実行される。剛体変換との比較において、非剛体変換は前記変形が除去されることができるといふ利点を提供する。

50

【 0 0 1 1 】

本発明による方法のさらに他のバージョンは、前記第2パラメータがMIPであり、一方前記第3パラメータが心筋の相対的な局所血流度であることを特徴とする。血流測定のため、心筋の関連した領域内の各ピクセルは前記血流度を表す。MIPに対して実行された前記位置合わせ演算は、例えば座標変換行列を計算することにより、それぞれ安静時及び緊張時における前記画像の解剖学的に対応する領域のピクセル間に位置関係が定義される表を与える。この表は、安静時及び緊張時における心筋の局所血流度の比較を可能にする。

【 0 0 1 2 】

本発明によるシステムは、MR装置並びに第1及び第2画像データセットを生成するために前記MR装置と協働するECG装置と、第1及び第2の位置合わせされた画像データセットを得るため、前記第1及び第2画像データセットに対して位置合わせ演算を実行する第1位置合わせ手段と、第1及び第2パラメータを計算する計算手段と、前記第2パラメータを基準として前記第1パラメータに対して位置合わせ演算を実行する第2位置合わせ手段とを含む。

10

【 0 0 1 3 】

本発明のこれら及び他の態様は、幾つかの図を参照して以下に詳細に記述されるだろう。

【 0 0 1 4 】

【 発明の実施の形態 】

図1は、本発明による方法を実行するシステムの図式的な表現図である。システム100は、MR装置1及び画像データセット11、12を生成するために協働するECG装置10を含み、前記画像データセットは安静時の心筋の2次元画像11及び緊張時の心筋の2次元画像12を表す。前記心筋のモーション・アーチファクトを減らすために、前記画像データセットの取得は、心拍曲線の1つの相、すなわち、いわゆるECGトリガと相関がある。心周期と同期したMR画像の取得のためのMR装置とECG装置との協働は、"An ECG Trigger Module for the Acquisition of Cardiac MR Images", Computers in Cardiology, 1994, p. 533より本来知られている。一般に、前記取得は、前記心筋が準定常である前記心周期の拡張終期において行われる。前記血流測定中に、MR画像は前記心筋の全く同一の断面図、すなわち、時間の関数として、局所血流度を表す前記心筋の各ピクセルにより形成される。診断分析のためには、安静時及び緊張時における前記心筋の領域及び血流度を比較することは重要である。前記連続した画像において前記心筋の表現図は、前記心周期の不規則性又は他の理由により、互いに相対的にずらされるかもしれない。これは、緊張時に取得された画像を基準とした安静時に取得された画像の位置合わせにおいてエラーを持ち込む。このために、システム100は、また、位置合わせされた画像データセットを得るために、位置合わせ演算を実行する第1位置合わせ手段30を含む。前記位置合わせ演算は、初期画像データセットと同じN個の2次元画像を有する画像データセットに帰着し、各2次元面内の前記連続した画像の前記解剖学的に対応するピクセルは、前記画像面において同じ座標(i, j)に位置する。前記心筋の断面図は、このような関連したピクセルの例を構成する。前記位置合わせ演算は、本来知られている剛体又は非剛体変換のアルゴリズムを適用するコンピュータプログラムを有する手段30により実行される。前記コンピュータプログラムは、図1に示されていない、専用のコンピュータに記録される。また、システム100は、第1パラメータ15及び第2パラメータ16を計算する演算手段40を含む。このようなパラメータの例は、各位置合わせされた画像データセット13、14について計算される最大値投影(MIP)により形成される。前記演算手段40は、前記MIP計算を実行するコンピュータプログラムを有するかもしれない。この計算は、図2を参照して以下に詳細に記述されるだろう。また、前記システムは前記第2パラメータ16を基準として前記第1パラメータ15に対して位置合わせ演算20を実行する第2位置合わせ手段50を含む。前記第2パラメータを基準とした前記第1パラメータに対する前記位置合わせ演算は、図3を参照して以下に詳細に記述されるだろ

20

30

40

50

う。この位置合わせ演算 20 は、例えば、緊張時における M I P 画像について関連したピクセルに対する安静時における M I P 画像について関連したピクセルの位置関係が定義される表 22 を与える。

【0015】

図 2 は、M I P 演算を図式的に図示している。前記位置合わせされた画像データセット 11 が、時間 t 、ピクセルの列を示すインデックス i 、及びピクセルの行を示すインデックス j の関数として取得された前記心筋の全く同じ断面の N 個の画像を有すると仮定する。このグラフィックデータセットは前記相互に位置合わせされた画像を有するので、前記関連したピクセルは、各画像面内の同じ座標 (i, j) に位置している。前記関連した領域内のピクセル (i, j) の輝度は、瞬間 t における体積要素即ちボクセル (i, j, N) の中に存在する造影剤の量に依存する。これは、全く同一のピクセル (i, j) について、前記輝度の最大値が前記系列 1 ... N 内のどこかに存在することを意味する。前記 M I P 演算は、ピクセル座標 (i, j) を維持する一方で、前記ピクセル (i, j) についてピクセル値 $z_1 \dots z_N$ の間に分布する最大ピクセル輝度を求め、この値を 1 つの画像面上に投影する。この演算は、関連しない近傍に対する前記関連した領域の対比に好ましい効果を持つ。また、前記 M I P 計算 15 は、前記関連した領域内の小さなずれをさらに平均化除去する結果となる。

10

【0016】

図 3 は、緊張時における M I P 16 を基準とした安静時に対する M I P 15 の位置合わせ演算を図式的に図示している。既に説明されたように、前記 M I P を形成するピクセルは、安静時及び緊張時の前記心筋の前記血流に関して、時間の関数として、前記血流測定についての情報を提供する。さらに、これらの測定の性質のため、個々の前記 M I P 上の前記関連した領域の空間的位置の間に先験的に知られた関係は存在しない。前記位置合わせ演算は、画像 16 と解剖学的な対応を達成するために、画像 15 について必要とされる演算を決定する。この目的を達成するため、例えば、平行移動変換 115、116 並びに回転変換 1 及び 2 が、前記ピクセル (i, j) について計算される。また、もし前記 M I P が互いに比較してゆがんでいれば、非剛体変換を適用する必要があるかもしれない。この計算は、安静時における前記 M I P 及び緊張時における前記 M I P 内のそれぞれ解剖学的に対応するピクセル対 (i, j) 及び (i', j') 毎に、必要な変換が定義される表を与える。

20

30

【0017】

図 4 a は、例えば図 4 b に示される血流曲線のための、第 3 パラメータ 24 の決定を図式的に図示している。既に前記血流測定について説明されたように、前記関連した領域内の各ピクセルは、前記心筋の血流度を表す。図 4 b は 1 つのピクセル (i, j) について、時間 t の関数として血流曲線 D を示している。重要な診断パラメータは、この曲線の上り勾配の最大値により形成される。表 22 は、それぞれ安静時の前記画像 21 及び緊張時の前記画像 23 について解剖学的に関連したピクセル (i, j) 及び (i', j') 毎に計算される前記上り勾配の値を関係付けるために使用される。この表は、安静時及び緊張時において取得された前記画像間の前記関連した解剖学的に対応するピクセル間の位置関係を含む。また、前記表 22 は、全ての診断上関連した対応するピクセル (i, j) 及び (i', j') について、それぞれ安静時及び緊張時における血流度の比 I / R の計算を可能にする。

40

【0018】

図 4 c 及び 4 d は、前記心筋の解剖学的構造の上に重ねられた、安静時及び緊張時における前記心筋の血流度のカラーマッピングの例を示している。さらに他の関連した診断的パラメータは、緊張時及び安静時における血流度の比 I / R から構成される。図 4 e は図式的な表現図において心筋のこの比のカラーマッピングを示している。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による方法を実行するシステムを図式的に示している。

【図 2】第 1 パラメータの計算を図式的に図示している。

50

【図3】前記第2パラメータを基準とした前記第1パラメータに対する位置合わせ演算を図式的に図示している。

【図4a】第3パラメータの決定を図式的に図示している。

【図4b】心筋の血流曲線を図式的に示している。

【図4c】安静時における心筋の解剖学的構造上の血流パラメータのマッピングの例を示している。

【図4d】緊張時における心筋の解剖学的構造上の血流パラメータのマッピングの例を示している。

【図4e】心筋の解剖学的構造上の第3パラメータのマッピングの例を示している。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
8 August 2002 (08.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/061660 A2

(51) International Patent Classification: G06F 19/00 (74) Agent: SCHOUTEN, Marcus, M.; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

(21) International Application Number: PCT/IB02/00061 (81) Designated State (national): JP.

(22) International Filing Date: 10 January 2002 (10.01.2002) (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

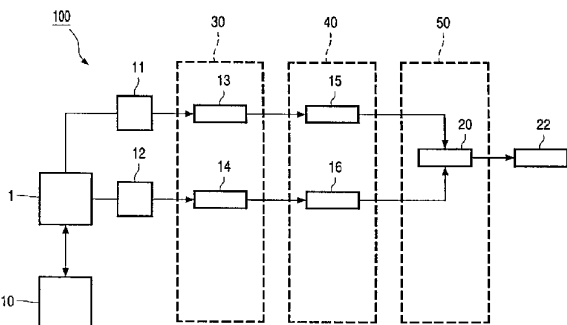
(25) Filing Language: English (26) Publication Language: English (30) Priority Data: 01200373.7 2 February 2001 (02.02.2001) EP Published: without international search report and to be republished upon receipt of that report

(71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL). For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(72) Inventors: BREEUWER, Marcel; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). QUIST, Marcel, J.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

(54) Title: METHOD OF AND SYSTEM FOR THE AUTOMATIC REGISTRATION OF ANATOMICALLY CORRESPONDING POSITIONS FOR PERFUSION MEASUREMENTS

WO 02/061660 A2



(57) Abstract: An automatic quantitative analysis method is developed so as to analyze perfusion cardiovascular images. First the image registration per data set is performed so as to compensate for translation and rotation of the target region of interest over the acquisition time. Next a parameter, for example, a maximum intensity projection, is calculated in order to average out misalignments of the target region of interest within each data set. Finally, parameter registration is performed to calculate the co-ordinate translation matrix between the anatomically corresponding pixels within the target region of interest. The co-ordinate translation matrix can also be used to calculate local perfusion values.

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

1

Method of and system for the automatic registration of anatomically corresponding positions for perfusion measurements

The invention relates to a method of automatically registering anatomically corresponding positions in at least a first image data set and a second image data set that comprise a first and a second series of images.

The invention also relates to a system for carrying out such a method.

5

A method of registering anatomically corresponding positions in two image data sets is known from WO 97/17894. The cited document describes a method of realizing automatic registration of scintigraphic images of perfusion measurements in the myocardium.

10 The essence of such perfusion measurements is to create images that are acquired in substantially the same phase of a cardiac cycle of a patient to be examined and that show a cross-section of the myocardium in the state of rest and in the state of stress. Analysis of such images enables conclusions to be drawn concerning, for example the degree of perfusion of the myocardium of the patient. The cited document discloses a method of automatically
15 registering the perfusion measurements in rest and in stress.

Considering the fact that the myocardium is practically always in motion, detection inaccuracies occur in the determination of the corresponding positions in an image in rest and in a corresponding image in stress. In order to eliminate the motion artefacts, the image data sets are acquired, generally speaking, in one and the same phase of the cardiac
20 cycle of the patient during which the myocardium is quasi-stationary. This phase is unambiguously related to an R peak in the electrocardiogram. However, it has been found that, even when the R triggering is applied during the acquisition of the image data sets, the images to be analyzed of a cross-section of the myocardium exhibit shifts, rotations and/or deformations relative to one another, so that the accuracy of the determination of the
25 corresponding positions in the images in rest and in stress is degraded.

WO 02/061660

2

PCT/IB02/00061

It is an object of the invention to provide a method of automatically registering anatomically corresponding positions in two graphic data sets, which method essentially eliminates shifts, rotations and deformations in the graphic images to be analyzed. To this end, the method in accordance with the invention includes the steps of:

- 5 - performing a registration operation on the first image data set in order to obtain a first registered image data set;
- performing a registration operation on the second image data set in order to obtain a second registered image data set;
- calculating a first parameter for the registered first image data set;
- 10 - calculating a second parameter for the registered second image data set;
- performing a registration operation on the first parameter relative to the second parameter.

The first and the second image data sets comprise, for example images of a cross-section of the myocardium in rest and in stress as a function of time. In this case a first
15 image data set comprises images of the same cross-section of the myocardium at different instants. Due to inaccuracies in the R peak triggering, respiration of the patient and possible irregularities in the cardiac cycle, such cross-sections may be shifted, rotated or deformed relative to one another. The same holds for the images in the second image data set. The first two steps of the method in accordance with the invention eliminate the artefacts that are
20 caused by the shifts, rotations or deformations in the images, that is, by carrying out a registration operation. This registration operation can be carried out by means of algorithms of a rigid or a non-rigid transformation that are known per se. In the first case translations and rotations are eliminated and in the second case the deformations are also eliminated. The registration operation yields a registered image data set where the relevant anatomical pixels
25 of the successive images within each registered series are situated at corresponding image co-ordinates (i,j) in the imaging plane. Such relevant pixels are, for example, the boundaries of the myocardium. Each individual image in the first and in the second registered image data set contains a region of relevant pixels, for example, a region that is situated at the center of the image and is enclosed by the non-relevant pixels. It has been found that each series of
30 registered images is advantageously reduced to one image in order to enhance the accuracy of the analysis. In the method in accordance with the invention this reduction is achieved by means of the steps of calculating a first parameter for the registered first image data set, of calculating a second parameter for the registered second image data set, and of subsequently performing a registration operation on the first parameter relative to the second parameter.

WO 02/061660

3

PCT/IB02/00061

A version of the method in accordance with the invention in which the first and the second image data set comprise perfusion measurements of the myocardium in rest and in stress, respectively, carried in substantially the same phase of a cardiac cycle of an object, is characterized in that the first and the second parameter are Maximum Intensity Projections (MIP) calculated for the first and for the second registered image data set, respectively. The calculation of an Maximum Intensity Projection is known per se. This operation yields one image per registered data set that originally comprises N images, each pixel (i,j) in such an MIP image assuming a maximum intensity value of the pixels (i,j) in the series N of the registered data set. In other words, the maximum intensity values of the pixels, originally distributed over 3 dimensions, are backprojected to one plane while maintaining their positions (i,j) in the plane. Because the relevant anatomical information in the registered image data sets is situated at substantially the same image co-ordinates (i,j) , the MIP calculation results in further averaging out of geometrical shifts. This ensures reliable registration of the first image data set relative to the second image data set for the subsequent operations.

A further version of the method in accordance with the invention, in which the first and the second image data set comprise perfusion measurements of the myocardium in rest and in stress, respectively, carried out in substantially the same phase of a cardiac cycle of an object, is characterized in that the first and for the second parameter are contour parameters calculated for the first and the second registered image data set, respectively. An example of a contour parameter consists of a set of pixel co-ordinates that describes the course of a boundary of the myocardium. The boundary of the myocardium can be determined by means of contour detection algorithms that are known per se. This operation offers the advantage that exclusively the relevant pixels are retained for the subsequent operations.

A further version of the method in accordance with the invention is characterized in that results of the registration operation of the second parameter are used to determine a third parameter. The registration operation of, for example, the MIPs yields, for example, a table in which the positional relation between the pixels is defined for the anatomically corresponding regions in the images of the myocardium in rest and in stress. This can be realized by calculating a co-ordinate transformation matrix between the anatomically corresponding pixels (i,j) in rest and in stress (i',j') . This operation can be performed by means of rigid or non-rigid transformation algorithms that are known per se. In

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

4

comparison with a rigid transformation, a non-rigid transformation offers the advantage that the deformations can be eliminated.

A further version of the method in accordance with the invention is characterized in that the second parameter is a MIP while the third parameter is a degree of relative local perfusion of a cardiac muscle. For perfusion measurements each pixel within a relevant region of the myocardium represents a degree of the perfusion. The registration operation performed on the MIPs yields a table in which a positional relation is defined between the pixels of the anatomically corresponding regions of the images in rest (i_j) and in stress (i'_j), respectively, for example, by calculating a co-ordinate transformation matrix.

10 This table enables comparison of the degree of local perfusion of the myocardium in rest and in stress.

A system in accordance with the invention includes an MR apparatus and an ECG apparatus that co-operates with the MR apparatus so as to produce a first and a second image data set, first registration means for performing a registration operation on the first and the second image data set so as to obtain a first and a second registered image data set, calculation means for calculating a first and a second parameter, and second registration means for performing a registration operation on the first parameter relative to the second parameter.

20

These and other aspects of the invention will be described in detail hereinafter with reference to some Figures; therein:

Fig. 1 shows diagrammatically the system for carrying out the method in accordance with the invention;

25 Fig. 2 illustrates diagrammatically the calculation of a first parameter;

Fig. 3 illustrates diagrammatically a registration operation on the first parameter relative to the second parameter;

Fig. 4a illustrates diagrammatically the determination of a third parameter;

Fig. 4b shows diagrammatically a perfusion curve of the myocardium;

30 Fig. 4c shows an example of the mapping of a perfusion parameter on an anatomy of the myocardium in rest;

Fig. 4d shows an example of the mapping of a perfusion parameter on an anatomy of the myocardium in stress, and

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

5

Fig. 4c shows an example of the mapping of a third parameter on the anatomy of the myocardium.

5 Fig. 1 is a diagrammatic representation of a system for carrying out the method in accordance with the invention. The system 100 includes an MR apparatus 1 and a co-operating ECG apparatus 10 for generating image data sets 11, 12, said image data sets representing two-dimensional images of the myocardium in rest 11 and in stress 12. In order to reduce the motion artefacts of the myocardium, the acquisition of the image data sets is correlated to a phase in the cardiogram, that is, so-called ECG triggering. The co-operation of 10 an MR apparatus and an ECG apparatus for the acquisition of the MR images that are synchronized with a cardiac cycle is known per se from "An ECG Trigger Module for the Acquisition of Cardiac MR Images", Computers in Cardiology, 1994, p. 533. Generally speaking, the acquisitions take place in the diastolic end phase of the cardiac cycle in which 15 the myocardium is quasi-stationary. During the perfusion measurements, MR images are formed of one and the same cross-section of the myocardium, that is, as a function of time, each pixel of the myocardium representing a degree of local perfusion. For the diagnostic analysis it is important to compare the regions of the myocardium and a degree of perfusion in rest and in stress. The representations of the myocardium in the successive images might 20 be shifted relative to one another due to irregularities in the cardiac cycle or for other reasons. This introduces errors in the registration of the images acquired in rest relative to the images acquired in stress. To this end, the system 100 also includes first registration means 30 for performing a registration operation so as to obtain a registered image data set. The registration operation results in an image data set that comprises the same number N of two-dimensional images as an original image data set, the anatomically corresponding pixels of 25 the successive images within each two-dimensional plane being situated at the same co-ordinates (i,j) in the imaging plane. A cross-section of the myocardium constitutes an example of such relevant pixels. The registration operations are performed by means of the means 30 that may comprise a computer program for applying an algorithm of a rigid or a non-rigid transformation that is known per se. The computer program is stored in a dedicated 30 computer that is not shown in Fig. 1. The system 100 also includes arithmetic means 40 for calculating a first parameter 15 and a second parameter 16. An example of such a parameter is formed by a Maximum Intensity Projection (MIP) that is calculated for each registered image data set 13, 14. The arithmetic means 40 may comprise a computer program for

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

6

executing the MIP calculation. This calculation will be described in detail hereinafter with reference to Fig. 2. The system also includes second registration means 50 for performing a registration operation 20 on the first parameter 15 relative to the second parameter 16. The registration operation on the first parameter relative to the second parameter will be described in detail hereinafter with reference to Fig. 3. This registration operation 20 yields, for example, a table 22 in which a positional relation between the relevant pixels for an MIP image in rest relative to the relevant pixels for an MIP image in stress is defined.

Fig. 2 diagrammatically illustrates an MIP operation. Assume that the registered image data set 11 comprises N images of one and the same cross-section of the myocardium that have been acquired as a function of time t, the index i indicating columns of pixels and the index j indicating rows of pixels in a plane. Because this graphic data set comprises the mutually registered images, the relevant pixels are situated at the same co-ordinates (i,j) within each imaging plane. The intensity of a pixel (i,j) within the relevant region is dependent on the quantity of contrast medium present in a volume element or voxel (i,j,N) at the instant t. This means that for one and the same pixel (i,j) the maximum value of the intensity lies somewhere in the series 1 ... N. The MIP operation searches the maximum pixel intensity that is distributed between pixel values $z_1 \dots z_N$ for a pixel (i,j) and projects this value onto one imaging plane while maintaining the pixel co-ordinates (i,j). This operation has a favorable effect on the contrast of the relevant region in relation to an irrelevant vicinity. The MIP calculation 15 also results in the further averaging out of the small shifts within the relevant region.

Fig. 3 illustrates diagrammatically the registration operation of an MIP in rest 15 relative to an MIP in stress 16. As has already been explained, the MIP forming pixels offer information for the perfusion measurements as a function of time concerning the perfusion of the myocardium in rest and in stress. Furthermore, because of the nature of these measurements there is no a priori known relation between the spatial position of the relevant region on the individual MIP. The registration operation determines an operation that is required for an image 15 so as to achieve anatomical correspondence with an image 16. To this end, for example, a translation transformation 115, 116 and a rotation transformation α_1 and α_2 are calculated for the pixels (i,j). It may also be necessary to apply a non-rigid transformation, that is, if the MIPs are distorted relative to one another. This calculation yields a table in which a necessary transformation is defined for every anatomically corresponding pixel pair (i,j) and (i'j'), respectively, within the MIP in rest and the MIP in stress, respectively.

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

7

Fig. 4a illustrates diagrammatically the determination of a third parameter 24, for example, for a perfusion curve as shown in Fig. 4b. As has already been explained for the perfusion measurements, each pixel within the relevant region represents a degree of perfusion of the myocardium. Fig. 4b shows a perfusion curve D as a function of time t for one pixel (i,j). An important diagnostic parameter is formed by a maximum value of the upslope α of this curve. A table 22 is used so as to correlate the values for the upslope α that are calculated per anatomically relevant pixel (i,j) and (i',j'), respectively, for the images in rest 21 and in stress 23. This table contains a positional relation between the relevant anatomically corresponding pixels between the images acquired in rest and in stress. The table 22 also enables calculation of a ratio of the degree of perfusion in stress and in rest $\alpha_{I/R}$ for all diagnostically relevant corresponding pixels (i,j) and (i',j'), respectively.

The Figs. 4c and 4d show an example of color mapping of the degree of perfusion α of the myocardium in rest and in stress, that is, superposed on the anatomy of the myocardium. A further relevant diagnostic parameter consists of a ratio of the degree of perfusion in stress and in rest $\alpha_{I/R}$. Fig. 4e shows color mapping of this ratio on a myocardium in a diagrammatic representation.

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

8

CLAIMS:

1. A method of automatically registering anatomically corresponding positions in at least a first image data set (11) and a second image data set (12) that comprise a first and a second series of images, which method includes the steps of:
- performing a registration operation on the first image data set in order to
- 5 obtain a first registered image data set (13);
- performing a registration operation on the second image data set in order to obtain a second registered image data set (14);
 - calculating a first parameter (15) for the registered first image data set (13);
 - calculating a second parameter (16) for the registered second image
- 10 data set (14);
- performing a registration operation (20) on the first parameter (15) relative to the second parameter (16).
2. A method as claimed in claim 1, in which the first image data set (11) and the
- 15 second image data set (12) comprise perfusion measurements of the myocardium in rest and in stress, respectively, carried out in substantially the same phase of a cardiac cycle of an object, the first and the second parameter being Maximum Intensity Projections (MIP) (15) calculated for the first registered image data set and for the second registered image data set, respectively.
- 20
3. A method as claimed in claim 1, in which the first image data set (11) and the second image data set (12) comprise perfusion measurements of the myocardium in rest and in stress, respectively, carried out in substantially the same phase of a cardiac cycle of an object, the first and the second parameter being contour parameters calculated for the first
- 25 registered image data set and for the second registered image data set, respectively.
4. A method as claimed in one of the preceding claims, in which results of the registration operation (20) on the first parameter (15) relative to the second parameter (16) are used to determine a third parameter (24).

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

9

5. A method as claimed in claim 4, in which the first parameter (15) and the second parameter (16) are MIPs and in which the third parameter (24) is a degree of relative local perfusion of a cardiac muscle ($\alpha_{l/R}$).
- 5
6. A method as claimed in one of the preceding claims, in which at least one of the registration operations (20) is performed by way of a rigid transformation.
7. A method as claimed in one of the preceding claims, in which at least one of
- 10 the registration operations (20) is performed by way of a non-rigid transformation.
8. A system (100) for carrying out the method claimed in claim 1, which system includes an MR apparatus (1) and an ECG apparatus (10) that co-operates with the MR apparatus in order to produce a first image data set (11) and a second image data set (12),
- 15 first registration means (30) for performing a registration operation on the first image data set (13) and the second image data set (14) in order to obtain a first and a second registered image data set, arithmetic means (40) for calculating a first parameter (15) and a second parameter (16), and second registration means (50) for performing a registration operation on the first parameter (15) relative to the second parameter (16).

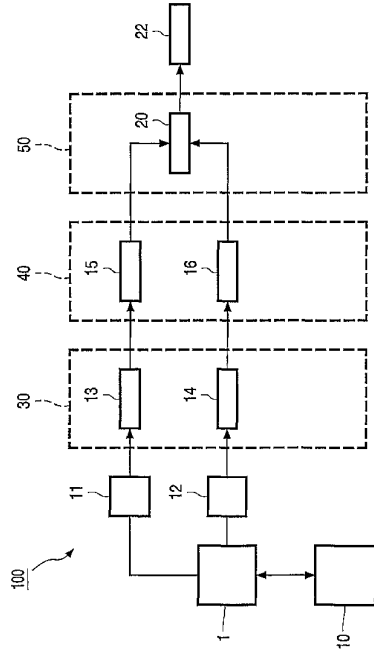


FIG. 1

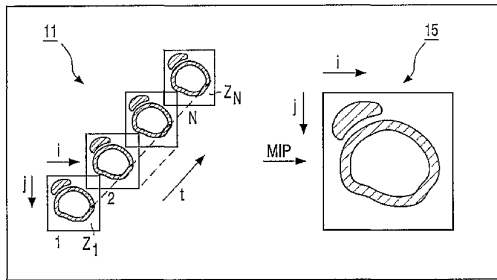


FIG. 2

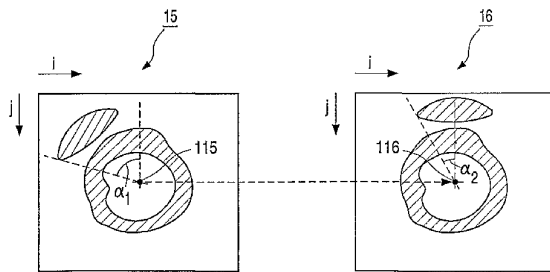


FIG. 3

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

3/4

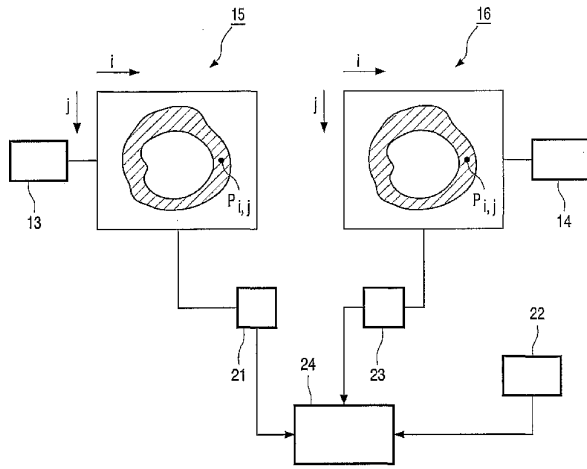


FIG. 4a

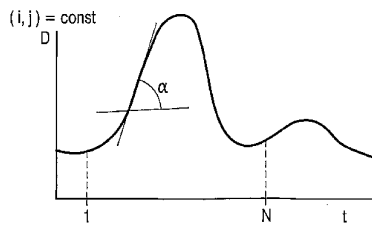


FIG. 4b

WO 02/061660

PCT/IB02/00061

4/4

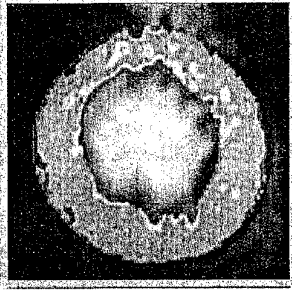


FIG. 4c

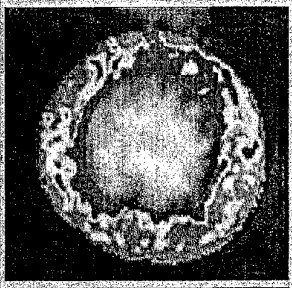


FIG. 4d

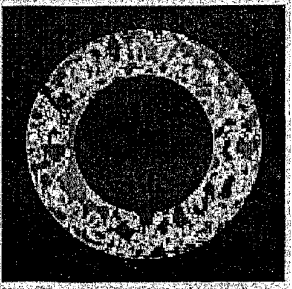


FIG. 4e

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/IB 02/00061
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 06617/00		
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 0661		
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, IBM-TDB, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DECLERCK J ET AL: "AUTOMATIC REGISTRATION AND ALIGNMENT ON A TEMPLATE OF CARDIAC STRESS AND REST REORIENTED SPECT IMAGES" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 16, no. 6, 1 December 1997 (1997-12-01), pages 727-737, XP000738193 ISSN: 0278-0062 page 728, left-hand column, paragraph II -page 733, left-hand column, paragraph C --- -/--	1,3,5
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input 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. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 1 November 2002		Date of mailing of the international search report 11/11/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2000, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Chateau, J-P

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Informa PCT/IB	pplication No 02/00061
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	
A	<p>KERRIEN E ET AL: "Fully automatic 3D/2D subtracted angiography registration" MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MICCAI'99. SECOND INTERNATIONAL CONFERENCE. PROCEEDINGS (LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE VOL.1679), MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MICCAI'99, CAMBRIDGE, UK, , pages 664-671, XP008010055 1999, Berlin, Germany, Springer-Verlag, Germany ISBN: 3-540-66503-X abstract</p> <p>-----</p>	2	

Form PCT/IB/A2/10 (continuation of second sheet) (July 1982)

フロントページの続き

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
G 0 6 T 1/00	A 6 1 B 5/05	3 8 2
	G 0 1 N 24/02	Y
	G 0 1 N 24/02	5 3 0 Y
	A 6 1 B 5/05	3 8 3

(74)代理人 100121083

弁理士 青木 宏義

(72)発明者 プレエウウェル マーセル

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 クウィスト マーセル ジェイ

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C096 AA10 AA11 AA20 AB38 AB50 AC04 AD14 AD25 BA36 DA03

DA18 DB08 DC11 DC19 DC21 DC33 DD07 FC14

5B057 AA07 BA07 CA02 CA08 CA12 DA07

专利名称(译)	用于自动对准解剖学对应位置以进行血流测量的方法和系统		
公开(公告)号	JP2004528068A	公开(公告)日	2004-09-16
申请号	JP2002561756	申请日	2002-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ブレエウエルマーセル クウイストマーセルジェイ		
发明人	ブレエウエル マーセル クウイスト マーセル ジェイ		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/00 A61B5/055 G01R33/54 G06Q50/00 G06T1/00 G06T7/00 G06T7/60 G06F17/60		
CPC分类号	G06T7/62 G06T7/38 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B5/05.380 A61B5/00.G G06F17/60.126.Q G06T1/00.290.C A61B5/05.390 A61B5/05.382 G01N24/02.Y G01N24/02.530.Y A61B5/05.383		
F-TERM分类号	4C096/AA10 4C096/AA11 4C096/AA20 4C096/AB38 4C096/AB50 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD25 4C096/BA36 4C096/DA03 4C096/DA18 4C096/DB08 4C096/DC11 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC33 4C096/DD07 4C096/FC14 5B057/AA07 5B057/BA07 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/DA07		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2001200373 2001-02-02 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

开发自动定量分析方法以分析心血管血流图像。最初，执行每个数据集的图像配准以补偿在获取时间内目标站点的平移和旋转。然后计算参数，例如最大值投影，以平均每个数据集中的目标站点的重合失调。最后，执行参数配准以计算目标部位内的解剖学上对应的像素之间的坐标平移矩阵。坐标平移矩阵还用于计算局部血流值。

