

(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2004-501723

(P2004-501723A)

(43) 公表日 平成16年1月22日(2004.1.22)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/12	A 6 1 B 6/12	4 C O 9 3
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 O 4 N 5/325	A 6 1 B 6/00	3 5 O P
	A 6 1 B 6/00	3 5 O S
		審査請求 有 予備審査請求 有 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2002-506794 (P2002-506794)	(71) 出願人	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 プールバ ード 8700
(86) (22) 出願日	平成13年6月25日 (2001.6.25)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(85) 翻訳文提出日	平成14年2月28日 (2002.2.28)	(74) 代理人	100081503 弁理士 金山 敏彦
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/041130	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(87) 国際公開番号	W02002/002173	(72) 発明者	クロース 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
(87) 国際公開日	平成14年1月10日 (2002.1.10)		最終頁に続く
(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)		

(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方法

(57) 【要約】

放射線不透過性のマーカ及び移動レイヤ分解の画像処理技術を使用する、冠状動脈ステントの配置に対する画像ガイダンス方法。放射線不透過性のマーカは、ステントの配置に使用され、冠状管とともに運動するガイドワイヤまたは搬送バルーンに付けられている。一連のX線透視画像がステントの配置中に撮影され、これを用いて血管造影像における異なる構造、例えばステント及びガイドワイヤ、背景構造などを表すレイヤ画像が生成される。マーカの明確な可視画像がレイヤ分解に使用される。ステントはマーカに比べて放射線不透過性が低い、先に配置されたステントの可視性はレイヤ画像においても強化されている。レイヤ画像を使用して複数のステントの配置をガイドし、ステント間の重複または間隙を防ぐ。ステントの拡張後、液体造影剤を充填した管腔の血管造影像が取得される。これらの画像にレイヤ分解を施し、ステント配置領域における管腔の収縮（または拡大）を視覚的または量的に決定する。

【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方法であって、前記管の中に放射線不透過性物質を挿入するステップと、前記管を含む時系列画像群を取得するステップと、前記時系列画像群を、複数の移動レイヤの集まりに分解するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、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、方法。 10

【請求項 3】

請求項 1 記載の方法であって、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 つのマーカを含む、方法。

【請求項 4】

請求項 1 記載の方法であって、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、方法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の方法であって、第 1 の時系列画像群の中の 1 つの画像フレームから基準画像を選択するステップと、前記第 1 の時系列画像群から、各画像を前記基準画像にマッピングする第 1 の動き関数を計算するステップと、 20

前記第 1 の動き関数を各画像に適用することにより、それら画像群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第 1 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から前記第 1 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、

前記基準画像を選択するステップと、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、 30

を含む方法に従って、前記時系列画像が分解される、方法。

【請求項 6】

請求項 5 記載の方法であって、前記時系列画像群を分解する方法は、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ステップを含む、方法。

【請求項 7】

請求項 5 記載の方法であって、少なくとも 1 つの動き関数が 0 に設定される、方法。

【請求項 8】

請求項 5 記載の方法であって、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、方法。 40

【請求項 9】

請求項 5 記載の方法であって、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、方法。

【請求項 10】

請求項 1 記載の方法であって、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、方法。

【請求項 11】

請求項 1 記載の方法であって、レイヤ由来 DSA (Digital Subtraction 50

on Angiography) 及び時間平均DSAの画像群をディスプレイに表示するステップを含む、方法。

【請求項12】

冠状管内に少なくとも1つのステントを位置決めする方法であって、
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を用いて、少なくとも1つのステントを冠状管内に挿入するステップと、
前記管を含む時系列画像群を取得するステップと、
前記時系列画像群を、複数の移動レイヤの集まりに分解するステップと、
レイヤ由来DSA画像群及び時間平均DSA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ステップと、
前記管内に少なくとも1つのステントを位置決めするステップと、
を含む方法。

10

【請求項13】

請求項12記載の方法であって、前記ディスプレイを観察することにより、前記少なくとも1つのステントの適切な位置を決定するステップを更に含む方法。

【請求項14】

請求項12記載の方法であって、前記管内に少なくとも1つのステントを位置決めするステップが、更に第1のステントを第2のステントに隣接するように位置決めして、第1のステントと第2のステントとが重ならず、かつそれら両者の間に間隙ができないようにするステップ、を含む方法。

20

【請求項15】

請求項12記載の方法であって、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、方法。

【請求項16】

請求項12記載の方法であって、前記管内に液体造影剤を注入するステップを更に含む方法。

【請求項17】

請求項12記載の方法であって、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、方法。

【請求項18】

請求項12記載の方法であって、
第1の時系列画像群の中の1つの画像フレームから基準画像を選択するステップと、
前記第1の時系列画像群から、各画像を前記基準画像にマッピングする第1の動き関数を計算するステップと、
前記第1の動き関数を各画像に適用することにより、それら画像群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第1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から前記第1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、
前記基準画像を選択するステップと、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、前記時系列画像が分解される、方法。

30

40

【請求項19】

請求項18記載の方法であって、前記時系列画像群を分解する方法は、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ステップを含む、方法。

【請求項20】

50

請求項 18 記載の方法であって、少なくとも 1 つの動き関数が 0 に設定される、方法。

【請求項 21】

請求項 18 記載の方法であって、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、方法。

【請求項 22】

請求項 18 記載の方法であって、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、方法。

【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配置されたステントが正確に配置されず、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

10

20

30

40

50

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 $R = 0.74$ 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。 10

【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。 20 30

【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 40 50

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次元ワーク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. Meijer *et al.*, "Retrospective motion correction in digital subtraction angiography: A review", *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 18, No. 1, pp. 2-21, 1999)。

【0006】

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、例えば血管造影画像などにおいては、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。

【0008】

移動レイヤ分解 (moving layer decomposition) 方法は、冠動脈血管造影からの量的測定 (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 (opaque) 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。

【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)

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】

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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は隙がで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。

【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場合、更にバルーンを膨張させることができる。

【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）

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。

【 0 0 1 9 】

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. ホワイトニング（J. S. Whitening）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トニング論文」）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 】

$$\mathbf{u}_L(x, y, t) = (u_L(x, y, t), v_L(x, y, t))$$

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

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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, θ 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。

【 0 0 2 2 】

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

10

20

30

40

50

(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】

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

【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、回転量及びスケールング）とされる。

10

【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トニ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、血管造影シークエ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。ガイドワイヤ及びノ又はバルーンには、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方法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）シークエンス（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、ガイドワイヤ及びノ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

【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

50

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、及びスケールを計算する。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。

【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を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ィ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

30

40

50

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、配置バルーン的位置を調整する。

【0033】

移動レイヤ分解技法は、2Dワーク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。

【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。

【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。

【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】

【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。

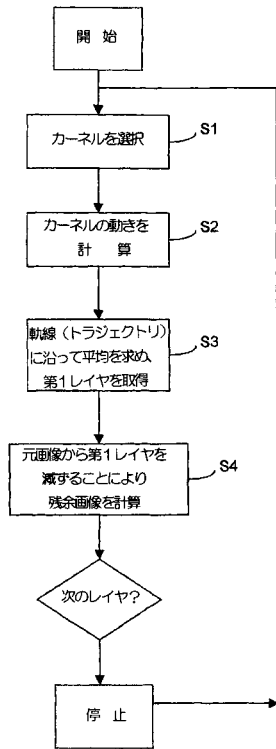
10

20

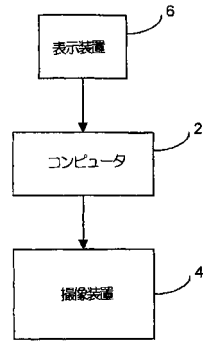
30

40

【 図 1 】



【 図 2 】



【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
10 January 2002 (10.01.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/02173 A1

- (51) International Patent Classification: A61M 25/00, A61F 2/06, A61M 25/01, A61B 1/06, G03B 42/02, H05G 1/62, A61M 31/00
- (21) International Application Number: PCT/US01/41130
- (22) International Filing Date: 25 June 2001 (25.06.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/608,392 30 June 2000 (30.06.2000) US
- (71) Applicant: CEDARS SINAI MEDICAL CENTER [US/US], 8700 Beverly Boulevard, Los Angeles, CA 90048-1865 (US).
- (72) Inventors: CLOSE, Robert, A., 626 17th Street, Manhattan Beach, CA 90266 (US); WHITING, James, S., 3318 Mountain View Avenue, Los Angeles, CA 90066 (US); ABBEY, Craig, K., 7524 Willoughby, Los Angeles, CA 90046 (US).
- (74) Agents: ZATTLER, Richard, H. et al., Pillsbury Winthrop LLP, Suite 2800, 725 South Figueroa Street, Los Angeles, CA 90017-5406 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, 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, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:
— with international search report
— before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- 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.



WO 02/02173 A1

(54) Title: IMPROVED IMAGE GUIDANCE FOR CORONARY STENT DEPLOYMENT

(57) Abstract: A method for image guidance of coronary stent deployment using radiopaque markers and the image processing technique of moving layer decomposition. The radiopaque markers are attached to guidewires or delivery balloons that are used to place the stent and co-move with the coronary vessel. A series of fluoroscopic images are taken during the stent placement and are used to generate layer images which represent different structures in the angiograms, such as the stent and guidewires, background structures, etc. The clearly visible images of the markers are used in the layer decomposition. Although stents are less radiopaque than the markers, visibility of previously deployed stents is also enhanced in the layer images. The layer images are used to guide placement of multiple stents to prevent overlap or gaps between the stents. After stent expansion, angiographic images are acquired of the lumen filled with liquid contrast agent. Layer decomposition is applied to these images in order to visually or quantitatively determine the lumen narrowing (or broadening) in the stented region.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

IMPROVED IMAGE GUIDANCE FOR CORONARY STENT DEPLOYMENT

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the Invention

This invention relates to coronary stent deployment, and in particular, to improved image
5 guidance in coronary stent deployment.

Description of the Related Art

Increasing numbers of percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA) are being
performed in the United States. However, after PTCA, restenosis of the dilated segment occurs in
a large percentage of patients and results from elastic recoil, neointimal formation and vascular
10 contraction. PTCA followed by coronary stent placement provides a luminal scaffolding that
virtually eliminates recoil and remodeling, and has been shown to significantly reduce the
likelihood of restenosis. Currently, a vast majority of patients receive stents after angioplasty. In
such procedures, cardiologists frequently deploy multiple adjacent stents in an artery to treat
extended lesions or dissections. Since it is important to accurately align the stent ends, the
15 cardiologist must adjust the position of the catheter head relative to a previously deployed stent.
This requires that the first stent and the catheter head be visualized well enough that their relative
stent positions can be accurately determined. This has not been possible in conventional coronary
stent deployment techniques. As a result, a subsequently placed stent often cannot be placed
precisely in relation to a previously placed stent, resulting in either an overlap or a gap between
20 the two stents. Gaps between stents are significant because of the risk of residual dissections and
restenosis. Overlap of stents increases the risk of restenosis due to increased vessel injury during
deployment. In addition, studies with intravascular ultrasounds (IVUS) imaging of deployed
stents revealed that a high percentage of stents may be insufficiently dilated despite an apparently
angiographically successful deployment.

25 Deployed stents may be evaluated using intravascular ultrasounds (IVUS) imaging
technique (S. Nakamura et al., "Intracoronary ultrasound observations during stent implantation,"
Circ., 89, pp. 2026-2034, 1994). IVUS can accurately define the anatomy of the vessel and the
stent within the vessel and is considered the gold standard for defining the results of stent
implantation. But such assessment is time-consuming and expensive, and is not useful for
30 visualizing previously deployed stents during the placement of multiple stents because the
ultrasound probe cannot be inserted along with the delivery balloon and stent. Moreover, the
IVUS device is invasive and may increase patient risk. IVUS may also physically compromise

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 2 -

the integrity of the deployment of certain stent types. An alternative method for evaluating stent expansion is coronary pressure measurement (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). Other alternative methods use medical imaging devices to evaluate stent implantation. One reference describes a videodensitometric analysis, in which density profiles are constructed and compared with a theoretic profile of a normal artery (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). However, such measurements are typically imprecise, as evidenced in the Rozenman study by the weak correlation of only $R = 0.74$ between the videodensitometric and IVUS measurements of stenosis.

Most coronary stents are insufficiently radiopaque and are difficult to visualize in x-ray angiograms. Thus, in evaluation techniques using medical imaging devices, it is desirable to increase the visibility of the stents. For example, the stents may be coated with radiopaque material such as gold to increase their visibility. Experimental studies with gold plated stents show results with less thrombogenicity of the stents, but clinical comparison of stainless steel stents and gold-plated stents show significantly increased restenosis rates with gold plating (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). Stents and guidewires having radiopaque markers attached thereto have been described in numerous references, examples including Frantzen, U.S. Pat. No. 5,741,327 (stent with markers) and Lorenzo, U.S. Pat. No. 5,836,892 (guidewires with markers). In techniques using medical imaging devices, images are taken to observe the stents, but these images are typically still images that show only the final positions of the stents or guidewires or balloons after placement.

Various image processing techniques have been proposed and are generally applicable to enhance angiographic images. For example, background subtraction attempts to separate the coronary arteries from patient background structures. But background structures can cause tracking errors or densitometric errors in correctly tracked arteries, since background structures are superposed on the vessel in the images. In the absence of motion, digital subtraction of a mask image taken before the contrast injection may be performed to remove the background structures, but this method has not been clinically successful because of involuntary patient

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 3 -

motion. Motion-correction in current clinical DSA (digital subtraction angiography) systems is accomplished by a manually controlled translation of the mask image with respect to the contrast image. Unfortunately, since cardiac motion is more complex than simple translations, this technique will reduce artifacts in some parts of the image but reinforce or create artifacts in other parts of the image. Other methods to improve accuracy have been proposed, including a system for automatic re-masking during image acquisition, in which a new mask is selected whenever a similarity measure drops below a certain threshold, and a system using control points to determine the motion between the mask and live images. Manual selection of control points, however, can introduce errors if the points are not corresponding between the pre-processed and the mask images. Another technique, known as flexible mask subtraction, automatically tracks features from the mask to the live image. This method requires prior segmentation of the vessel from the surrounding background; as a result, regions beneath the vessel are not tracked directly but are interpolated. In general, a 2D warped mask subtraction method involves subtraction of a previously acquired image that has been warped to correct for motion (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).

All of the above-mentioned background subtraction techniques suffer from several important limitations. First, they use a "mask" image of the background taken prior to stent deployment. The long delay between acquisition of the mask image and the image with stents present makes involuntary patient motion (such as breathing) a major source of degradation. Second, the subtraction of two images containing random noise results in an image with more noise than the original images. Third, the three-dimensional background motion is modeled as a single two dimensional motion. Only the portion of the background which moves according to the estimated two-dimensional motion mapping is correctly subtracted.

One method for reducing random noise in moving images is motion-compensated temporal averaging (e.g. Dubois E, Sabri S, "Noise Reduction in Image Sequences Using Motion-Compensated Temporal Filtering", *IEEE Trans. Comm.* 32(7):826-831, 1984). A feature such as a stent can be tracked and shifted to a common position in each image prior to temporal averaging. However, in projection images such as angiograms the presence of background structures can cause tracking errors which blur the time-averaged image.

The method of moving layer decomposition was developed in order to improve the accuracy of quantitative measurements made from coronary angiograms (QCA). This technique

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 4 -

performs tracking and motion-compensated temporal averaging of different image structures (layers) to achieve both background removal and noise reduction. However, in fluoroscopic images of deployed stents the stent signal is usually too weak to track accurately. In angiographic image sequences containing opacified arteries, tracking errors can result from the overlapping vessel and background structures.

In summary, prior methods for enhancement of angiographic images are inadequate to assist stent deployment. Background subtraction techniques increase random noise which degrades stent visibility and quantitative measurements of lumen shape. Tracking techniques suffer from errors due to the presence of background structures and the faintness of the stent in the images.

SUMMARY OF THE INVENTION

In view of the prevalent use of stenting in coronary interventions, the adequacy of angiographic guidance and evaluation of stent deployment needs to be improved.

Accordingly, the present invention is directed to a method for improving coronary stent deployment by applying a multiframe analysis that substantially diminishes one or more of the problems due to limitations and disadvantages of the related art.

An object of the present invention is to provide a method to improve clinical visualization of stents during and following deployment.

Additional features and advantages of the invention will be set forth in the descriptions that follow and in part will be apparent from the description, or may be learned by practice of the invention. The objectives and other advantages of the invention will be realized and attained by the structure particularly pointed out in the written description and claims hereof as well as the appended drawings.

According to the present invention, radiopaque markers on the delivery balloon, guidewire, or other device are used to provide a trackable feature that is co-moving with the stented vessel. Placement of a marked device into a vessel lumen enables one to enhance the visibility not only of the marked device, but also of any previously deployed stents nearby in the same vessel. A cine x-ray (fluoroscopic) image sequence is acquired while the radiopaque markers are inside the stented lumen. Enhanced images of the stents are produced by layer decomposition of the fluoroscopic image sequence. This decomposition into moving layers is performed by tracking image features and performing motion-compensated temporal averaging of background and stent features.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 5 -

In another aspect, the present invention provides a method for accurate deployment of coronary stents with no overlap or gap between multiple stents. Accurate positioning of an additional stent is obtained by repeated adjustment and assessment of the relative positions of the deployed and undeployed stents using enhanced fluoroscopic images obtained by the procedure described above.

In another aspect, the present invention provides a method to improve assessment of stent dilation. In this case the vessel is filled with a contrast agent during imaging. Layer decomposition is performed in order to yield background-subtracted and time-averaged images of the layer containing the opacified vessel lumen. In order to improve tracking accuracy, the time-average of the image sequence (stationary background layer) is subtracted prior to tracking the vessel. In addition, the stented region is outlined and isolated from the rest of the image for use as a kernel for vessel tracking. The resulting vessel layer image can then be used to assess adequacy of stent expansion by visual or quantitative assessment of the relative amount of lumen narrowing or broadening in the stented region (e.g. percent diameter stenosis, densitometric area stenosis, or volumetric density deficit index described by Rozenman). If the stent is assessed to be insufficiently dilated, additional balloon inflations can be performed.

It is to be understood that both the foregoing general description and the following detailed description are exemplary and explanatory and are intended to provide further explanation of the invention as claimed.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Figure 1 is a flow chart illustrating an image processing method according to an embodiment of the present invention.

Figure 2 illustrates an imaging system in which the present invention may be applied.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

The present invention is based on two techniques, namely, an image processing method known as "moving layer decomposition", and coronary stent deployment methods using marked delivery guidewires or balloons. Moving layer decomposition is an image processing method for analyzing a time-series of images, such as coronary angiograms, to obtain an image of the object of interest with clearer signals and lower noises. The method focuses on an identifiable feature in the angiograms (a "layer"), such as a coronary vessel, that moves or rotates with respect to a background across a series of images. It tracks the motion of the feature, and averages the image

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 6 -

intensity of the feature using several images of the time-series taking into account the movement of the feature. In the resulting enhanced image, the feature is more clearly visible.

A method for decomposing coronary angiograms into non-rigid moving layers undergoing translation, rotation and scaling is described in an article by R. A. Close and J. S. Whiting,

- 5 Medical Imaging 1999: Image Processing, K. M. Hanson, Editor, Proc. SPIE 3661, pp. 1515-1520, 1999 ("the Close and Whiting article"), and summarized below. First, the optical density of an image $P(x, y, t)$ is modeled as a sum of moving layers as follows:

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

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

- 10 where t is time and the layers ρ_L are defined by their density at $t=0$. The motion of each layer $(u_L(x, y, t), v_L(x, y, t))$ is computed to be a motion from the current position to the position at time $t=0$ so that moving averages of the layer densities are easily performed. In other words, the motion is a mapping of the layer from the position at $t=0$ to the current position.

- Phase correlation is useful for measuring pure translations with arbitrarily large
15 displacements. Simple correlation typically peaks at the true displacement but has multiple peaks at nearby displacements. Phase correlation, on the other hand, ideally yields a delta-function at the true displacement. The phase correlation $\Phi(k_x, k_y, t_i, t_j)$ between two images $I(k_x, k_y, t_i)$ and $I(k_x, k_y, t_j)$ in the spatial frequency domain (k_x, k_y) is:

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

- 20 One method for computing rotation and scaling is by using autocorrelations of sequential images. The autocorrelation is independent of translation. Rotation and scaling ($r' = ar, \theta' = \theta + \phi$, where r, θ and ϕ are coordinates of a polar system) form a pure displacement in the log-polar coordinates because $\ln r' = \ln r + \ln a, \theta' = \theta + \phi$. Autocorrelation, however, is not directly suitable for multiple layers because autocorrelation is a nonlinear function of the data.

- 25 A preferable method for computing translation, rotation and scaling is by using blurred images. Since blurring is a linear operation, the model of each image as a superposition of layers is preserved. The blurred images are obtained by averaging over allowable rotations and scales.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 7 -

Translation is obtained by computing the phase correlation of the resultant blurred images. The actual rotation and scaling is then obtained after compensating for translation. Specifically, the first image of the sequence is used as a kernel, and a weighted correlation with each successive image is computed. Rather than a pure phase correlation, a weighted correlation function C_W is computed, which is weighted inversely by a Wiener-like filter composed of the estimated image power spectrum P_I plus an estimate of the noise power P_N .

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

The image and noise power spectra are estimated from the mean and variance, respectively, of the power spectra of the separate frames. This expression for weighted correlation reduces to the phase correlation in the special case of a noise-free single moving layer. The maximum of the weighted correlation is taken to be the correct translation (or rotation and scaling when applied to the log-polar images).

Once the motion of a layer is estimated, the layer density is estimated by averaging along the moving trajectories. The uniform component of each layer is not determined. Each time a new layer density is computed by moving average, its density is subtracted from the corresponding position in each of the previously computed layers. After all layer motions have been found, the density estimates may be improved by using a conjugate gradient technique.

In the method described in the Close and Whiting article, the coronary vessels to be visualized are used as the first layer. The article describes processing angiographic sequences to yield enhanced image of coronary vessels, but the technique has never been applied to stent deployment.

The present invention provides a method for precisely evaluating coronary stent deployment by marking the stent guidewire or delivery balloons using radiopaque marker, and tracking the image of the stent using the moving layer decomposition technique. Although the stent itself is typically not clearly visible, it co-moves with the markers. Thus, by tracking the movements of the markers and performing time averaging based on the tracking, the visibility of the stent or stented lumen can be enhanced. One may also use the method to enhance the visibility of various other devices inserted within a coronary vessel to treat or evaluate a patient, including, for example, an ultrasound imaging device and an atherectomy catheter.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 8 -

In one embodiment of the present invention, a stent to be placed in a patient's coronary vessel is attached to delivery guidewires and balloons. The guidewires and/or balloons are provided with radiopaque markers using known methods such as described in Lorenzo, U.S. Pat. No. 5,836,892 or using any other suitable methods. The marker may be either a radiopaque material coated on or used as the material for the guidewire or balloon, or they may be separate marker elements attached to the guidewire or balloon. The term "markers" and "marked guidewires or balloons" are used interchangeably to cover both configurations. The stent is then placed into the patient's coronary vessel using any suitable technique, and x-ray cine image sequences (or time-series images) are acquired during stent placement. In the time-series images (or frames), radiopaque markers on the guidewires and/or balloons will be clearly visible, although the stents and blood vessels are typically not.

A method for processing the time-series images according to an embodiment of the present invention is described with references to Fig. 1. First (Step S1), a reference image (or kernel) is selected, which may be one of the frames, a feature extracted from one of the frames, or a model of a feature known to be present in the frames, such as a marker. Preferably, the marker is used as the kernel. Then (Step S2), the optimal motion which best maps the kernel to each frame is calculated. Phase correlation and image blurring techniques described above are preferably used to compute translation, rotation and scaling, although other suitable methods may also be used. Then (Step S3), the average image density (or gray level) along the moving trajectory is computed using the estimated motion for each point in the kernel. This moving average is an estimate of the first layer. If a feature including the marker is used as the kernel, the stent will be visible in the first layer because the stent co-moves with the marker. Subsequently (Step S4), a residual image sequence is computed by subtracting the moving first layer from each image in the time-series images. Then, the steps S1-S4 are repeated with a new kernel. The new kernel is selected from the residual image sequence in a similar way as the selection of the first kernel. As each new layer density is computed, previous layer density estimates may be improved by subtracting the density of the new layer, taking into account any relative movement between the two layers.

In the above method, one of the layers may be forced to have zero motion, especially a layer that may not be accurately reproduced by tracking. For example, in images of non-opacified arteries containing a moving guidewire, forcing the first computed layer to have zero motion generates a stationary background layer which can be subtracted prior to tracking the guidewire.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 9 -

This procedure can reduce tracking errors which might otherwise be caused by background structures.

As a result of the above processing, each layer represents a motion-compensated temporal-average of a certain structure (such as stent or guidewire) with other layers subtracted away. This image is referred to as "time-averaged DSA". By adding the final residual image to the vessel layer or the guidewire layer, a tracked sequence with background structures subtracted but without temporal averaging is obtained. This is referred to as "tracked DSA sequence".

These images can then be used to visualize the stents or stented vessels to optimize stent deployment, such as to assess residual stenosis of a stented lumen, to assess uniformity of stent expansion, or to assist in placement of multiple stents with no overlaps or gaps. To ensure proper dilation of an individual stent, the cardiologist performing the procedure must determine that the stent is uniformly expanded and that the size of the stented lumen is equal to or slightly larger than the natural size of the lumen. To assess lumen size, an angiographic sequence is acquired with an injected contrast agent to opacify the artery. Layer decomposition is then performed as described above. Using the tracked DSA sequence and the time-averaged DSA images, it may be visually determined whether the lumen bulges outward in the stented region. A quantitative measure of residual stenosis may be computed densitometrically using, for example, methods described in the Rozenman et al. article mentioned earlier. In practice, part of the stent may be fully expanded but sometimes other parts may not be fully expanded. This situation is typically difficult to assess from angiographic images with opacified vessels. To assess uniformity of expansion, layer decomposition may be performed on a contrast-free image sequence containing a marked guidewire or balloon in the vicinity of the deployed stent. Since the guidewire moves with the stented vessel, the associated layer will contain the stent, and uniformity of expansion may be assessed from this layer. Visibility of the stent image on a display device (such as a monitor) may be further improved by applying known image processing techniques (e.g. histogram equalization to enhance low-contrast features, window and level to enhance contrast within a specific range of gray levels, etc.). Using this method, if the stent is determined to be partially or fully under-expanded, additional balloon inflation may be performed until proper expansion is achieved.

For proper placement of multiple stents, the cardiologist must determine the relative positions of the previously deployed stent and the guidewire or deployment balloon holding the new stent. To accomplish this, layer decomposition may be applied to an image sequence

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 10 -

containing the marked guidewire or balloon near the previously deployed stent. Because the previously deployed stent and the newly inserted device are both moving with the coronary artery which surrounds them, they will be visible in the same layer image. The cardiologist may then adjust the position of the deployment balloon until the new stent is properly adjacent to the
5 previously deployed stent.

The moving layer decomposition technique has several advantages over 2D warped mask subtraction. First, a mask image with stent-free background is not necessary for moving layer decomposition. If a mask image is present, it can be used as a layer in layer decomposition. Layer decomposition can be satisfactorily applied even when the relative motion between
10 background and the stent is small. Second, in layer decomposition, since the background layers are computed by averaging over multiple frames (i.e., motion-compensated temporal filtering), they are less degraded by random noise than a single mask image. A typical mask-subtracted DSA image, on the other hand, has twice the random noise of the live image. Third, layer decomposition treats the background as multiple two-dimensional layers undergoing independent
15 spatial transformations rather than as a single two-dimensional structure. This allows subtraction of all background structures that are not co-moving with the stent or stented vessel segment. With single-layer mask images, only the portion of the background that moves according to an estimated two-dimensional motion mapping is correctly subtracted.

In summary, the present invention takes advantage of the marked delivery guidewires or
20 balloons, and applies the moving layer decomposition technique to track the movements of the clearly visible radiopaque markers. In the present invention, although the object of interest (the stent) is not tracked, an enhanced image of the stent is obtained because the stent has a fixed spatial relationship with respect to the markers which are tracked. Further, although artificial radiopaque markers have been used in other image processing methods to enhance an image
25 feature of interest other than the marker, the method has never been used in combination with moving layer decomposition. In addition, the technique of moving layer decomposition can be applied to images of the opacified lumen following stent deployment in order to improve the assessment of stent dilation. For this purpose the tracking of the vessel is improved by prior subtraction of the time-averaged image sequence.

30 The image processing methods embodying to the present invention may be carried out using a programmed computer system configured to receive image data from a medical imaging device, such as an image intensifier fluoroscope or cesium iodine/amorphous silicon flat panel

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 11 -

detector system. The computer system may simultaneously perform the control of the imaging device. Fig. 2 illustrates the configuration of such system including a computer 2, an imaging device 4 and a display 6.

5 It will be apparent to those skilled in the art that various modifications and variations can be made in an image processing method according to the present invention without departing from the spirit or scope of the inventions. Thus, it is intended that the present invention cover modifications and variations of this invention that come within the scope of the appended claims and their equivalents.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 12 -

WHAT IS CLAIMED IS:

1. A method for generating a visual image of a lumen of a coronary vessel and a device moving within the vessel, the method comprising:
 - 5 inserting radiopaque material into the vessel;
 - obtaining a time series of images containing the vessel;
 - decomposing the time series of images into a sum of multiple moving layers.
2. The method of claim 1, wherein the device is selected from the group consisting of a stent,
 - 10 a catheter, a guidewire, an endoscope, an angioplasty balloon, an atherectomy cutting device, and an intravascular ultrasound device.
3. The method of claim 1, wherein the radiopaque material comprises at least one marker attached to the device.
 - 15
4. The method of claim 1, wherein the radiopaque material comprises a liquid contrast agent injected into the vessel.
 - 20
5. The method of claim 1, wherein the time-series of images is decomposed according to a method comprising
 - selecting a reference image from an image frame within a first time-series of images;
 - calculating from the first time series of images a first motion function which maps each image to the reference image;
 - calculating, by applying the first motion function for each image, a first layer image which is a time-average of the images moved into alignment with the reference image;
 - 25 generating a sequence of residual images by subtracting the first layer image from each image of the original sequence;
 - calculating subsequent layer images by repeating the steps of selecting a reference image, calculating a motion function, calculating a layer image, and generating a sequence of residual images.
 - 30
6. The method of claim 5, wherein the method of decomposing the time-series of images further comprises refining a layer image calculation by subtracting from the layer image:

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 13 -

a sequence formed from a subsequent layer image attenuated by dividing the number of images in the sequence moving with the difference between two layer motions for each time interval.

- 5 7. The method of claim 5, wherein at least one motion function is set to zero.
8. The method of claim 5, wherein at least one motion function is calculated using phase correlation.
- 10 9. The method of claim 5, wherein at least one motion function is calculated using blurred images.
10. The method of claim 1, further comprising using an image intensifier fluoroscope to obtain the time series of images.
- 15 11. The method of claim 1, further comprising displaying layer-derived digital subtraction angiography and time-averaged digital subtraction angiography images on a display.
12. A method for positioning at least one stent within a coronary vessel, the method
20 comprising:
inserting, with a delivery device, at least one stent into a coronary vessel, wherein the delivery device has at least one radiopaque marker;
obtaining a time series of images containing the vessel;
decomposing the time series of images into a sum of multiple moving layers;
25 displaying, on a display, images selected from the group consisting of layer-derived digital subtraction angiography images and time-averaged digital subtraction angiography images;
positioning the at least one stent within the vessel.
13. The method of claim 12, further comprising the step of determining, by visually inspecting
30 the display, the proper position of the at least one stent.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 14 -

14. The method of claim 12, wherein the step of positioning the at least one stent within the vessel further comprises positioning a first stent adjacent to a second stent such that there is no overlap and no gap between the first and second stents.
- 5 15. The method of claim 12, wherein the delivery device is selected from the group consisting of a guidewire, a catheter, and an angioplasty balloon.
16. The method of claim 12, further comprising injecting a liquid contrast agent into the vessel.
- 10 17. The method of claim 12, further comprising using an image intensifier fluoroscope to obtain the time series of images.
18. The method of claim 12, wherein the time-series of images is decomposed according to a
15 method comprising
selecting a reference image from an image frame within the time-series of images;
calculating from the first time series of images a first motion function which maps each
image to the reference image;
calculating, by applying the first motion function for each image, a first layer image which
20 is a time-average of the images moved into alignment with the reference image;
generating a sequence of residual images by subtracting the first layer image from each
image of the original sequence;
calculating subsequent layer images by repeating the steps of selecting a reference image,
calculating a motion function, calculating a layer image, and generating a sequence of residual
25 images.
19. The method of claim 18, wherein the method of decomposing the time-series of images
further comprises refining a layer image calculation by subtracting from the layer image:
a sequence formed from a subsequent layer image attenuated by dividing the number of
30 images in the sequence moving with the difference between two layer motions for each time
interval.

WO 02/02173

PCT/US01/41130

- 15 -

20. The method of claim 18, wherein at least one motion function is set to zero.
21. The method of claim 18, wherein at least one motion function is calculated using phase correlation.
- 5 22. The method of claim 18, wherein at least one motion function is calculated using blurred images.

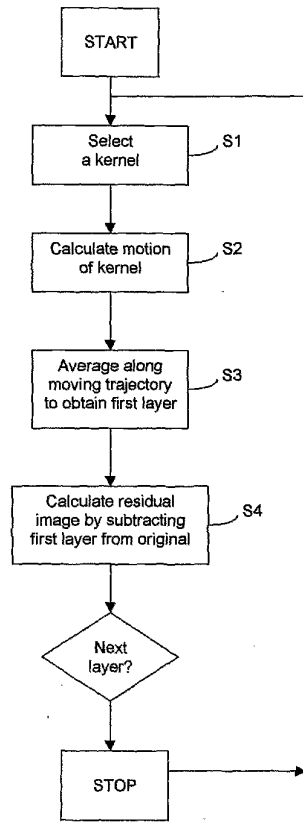


FIG. 1

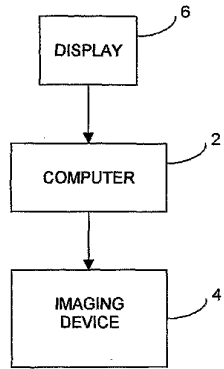


FIG. 2

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

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

CORRECTED VERSION

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
10 January 2002 (10.01.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/02173 A1(51) International Patent Classification: A61M 25/00,
A61F 2/06, A61M 25/01, A61B 1/06, G03B 42/02, H05G
1/62, A61M 31/00(81) Designated States (national): AE, AL, AM, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, EE, ES, FI, GB, GD, 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, NO, NZ, PL, PT,
RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA,
UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(21) International Application Number: PCT/US01/41130

(22) International Filing Date: 25 June 2001 (25.06.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/608,392 30 June 2000 (30.06.2000) US(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian
patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European
patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,
IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF,
CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).**Published:**
— with international search report
— before the expiration of the time limit for amending the
claims and to be republished in the event of receipt of
amendments(71) Applicant: CEDARS SINAI MEDICAL CENTER
[US/US]; 8700 Beverly Boulevard, Los Angeles, CA
90048-1865 (US).(72) Inventors: CLOSE, Robert, A.; 626 17th Street, Manhat-
tan Beach, CA 90266 (US); WHITING, James, S.; 3318
Mountain View Avenue, Los Angeles, CA 90066 (US);
ABBAY, Craig, K.; 7524 Willoughby, Los Angeles, CA
90046 (US).(48) Date of publication of this corrected version:
7 February 2002(74) Agents: ZAITLEN, Richard, H. et al.; Pillsbury
Winthrop LLP, Suite 2800, 725 South Figueroa Street, Los
Angeles, CA 90017-5406 (US).(15) Information about Correction:
see PCT Gazette No. 06/2002 of 7 February 2002, Section
IIFor two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 02/02173 A1

(54) Title: IMAGE GUIDANCE METHOD CORONARY STENT DEPLOYMENT

(57) Abstract: A method for image guidance of coronary stent deployment using radiopaque markers and the image processing technique of moving layer decomposition. The radiopaque markers are attached to guidewires or delivery balloons that are used to place the stent and co-moves with the coronary vessel. A series of fluoroscopic images are taken during the stent placement and are used to generate layer images which represent different structures in the angiograms, such as the stent and guidewires, background structures, etc. The clearly visible images of the markers are used in the layer decomposition. Although stents are less radiopaque than the markers, visibility of previously deployed stents is also enhanced in the layer images. The layer images are used to guide placement of multiple stents to prevent overlap or gaps between the stents. After stent expansion, angiographic images are acquired of the lumen filled with liquid contrast agent. Layer decomposition is applied to these images in order to visually or quantitatively determine the lumen narrowing (or broadening) in the stented region.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 01/41130
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61M25/00 A61F2/06 A61M25/01 A61B1/06 G03B42/02 H05G1/62 A61M31/00		
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 A61M A61F A61B G03B H05G		
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) 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.
A	JOSEPH D. BRONZINO: "The Biomedical Engineering Handbook 2nd Edition" 2000, CRC PRESS / SPRINGER / IEEE PRESS, USA XP002185023 354066 page 61-8, paragraphs 3-7; figure 61.3 page 61-15, paragraph 3 -page 61-17, paragraph 1	
A	US 6 005 917 A (KRONANDER TORBJOERN ET AL) 21 December 1999 (1999-12-21) abstract	
A	US 4 709 385 A (SEISSL JOHANN ET AL) 24 November 1987 (1987-11-24) abstract	
	-/--	
<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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 7 December 2001		Date of mailing of the international search report 21/12/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Jameson, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 01/41130

C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 383 231 A (YAMAGISHI ICHIRO) 17 January 1995 (1995-01-17) abstract ---	
A	US 5 826 587 A (SEPETKA IVAN ET AL) 27 October 1998 (1998-10-27) abstract ---	
A	US 5 203 777 A (LEE PETER Y) 20 April 1993 (1993-04-20) column 4, line 41 -column 5, line 26 ---	
A	EP 0 850 659 A (CORDIS CORP) 1 July 1998 (1998-07-01) abstract ---	
A	US 5 178 618 A (KANDARPA KRISHNA) 12 January 1993 (1993-01-12) column 3, line 67 -column 4, line 35 ---	
A	US 5 144 959 A (GAMBALE RICHARD A ET AL) 8 September 1992 (1992-09-08) column 1, line 45 -column 2, line 39 ---	
A	EP 0 316 796 A (DECASTRO EUGENE A ;SIEGEL ROBERT J (US); DONMICHAEL ANTHONY T (US)) 24 May 1989 (1989-05-24) abstract ---	
A	US 4 419 095 A (NEBERGALL PERRY A ET AL) 6 December 1983 (1983-12-06) abstract ---	
A	EP 0 244 818 A (TERUMO CORP) 11 November 1987 (1987-11-11) column 7, line 1 -column 8, line 11; figures 8-96 -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US 01/41130

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6005917	A	21-12-1999	AU 5350796 A 23-10-1996
			EP 0818971 A1 21-01-1998
			WO 9631156 A1 10-10-1996
US 4709385	A	24-11-1987	DE 3670745 D1 31-05-1990
			EP 0193712 A1 10-09-1986
US 5383231	A	17-01-1995	JP 5003867 A 14-01-1993
US 5826587	A	27-10-1998	US 5690666 A 25-11-1997
			AT 165965 T 15-05-1998
			AU 665291 B2 21-12-1995
			AU 5362894 A 08-06-1994
			CA 2127713 A1 26-05-1994
			DE 9320877 U1 08-06-1995
			DE 69318540 D1 18-06-1998
			DE 69318540 T2 10-09-1998
			DK 623012 T3 07-10-1998
			EP 0623012 A1 09-11-1994
			EP 0824011 A1 18-02-1998
			ES 2116472 T3 16-07-1998
			JP 2620530 B2 18-06-1997
			JP 7508909 T 05-10-1995
			WO 9410936 A1 26-05-1994
US 5718711 A 17-02-1998			
US 5203777	A	20-04-1993	NONE
EP 0850659	A	01-07-1998	US 5779731 A 14-07-1998
			EP 0850659 A1 01-07-1998
US 5178618	A	12-01-1993	AU 1194392 A 27-08-1992
			WO 9212681 A1 06-08-1992
US 5144959	A	08-09-1992	JP 2902076 B2 07-06-1999
			JP 3133463 A 06-06-1991
EP 0316796	A	24-05-1989	US 4870953 A 03-10-1989
			CA 1321241 A1 10-08-1993
			DE 3852275 D1 12-01-1995
			DE 3852275 T2 06-04-1995
			EP 0316796 A2 24-05-1989
			JP 1288249 A 20-11-1989
			JP 2709358 B2 04-02-1998
US 4419095	A	06-12-1983	CA 1160932 A1 24-01-1984
			CA 1161123 A2 24-01-1984
			DE 3168869 D1 28-03-1985
			DE 3176993 D1 06-04-1989
			EP 0040508 A1 25-11-1981
			EP 0100506 A2 15-02-1984
			ES 269840 Y 16-01-1984
			ES 512280 D0 01-08-1983
			ES 8307480 A1 01-11-1983
			ES 512281 D0 01-06-1983
			ES 8306587 A1 16-09-1983
			JP 1356789 C 13-01-1987
			JP 57003655 A 09-01-1982

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US 01/41130

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4419095	A	JP 61022986 B	03-06-1986
		US 4547641 A	15-10-1985
		US 4588399 A	13-05-1986
		US 4628168 A	09-12-1986
EP 0244818	A	11-11-1987	
		JP 1664398 C	19-05-1992
		JP 3031063 B	02-05-1991
		JP 62261371 A	13-11-1987
		AU 7267087 A	17-12-1987
		DE 3750239 D1	25-08-1994
		DE 3750239 T2	15-12-1994
		EP 0244818 A2	11-11-1987

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,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,CA,CH,CN,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,EE,ES,FI,GB,GD,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,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(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 3318

(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

Fターム(参考) 4C093 AA07 AA16 AA24 CA21 DA02 EB02 EE30 FF34 FF36 FF37
FG13

专利名称(译)	改进的冠状动脉支架置入图像引导方法		
公开(公告)号	JP2004501723A	公开(公告)日	2004-01-22
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		
[标]发明人	クローズロバートエイ 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	クローズ 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		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/AA16 4C093/AA24 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/EB02 4C093/EE30 4C093 /FF34 4C093/FF36 4C093/FF37 4C093/FG13		
代理人(译)	吉田健治 金山俊彦 石田 纯		
优先权	09/608392 2000-06-30 US		
其他公开文献	JP3652353B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用不透射线标记和移动层分解图像处理技术进行冠状动脉支架置入的图像引导方法。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。一系列X射线透视图像中的支架的放置过程中被采用，使用本，例如，支架和导丝在血管造影不同的结构时，产生代表一个像背景结构层图像。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。在扩张支架后，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，以在视觉上或定量地确定支架放置区域中的腔的收缩（或扩张）。

