

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4589114号
(P4589114)

(45) 発行日 平成22年12月1日 (2010. 12. 1)

(24) 登録日 平成22年9月17日 (2010. 9. 17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2004-537420 (P2004-537420)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年9月17日 (2003. 9. 17)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2006-500099 (P2006-500099A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成18年1月5日 (2006. 1. 5)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/003988		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02004/026140		1
(87) 国際公開日	平成16年4月1日 (2004. 4. 1)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成18年9月15日 (2006. 9. 15)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	10/247, 120	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成14年9月19日 (2002. 9. 19)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(72) 発明者	ブリューウェル マルセル
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像データ情報の表示

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の診断画像及び第 2 の診断画像からの情報を含む合成画像を生成する方法であって、

前記第 2 の診断画像内のピクセル値を閾値処理することによって、薬剤の増大された取り込みを表わすピクセル値を有する前記第 2 の診断画像内の領域を、関心のある状態を示す領域として識別するステップと、

前記関心のある状態を示す前記領域のピクセルから構成されるマスクを生成するステップと、

前記マスクを前記第 1 の診断画像に適用するステップと、
を含む方法。

【請求項 2】

前記マスクの前記適用は、前記関心のある状態を示す前記領域に対応する前記第 1 の診断画像内の領域をマスキングすることを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 2 の診断画像の前記増大された取り込みを表わす前記領域は、少なくとも閾値に等しいピクセル値を有する領域である、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 2 の診断画像が、前記増大された取り込みを表すピクセルを含む関心領域を含む、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の方法であって、前記閾値が、

10

20

前記関心領域によって規定されるピクセル値のヒストグラムであって、ピクセル値の第 1 の有意な頻度のピークを示すヒストグラムを計算し、
前記ヒストグラムを平滑化し、
前記ヒストグラムの前記第 1 の有意なピークを示すピクセル値を計算し、
前記ヒストグラムの前記第 1 の有意なピークを示す前記ピクセル値と、前記第 1 の有意なピークの半分の頻度を示すピクセル値との差値を計算し、
前記第 1 の有意なピークの前記ピクセル値及び前記差値の関数として前記閾値を計算する、
ことによって計算されることを特徴とする方法。

【請求項 5】

10

前記差値は、前記ヒストグラムの前記第 1 の有意なピークの前記ピクセル値と、前記第 1 の有意なピークの半分の頻度を示す前記ピクセル値との間の絶対差をとることによって計算されることを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記閾値が、前記第 1 の有意なピークの前記ピクセル値と、前記差値の少なくとも 2 倍の値、好適には前記差値の 2 . 5 倍の値との和をとることによって計算されることを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の診断画像は、初回循環灌流データを表す心臓磁気共鳴画像であり、前記第 2 の診断画像は、遅延濃染心臓磁気共鳴画像であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記第 1 の診断画像は、機能データを表す心臓磁気共鳴画像であり、前記第 2 の診断画像は、遅延濃染心臓磁気共鳴画像であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記第 1 の診断画像は、初回循環データを表す超音波画像であり、前記第 2 の診断画像は、遅延濃染超音波画像であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

画像を生成するための命令を含むコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムが更に、第 1 の診断画像及び第 2 の診断画像からの情報を含む合成画像を生成するための命令であって、

30

前記第 2 の診断画像内のピクセル値を閾値処理することによって、薬剤の増大された取り込みを表わすピクセル値を有する前記第 2 の診断画像内の領域を、関心のある状態を示す領域として識別するステップと、

前記関心のある状態を示す前記領域のピクセルから構成されるマスクを生成するステップと、

前記マスクを前記第 1 の診断画像に適用するステップと、
を含む命令を含むコンピュータプログラム。

【請求項 11】

画像を生成する目的で構成されるワークステーションであって、前記ワークステーションが更に、第 1 の診断画像及び第 2 の診断画像からの情報を含む合成画像を生成するための命令を含み、前記命令が、

40

前記第 2 の診断画像内のピクセル値を閾値処理することによって、薬剤の増大された取り込みを表わすピクセル値を有する前記第 2 の診断画像内の領域を、関心のある状態を示す領域として識別するステップと、

前記関心のある状態を示す前記領域のピクセルから構成されるマスクを生成するステップと、

前記マスクを前記第 1 の診断画像に適用するステップと、
を含むワークステーション。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、第1の診断画像と、関心のある状態を示す領域が識別される第2の診断画像とからの情報を含む合成画像を生成する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

初回循環 (first-pass) 心筋灌流イメージング及び解析は、血液が不十分に供給される心筋組織の領域を識別する。これは、そういうものとして医師に有用な情報を提供し、医師が全ての他のファクターを考慮に入れて熟考された診断を行うことを助ける。このようなイメージングを実施するために使用される一般的な方法は、イメージングモダリティ全般にわたって広く同じである。造影剤が注入され、ECGトリガされた画像が取得される。画像は、例えばECGトリガされた磁気共鳴画像でありうるが、方法は、他のモダリティにも適用できる。取得された画像の組は、心筋中の造影剤の通過を動的に観察するために使用される。時間の関数としての心筋における造影剤の強度 (時間 - 強度プロファイル) は、血液がどれくらい良好に冠動脈から心筋に流れるかの目安である。例えば最大アップスロープ及びピークに達するまでの時間 (time-to-peak) のようなさまざまなパラメータが、これらの時間 - 強度プロファイルに基づいて灌流の程度を定量化するために提案されている。初回循環灌流イメージングは、多くの場合、心臓の安静時及び負荷が与えられているときの両方に場合において実施される。心筋灌流予備能指数、すなわち負荷時及び安静時の最大アップスロープの比率は、灌流の程度の良い指標であると考えられる。

【0003】

初回循環灌流解析は、不十分に灌流される心筋組織の生存能力 (バイアビリティ) についての情報を供給しない。この情報は、同様に造影剤の注入に基づく遅延濃染 (遅延増強、late-enhancement ; delayed-enhancementとも示される) 灌流イメージングによって供給される。画像は、15 - 25分の遅延の後に取得され、生存可能でない又は壊死の組織において、造影剤の増大された取り込み (摂取、uptake) を示す。今日、これらの2つのタイプのデータは、別個に視覚化され、解析される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、医師に対しより正確且つ適切なデータを提供するとともに、一層理解しやすい画像を生成することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

これは、本発明によって、第1の診断画像及び第2の診断画像が位置合わせされ、第2の診断画像の関心のある状態を示す領域が、第1の診断画像の同じ領域にマップされることを特徴とする方法によって達成される。

【0006】

本発明の方法は、心筋イメージングに適用されるとき、初回循環画像及び遅延濃染画像の双方の有利な同時解析を可能にする。

【0007】

これが達成されうる実施形態が、ここに記載されており、初回灌流及び遅延濃染心筋磁気共鳴画像の合成を生成する。初回循環灌流画像は、一般に使用される方法を用いて取得され、解析される。例えば、心筋の各ポイント又は領域について、負荷時及び安静時の造影剤の流入の比率が計算される。従って、例えばセクタマップが、3次元画像データセットから得られる各スライスにおける心筋の2次元の表現にわたって生成されることができ、比率が、各セクタについて計算されることことができる。

【0008】

壊死組織を含むポイント又はセグメントが検出されるように、遅延濃染画像が解析される。これもまた、セクタ基準で実施されることができ、そののち、初回循環灌流及び遅

10

20

30

40

50

遅延濃染画像が、非厳密に位置合わせされ、その結果、幾何学的な一致が、心筋の全ての位置について得られる。厳密でない位置合わせは、1つの画像内のポイントと、他の画像内の空間的に等しいポイントとの間で一致を構成する。例えばこの場合、厳密でない位置合わせは、2つの心臓画像スライスにおいて同じ組織を表すポイント間に等価性を与え、その際、2つの画像内の小さな局所的な変形を考慮に入れる。遅延濃染スタディ（検査）において検出された壊死のポイント又はセグメントは、マスクとして使用され又はマスクを構築するために使用される。マスクは、初回循環灌流画像にマップされる。その際、定量的解析結果は、得られた位置合わせ変換の適用によって互いに関連付けられることができ、それによって初回循環定量解析は、壊死領域が無視されることができるという結果をもたらす。

10

【0009】

遅延濃染画像が、最初に解析され、壊死領域のマスクを生成するために使用され、そのマスクが、初回循環灌流画像に適用されることも可能である。初回循環灌流画像は、心筋灌流予備能指数のような結果を生成するために解析されるが、遅延濃染画像から生成されたマスクによってマスキングされなかった領域についてのみ解析される。それぞれの場合において、マスクに関するポイントは、信頼できない解析結果をもたらす領域を初回循環解析から識別し又は除去することである。

【0010】

説明される本発明は、診断医に対し重要且つ有用な情報を提供する合成画像の生成を可能にし、診断医は、そののち最終的に診断を行うことを助けられる。観察する医師が、本質的に異なるさまざまなタイプの情報を示す異なる画像を共依存的に調べることは、多くの場合、混乱し難しい。画像のフルセットが示されるとき、臨床医は、初回循環の安静時及び負荷時の画像だけでなく、心筋灌流について極めて重要な情報を提供する比率画像及び壊死組織の領域を示す遅延濃染データのフルセットをも表す画像スライスのフルセットを示されることができる。

20

【0011】

初回循環灌流解析は、一般に、まだ生存能力のある、すなわちまだ壊死でない組織の領域である心筋領域について良好に働く。このような非壊死領域について、例えば心筋灌流予備能指数によって計算される負荷時及び安静時の流入の比率は、これらの特定の領域がどれくらいよく灌流されるかについての良い指標である。しかしながら、組織の壊死領域について、計算された指数結果は、診断的に信頼できない。残念なことに、結果が正確な診断をサポートするために適切でないことは、初回循環灌流画像から直ちに明らかにはなりえない。組織の壊死領域への初回循環造影剤の流入は、安静時及び負荷時のどちらの場合にも低くなりうる。従って、個別のピクセルについて又は個別のセグメントを通じて平均される心筋灌流予備能指数を使用して計算されるこれらの流入の比率は、他の同じく低い値に対する低い値の比率となりえ、従って広範囲にわたる予測不可能な結果の値をとる。このような値は、必ずしも組織のその特定のボリューム又はセクションの生理学的な機能を表わさない。通常使用される初回循環灌流解析方法では、これは考慮されない。代替例として、造影剤の幾らかの流入が、壊死組織になお現れることがときどき見られ、この流入は、非常に多いことがある。これは、特に、以前に閉塞した冠動脈が治療されている場合に起こりうる。壊死組織の領域への造影剤のこの動脈流入は、擬似の又は見せかけの取り込みの読み取りをもたらすことがある。この場合、心筋灌流予備能指数の計算は、組織の実際の機能を全く表さず、生存能力のある組織を示しうる数値結果をもたらす。これらの場合、初回循環灌流解析単独では、結果が信頼できないことを示すことができない。説明される本発明の方法は、この壊死組織を表す領域又はセグメントを、初回循環灌流を表す画像にマップすることによって、画像内の組織のこれらの領域に診断的意味を再び導入し、従って、それらの領域が、ユーザ又は使用される画像解析プログラムに対して強調され又は識別されることが可能になる。

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

50

最初の安静時初回循環スタディからの画像の組は、初回循環灌流解析を受ける(101)。負荷時初回循環スタディからの画像の組もまた、初回循環灌流解析を受ける(102)。解析されたデータの両方の組は、負荷時/安静時比率画像を生成する(104)ために使用される。遅延濃染スタディからの画像データは、本発明に従って解析され(103)、高い取り込み領域を表すピクセルのマスクが計算される。厳密でない位置合わせ(106)が、データのすべての組の間で実施され、マスクが、負荷時/安静時比率データを表す画像に適用される(105)。代替例として、画像の位置合わせは、画像間のいかなるグローバルなシフト又は回転をも考慮に入れるために厳密な位置合わせを最初に行い、そののち画像間のいかなる局所的な変形をも考慮に入れるために厳密でない位置合わせを行うことによって実施されることができ。これは、例えば例えば患者の寝台を上下して患者自身を平行移動させ又はシフトさせることによって、患者が初回循環画像と遅延濃染スタディとの間で僅かに移動した場合に有利でありうる。画像間のグローバルなシフトを考慮に入れるための最初の厳密な位置合わせの後に、他の局所的の変形を考慮に入れるための厳密でない位置合わせが行われることができる。厳密でない位置合わせが必要でない場合、方法は、厳密な位置合わせを使用して実施されることができ。

10

【0013】

本発明は、特に心筋の壊死領域が特に良好に認識できるような態様で、それら心筋の壊死領域が描画される初回循環灌流画像を提供する。関心のある状態を表す領域である壊死領域を表すのは、第2の診断画像、このケースでは遅延濃染画像内の領域である。これらの領域は、第1の診断画像、このケースでは初回循環灌流画像にマップされる。

20

【0014】

遅延濃染画像における高い取り込み組織を表すピクセルの検出は、自動検出アルゴリズムを使用して達成されることができ。これは、本発明の一実施例により、自動的に導き出される閾値を利用する以下のステップを含む閾値処理を使用して行われる。

- すべてのスライスは、0乃至255のレンジにリスケールされる(最大値は255にマップされる)。
- 各スライスごとに、心筋におけるピクセル値のヒストグラムが決定される。
- このヒストグラムは、ノイズを除去するために重く平滑化される。
- 平滑化されたヒストグラムの第1の有意なピークを示すピクセル値 p_{peak} 及び頻度 h_{peak} が決定される(低いピクセル値から高いピクセル値までサーチする)。
- ピークの0.5倍の頻度 h_{sigma} を示すヒストグラム内のピクセル値 p_{sigma} が決定される。
- 差値 s_{sigma} が、 $(p_{peak} - p_{sigma})$ の絶対値をとることによって計算される。
- 強化された組織検出閾値が計算される： $t = p_{peak} + 2.5 * s_{sigma}$ 、心筋のすべてのピクセルのバイナリ閾値処理が、閾値 t を使用して実施される。

30

【0015】

これは、ピクセル値が閾値より高いか又は低いかを調べるために、各ピクセルが調べられることを意味する。遅延濃染スタディにおいて一般に使用される造影剤は、壊死の心筋組織の領域において増大された取り込みをもたらし、従って、ピクセル値が閾値より上に存在するピクセルが、初回循環灌流画像に適用されるマスクに寄与するピクセルである。バイナリ閾値処理が、各ピクセル値が閾値より低い又は閾値に等しいこととは対照的に閾値より高いかどうかを調べたために各ピクセル値を調べ、ピクセル値が閾値より高いピクセルをマスクに加えることを含むプロトコルを規定することが同様に可能である。代替例として、閾値より高い又はそれに等しいものとは対照的に閾値より低いピクセル値が調べられることもできる。この場合、閾値より高い又はそれに等しいピクセル値をもつピクセルがマスクに加えられる。

40

【0016】

改良された組織検出閾値の計算において使用される2.5の値は、実際には、1.5乃至4のレンジにあるいかなる値でもよい。選択される値は、画像のノイズの量に依存する

50

。ノイズの量が大きいほど、値は大きくなる。従って、特にノイズが多い画像では、最も有用な値は、3乃至4のレンジから得ることができるが、特にクリーンなノイズの無い画像では1.3の低さでありうる。しかし通常は、値は、1.5乃至2.5の範囲内にありうる。しかしながら、良好な結果は、1.5乃至3のレンジから得られる値によって達成され、特に有用な結果は、2.5の値によって達成される。実際に、値は、画像内に生じるノイズの量に依存するので、値は、身体条件、取得のパラメータ及び解析プロトコルのパラメータに依存し、従って、値は、プロトコルがセットアップされ、その後の解析セッションのために使用されるときに選択され又はセットアップされることができる。

【0017】

0乃至255のレンジにスライスをリスケールすることは、実際に、スライス内のピクセルの強度レベル値のリスケールであり、従ってリスケールされた強度値は、任意の値である。値255が、特に有用である。この理由は、この値が、8ビットスケールによって表されることができ、画像内に適切に情報を示すために、非常に低い値をもつこと及び非常に少ない強度レベル値をもつことと、非常に多くの情報をユーザに示す非常に高い値をもつこととの間の合理的なバランスを表すからである。255の代わりに他の値が使用されることもできる。

【0018】

この方法は、更に、心筋を評価する他の方法にも適用可能であり、超音波画像診断並びにCT、PET、核医学及び超音波のような他のモダリティにおいて使用されることもできる。

【0019】

本発明の実施例は、虚血性心疾患の解析への適用に関して説明されているが、本発明は更に、薬剤が使用される場合のイメージングの他の分野にも適用可能である。本発明は、イメージングのために使用される薬剤の薬物動態がなんらかの病理学的プロセスの下で壊れ、その破壊が、別の薬剤の薬物動態を使用して診断され又は予測されることができるときはいつも、有利に使用されることができる。破壊を起こす病状又はさもなければ第1の薬剤の変化された薬物動態は、第2の薬剤によって示される関心のある状態である。関心のあるこの状態を示すこのイメージング情報の、第1の薬剤の画像上へのマッピングは、この画像に、極めて重要な情報を付加する。上述の方法は、第1の薬剤の薬物動態学的破壊が隠れており、又はその第1の薬剤単独の画像を使用して検証するのが困難である場合、特に有用である。

【0020】

本発明は、画像を表示するための命令を含むコンピュータプログラムにも関する。

【0021】

コンピュータプログラムは、それが、第1の診断画像及び第2の診断画像からの情報を含む合成画像を生成するための命令を含み、関心のある状態を示す領域が、第2の診断画像において識別され、第1の診断画像及び第2の診断画像が位置合わせされ、第2の診断画像において関心のある状態を示す領域が、第1の診断画像の同じ領域にマップされることによって特徴付けられ、本発明を実施することができるという利点をもつ。

【0022】

本発明は、画像を表示する目的で構成されるワークステーションにも関する。

【0023】

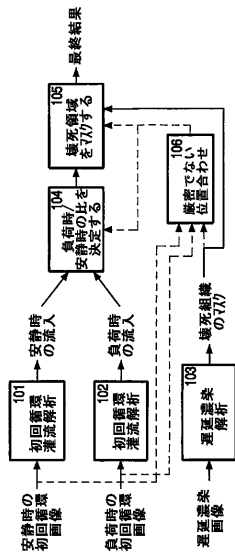
ワークステーションは、それが、第1の診断画像及び第2の診断画像からの情報を含む合成画像を生成するための命令を含み、関心のある状態を示す領域が、第2の診断画像において識別され、第1の診断画像及び第2の診断画像が位置合わせされ、第2の診断画像において関心のある状態を示す領域が、第1の診断画像の同じ領域にマップされることによって特徴付けられ、本発明を実施することができるという利点をもつ。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明が実際にどのように使用されることができるかを示すフロー図。

【図 1】



フロントページの続き

(72)発明者 ムスピツライ ラジャ

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

審査官 島田 保

(56)参考文献 特開平08-182680(JP,A)

特開平09-070397(JP,A)

特開2002-238901(JP,A)

特開2000-126150(JP,A)

特開2004-024637(JP,A)

特表2005-515809(JP,A)

特開平09-133771(JP,A)

特表2002-515772(JP,A)

特開平07-148133(JP,A)

国際公開第01/074245(WO,A1)

特開平10-099297(JP,A)

佐久間 肇 他,「心臓の機能的MRI診断」,月刊新医療,2001年 6月11日,第28
巻第6号,p50-p53

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

Wiley InterScience