

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3652353号

(P3652353)

(45) 発行日 平成17年5月25日(2005.5.25)

(24) 登録日 平成17年3月4日(2005.3.4)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

F I

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 6/00

A 6 1 B 6/00 3 3 1 E

A 6 1 B 19/00

A 6 1 B 19/00

H 0 4 N 5/325

A 6 1 B 6/00 3 5 O P

A 6 1 B 6/00 3 5 O S

請求項の数 19 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2002-506794 (P2002-506794)  
 (86) (22) 出願日 平成13年6月25日(2001.6.25)  
 (65) 公表番号 特表2004-501723 (P2004-501723A)  
 (43) 公表日 平成16年1月22日(2004.1.22)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/041130  
 (87) 国際公開番号 W02002/002173  
 (87) 国際公開日 平成14年1月10日(2002.1.10)  
 審査請求日 平成14年6月24日(2002.6.24)  
 (31) 優先権主張番号 09/608,392  
 (32) 優先日 平成12年6月30日(2000.6.30)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 398062149  
 セダーズーシナイ メディカル センター  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 900  
 48, ロサンゼルス, ビバリー ブールバ  
 ード 8700  
 (74) 代理人 100075258  
 弁理士 吉田 研二  
 (74) 代理人 100096976  
 弁理士 石田 純  
 (72) 発明者 クロス ロバート エイ  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 マン  
 ハッタン ビーチ セブンティーンズ ス  
 トリート 626

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冠状管ステント配置のための改良された画像ガイダンス装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

冠状管の管腔及びその管の中を動く器具の可視画像を生成する画像ガイダンス装置であって、

前記管の中に入れられる放射線不透過性物質と、

放射線不透過物質が入れられた前記管を含む時系列画像群を取得する取得手段と、

前記時系列画像群を、複数のレイヤ画像の集まりに分解する分解手段と、

を含み、

前記分解手段は、

与えられた時系列画像群の中の1つの画像フレームから選択された基準画像を、前記時系列画像群を構成する各画像フレームにマッピングする動き関数を計算するステップと、  
 前記動き関数を前記各画像フレームに適用することにより、それら各画像フレームを前記基準画像に対して整列するように移動してそれらの時間平均をとることでレイヤ画像を計算するステップと、

元の時系列画像群の中の各画像フレームから前記レイヤ画像を減算することで、残余画像の系列を生成するステップと、

残余画像の系列を前記時系列画像群として、前記動き関数を計算するステップと、前記レイヤ画像を計算するステップと、前記残余画像の系列を生成するステップとを繰り返すことにより、後続のレイヤ画像群を計算するステップと、

を含む方法に従って、前記時系列画像群を分解する、

10

20

ことを特徴とする画像ガイダンス装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置であって、前記器具が、ステント、カテーテル、ガイドワイヤ、内視鏡、血管形成バルーン、アテレクトミー切除具、血管内超音波器具、からなるグループの中から選ばれる 1 つである、装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置であって、前記放射線不透過性物質が、前記器具に取り付けられた少なくとも 1 つのマーカーを含む、装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置であって、前記放射線不透過性物質が、前記管の中に注入される液体造影剤を含む、装置。 10

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置であって、前記分解手段は、更に、前記レイヤ画像から、各々の時間間隔での 2 つのレイヤの動きの差により、動いているシーケンスの画像の数を割ることにより減衰された後続のレイヤ画像から形成されるシーケンス、を減算することでレイヤ画像計算を改善する、ことを特徴とする装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が 0 に設定される、装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が位相相関を用いて計算される、装置。 20

【請求項 8】

請求項 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が、ぼかした画像を用いて計算される、装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置であって、前記取得手段は、イメージインテンシファイヤ蛍光透視器を用いて前記時系列画像群を取得する、装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の装置であって、レイヤ由来 D S A (Digital Subtraction Angiography) 及び時間平均 D S A の画像群をディスプレイに表示する手段を含む、装置。 30

【請求項 11】

冠状管内に少なくとも 1 つのステントを位置決めする際の画像ガイダンスのための画像ガイダンス装置であって、

少なくとも 1 つのステントを冠状管内に挿入するための挿入器具であって、少なくとも 1 つの放射線不透過性のマーカーを持つ挿入器具と、

前記挿入器具が挿入された前記管を含む時系列画像群を取得する取得手段と、

前記時系列画像群を、複数のレイヤ画像の集まりに分解する分解手段と、

レイヤ由来 D S A 画像群及び時間平均 D S A 画像群からなるグループから選択された画像群を、ディスプレイに表示する手段と、 40

を含み、

前記分解手段は、

与えられた時系列画像群の中の 1 つの画像フレームから選択された基準画像を、前記時系列画像群を構成する各画像フレームにマッピングする動き関数を計算するステップと、

前記動き関数を前記各画像フレームに適用することにより、それら各画像フレームを前記基準画像に対して整列するように移動してそれらの時間平均をとることでレイヤ画像を計算するステップと、

元の時系列画像群の中の各画像フレームから前記レイヤ画像を減算することで、残余画像の系列を生成するステップと、

残余画像の系列を前記時系列画像群として、前記動き関数を計算するステップと、前記 50

レイヤ画像を計算するステップと、前記残余画像の系列を生成するステップとを繰り返すことにより、後続のレイヤ画像群を計算するステップと、  
を含む方法に従って、前記時系列画像群を分解する、  
ことを特徴とする画像ガイダンス装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 記載の装置であって、前記挿入器具は、ガイドワイヤ、カテーテル、血管形成バルーンからなるグループから選択されるものである、装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 記載の装置であって、前記取得手段は、前記挿入器具が挿入され、かつ液体造影剤が注入された前記管を含む時系列画像群を取得することを特徴とする装置。

10

【請求項 1 4】

請求項 1 1 記載の装置であって、イメージインテンシファイア蛍光透視器を用いて前記時系列画像群を取得する、装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 記載の装置であって、前記分解手段は、更に、前記レイヤ画像から、各々の時間間隔での 2 つのレイヤの動きの差により、動いているシーケンスの画像の数を割ることにより減衰された後続のレイヤ画像から形成されるシーケンス、を減算することでレイヤ画像計算を改善する、ことを特徴とする装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が 0 に設定される、装置。

20

【請求項 1 7】

請求項 1 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が位相相関を用いて計算される、装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 1 記載の装置であって、少なくとも 1 つの動き関数が、ぼかした画像を用いて計算される、装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 1 記載の装置であって、前記与えられた時系列画像群の中の 1 つの画像フレームから選択された基準画像は、前記マーカーの画像であることを特徴とする装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

(技術分野)

本発明は、冠状動脈ステントの配置 (coronary stent deployment) に関し、より詳細には冠状動脈ステントの配置における改良型画像ガイダンスに関する。

【0002】

(背景技術)

合衆国では、経皮経管冠(動脈)形成 (PTCA) を実施する機会がますます増えている。しかしながら、PTCA の実施後、多くの割合で患者に拡張部位の再狭窄が発生している。これは、弾性による反動、新たな内膜 (neointimal) の形成、及び脈管の収縮に起因する。PTCA 実行後に冠状動脈ステントを配置することにより、管腔の足場 (luminal scaffolding) が提供され、これにより反動及び再形成 (remodeling) が実質的に解消し、再狭窄の可能性が大きく低減することが示されている。現在、多数の患者が血管形成後にステントを受け入れている。このような処理においては、心臓学医は動脈内に多数のステントを隣接して配置し、拡張した障害すなわち解剖部 (dissections) を処置する。ステントの端部を正確に位置合わせすることが重要なので、心臓学医はカテーテルヘッドの位置を既に配置されたステントに対して調整しなければならない。このためには、最初のステントとカテーテルヘッドが十分に視覚化され、それらの相対的なステント位置が正確に決定できることが必要であるが、従来の冠状動脈ステント配置技術ではこれが不可能であった。この結果、先に配置されたステントに対してその後に配置されたステントが正確に

40

50

配置されず、2つのステントの間には重複あるいは間隙のいずれかが形成されてしまう。ステント間の間隙は、解剖部の残留及び再狭窄の危険があるため深刻である。ステントの重複は、ステント配置中の脈管の損傷が増すために再狭窄の危険を高める。さらに、配置されたステントの脈管内超音波（IVUS）撮像を使用した研究により、血管造影的には明らかに望ましい配置であるにもかかわらず、ステントが高い割合で十分に拡張されていないことがあることが示された。

#### 【0003】

脈管内超音波（IVUS）撮像技術を使用し、配置されたステントを評価することもできる（S. Nakamura et al., "Intracoronary ultrasound observations during stent implantation", Circ. 89, pp.2026-2034, 1994）。IVUSは、脈管の解剖学的構造（anatomy）を正確に判断できるので、脈管内に配置されたステントはステント移植の結果を決める好ましい基準（gold standard）であると考えられている。しかしながら、このような評価法は時間がかかるとともに高価であり、多数のステントの配置中に、すでに配置されたステントを視覚化するためには有用でない。これは、超音波プローブを、挿入されるバルーン及びステントとともに挿入することができないからである。さらに、IVUSは侵襲性であり、患者のリスクを高める可能性がある。また、IVUSは、特定のステントタイプの配置の完全性を物理的に損なわせる可能性もある。ステントの拡張を評価する別の方法が、冠状動脈圧力測定である（C.E. Hanekamp et al., "Comparison of quantitative coronary angiography, intravascular ultrasound, and coronary pressure measurement to assess optimum stent deployment", Circ., 99(8), pp.1015-1021, 1999）。さらに別の代替方法では、医療撮像装置を使用してステント移植を評価する。ある参考文献には、密度プロファイルを構成し、これを正常な動脈の理論的プロファイルと比較する映像密度測定法分析（videodensitometric analysis）が記載されている（Y. Rozenman et al., "Quantitative videodensitometric technique for verification of optimal coronary stent implantation", International Journal of Medical Informatics, 51(1), pp. 51-57, 1998）。しかしながら、ローゼンマン（Rozenman）の研究に証明されるように、映像密度測定法及びIVUSの狭窄症測定におけるわずかな $R = 0.74$ という弱い相関により、このような測定法は一般に正確でない。

#### 【0004】

たいていの冠状動脈ステントは放射線不透過性が不十分であり、X線血管造影像として視覚化するのが困難である。よって、医療撮像装置を用いる評価技術においては、ステントの視覚性を高めることが望ましい。例えば、ステントを放射線不透過性の材料、例えば金で被覆し、その視覚性を高めてもよい。金メッキを施したステントによる実験的な研究により、ステントの血栓形成（thrombogenicity）の減少という結果が示されたが、ステンレス鋼のステントと金メッキステントの臨床比較では、金メッキステントで再狭窄の割合が大幅に増加したことが示されている（A. Schomig et al., "Randomized comparison of gold-plated steel stent with conventional steel stent: Results of the angiographic follow-up", Journal of the American College of Cardiology, 33(2), pp. 95A, 1999）。放射線不透過性のマーカを付けたステント及びガイドワイヤについては多くの参考文献に記載があり、例えば、フランチェン（Frantze）による米国特許第5,741,327号（マーカ付きステント）及びロレンゾ（Lorenzo）による米国特許第5,836,892号（マーカ付きガイドワイヤ）に記載されている。医療撮像装置を使用する技術では、ステントを観察するために画像が撮影されるが、これらの画像は通常、ステント、ガイドワイヤまたはバルーンの配置後の最終位置のみを示す静止画像である。

#### 【0005】

種々の画像処理技術が提案されており、これらは一般に血管造影法による画像の画質向上に適用できる。例えば、背景減算（バックグラウンドサブトラクション：background subtraction）は、冠状動脈を患者の背景構造から分離しようとする方法である。しかしながら、背景構造は画像中で脈管に重畳しているため、正確に追跡された（tracked）動脈においてトラッキングエラーや密度測定上のエラーを引き起こす可能性がある。動きが存在し

10

20

30

40

50

なければ、造影剤 (contrast) の注入前に撮影されたマスク画像のデジタルサブトラクションを実行することにより背景構造を取り除くこともできるが、この方法は、意図しない患者の動きのために臨床的には成功していない。現在の臨床DSA (デジタルサブトラクションアンジオグラフィ) システムにおける動きの補正は、コントラスト画像 (contrast image) に対するマスク画像の手動により制御された平行移動 (translation) により達成される。しかしながら、心臓の動きは単なる平行移動より複雑なので、この技術は、画像中のある部分のアーチファクトを低減するが、画像の別の部分においてはアーチファクトを増強したり生成したりする結果になる。正確性を高めるための別の方法も提案されており、類似性の測定が特定しきい値以下に低下した場合にはいつでも新しいマスクを選択する、画像取得中の自動再マスクングのための方法、及び制御ポイントを使用してマスクとライブ画像との間の動きを決定するシステムが含まれる。しかしながら、制御ポイントの手動による選択は、予め処理された画像とマスク画像との間でこのポイントが一致しない場合にはエラーを引き起こす可能性がある。フレキシブルマスクサブトラクションとして知られる別の技術では、マスクからライブ画像へ特性を自動的に追跡する。この方法では、脈管を予め周囲の背景から分割する必要がある。この結果、脈管の下部に位置する領域は直接追跡されず、補間される。一般に、2次元ワーブマスクサブトラクション方法は、動きの補正のために反らされた、前もって取得した画像の減算に関する (E.H.W. Meijering et al., "Retrospective motion correction in digital subtraction angiography: A review", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 18, No. 1, pp. 2-21, 1999)。

10

**【0006】**

20

上記の背景減算技術はすべて、複数の重要な制限がある。第1に、これらの技術では、ステントの配置に先立って撮影された背景の「マスク」画像を使用する。このマスク画像の取得と、ステントの画像の取得とのあいだの長時間の遅延により、不本意な患者の動き (例えば、呼吸) が劣化の主要な原因となる。第2に、ランダムノイズを含有する2つの画像の減算の結果、得られた画像はオリジナル画像よりノイズが大きくなる。第3に、背景の3次元の動きは、単一の2次元運動にモデリングされるので、推定された (estimated) 2次元運動マッピングにしたがって動く背景部分のみが正確に減算される。

**【0007】**

ランダムノイズを低減する1つ方法は、動きが補償された時間平均化 (motion-compensated temporal averaging) である (例えば、Dubois E, Sabri S, "Noise Reduction in Image Sequences Using Motion-Compensated Temporal Filtering", IEEE Trans. Comm. 32(7):826-831, 1984)。ステントなどの特性を、時間平均化に先立ち、追跡して各画像における共通位置に移動することができる。しかしながら、投影画像、例えば血管造影像などにおいては、背景構造によりトラッキングエラー (追跡誤り) が発生する可能性があり、このために時間平均化された画像に「ぼやけ」 (blur) が発生する。

30

**【0008】**

移動レイヤ分解 (moving layer decomposition) 方法は、冠状動脈血管造影像からの量的測定 (QCA) の精度を高める目的で開発された。この技術は、異なる画像構造 (レイヤ) に対し、追跡と、動きを補償された時間平均化とを実行し、背景除去とノイズ低減のいずれをも実施する。しかしながら、配置されたステントのX線透視画像においては、通常、ステント信号が弱すぎるために正確な追跡ができない。不透明化された (opacified) 動脈を含む連続血管造影画像では、脈管の重複及び背景構造のためにトラッキングエラーが発生する可能性がある。

40

**【0009】**

要約すると、血管造影法による画像の質を高めるための従来の方法は、ステントの配置を十分に補助できない。背景減算技術では、ランダムノイズが増大し、これによりステントの可視性および管腔形状の量的測定が低下する。トラッキング技術では、背景構造の存在及び画像におけるステントの微弱性のためにエラーが起こる問題がある。

**【0010】**

(発明の概要)

50

冠動脈インターベンション (coronary intervention) におけるステント術の利用の普及を考えると、適切な血管造影的案内とステント配置の評価の手法が改善されるべきである。

【0011】

従って本発明は、上記関連技術の制限や欠点による問題の1つ乃至それ以上を実質的に減らすマルチフレーム分析を適用することで、冠動脈内のステントの配置を改善することを指向する。

【0012】

本発明の目的は、ステント配置作業中及び配置後のステントの臨床的可視化技術を改善する方法を提供することである。

10

【0013】

本発明の更なる特徴及び利点は、以下の記述で説明されるものもあれば、部分的にはその記述から明白なものもあり、本発明を実地に行うことで分かるものもあろう。本発明の目的及びその他の利点は、その記述及びこれについての請求の範囲及び添付の図面によって示される構造によって実現され、達成されるであろう。

【0014】

本発明によれば、デリバリー（搬送）バルーン、ガイドワイヤその他の器具に設けられた放射線不透過性のマーカーが、ステント留置された管と共に動くという追跡可能な特性を実現するために用いられる。マークが設けられた器具を管の腔内に留置することにより、そのマーク付き器具の可視性を高めるだけでなく、他のステントが既に同じ管の中で近くに配置されていれば、そのような他のステントの可視性も高める。前記放射線不透過性マーカーがステント留置された管腔内にいる間、シネX線（蛍光透視）画像のシーケンスが得られる。その蛍光透視画像シーケンスのレイヤ分解により、ステントの強調画像が生成される。この移動レイヤ群への分解は、画像特徴の追跡と、背景及びステント特徴を動き補償して時間的に平均化することにより、行われる。

20

【0015】

別の様相では、本発明は、複数のステント同士が重ならず、かつそれら同士の間に間隙ができないように冠動脈ステントを正確に配置する方法を提供する。新たに追加するステントの正確に位置決めは、上述の手順により得られる強調された蛍光透視画像群を用いて、配置済みのステントと未配置のステントとの相対位置の調整及び評価を繰り返し行うことで達成される。

30

【0016】

別の様相では、本発明は、ステント拡張の評価を改善する方法を提供する。この場合、画像化の間、管に造影剤で満たされる。不透明化した管腔を含んだレイヤについての、背景を差し引いて時間的に平均化した画像群を得るために、レイヤ分解が行われる。追跡の精度を改善するために、画像シーケンスの時間平均（静止した背景レイヤ）が、管の追跡の前に前もって減算される。更に、ステント留置された領域が、輪郭描写されて、画像の残りの部分から分離され、管追跡用のカーネル（核）として用いられる。結果として得られる管レイヤ画像は、ステント留置領域での管腔の狭窄又は拡張の相対量（例えば、直径狭窄のパーセンテージ (percent diameter stenosis)、狭窄領域の濃度測定値 (densitometric area stenosis)、Rozenmanによる体積密度不足指数 (volumetric density deficit index) など）を視覚的又は定量的に評価することによりステント拡張の適切さを評価するのに用いることができる。ステントの拡張が十分でないと評価された場合、更にバルーンを膨張させることができる。

40

【0017】

以上の概略的な記述と以下の詳細な記述は双方とも例示にすぎず、説明上のものであり、請求の範囲に示された発明を更に説明しようとしたものに過ぎないことを理解すべきである。

【0018】

（発明を実施するための最良の形態）

50

本発明は、2つの技法、すなわち、「移動レイヤ分解法」として知られる画像処理方法と、印付けされた配送ガイドワイヤ又はバルーンを使う冠状ステント配置法に基づく。移動レイヤ分解法とは、冠状血管造影像などの時系列画像群を分析し、より明確な信号及び低いノイズと共に注目対象の画像を得る画像処理方法である。該方法は、連続した画像群において、背景に対して平行移動又は回転する冠状管などの血管造影像の識別可能な特徴（「レイヤ」）に焦点をあわせる。方法は、特徴の動きを追跡（トラッキング）し、時系列のいくつかの画像を使って、特徴の移動を考慮して特徴の画像強度の平均を求める。

#### 【0019】

冠状血管造影像を、平行移動、回転、又はスケーリング（拡大縮小）などが実行されている非硬直性（non-rigid）の移動レイヤ群へと分解する方法は、R. A. クローズ（R. A. Close）及びJ. S. ホワイティング（J. S. Whiting）による論文、Medical Imaging 1999: Image Processing, K. M. Hanson, Editor, Proc. SPIE 3661, pp. 1515-1520, 1999（「クローズ及びホワイティング論文」）に記載され、以下にまとめられている。まず、画像の光学的密度  $P(x, y, t)$  が、以下のように移動レイヤの和として、モデル化される。

#### 【数1】

$$u_L(x, y, t) = (u_L(x, y, t), v_L(x, y, t))$$

$$P(x, y, t) = \sum_L \rho_L(x - u_L(x, y, t), y - v_L(x, y, t)) \quad (1)$$

ここで、 $t$  は時間であり、レイヤ  $L$  は、 $t = 0$  の時点における、レイヤの密度によって定義される。各レイヤの動き（ $u_L(x, y, t)$ ,  $v_L(x, y, t)$ ）は、レイヤ密度の移動平均を簡易に計算できるように、現在の位置から時間  $t = 0$  における位置への動き（移動）として計算される。すなわち、動きは、 $t = 0$  における位置から現在の位置へのレイヤのマッピング（写像）である。

#### 【0020】

任意の大きな移動量を有する純粋な平行移動を測定するために、位相相関が有効である。単純な相関は典型的に、真の移動量にピークを有するが、近辺の移動量において複数のピークを有する。一方、位相相関は、理想的には、真の移動量にデルタ関数を生じる。空間周波数領域（ $k_x, k_y$ ）における、2つの画像  $I(k_x, k_y, t_i)$  及び  $I(k_x, k_y, t_j)$  間の位相相関（ $k_x, k_y, t_i, t_j$ ）は、

#### 【数2】

$$\Phi(k_x, k_y, t_i, t_j) = \sum_{k_x, k_y} \frac{I(k_x, k_y, t_i) I(k_x, k_y, t_j)}{\left( |I(k_x, k_y, t_i)|^2 |I(k_x, k_y, t_j)|^2 \right)^{1/2}} \quad (2)$$

である。

#### 【0021】

回転及びスケーリングを計算する1つの方法として、連続した（シーケンスの）画像の自己相関を使うものが挙げられる。自己相関は、平行移動からは独立している。回転及びスケーリング（ $r' = ar$  及び  $\theta' = \theta + \alpha$ 、ここで、 $r, \theta$  は極座標系の座標）は、 $\ln r' = \ln r + \ln a$ 、及び  $\theta' = \theta + \alpha$  であるため、対数極座標において、純粋な平行移動を形成する。しかしながら、自己相関はデータの非線形関数であるため、複数のレイヤには直接的には適したものではない。

#### 【0022】

平行移動、回転、及びスケーリングを計算する好適な方法として、ブラーリングされた（ぼかし処理された）画像を使う方法が挙げられる。ブラーリング処理（blurring）は、線形演算であるため、レイヤの重ね合わせとしての各画像のモデルが維持される。ブラーリ

10

20

30

40

50

ングされた画像は、許容できる回転及びスケーリングの平均をとることにより得られる。平行移動は、この結果のブラーリングされた画像の位相相関を計算することにより得られる。次に、実際の回転及びスケーリングが、平行移動に対する補償後に得られる。より詳しくは、シーケンスの第1画像が、カーネル(kernel)として使われ、各後続画像との重み付け相関関数が計算される。純粋な位相相関ではなく、推定された画像パワースペクトル $P_I$ 及びノイズパワー $P_N$ の推定値の和から成るウィナー型フィルタ(Wiener-like filter)によって逆数として重み付けされた、重み付け相関関数 $C_W$ が計算される。

【数3】

$$C_W(k_x, k_y, t_i, t_j) = \frac{I(k_x, k_y, t_i)I(k_x, k_y, t_j)}{P_I(k_x, k_y) + P_N(k_x, k_y)} \quad (3) \quad 10$$

【0023】

画像パワースペクトル及びノイズパワースペクトルはそれぞれ、別個のフレームのパワースペクトルの平均及び平均偏差から推定される。この重み付け相関式は、ノイズが存在しない単一の移動レイヤという特殊な場合には、位相相関となる。重み付け相関の最大値が、正しい平行移動量(又は、対数極画像に適用された場合には、回転量及びスケーリング)とされる。

【0024】

一旦、レイヤの動きが推定されると、移動軌線に沿って平均を求めることにより、レイヤ密度(濃度)が推定される。各レイヤの均一成分は求められない。新しいレイヤ密度が、移動平均によって計算されるたびに、その密度が、以前に計算されたレイヤの各々における、対応する位置から減ぜられる。全てのレイヤの動きが見つけた後で、密度推定値を、共役勾配(conjugate gradient法)によって向上することもできる。 20

【0025】

クローズ及びホワイティング論文に記載された方法では、視覚化される冠状管が、第1のレイヤとして使われる。論文は、血管造影像シーケンスを処理して向上した冠状管画像を生じることを記載するが、技法がステント配置に適用されたことはない。

【0026】

本発明は、放射線不透過性マーカを使いステントガイドワイヤ又は配送(デリバリー)バルーンに印付けし、移動レイヤ分解技法を用いてステントの画像を追跡することにより、冠状ステント配置を正確に評価する方法を提供する。ステント自体は典型的には明確に視認できないが、ステントはマーカと共に移動する。よって、マーカの移動を追跡し、この追跡に基づいて時間平均化処理を実行することにより、ステント又はステント留置された管腔の視認性を向上できる。超音波撮像装置やアテレクトミーカテテル(atherectomy catheter)など、患者を治療又は評価するために冠状管内に挿入される、他の様々な装置の視認性を向上するために本方法を使うこともできる。 30

【0027】

本発明の1つの実施の形態では、患者の冠状管に配置するステントが、配送ガイドワイヤ及びバルーンに取り付けられる。ガイドワイヤ及び/又はバルーンには、ロレンゾによる米国特許第5,836,892号に記載された既知の方法又は他の適切な方法を用いて、放射線不透過性マーカが設けられる。マーカは、放射線不透過性物質をガイドワイヤ又はバルーンに被覆しても、該ガイドワイヤ又はバルーンのマテリアルとして使ってもよく、又は、マーカは、ガイドワイヤ又はバルーンに取り付けられる別個のマーカ要素であってもよい。用語「マーカ」及び「印付けされたガイドワイヤ又はバルーン」は、両方の構成を意味するよう、互換性を有して使われる。ステントは次に、いずれかの適切な技法を用いて、患者の冠状管内に配置され、X線シネ画像(cine image)シーケンス(又は時系列画像)が、ステント配置の際に取得される。時系列画像(又はフレーム)においては、ステント及び血管は典型的には明確に視認できないが、ガイドワイヤ及び/又はバルーン上の放射性不透過性マーカは明確に視認できる。 40 50



## 【0028】

本発明の1つの実施の形態による、時系列画像を処理する方法を、図1を参照して説明する。まず(ステップS1)、基準画像(又はカーネル)が選択され、この基準画像は、フレームの1つであっても、フレームの1つから取り出された特徴であっても、マーカなどのフレーム内に存在することが知られている特徴のモデルであってもよい。好適には、マーカがカーネルとして使われる。次に(ステップS2)、カーネルを各フレームに最良にマッピングできる、最適な移動が計算される。好適には、上述の位相相関及び画像ブラーリング技法が使われ、平行移動、回転、及びスケーリングを計算する。ここで、他の適切な方法を用いてもよい。そして(ステップS3)、移動軌線に沿った平均画像密度(又はグレーレベル)が、カーネルの各点における推定された動きを使い計算される。この動き平均値は、第1レイヤの推定値である。マーカを含む特徴がカーネルとして使われた場合、ステントはマーカと共に移動するため、ステントを第1レイヤ内で視認できる。続いて(ステップS4)、残余画像シーケンスが、時系列画像群内の各画像から、移動する第1レイヤを減ずることにより計算される。次に、新しいカーネルに対してステップS1からS4が繰り返される。新しいカーネルは、残余画像シーケンスから、第1のカーネルの選択と同様に選択される。新しいレイヤ密度の各々が計算されるにしたがって、以前のレイヤ密度推定値を、2つのレイヤ間の相対的な移動を考慮して、新しいレイヤの密度を減算することで改善できる。

10

## 【0029】

上述の方法では、レイヤの1つ、特に追跡によって正確に再現できないレイヤの移動量をゼロに強制設定してもよい。例えば、移動するガイドワイヤを含む不透明化されていない動脈の画像では、第1の計算されたレイヤの移動量をゼロに強制設定することにより、ガイドワイヤの追跡前に減ずることができる、静止した背景レイヤを作り出せる。この手順により、この手順抜きの場合での背景の構成に起因する追跡エラーを低減できる。

20

## 【0030】

上述の処理の結果、各レイヤが、他のレイヤが減算除去された、特定の構造(ステント又はガイドワイヤなど)の動き補償された時間平均を表す。この画像は、「時間平均DSA」と呼ばれる。最終的な残余画像を、管レイヤ又はガイドワイヤレイヤに加えることにより、背景の構成が減ぜられているが時間平均を含まない、追跡された(トラッキング済み)シーケンスが得られる。これは、「追跡DSAシーケンス」と呼ばれる。

30

## 【0031】

これらの画像は次に、ステント留置された管腔の残存狭窄を評価する、ステント膨張の均一性を評価する、又は複数のステントを重複又は間隙なしに配置することを助ける、など、ステント又はステント留置された管を視覚化し、ステント配置を最適化するために使うことができる。個々のステントの正しい拡張を確実にするため、処理を実行する循環器内科医は、ステントが均一に膨張し、ステント留置した管腔が、管腔の自然な大きさと等しい又は多少大きいことを判断する必要がある。管腔の大きさを評価するためには、血管造影像のシーケンスが、動脈を不透明にする注入造影剤を用いて獲得される。そして、上述のようにレイヤ分解処理が実行される。追跡DSAシーケンス及び時間平均DSA画像を使い、管腔が、ステント留置領域において、外側に向かってふくらんでいるかどうかは視覚的に判断されてもよい。残存狭窄の量的な測定値は、例えば、上で説明した、ローゼンマン等(Rozenman et al.)による論文に記載される方法などを用いて、濃度測定法的(densitometrically)に計算されてもよい。実際には、ステントの一部は完全に膨張してもよいが、場合によっては、その他の部分は完全に膨張してはいけなない。この場合は典型的には、不透明にされた管を含む血管造影画像から評価することが困難である。膨張の均一性を評価するために、配置されたステント近辺に、印付けされたガイドワイヤ又はバルーンを含む、コントラストの無い画像のシーケンスに対し、レイヤ分解処理を実行してもよい。ガイドワイヤは、ステント留置された管と共に移動するため、関連したレイヤはステントを含み、このレイヤから膨張の均一性を評価できる。ステント画像の表示装置(例えばモニタなど)上での視認性は、既知の画像処理技法(例えば、低コントラスト特徴を向

40

50

上するヒストグラム平準化や、特定の範囲のグレーレベル内のコントラストを向上するためのウインドウ及びレベルなど)を適用することにより、更に改善できる。この方法を用いることにより、ステントが部分的に又は全体的に膨張が足りないと判断された場合、正確な膨張が達成されるまで追加のバルーン拡大処理を実行してもよい。

#### 【0032】

複数のステントを正確に配置するために、循環器内科医は、以前に配置されたステントと、新しいステントを保持するガイドワイヤ又は配置バルーンとの相対的な位置を判断する必要がある。これを達成するために、以前に配置されたステントの近辺の、印付けされたガイドワイヤ又はバルーンを含む画像シーケンスに、レイヤ分解法を適用してもよい。以前配置されたステント及び新しく挿入された装置の両方が、それらを囲む冠状動脈と共に移動するため、同一のレイヤ画像内で視認できる。循環器内科医は次に、新しいステントが、以前に配置されたステントに正確に隣接するまで、配置バルーンの位置を調整する。

10

#### 【0033】

移動レイヤ分解技法は、2Dワーブマスク減算に比べていくつかの利点を有する。第1に、移動レイヤ分解法においては、ステント無しの背景を有するマスク画像が不要である。マスク画像が存在する場合、該マスク画像をレイヤ分解法の1つのレイヤとして使うことができる。レイヤ分解法は、背景とステントとの間の相対的な動きが小さい場合においても、十分に適用できる。第2に、レイヤ分解法においては、背景レイヤが、複数のフレームにおける平均(すなわち、動き補償時間フィルタリング)によって計算されるため、単一のマスク画像に比べて、ランダムノイズによる劣化が少ない。一方、典型的なマスク減算DSA画像は、ライブ画像の2倍のランダムノイズを有する。第3に、レイヤ分解法は、背景を、単一の2次元構造としてではなく、独立した空間的変換を経た複数の2次元レイヤとして処理する。これにより、ステント又はステントが留置された管の部分と共に移動しない全ての背景構成を減算することが可能となる。単一レイヤのマスク画像の場合、推定された2次元移動マッピングにしたがって移動する、背景の一部のみを正しく減じることができる。

20

#### 【0034】

まとめると、本発明は、印付けされた配送ガイドワイヤ又はバルーンを利用し、移動レイヤ分解技法を適用して、明確に視認可能な放射線不透過性マーカの動きを追跡する。本発明によれば、興味対象(ステント)は追跡されないが、ステントが、追跡されるマーカに対して固定された空間的な関係を有するため、向上されたステントの画像が得られる。更に、他の画像処理方法において、マーカ以外の興味対象の特徴の画像を向上するために、人工的な放射線不透過性マーカが使われてきたが、この方法と移動レイヤ分解法とが組み合わせられたことはない。これに加え、移動レイヤ分解技法を、ステント配置後に不透明にされた管腔の画像に適用し、ステント膨張の評価を改善することもできる。この目的のために、時間平均化された画像シーケンスをあらかじめ減じることにより、管の追跡が改善される。

30

#### 【0035】

本発明において実施される画像処理方法は、画像増倍(イメージインテンシファイア)透視装置やセシウムヨウ素/アモルファスシリコン平面パネル検出器システムなどの医療撮像装置から画像データを受信するように構成された、プログラムされたコンピュータシステムによって実行されてもよい。コンピュータシステムは同時に、撮像装置の制御を実行してもよい。図2は、コンピュータ2、撮像装置4、及び表示装置6を含むこのようなシステム構成を示す。

40

#### 【0036】

当業者には、本発明の精神及び範囲から離れることなく、本発明による画像処理方法に様々な変形及び変更を加えることができることが理解できよう。よって、本発明は、添付する請求項の範囲に含まれる又はそれと均等な、本発明の変形又は変更を含むよう企図される。

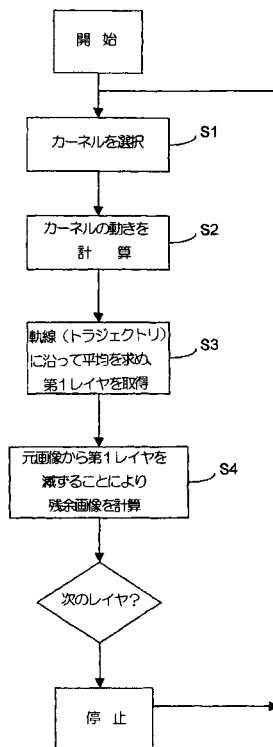
#### 【図面の簡単な説明】

50

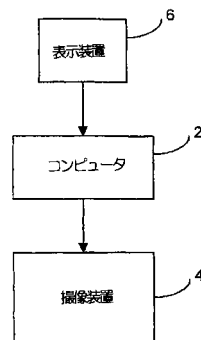
【図1】 本発明の1つの実施の形態による、画像処理方法を示すフローチャートである。

【図2】 本発明を実施できる撮像システムを示す図である。

【図1】



【図2】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ホワイティング ジェームズ エス  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ロサンジェルス マウンテン ビュー アベニュー 331  
8

(72)発明者 エイビー クレイグ ケイ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ロサンジェルス ウィロウグビィ 7524

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許第6005917(US,A)  
米国特許第4709385(US,A)  
米国特許第5383231(US,A)  
米国特許第5203777(US,A)  
米国特許第5779731(US,A)  
米国特許第5178618(US,A)  
特表平7-508909(JP,A)  
特開平3-133463(JP,A)  
特開平1-288249(JP,A)  
特開昭57-3655(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)  
A61B6/00-6/14

专利名称(译)	改进的冠状动脉支架置入图像引导装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3652353B2</a>	公开(公告)日	2005-05-25
申请号	JP2002506794	申请日	2001-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	雪松-西奈医学中心		
申请(专利权)人(译)	雪松 - 西奈医疗中心		
当前申请(专利权)人(译)	雪松 - 西奈医疗中心		
[标]发明人	クロースロバートエイ ホワイティングジェームズエス エイビークレイグケイ		
发明人	クロース ロバート エイ ホワイティング ジェームズ エス エイビー クレイグ ケイ		
IPC分类号	A61B19/00 A61B6/00 A61B6/12 A61F2/06 A61F2/84 A61M25/098 A61M25/12 G06T5/50 G06T7/00 G06T7/20 H04N5/325		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B6/481 A61B6/504 A61F2/95 A61F2/958 A61M2205/52 G06T5/50 G06T7/254 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B6/12 A61B6/00.331.E A61B19/00 A61B6/00.350.P A61B6/00.350.S		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	09/608392 2000-06-30 US		
其他公开文献	JP2004501723A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

使用不透射线标记物放置冠状动脉支架的图像引导方法和移动层分解图像处理技术。不透射线的标记物用于放置支架并且附接到与冠状管一起移动的导丝或输送球囊。在放置支架期间拍摄一系列X射线荧光透视图像，并用于生成表示血管造影照片中不同结构的层图像，例如支架和导丝，背景结构等。标记的清晰可见图像用于层分解。支架比标记物更不透射线，但是在层图像中也增强了先前放置的支架的可见性。使用分层图像来指导多个支架的放置，并防止支架之间的重复或间隙。在支架扩张后，获得填充有液体造影剂的管腔的血管造影片。对这些图像进行层分解，以视觉或定量地确定支架放置区域中的腔的收缩（或扩张）。

$k_y, t_j$  ) 間の位相相関  $\Phi(k_x, k_y, t$

【数2】

$$\Phi(k_x, k_y, t_i, t_j) = \sum_{k_x, k_y} \frac{I(k_x, k_y, t_i) I(k_x, k_y, t_j)}{\left( |I(k_x, k_y, t_i)|^2 |I(k_x, k_y, t_j)|^2 \right)^{1/2}}$$