

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6106190号
(P6106190)

(45) 発行日 平成29年3月29日 (2017.3.29)

(24) 登録日 平成29年3月10日 (2017.3.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 26 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2014-548868 (P2014-548868)	(73) 特許権者	515122402
(86) (22) 出願日	平成24年12月20日 (2012.12.20)		ボルケーノ コーポレイション
(65) 公表番号	特表2015-503363 (P2015-503363A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 921
(43) 公表日	平成27年2月2日 (2015.2.2)		30, サンディエゴ, バレー センタ
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/070797		ー ドライブ 3721, 스위트 5
(87) 国際公開番号	W02013/096546		00
(87) 国際公開日	平成25年6月27日 (2013.6.27)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成27年10月30日 (2015.10.30)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/578,834	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成23年12月21日 (2011.12.21)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管画像における血液及び血液尤度の可視化方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

次のステップ：

少なくとも1つの血管内超音波 (IVUS) 信号を得；

該少なくとも1つのIVUS信号に基づいてIVUS画像を構築し；

該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルの少なくとも第1時空間的特徴及び第2時空間的特徴を分析し；

非線形確率的分類アルゴリズムを使用して該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルについての血液尤度値を決定し；そして

該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルの該血液尤度値に基づいて、血管組織の血液尤度マップを構築すること

を含む、血管組織を特徴付ける方法。

【請求項 2】

前記少なくとも1つのIVUS信号が、血管組織から後方散乱されたRFデータを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記非線形確率的分類アルゴリズムが人工神経ネットワークを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

前記血液尤度値が非バイナリー値を含む、請求項1に記載の方法。

10

20

【請求項 5】

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップが、該血液尤度マップを該 I V U S 画像上の調節カラーオーバーレイとして描くことを含む、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記調節カラーオーバーレイが、少なくとも 1 つのピクセルの血液尤度値に応じて、前記 I V U S 画像の少なくとも 1 つのピクセルでそれぞれについての透明度を変化させることを含む、請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 8】

血管系の先験的な知識に基づいて血液を示す偽陽性を除去するために前記血液尤度マップを処理することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

血管系の先験的な知識に基づいて組織を示す偽陰性を除去するために前記血液尤度マップを処理することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップが、該血液尤度マップに基づいて該 I V U S 画像を後処理して血液と組織との差異を増強することを含む、請求項 5 に記載の方法。

20

【請求項 11】

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、コントラストを抑えて該 I V U S 画像の血液領域内でより多くのコントラストを生じさせることを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、該 I V U S 画像のピクセルの近隣において均一性を増大させるための順位序列フィルタリングを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、該 I V U S 画像内での関心領域を強調するためのハイブーストを含む、請求項 10 に記載の方法。

30

【請求項 14】

血管内画像を処理するためのシステムであって、
少なくとも第 1 血管内超音波画像を表すデータを受信するためのインプット；
該インプットを受信するアナライザであって、非線形確率的分類器を用いて該超音波画像の少なくとも 1 つのピクセルの第 1 及び第 2 時空間的特徴を少なくとも処理するように構成され、かつ、少なくとも 1 つのピクセルの血液尤度値に基づいて第 2 血管内超音波画像を構築するもの；及び

該第 1 血管内画像又は該第 2 血管内画像の少なくとも一方を受信するディスプレイを備えるシステム。

40

【請求項 15】

前記第 2 画像が、前記ディスプレイ上に合成画像を作成するように、前記第 1 画像上に調節カラーオーバーレイとして表示される、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記調節カラーオーバーレイが、少なくとも 1 つのピクセルのそれぞれの血液尤度値に応じてそれぞれ少なくとも 1 つのピクセルについて透明度を変化させることを含む、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

組織を特徴付ける方法であって、次のステップ：

50

該組織から反射した少なくとも1つのエネルギー信号を得；
 該少なくとも1つのエネルギー信号に基づいて画像を構成し；
 該画像の少なくとも1つのピクセルの少なくとも第1時空間的特徴及び第2時空間的特徴を分析し；

非線形確率的分類アルゴリズムを使用することによって該画像の該少なくとも1つのピクセルについて血液尤度値を決定し；そして

該画像の該少なくとも1つのピクセルの該血液尤度値に基づいて該組織の血液尤度マップを構築することを含む方法。

【請求項18】

前記少なくとも1つのエネルギー信号が光エネルギーを含む、請求項17に記載の方法。

【請求項19】

前記血液尤度マップを前記画像と組み合わせて視覚的に表示するステップをさらに含む、請求項17に記載の方法。

【請求項20】

画像を処理するためのシステムであって、
 少なくとも画像を表すデータを受信するためのインプット；
 該インプットを受信するアナライザであって、非線形確率的分類器を用いて該画像の少なくとも1つのピクセルの第1及び第2時空間的特徴を少なくとも処理するように構成され、かつ、少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて第2画像を構成するもの；
 及び

該第1画像又は該第2画像の少なくとも一方を受信するディスプレイを備えるシステム。

【請求項21】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴の一方が、フレーム間強度変化のレベルを評価する特徴である、請求項1記載の方法。

【請求項22】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴の一方が、フレーム間強度変動の空間的变化のレベルを評価する特徴である、請求項1記載の方法。

【請求項23】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴の一方が、近傍のフレームにおける変化という点で現在のフレームを表す自己回帰特徴である、請求項1記載の方法。

【請求項24】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴の一方が、近傍におけるギャップサイズの分布を示す空隙性特徴である、請求項1記載の方法。

【請求項25】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴の一方が、近傍の画像強度における不確実性の統計的尺度であるエントロピー特徴である、請求項1記載の方法。

【請求項26】

前記第1時空間的特徴及び前記第2時空間的特徴が、
 ・フレーム間強度変化のレベルを評価する特徴、
 ・フレーム間強度変動の空間的变化のレベルを評価する特徴、
 ・近傍のフレームにおける変化という点で現在のフレームを表す自己回帰特徴、
 ・近傍におけるギャップサイズの分布を示す空隙性特徴、
 ・近傍の画像強度における不確実性の統計的尺度であるエントロピー特徴
 のうちの二つである、請求項1記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、概して、血管画像化システム、特に、使用者が血管内超音波（IVUS）画像において血流を可視化することのできる血管内超音波画像生成装置及びデータ処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

IVUS画像化は、罹患動脈の治療に必要なものを策定し、最も適切な一連の治療を決定し、そして治療の有効性を評価するための診断ツールとして心血管インターベンションで広く使用されている。IVUS画像化は、超音波生成トランスデューサを有するカテーテルによって生成される超音波エコーを使用して関心のある血管（限定ではない）などの管腔構造の断面画像を形成する。典型的には、トランスデューサは、超音波信号を発生し、かつ、反射した超音波エコーを受信する。カテーテルは、トランスデューサが血管内の注目領域に位置するように血管内に配置される。超音波は、ほとんどの組織及び血液を容易に通過するが、赤血球、組織構造（血管壁の様々な層など）及び関心のある他の特徴により生じる不連続部分から部分的に反射される。IVUS画像化システムは受信した超音波エコーを処理して、トランスデューサの領域内において血管の二次元断面画像を生成する。

10

【0003】

治療に必要なものを策定するために、IVUSシステムを使用して血管の管腔の直径又は断面積を測定する。この目的で、管腔の境界を正確に識別できるように、血管壁組織から血液を区別することが重要である。IVUS画像では、血液エコーは、血液と血管壁組織との構造上の相違及びフレームを横切る相対運動に起因する画像のテクスチャの微妙な相違（すなわち、スペckル）に由来するエコー強度のわずかな相違（例えば、血管壁のエコーは、血液のエコーよりも一般的に強い）によって、組織エコーと区別される。

20

【0004】

IVUS画像化の発達に伴い、ディスプレイの解像度を向上させるために、より高い超音波周波数に着実に移行しつつある。しかし、超音波周波数が増大すると、血液エコーと血管壁組織エコーとのコントラストが減少する。IVUSの初期世代で使用された20MHzの中心周波数では、血液エコーは、音響波長と比較して赤血球のサイズが小さいため、血管壁エコーと比較して非常に弱い。しかし、IVUS画像化のために現在一般的に使用されている40MHzの超音波の中心周波数では、血液エコーと組織エコーとはほとんど差がない。というのは、このより高い周波数での超音波波長は、赤血球の大きさに近いからである。

30

【0005】

心血管インターベンションにおけるIVUS画像の別の用途は、最も適切な一連の治療を識別するのに役立てることである。例えば、IVUS画像化を使用して、治療を開始する前に動脈内における血栓（例えば壁在血栓などの、血管内において静止している凝固血）の存在を認識するのに役立てることができる。疾患が動脈内腔の局所的狭小化を引き起こした領域において血栓が特定された場合に、治療計画を、血管の断面積を拡張しかつ安定化させるために動脈内にステントを配置する前に、血栓の吸引（すなわち、除去）を含めるように変更することができるであろう。さらに、血栓の特定は、医師が、潜在的に致命的な血栓症の再発を防ぐために、より積極的な一連の抗凝固薬療法を指示する引き金となる場合がある。しかし、従来のIVUS画像では、血栓と移動血液との見かけには極めて小さな差しかなかった。

40

【0006】

心血管インターベンションにおけるIVUS画像の別の用途は、動脈内におけるステントの適切な配置を視覚化することである。ステントは、動脈の内腔を拡大させ及び/又は安定化させるために動脈内において一般に拡張する拡張可能なシリングである。ステントの拡張は、血管を伸ばし、かつ、血管内腔の部分的な閉塞を形成するプラーク形成を移動させる場合が多い。拡張したステントは、開いた血管内腔を支え、かつ、伸びた後の血管壁の弾性収縮を防止する足場となる。この文脈において、適切なステントの並置を認識す

50

ることが重要である。つまり、ステントストラットを血管壁にしっかり押し当てる必要がある。不完全に配置されたステントは、血流中にステントストラットを残す可能性があり、そして、これらの露出したステントストラットは、血栓の形成を開始させる傾向がある。ステント配置後の血栓形成は「遅発性ステント血栓症」と呼ばれ、これらの血栓は動脈を閉塞させ又はステントストラットから抜け出して冠状動脈の下流分岐を閉塞させ、そして心臓発作の引き金となる場合がある。

【0007】

これら血管内IVUS画像化の例では、移動血液を識別し、そしてこの移動又は動的血液を相対的に静止した又は静的組織又は血栓から区別することが特に有用である。運動情報は、管腔の境界がより容易にかつ正確に測定できるように、血液と血管壁との界面の輪郭を描くのに役立つ場合がある。速度などの運動パラメータは、移動血液を静止血栓から区別するのに最も堅実な超音波検出可能パラメータとなる場合がある。例えば、ステントの不完全密着の場合には、ステントストラットの後方での移動血液の観察は、このステントストラットを通常よりも強くは血管壁には押し当てず、かつ、ステントを再展開する必要を示すことができることを明らかに示す。上記IVUS用途のそれぞれにおいて、エコー振幅の従来のIVUSディスプレイに運動パラメータを加えることで、患者の診断及び治療を改善することができる。

【0008】

伝統的に、IVUSカテーテルは、回転カテーテルかソリッドステートカテーテルかどうかを問わず、超音波パルスのカテーテルの軸に対して実質的に垂直に伝送して血管を通じたスライスを表す断面画像を生成する側方監視装置である。血管内での血流は、通常、カテーテルの軸に対して平行で、かつ、画像の平面に対して垂直である。IVUS画像は、典型的にはグレースケール形式で示され、強い反射体（血管境界、石灰化組織、金属ステントなど）は明るい（白）のピクセルとして表示され、弱いエコー（血液及び軟部組織）は暗い（灰色又は黒）のピクセルとして表示される。このように、伝統的なIVUSディスプレイでは、流動血液と静的血液（すなわち、血栓）とは、非常に類似して見える場合がある。

【0009】

他の（例えば、非侵襲的な）超音波画像化の用途では、ドップラー超音波法を使用して血液及び組織の速度を測定し、そして、この速度情報を使用して、移動血液エコーを静止組織エコーから区別する。一般に、速度情報を使用して、カラーフロー超音波画像化と呼ばれる処理でグレースケール超音波画像をカラー化し、ここで、高速で移動する血液は、その流れ方向に応じて赤又は青の色合いが付けられ、静止組織はグレースケールで表示される。

【0010】

従来、IVUS画像化は、血流の方向がIVUS画像化面に対して主に垂直であるため、カラーフローイメージングには適していなかった。特に、ドップラーカラーフローイメージング及び他のドップラー技術は、問題の速度（すなわち、血流速度）が撮像面に対して垂直でかつ超音波の伝搬方向に垂直であり、それによって血流に起因するほぼゼロのドップラーシフトを生じさせる場合には、うまく機能しない。回転IVUSの場合には、トランスデューサの連続回転のため複雑さが加わり、これにより、速度誘導ドップラーシフトの正確な推定を行うのに必要な同量の組織から複数のエコー信号を収集するにあたって問題となる。様々な画像相関方法が血管内の動きを検出するためのドップラー法の方向性の限界を克服しようとしているが、一般的にドップラー法には劣る。さらに、このような画像相関技術は、回転IVUSには適していない。というのは、回転超音波ビームによる非相関速度は、血流についての非相関速度に匹敵するからである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

したがって、血管内における動的 content と静的 content とをよく区別する血管内画像を生

10

20

30

40

50

成することのできる装置、システム及び/又は方法に対する必要性が存在する。ここで開示する方法は、従来技術の欠点の一つ以上を克服する。

【課題を解決するための手段】

【0012】

概要

本発明は、血管組織を特徴付けるためのシステム及び方法に関し、特に血管画像内において動的及び静的成分を特徴付けかつ視覚化するシステム及び方法に関する。血管画像は、血管及び心臓の構造を含めて心臓血管系、並びに、非限定的な例として、リンパ系又は尿路系などの他の流体含有解剖学的構造からの画像を含むことができる。

【0013】

例示的な実施形態では、組織を特徴付ける方法は、組織から反射した少なくとも1つのエネルギー信号を得、該少なくとも1つのエネルギー信号に基づいて画像を構成し、画像の少なくとも1つのピクセルの第1時空間的特徴及び第2時空間的特徴を少なくとも分析し、確率的分類アルゴリズムを使用して該画像の少なくとも1つのピクセルについての血液尤度値を決定し、そして該画像の少なくとも1つのピクセルの該血液尤度値に基づいて、血管組織の血液尤度マップを構築することを含む。

【0014】

別の例示的な実施形態では、画像を処理するためのシステムは、少なくとも第1画像を表すデータを受信するためのインプット、該インプットを受け取るアナライザ及びディスプレイを備える。アナライザは、確率的分類器を用いて画像の少なくとも1つのピクセルの第1時空間的特徴を少なくとも処理するように構成されてよく、ここで、該アナライザは、少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて第2血管内画像を構成する。ディスプレイは、第1又は第2の画像の少なくとも1つを受信できる。

【0015】

例示的な実施形態では、血管組織を特徴付ける方法は、少なくとも1つの血管内超音波（IVUS）信号を取得し、該少なくとも1つのIVUS信号に基づいてIVUS画像を構成し、該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルの第1時空間的特徴を少なくとも分析し、確率的分類アルゴリズムを使用することによって該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルについて血液尤度値を決定し、そして該IVUS画像の少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて、血管組織の血液尤度マップを構築することを含む。

【0016】

別の例示的な実施形態では、血管内画像処理のためのシステムは、少なくとも第1血管内超音波画像を表すデータを受信するためのインプット、該インプットを受け取るアナライザ、及びディスプレイを備える。アナライザは、確率的分類器を用いて超音波画像の少なくとも1つのピクセルの第1及び第2時空間的特徴を少なくとも処理するように構成することができ、ここで、該アナライザは、少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて第2血管内超音波画像を構築する。ディスプレイは、第1又は第2血管内画像の少なくとも一つを受信できる。

【0017】

上記一般的説明及び以下の詳細な説明は、例示でありかつ性質上解說的であり、しかも本発明の範囲を限定することなく、本発明の理解を提供するためのものであると解すべきである。その点において、当業者であれば、本発明のさらなる態様、特徴及び利点は、以下の詳細な説明から明らかであろう。

【0018】

図面の簡単な説明

添付図面は、ここで開示された装置及び方法の実施形態を説明と共に例示するものであり、本発明の原理を説明するのに役立つ。この説明全体を通して、同様の構成要素は、説明したどのような実施形態であっても、同じ参照番号で言及されかつ参照される限り共通の構成要素を指す。特に記載のない限り、ある場所における特定の構成要素に起因する特性、属性、機能、相互関係は、別の場所において同じ参照番号で参照する場合のその構成

10

20

30

40

50

要素に適用される。

【0019】

次の図面は、単に本発明の基本的な教示の説明を容易にするために描かれているに過ぎない。好ましい実施形態を形成するための各部材の数、位置、関係及び寸法に関する図の拡大が説明されており、又はこれは次の説明を読みかつ理解した後には当業者の範囲内であろう。さらに、特定の力、重量、強度及び同様の要件に適合させるための正確な寸法及び寸法比率は、次の説明を読み理解した後には、同様に当業者の技術的範囲内であろう。

【0020】

次は、本発明の各図の簡単な説明であるため、例示目的でのみ提示されており、本発明の範囲を限定すべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、本発明の一実施形態に係るIVUS画像化システムの概略ブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施形態に係る例示的な後方散乱走査線を示している。

【図3】図3は、本発明の一実施形態に係るトランスデューサ及び複数の走査線の概略図である。

【図4A】図4Aは、本発明の一実施形態に係る血管の一部の例示的な極座標IVUS画像である。

【図4B】図4Bは、本発明の一実施形態に係る、図4Aに示す極座標画像から変換された例示的なデカルトIVUS画像である。

【図5A】図5Aは、本発明の一実施形態に係る血管の例示的なフェーズドアレイIVUS画像である。

【図5B】図5Bは、本発明の一実施形態に係る血管の例示回転IVUS画像である。

【図6】図6は、本発明の一実施形態に係る所定の画像のための血液尤度マップを作成する方法の例示的实施を示すフロー図である。

【図7】図7は、本発明の一実施形態に係る所定の画像のための血液尤度マップを作成する方法を示すフロー図である。

【図8A】図8Aは、本発明の一実施形態に係る血管の一部の例示極座標画像である。

【図8B】図8Bは、本発明の一実施形態に係る、図8Aに示される極座標画像に対応する例示血液尤度マップである。

【図9】図9は、本発明の一実施形態に係る回転IVUS画像上の例示血液尤度オーバーレイを示す。

【図10A】図10Aは、本発明の一実施形態に係る後処理前の血管の例示血液尤度マップである。

【図10B】図10Bは、本発明の一実施形態に係る後処理の後における図10Aに示す例示血液尤度マップである。

【図11A】図11Aは、血液尤度系後処理前の例示IVUS画像である。

【図11B】図11Bは、血液尤度系後処理（血液 - 組織処理）後における図11Aに示す例示IVUS画像である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

詳細な説明

本発明の原理の理解を進める目的で、図面に示された実施形態を参照し、特定の用語を同じものを説明するために使用する。それにもかかわらず、本発明の範囲の限定を意図するものではないことが分かるであろう。説明する装置、器具、方法、及び本発明の原理のさらなる適用に対する任意の変更及びさらなる改変は、この開示が関連する当業者であれば通常思いつくであろうと完全に予想される。特に、一実施形態に関して説明した特徴、構成要素及び/又は工程を、本発明の他の実施形態に関して説明した特徴、構成要素及び/又は工程と組み合わせることができることが完全に予想される。単純化のため、いくつ

10

20

30

40

50

かの例では、同じ参照番号は、図面全体を通して、同じ又は同様の部品を指すために使用される。

【 0 0 2 3 】

本発明の実施形態は、撮像装置（非限定的な例として、IVUSカテーテルなど）及びそれに電氣的に接続された計算装置を備える画像システムに従って動作する。本発明は、血管の対象物を特徴付けるためのIVUSデータ（又はその変換）の使用の観点から説明されているが、本開示はそれに限定されないと解すべきである。したがって、例えば、任意の組織型又は組成の管構造を特徴づけるためにIVUSデータ（又は、非限定的な例としてその変換物）を使用することは、本発明の精神及び範囲内にある。

【 0 0 2 4 】

図1は、本発明の一実施形態に係るIVUS画像を受信し、処理し、そして分析するためのIVUS画像化システム100を示す。IVUS画像化システム100は、IVUSカテーテル112に連結されたIVUSコンソール110を備え、該カテーテルは、超音波トランスデューサ114をその遠位端116で保持する。IVUSカテーテル112を介して血管からRF後方散乱データ（すなわち、IVUSデータ）を取得するIVUSコンソール110は、ディスプレイモニタ120及び計算装置130に接続されており、該計算装置は、任意の入力装置140に接続できる。計算装置130は、プロセッサ150及びメモリ160を備える。IVUS画像化システム100の各構成部品を電氣的に及び/又は無線で接続して電力及び/又はデータの転送を容易にすることができる。図1に示した部品の数及び位置は、本発明を限定するものではなく、単に、本明細書に記載した方法を使用することができる環境を説明するために提供されるに過ぎない。いくつかの実施形態では、IVUS画像化システムは、IVUS画像の取得後に用いられる画像解析ツールを備えることができる。

【 0 0 2 5 】

ここで示したIVUSコンソール110は、IVUSコンソールの任意の特定のタイプに限定されるものではなく、当業者に知られている全ての超音波デバイスを含むものと解すべきである。例えば、一実施形態では、IVUSコンソール110は、ボルケーノs 5イメージングシステムとすることができる。

【 0 0 2 6 】

また、本明細書で示されるIVUSカテーテル112は、特定のタイプのカテーテルに限定されるものではなく、当業者に知られている全ての超音波カテーテルを含むものと解すべきである。例えば、回転又は振動に適合した単一のトランスデューサ並びにカテーテルの周囲に周方向に位置する多数のトランスデューサを有するカテーテルは、両方とも本発明の精神及び範囲内にある。したがって、いくつかの実施形態では、トランスデューサ114は、約45MHzの周波数を有する単一素子機械回転超音波装置とすることができる。他の実施形態では、トランスデューサ114は、360度をカバーするように周方向に配置された多数のトランスデューサを備えることができ、各トランスデューサは、カテーテル上の固定位置から無線周波数データを半径方向に取得するように構成できる。

【 0 0 2 7 】

プロセッサ150は、プロセッサ150及び/又はメモリ160にローカルに保存され得る、或いはリモートで保存され、入力装置140を介してアクセスされ得る単一又は複数のアプリケーションを実行することのできる、シングルプロセッサ又はマルチプロセッサとして存在できると解すべきである。また、メモリ160としては、RAM、キャッシュメモリ、フラッシュメモリ、磁気ディスク、光ディスク、リムーバブルディスク並びに当業者に一般的に知られている他の全てのタイプのデータ記憶装置及びそれらの組み合わせが挙げられるが、これらに限定されない。

【 0 0 2 8 】

動作時には、カテーテル112の先端部116を、トランスデューサ114が周囲の血管組織及び流体のIVUSデータを得るのに備えて対象の血管内位置に到達するまで、患者の血管を通して操作する。一旦配置されたら、超音波トランスデューサは、血管とその

10

20

30

40

50

内容物とについての特性、パラメータ及び測定結果を含むIVUSデータ、例えば、血管の形状、その密度及びその組成についてのデータ（これらに限定されない）を収集する。具体的には、トランスデューサ114は、血管組織から反射したエコー又は後方散乱信号を取得するためにパルス化される。

【0029】

トランスデューサ114から得られたIVUSデータは、IVUSコンソール110及び/又は計算装置130に送信され、これは、IVUSデータを利用して、当業者に周知の方法に従ってトランスデューサを取り囲む血管内環境のIVUS画像を生成する。様々なタイプ及び密度の組織及び他の材料は、超音波パルスを別々に吸収及び反射するため、反射されたIVUSデータを使用して、血管と周囲の組織と流体とを画像化することができる。典型的には、IVUSデータの複数のセットを、血管対象内にある複数の場所から収集する（例えば、血管を通してトランスデューサを直線的に移動させることにより）。次に、これらのデータの複数のセットを使用して複数の二次元（2D）又は1つの3次元（3D）画像を作成することができる。

【0030】

それぞれの後方散乱信号は、1つの走査線を画定する。代表的な後方散乱信号170を、y軸に沿った信号強度と共に図2に示す。一例では、トランスデューサは、約360度回転しつつ256回パルスを生じる。他の例では、任意の数のパルス及び得られた走査線を使用することができる。パルス信号を受信した全ての組織は、後方散乱又は反射信号としてトランスデューサによって受信されるパルスエネルギーのいくらかを反射しかつ送信する。後方散乱信号から得られた周波数情報は、スキャン半径内に存在するそれぞれの物質及び組織並びに他の血管成分に対する署名として機能する。

【0031】

図3は、トランスデューサ114及び複数の走査線180の概略図を示している。血管内又は血管上の関心領域を描く関心領域190は、1よりも多い走査線と重複してもよい。それぞれの走査線で取得されたサンプルの数は、トランスデューサ114により記録されたエコーの深さと、使用者に提示された最終的なIVUS画像の解像度とを制御する。

【0032】

図4Aは、トランスデューサ114から取得したIVUS生データの構成例を示している。取得物の360度に相当するデータの各セットは、一つの「フレーム」を構成する。一般的には、データの30フレームは、1秒当たりを取得される。これを30Hzグレースケールデータという。本開示全体を通して、用語「グレースケール」は、基になるデータが任意の「色」の情報を含まず、0～255の画素値が画像を正確に使用者に表示するのに十分であることを示すために使用される。

【0033】

プロセッサ150は、取得された無線周波数超音波の生データから血管の断面図を示すIVUS画像を再構成する。この例では、プロセッサ150は、画像再構成ソフトウェアを使用して、IVUS画像を再構成する。再構成は、画像を「クリーン」（例えば、ノイズ除去）にし、画像を向上（例えば、コントラスト増強）させ、そして画像を極座標形式からデカルト形式に変換するための追加の処理工程を含む。図4A及び図4Bは、取得したデータを図4Aに示すような極角半径走査線サンプル形式から図4Bに示すようなデカルト行-列形式に変換するプロセスを示す。A'からA''まで一つの軸に伸びる図4Aの極座標画像210は、A'がA''と接触かつ当接して図4Bのデカルト画像220を形成するように「巻かれる」。処理された任意の信号を含まないデカルト画像220の中心円形部分222は、撮像装置の断面に相当する。

【0034】

上述したように、様々な血管構成要素（様々なタイプ及び密度の組織及び細胞を含む）は、超音波パルスを別々に吸収しかつ反射する。図5Aは、アレイカテーテルからの信号から再構成された、使用者に提示される最終血管内超音波画像230の例を示す。図5Bは、回転カテーテルから取得された信号から再構成された、使用者に提示される最終血管

10

20

30

40

50

内超音波画像 240 の例を示す。画像 230 及び画像 240 の両方において、明るい領域と暗い領域は、異なる組織タイプ及び/又は密度を示す。例えば、図 5 A における手書きでトレースされた領域 235 は血液を示し、図 5 B における手書きでトレースされた領域 245 は血液を表す。ただし、血液を表す領域 235、245 は、2つの画像 230、240 の間でかなり異なって見える。この相違は、主として、送信パルス信号の周波数に起因する。血液からの後方散乱信号は、低い周波数での後方散乱信号と比較して、より高い周波数で一層顕著である。より高い周波数では、図 5 B の画像 240 を生成するために回転カテーテルにより使用されるときに、血液からの信号は、血液領域 245 を血管の最内壁から描出するのを困難にする程度に十分強力である。このようなシナリオでは、血液領域と他の血管構成要素との視覚的差異を向上させるためにアルゴリズムを使用することが非常に望ましい。

10

【0035】

高周波回転カテーテルにより生成された画像シーケンスにおける現在の先端技術が、常に、管腔境界又は血液内膜組織界面の明確な描写、すなわち、分離された画像を解析する際に悪化する問題をもたらすわけではない。ここに開示する IVUS 画像化の方法は、この問題を解決するために現在の技術水準によって探求された様々な方法とは異なり、トランスデューサや撮像素子に対するいかなる変更も必要とせず、取得した生データのスペクトル解析に依存せず、しかも血液/組織バイナリマスクを生成しない。ここに開示された IVUS 画像化の方法は、使用者に容易には明らかにならない超音波信号の特性を抽出し、このような特性に基づいて血液尤度マップを生成し、そしてこの血液尤度マップを使用して IVUS 画像をその解釈を助ける方法で提示することに基づく。

20

【0036】

トランスデューサが目的の血管領域内を移動するにつれて、空間及び時間で変化する複数のフレームに相当する連続信号が収集される。目的のフレームごとに、該目的のフレーム周辺のフレーム近傍を使用して、空間的及び時間的特性又は「特徴」を抽出する。これらの 2次元又は3次元の時空間的特徴は、経時的な及びその隣接点に関連した目的の箇所の挙動を明らかにする。いくつかの実施形態では、本方法は、30 fps のグレースケールデータから特徴を抽出する。

【0037】

関心領域の所定のメトリック（特性）を、このようにして収集された時空間的信号を使用して計算する。流動血液領域に相当するサンプルは、一般に、比較的静止した血管組織と比較してより多くの動きを示すことを考えると、これらの時空間的特徴は、移動血液領域と相対的に静止した非血液領域との差の良好な指標である。単一のタイプの時空間的特徴を使用して、血管内における動的領域と静的領域とを区別することができる。例えば、例示方法は、単一のタイプの時空間的特徴をピクセルの近傍（例えば、血管内の関心領域）にわたって比較して、血液尤度又は確率値を該近傍におけるそれぞれのピクセルに割り当てることができる。

30

【0038】

しかし、サンプルは、画像にわたる動き及び空間的複雑さのレベルを変化させることを示すので、ここで開示される方法は、時空間的特徴の組み合わせを利用して、移動血液領域を比較的静止した非血液領域からよく区別する。フレーム間及び/又はフレーム内の差を考慮する他の任意の画像派生テクスチャ特徴を潜在的な特徴として使用することができる。これらの特徴としては、時間的分散、空間分散、自己回帰、空隙性、エントロピーが挙げられるが、これらに限定されない。これらの特徴のほとんどは、画像処理及びパターン認識の文献に十分に記載されている。例えば、これらの特徴のいくつかは、Lena Costaridou 著、CRC Press、2005 の「Medical Image Analysis Methods」というタイトルの書籍及び Rangaraj M. Rangayyan、CRC Press、2004 の「Biomedical Image Analysis」というタイトルの書籍で議論されている。これらの両方をその全体において参照により本明細書に含める。

40

50

【 0 0 3 9 】

図6は、グレースケールI V U Sデータから様々な3次元時空間的特徴を抽出し、そしてこのような特徴を利用して血液尤度マップを構築する方法の例示的な実施態様を示す概略フロー図である。ステップ250では、プロセッサ150(図1に示す)は、RF後方散乱データから極座標画像シーケンスを構築する。その後、プロセッサは、グレースケールI V U S 3 Dデータから様々な3D時空間的特徴を抽出してから、これらの特徴を適切な処理モジュールやアプリケーションに送る。例えば、時間的分散特徴は、隣接するカーネルにわたって平均された、対応するサンプル間におけるフレーム間強度変化のレベルを評価する。ステップ255では、時間的分散特徴を、非限定的な例として式： $H \times y T = (I x \pm n, y \pm n, T - I x \pm n, y \pm n, T \pm 1)$ (ここで、 \pm は近傍フレームを示す。)を使用して、時間的分散処理モジュール256で処理することができる。空間的分散特徴は、隣接するカーネルにわたって平均された対応するサンプルの間におけるフレーム間強度変動の空間的变化のレベルを評価する。ステップ260において、空間的分散特徴は、非限定的な例として式： $G \times y T = \max q (| I x \pm n, y \pm n, T - I x \pm n \pm q, y \pm n \pm q, T \pm 1 | - | I x \pm n, y \pm n, T - I x \pm n, y \pm n, T \pm 1 |)$ (ここで、 $+ / - n$ は隣接フレームを示し、 $+ / - q$ は隣接サンプルを示す。)を使用して、フレーム間空間的分散処理モジュール261で処理することができる。自己回帰特徴は、隣接するフレームにおける変化という点で現在のフレームを表す。ステップ265では、自己回帰特徴は、非限定的な例として式ARモデル： $(x_t - \mu) = \alpha_1 (x_{t-1} - \mu) + \alpha_2 (x_{t-2} - \mu) + \epsilon_t$ (ここで $t - 1$ 及び $t - 2$ は、隣接フレームを示す。)を使用して、自己回帰処理モジュール266で処理することができる。空隙性特徴は、近傍におけるギャップサイズの分布を測定する。ステップ270では、空隙性特徴を空隙性処理モジュール271で処理することができる。エントロピー特徴は、所定の近傍の画像強度における不確実性の統計的尺度である。ステップ275では、エントロピー特徴は、非限定的な例として式： $E = - \sum_i p_i (S_i \log_2 S_i)$ (ここで、 $\sum_i S_i = 1$)を使用して、エントロピー処理モジュール276で処理することができる。

【 0 0 4 0 】

様々な時空間的モジュールによる適切な処理の後、処理された時空間的データを随意の3Dフィルタに通すことができる。いくつかの特徴は、出力特徴マップを精密化するためにフィルタリングを必要とする。例えば、描写の実施形態では、ステップ280で、処理された時間的分散データを3Dフィルタ281に通す。ステップ282では、処理されたフレーム間空間的変動データを、3Dフィルタ283に通す。いくつかの実施形態では、時間的及び空間的分散は、再帰的画像フィルタを使用して特徴マップを経時的に精密化することができる。ステップ284では、処理された自己回帰データを3Dフィルタ285に通す。ステップ286では、処理された空隙性データを3Dフィルタ287に通す。ステップ288では、処理されたエントロピーデータを3Dフィルタ289に通す。

【 0 0 4 1 】

これらの特徴の非線形性は、それらの間の経験的關係を導き出すことが面倒な作業かもしれないことを示唆するが、本開示の方法は、これらの特徴を、非限定的な例として人工神経ネットワーク(ANN)などの非線形分類器290に「送る」ことによって、処理の効率を増大させる。ステップ291では、3Dフィルタに通した後に、処理された時空間的データを分類器290に送り、そして非限定的な例として例示的な式： $P_{1 \times mn} = \text{sig}(W_{2,1 \times h} (\text{sig}(W_{1,h \times k} F_{k \times mn})))$ (ここで、 $\text{sig}(x) = 1 / (1 + e^{-x})$)であり、 W はANNにおけるウェイトに相当し、 F は入力特徴である。)を使用して処理する。任意の適切な関数を $\text{sig}(x)$ のために使用することができる。

【 0 0 4 2 】

いくつかの実施形態では、分類器を、図1に示したプロセッサ150及び/又はメモリ160に統合する。他の実施形態では、分類器は、図1に示す計算装置130及び/又は入力装置140を介してI V U S画像化システム100に導入される別個のアプリケーション、アルゴリズム、及び/又はコンピュータプログラムである。図6に示すように、所

10

20

30

40

50

望の特徴又はメトリックを確率的分類アルゴリズムに送って、それぞれが個別のIVUSフレームに対応する、その領域の血液尤度マップのシーケンスを生成する。一実施形態では、例えば、分類器は、血液確率マップ又は血液尤度マップのシーケンスを生成する。具体的には、ステップ292で、分類器は、入力データの各フレームについて個別の血液尤度マップ293を生成する。概略フロー図のステップ294~297は、血液尤度マップ293のさらなる精密化及び処理を例示しており、これについては以下でさらに詳細に議論する。

【0043】

人工神経ネットワークの学習及びオペレーションは、パターン認識の文献、例えば、Simon Haykin, Neural Networks: A Comprehensive Foundation, Prentice Hall, 1998又はChristopher M. Bishop, Neural Networks for Pattern Recognition, Oxford, 1996に詳細に記載されている。これらのそれぞれを、その全体において引用により本明細書に含める。

【0044】

図7は、非線形確率的分類器を用いて血液尤度マップを開発するプロセスを示すフロー図である。ステップ350では、使用者は、血管又は管状構造内の関心領域を走査する。ステップ352及び354では、それぞれIVUS画像化システムを使用してRF後方散乱信号を収集し、そして血管内における関心領域の一連のIVUS画像を構築する。ステップ356では、使用者及び/又はプロセッサ150は、血液尤度マッピングのための受信データフレームを処理する。ステップ358では、分類器のアルゴリズムは、3D情報及び分析のために近隣において十分なフレームが存在するかどうか問い合わせを行う。ステップ360において、十分なフレームがあると判定された場合には、アルゴリズムは、ステップ362においてフレームの各ピクセルについてN所望時空間的特徴(ここで、Nは、1以上の任意の整数を含むことができる。)を計算する。ステップ364において、十分なフレームが存在しないと判定された場合には、このプロセスはステップ354に戻り、そこで、より多くのIVUS画像が構築され及び/又は収集される。

【0045】

ステップ366では、非線形分類器は、目的のフレーム内における各ピクセルに関連する血液尤度又は確率値(0~1)を決定する。血液尤度マップ内の各血液尤度値は、特定のピクセルが移動血液を表す血液領域であるという尤度の直接的な指標として機能し、ここで0は血液領域の可能性がほとんど又は全くないことを示し、1は血液領域を示す。例えば、0.7の血液確率値のピクセルは、0.3の値を有するピクセルよりも血液を表す可能性が高く、0の値を有するピクセルは、非血液領域を表す可能性が高い。このため、血液尤度マップは複数値の非バイナリー(すなわち、>2値)マップである。

【0046】

ステップ367では、分類器は、IVUSフレーム(又は関心のある)内の全てのピクセルが分析されかつ分類されたかどうかの問い合わせをする。ステップ368において、答えが非である場合には、分類器はステップ366に戻る。ステップ369において、答えが是である場合には、ステップ370において、分類器は、フレームの各ピクセルについての全ての血液尤度値を「まとめる」ことによって目的のフレームに相当する血液尤度マップを作成する。ステップ372では、極座標IVUSフレームは、血液尤度マップのデータを保持しつつ、血液尤度マップに基づいて差動血液-組織処理を受けることができる。ステップ374では、血液尤度マップ及び極座標IVUSフレームは、図4A及び図4Bを参照して上述したように、デカルト形式に走査変換される。

【0047】

例えば、図8Aは、参考のために血管の一部の極座標IVUS画像400を示している。図8Bは、図8Aに示した極座標IVUS画像400に対応する血液尤度マップ410を示す。極座標画像400及び血液尤度マップ410は、両方とも、血液組織境界440又は管腔境界及び組織-組織界面430を示す、巧妙に描かれた点線420を有する。巧妙

10

20

30

40

50

に描かれた境界線は、例示目的のみで示されていることに留意されたい。

【 0 0 4 8 】

所望の用途及び／又は使用者の好みに応じて、血液尤度マップをさらに精密化し、そして少なくとも2つの方法のいずれかで使用者に提示することができる。例えば、図7を参照すると、ステップ376において、血液尤度マップを、元のIVUS画像上の透明な調節カラーオーバーレイとして使用者に提示することができる。或いは、ステップ378において、血液尤度マップを使用してグレースケールIVUS画像を別々に処理し、次いで使用者に提示することができる（並びに、非制限的な例として、内腔境界などの構造的境界）。両方の提示モードを以下でさらに詳細に説明する。

【 0 0 4 9 】

後処理された血液尤度マップを用いたカラーオーバーレイの概念を図9に示す。専門家の使用者及び／又はプロセッサ150（図1に示す）は、最終測定値についての血液尤度値に基づいて表示デカルトIVUS画像上に境界線を引き、それによって血液 - 組織境界又は内腔境界及び組織 - 組織界面を示すことができる。

【 0 0 5 0 】

カラーオーバーレイの概念は、任意の他の確率的分類アルゴリズムと組み合わせることができ、かつ、IVUS画像における関心領域の血流の可視化、組織性状及びセグメント化に役立つ後処理と共に又は後処理をすることなく使用できることに留意することが重要である。例えば、血液尤度マップ410は、適宜、画像化されている血管構造の先験的な知識に基づいて血液領域を示す偽陽性を除去する又は組織を示す偽陰性を除去するためのさらなる処理を受けることができる。

【 0 0 5 1 】

その点に関して、図10Aは、血液及び組織領域において偽陰性及び偽陽性を有する例示血液尤度マップ470を示し、図10Bは、後処理後の血液尤度マップ470を示す（血液尤度マップ480として）。

【 0 0 5 2 】

図6に戻ると、概略フロー図のステップ294～297は、血液尤度マップを提示し、そして後処理する例示的な方法を示している。ステップ294及び296では、血液尤度マップは、図7のステップ372及び374に関連して前述したように、提示前にさらなる精密化及び血液組織処理（随意的コントラスト増強により）を受ける。

【 0 0 5 3 】

本発明は、基礎となるグレースケールIVUS画像を変更することなく、IVUS画像において血流を可視化する方法を提供する。例えば、図6のステップ295において、血液尤度を使用者に元のグレースケールIVUS画像上の調節カラーオーバーレイとして提示する前に、血液尤度マップを、形態学的な後処理及び画像解析を用いてさらに処理することができる。

【 0 0 5 4 】

図9は、血液尤度マップの着色表現を、元の後方散乱情報から再構築された、対応するグレースケールIVUS画像上にオーバーレイすることができる方法を示している。デカルト画像450では、血液尤度マップは、ユーザーに示された再構築グレースケールIVUS画像の上のカラーオーバーレイ460として提示される。カラーオーバーレイの透明度又はアルファブレンディングは、血液尤度マップ内の別個の血液尤度値によって調節される。例えば、本実施形態では、血液である可能性の低いオーバーレイ画像のピクセルは、より大きい血液尤度値を示すピクセルと比較して、より透明である。この提示モードは、使用者が、元の画像を変更することなくIVUS画像において血流を可視化することを可能にする。各ピクセルについての血液尤度値に従ってオーバーレイの透明性及び／又は色を調節することにより、この方法は、心臓専門医が元のIVUS画像に基づいて決定を下す能力を妨げることなく、その血液分類における分類アルゴリズムの信頼性を直感的に伝える。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

代わりに又はさらに、血液尤度マップを使用して、血液 / 組織の差異を増強するために超音波後方散乱信号を後処理することができる。図 6 に戻ると、ステップ 296 及び 297 は、I V U S 画像内の任意の所定位置で血液領域の他の血管領域からの区別化を促進するために血液尤度マップに基づいて元のグレースケール I V U S 画像を後処理する方法を示す（並びに、非限定的な例として、管腔境界のような構造的境界）。

【 0 0 5 6 】

この点に関して、図 11 A は、後処理前に基づく血液尤度の代表的な I V U S 画像 490 を示し、図 11 B は、後処理に基づく血液尤度（血液 - 組織処理）後の図 11 A に示す代表的な I V U S 画像 490 を後処理画像 500 として示す。

【 0 0 5 7 】

具体的には、血液尤度マップは、非限定的な例としてコントラスト抑制、順位序列フィルタリング及びハイブーストなどの方法の組み合わせを使用して、対応するグレースケール I V U S 画像を別々に後処理又はフィルタリングしてグレースケールの血液領域を増強するために使用できる。換言すれば、元の後方散乱又はグレースケール画像は、追加のフィルタリング方法を使用して再構築画像における血液 - 組織の相違を増強させることによって血液尤度マップに基づいて血液 / 組織の相違を増強しかつ画像の判読を容易にするために後処理できる。具体的には、血液と組織とのテクスチャ及び輝度コントラストは、血液尤度又は確率の分類値に従ってフィルタリングの程度を調節することにより、I V U S 画像において増強される。例えば、元のグレースケール画像は、順位序列フィルタリングを使用して後処理できる。順位序列フィルタリングは、注目ピクセルの近隣で動作し、かつ、個別のピクセル強度といったピクセル近隣という側面の相互ランキングに基づいて近隣の均一性を増大させる。代わりに又はさらに、元のグレースケール画像を、コントラスト抑制及び / 又はハイブーストを使用して後処理できる。コントラスト抑制は、さまざまな領域の強度を血液尤度マップに基づいて調節してグレースケール画像の血液を表す領域（すなわち、内腔）内において多くのコントラストを創り出す方法である。ハイブーストは、注目領域を、グレースケール画像のテクスチャ外観を変更することにより、周囲の領域に対して多少顕著にする方法である。このように、血液と組織との間のテクスチャ及び輝度コントラストは、特定の I V U S フレームについて対応する血液尤度マップに従ってフィルタリングの程度を調節することによって、I V U S グレースケール画像において増強できる。

【 0 0 5 8 】

本明細書に記載の I V U S 画像化方法は、非限定的な例として、血管疾患を診断し、監視し及び治療し、そしてステントの配置のために血管内腔の大きさ及び位置を評価する際に、グレースケール I V U S 画像の品質を改善してヘルスケア専門家を補助しようとするものである。使用者が移動血液と比較的静止した組織とを区別するのを助けるために元の I V U S 画像上でのカラーオーバーレイとして血液尤度マップを使用すると、その血液尤度マップによる分類を強制することなく、超音波画像を解釈することが可能になる。本明細書に記載される方法は、バイナリー（すなわち、血液又は血液でない）決定システムの代わりに確率的分類器を使用し、それによって専門家の使用者に組成不明の領域に関する最終決定を任せる。さらに、フィルタリングされた I V U S 画像は、回転 I V U S 画像の現在利用可能なバージョンよりも解釈（特に静止フレーム画像において）するのが容易である。この方法は、管腔（血液）と血管壁（組織）との間のエッジを増強し、I V U S 画像においてより鮮明な管腔境界の定義を与える。さらに、未加工の及び処理された血液尤度マップを自動内腔境界検出アルゴリズムによって使用して、I V U S 画像において管腔の境界をさらに良好に識別することができる。

【 0 0 5 9 】

いくつかの例において、本明細書に記載の確率的分類器は、使用者の入力を利用して血液尤度マップを再計算及び / 又は更新することができる。例えば、専門家使用者は、血液尤度マップを示す表示デカルト I V U S 画像上に境界線を引き、それによって、非限定的な例として、血液 - 組織の境界や管腔境界などの解剖学的境界を示すことができる。管腔

10

20

30

40

50

境界の使用者入力定義は、特定の特性に関連する既知の確率又は高い確率を有する一連のピクセルを創り出す。境界線は、I V U S 画像において一連のピクセルにわたり新しいデータを創り出すことができ、このデータを確率的分類器にフィードバックしてその分類アルゴリズムを更新することができる。確率的分類器は、リアルタイムで「学習」し、かつ、使用者の入力によって提供された新たなデータに基づいて画像の時空間的特徴を再分析することができる。このように、分類器は、時空間的特徴及び使用者入力の両方に基づいて新しい血液尤度マップを作成することができる。

【 0 0 6 0 】

ここでは、血管画像上で調節オーバーレイを作成する方法を、異なる確率を伝えるために様々なレベルの透明性を利用するものとして記載しているが、調節カラーオーバーレイは、異なる色、強度及び/又はテクスチャを利用して異なる確率を伝えることができるものと解すべきである。例えば、いくつかの実施形態では、透明性の代わりに又はそれに加えて、オーバーレイの異なる領域のテクスチャを、血液尤度マップ内の別個の血液尤度値によって調節できる。例えば、このような実施形態では、血液である可能性の低いオーバーレイ画像内におけるピクセルの近隣をドットにすることができると共に、より大きな血液尤度値を示すピクセルの近隣をストライプ模様にするすることができる。混色の領域は、不確実な特性の領域を示すことができる。

10

【 0 0 6 1 】

さらに、血管画像上で調節カラーオーバーレイを作成する方法は、ここでは、移動血液の尤度に基づくものとして記載されているが、調節カラーオーバーレイを適用して様々な組織型のいずれかを特徴づけることができるものと解すべきである。例えば、カラーオーバーレイの透明性、テクスチャ又はアルファブレンディングは、様々なタイプの脂質、様々なタイプの血液細胞（例えば、マクロファージ）、破片、アテローム、プラークの内容物及び/又は他の血管内容物を含め（これらに限定されない）、様々な特徴のそれぞれについて個々の確率値によって調節できる。したがって、本明細書に記載された方法の原理を利用して、様々な特徴及び組織型を特徴付ける調節カラーオーバーレイを作成することができる。一つ以上の調節カラーオーバーレイを含む血管画像に存在する透明性及び/又は混色のレベルは、元の画像を変更することなく、使用者に、分類の信頼性を含めて、血管画像内の様々な特徴及び組織を警告することができるであろう。

20

【 0 0 6 2 】

本発明を、所定の実施形態、組み合わせ、構成及び相対的な寸法に関連して説明してきた。しかしながら、ここで与えた説明は、本発明を説明しかつ例示する目的のために与えられるものであり、本発明の範囲を限定するものではないと解すべきである。さらに、開示された本発明の形態及び機能にほぼ無限の数の小さな変更をなし得ること、また、これは依然として本発明の範囲内であることは明らかである。したがって、本発明は、開示された本発明の特定の実施形態及び変形例に限定されるものではない。さらに、当業者であれば、ここに与えた記載に対する変更及び修正に想到するであろうと解すべきである。したがって、本発明の範囲は、請求の範囲によってのみ限定されるべきである。

30

【 0 0 6 3 】

当業者であれば、本開示が包含する実施形態は、上記特定の例示の実施形態に限定されるものではないことが分かるであろう。この点に関して、例示の実施形態を示しかつ説明してきたが、広範囲の修正、変更及び置換が前述の開示において意図される。このような変形は、本発明の範囲から逸脱することなく、上記のものになし得ると解される。したがって、添付の請求の範囲は、広く、かつ、本開示と一致する方法で解釈されることが適切である。

40

いくつかの態様を記載しておく。

〔 態 様 1 〕

次のステップ：

少なくとも1つの血管内超音波（I V U S）信号を得；

該少なくとも1つのI V U S信号に基づいてI V U S画像を構築し；

50

該 I V U S 画像の少なくとも 1 つのピクセルの少なくとも第 1 時空間的特徴及び第 2 時空間的特徴を分析し；

非線形確率的分類アルゴリズムを使用して該 I V U S 画像の少なくとも 1 つのピクセルについての血液尤度値を決定し；そして

該 I V U S 画像の少なくとも 1 つのピクセルの該血液尤度値に基づいて、血管組織の血液尤度マップを構築すること

を含む、血管組織を特徴付ける方法。

〔態様 2〕

前記少なくとも 1 つの I V U S 信号が、血管組織から後方散乱された R F データを含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 3〕

前記非線形確率的分類アルゴリズムが人工神経ネットワークを含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 4〕

前記血液尤度値が非バイナリー値を含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 5〕

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップをさらに含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 6〕

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップが、該血液尤度マップを該 I V U S 画像上の調節カラーオーバーレイとして描くことを含む、態様 5 に記載の方法。

〔態様 7〕

前記調節カラーオーバーレイが、少なくとも 1 つのピクセルの血液尤度値に応じて、前記 I V U S 画像の少なくとも 1 つのピクセルでそれぞれについての透明度を変化させることを含む、態様 6 に記載の方法。

〔態様 8〕

血管系の先験的な知識に基づいて血液を示す偽陽性を除去するために前記血液尤度マップを処理することをさらに含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 9〕

血管系の先験的な知識に基づいて組織を示す偽陰性を除去するために前記血液尤度マップを処理することをさらに含む、態様 1 に記載の方法。

〔態様 10〕

前記血液尤度マップを前記 I V U S 画像と組み合わせて視覚的に提示するステップが、該血液尤度マップに基づいて該 I V U S 画像を後処理して血液と組織との差異を増強することを含む、態様 5 に記載の方法。

〔態様 11〕

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、コントラストを抑えて該 I V U S 画像の血液領域内でより多くのコントラストを生じさせることを含む、態様 10 に記載の方法。

〔態様 12〕

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、該 I V U S 画像のピクセルの近隣において均一性を増大させるための順位序列フィルタリングを含む、態様 10 に記載の方法。

〔態様 13〕

前記血液尤度マップに基づいて前記 I V U S 画像を後処理するステップが、該 I V U S 画像内での関心領域を強調するためのハイブーストを含む、態様 10 に記載の方法。

〔態様 14〕

血管内画像を処理するためのシステムであって、

少なくとも第 1 血管内超音波画像を表すデータを受信するためのインプット；

10

20

30

40

50

該インプットを受信するアナライザであって、非線形確率的分類器を用いて該超音波画像の少なくとも1つのピクセルの第1及び第2時空間的特徴を少なくとも処理するように構成され、かつ、少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて第2血管内超音波画像を構築するもの；及び

該第1血管内画像又は該第2血管内画像の少なくとも一方を受信するディスプレイを備えるシステム。

〔態様15〕

前記第2画像が、前記ディスプレイ上に合成画像を作成するように、前記第1画像上に調節カラーオーバーレイとして表示される、態様14に記載のシステム。

〔態様16〕

前記調節カラーオーバーレイが、少なくとも1つのピクセルのそれぞれの血液尤度値に応じてそれぞれ少なくとも1つのピクセルについて透明度を変化させることを含む、態様15に記載のシステム。

〔態様17〕

組織を特徴付ける方法であって、次のステップ：

該組織から反射した少なくとも1つのエネルギー信号を得；

該少なくとも1つのエネルギー信号に基づいて画像を構成し；

該画像の少なくとも1つのピクセルの少なくとも第1時空間的特徴及び第2時空間的特徴を分析し；

非線形確率的分類アルゴリズムを使用することによって該画像の該少なくとも1つのピクセルについて血液尤度値を決定し；そして

該画像の該少なくとも1つのピクセルの該血液尤度値に基づいて該組織の血液尤度マップを構築すること

を含む方法。

〔態様18〕

前記少なくとも1つのエネルギー信号が光エネルギーを含む、態様17に記載の方法。

〔態様19〕

前記血液尤度マップを前記画像と組み合わせて視覚的に表示するステップをさらに含む、態様17に記載の方法。

〔態様20〕

画像を処理するためのシステムであって、

少なくとも画像を表すデータを受信するためのインプット；

該インプットを受信するアナライザであって、非線形確率的分類器を用いて該画像の少なくとも1つのピクセルの第1及び第2時空間的特徴を少なくとも処理するように構成され、かつ、少なくとも1つのピクセルの血液尤度値に基づいて第2画像を構成するもの；及び

該第1画像又は該第2画像の少なくとも一方を受信するディスプレイを備えるシステム。

〔態様21〕

組織を特徴付けるための方法であって、

少なくとも1つの特徴についての第1ピクセルの第1確率値と、少なくとも1つの特徴についての第2ピクセルの第2確率値とを含む画像を取得し；

該第1確率値及び該第2確率値に基づいて多様な領域を含む画像上に調節オーバーレイを作成すること

を含む方法。

〔態様22〕

前記調節オーバーレイが、前記第1確率値に基づく第1透明度及び前記第2確率値に基づく第2透明度を含む、態様21に記載の方法。

〔態様23〕

前記調節オーバーレイが、前記第1確率値に基づく第1色及び前記第2確率値に基づく

10

20

30

40

50

第 2 色を含む、態様 2 1 に記載の方法。

〔態様 2 4〕

前記調節オーバーレイが混色の領域を含む、態様 2 3 に記載の方法。

〔態様 2 5〕

前記調節オーバーレイが、前記第 1 確率値に基づく第 1 強度及び前記第 2 確率値に基づく第 2 強度を含む、態様 2 1 に記載の方法。

〔態様 2 6〕

前記調節オーバーレイが、前記第 1 確率値に基づく第 1 テクスチャ及び前記第 2 確率値に基づく第 2 テクスチャを含む、態様 2 1 に記載の方法。

【符号の説明】

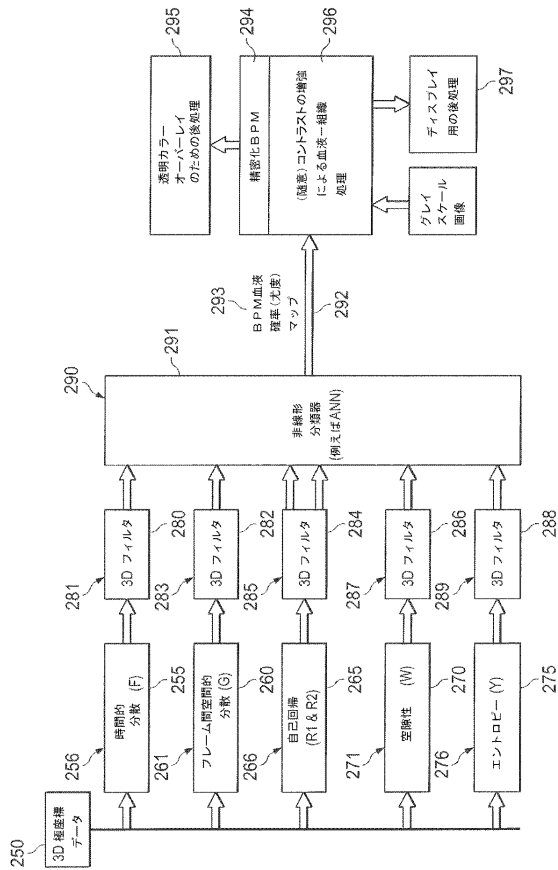
10

【 0 0 6 4 】

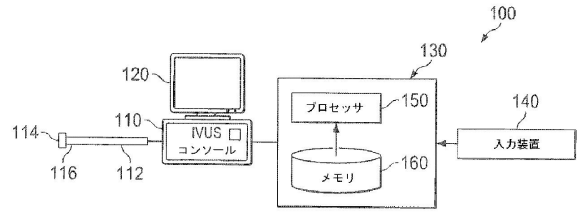
- 1 0 0 I V U S 画像化システム
- 1 1 0 I V U S コンソール
- 1 1 2 I V U S カテーテル
- 1 1 4 超音波トランスデューサ
- 1 2 0 ディスプレイモニタ
- 1 3 0 計算装置
- 1 4 0 入力装置
- 1 5 0 プロセッサ
- 1 6 0 メモリ
- 1 7 0 後方散乱信号
- 1 8 0 走査線
- 1 9 0 関心領域
- 2 1 0 極座標画像
- 2 2 0 デカルト画像
- 2 3 0 最終血管内超音波画像
- 4 0 0 極座標 I V U S 画像
- 4 1 0 血液尤度マップ
- 4 6 0 カラーオーバーレイ

20

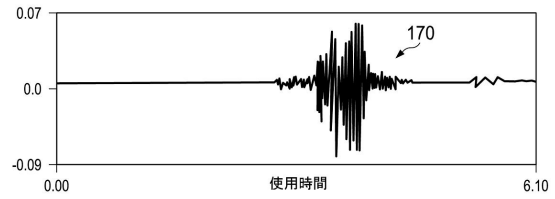
【図6】



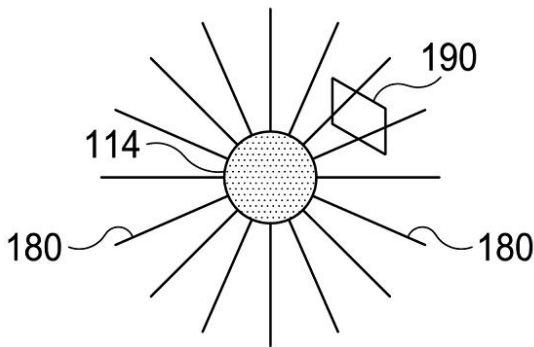
【図1】



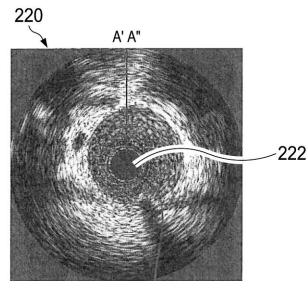
【図2】



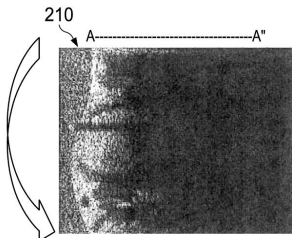
【図3】



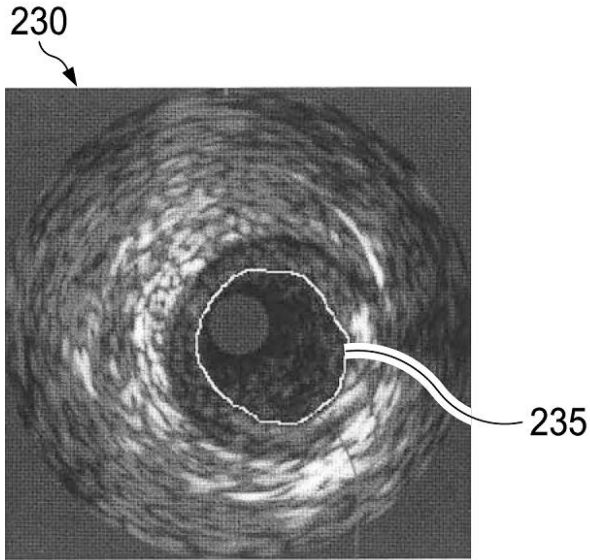
【図4B】



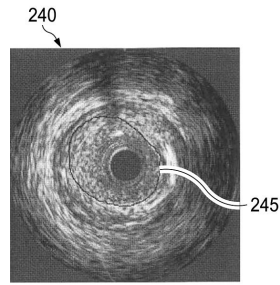
【図4A】



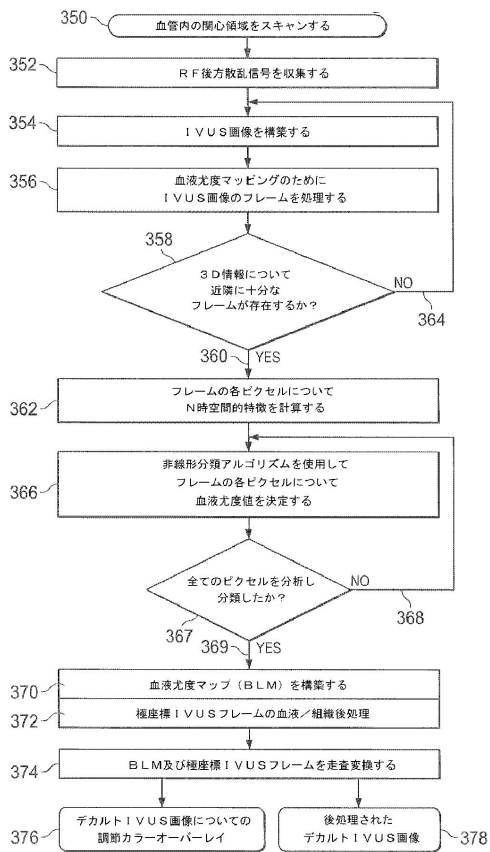
【図 5 A】



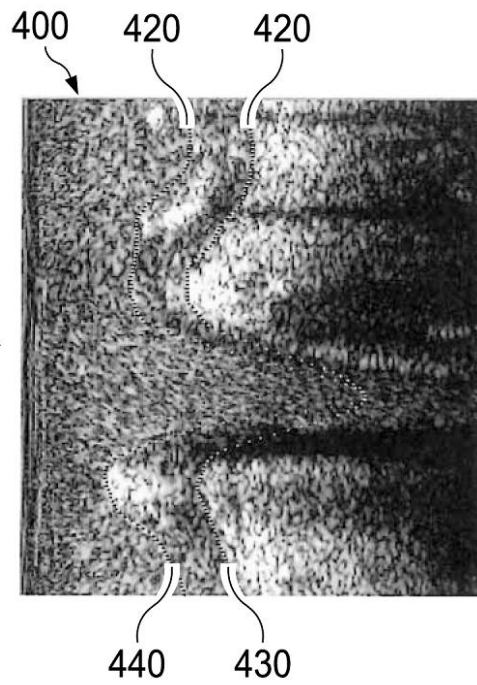
【図 5 B】



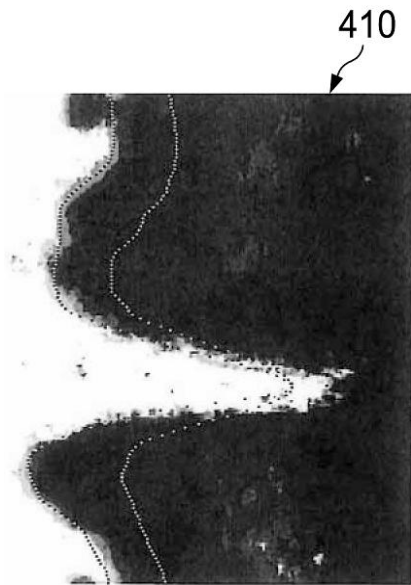
【図 7】



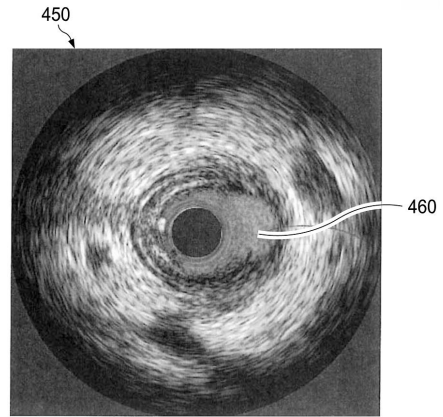
【図 8 A】



【図 8 B】



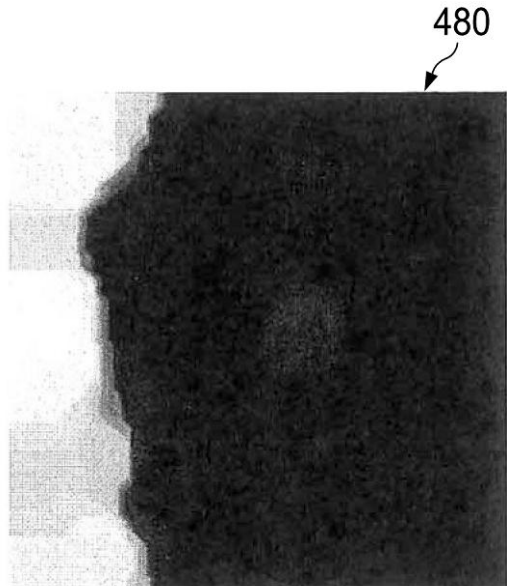
【図 9】




【図 10 A】

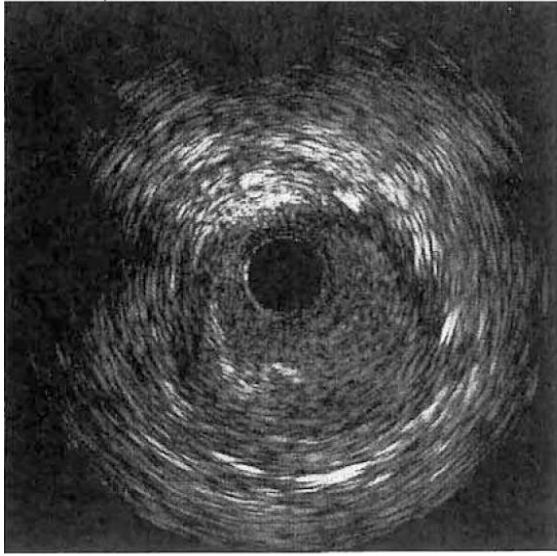



【図 10 B】



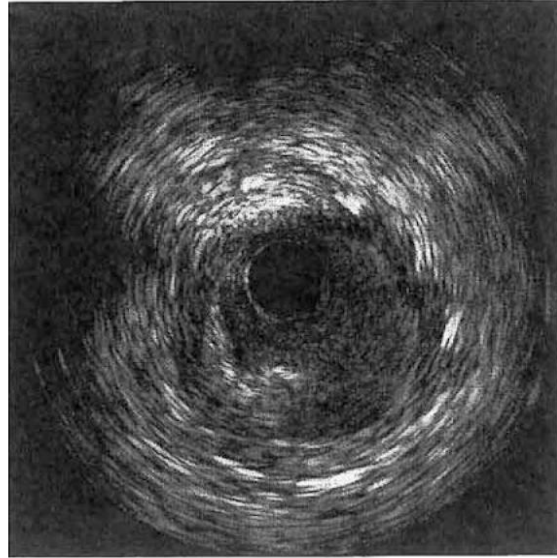
【 1 1 A】

490



【 1 1 B】

500



フロントページの続き

- (72)発明者 ニキル・ラジュグル
アメリカ合衆国 9 5 6 7 0 カリフォルニア州ランチョ・コルドヴァ、アパートメント 1 2 8、キャピタル・センター・ドライブ 3 3 0 0
- (72)発明者 ウラジミール・ザグロドスキー
アメリカ合衆国 9 5 7 6 2 カリフォルニア州エル・ドラド・ヒルズ、アパートメント 7 1 2、バレー・ビュー・パークウェイ 2 1 0 0
- (72)発明者 デイビッド・グッドウィン
アメリカ合衆国 9 5 7 6 2 カリフォルニア州エル・ドラド・ヒルズ、コリングスウッド・ドライブ 3 2 3 9
- (72)発明者 ジョン・クリンゲンスマス
アメリカ合衆国 9 5 6 7 2 カリフォルニア州エル・ドラド・ヒルズ、コートニー・ウェイ 5 0 4 6
- (72)発明者 ウルフ・エッケハルト・ブランズ
アメリカ合衆国 9 5 1 3 4 カリフォルニア州サン・ノゼ、ミル・リバー・レーン 5 1 8
- (72)発明者 ベルンハルト・スターム
アメリカ合衆国 9 5 6 1 6 カリフォルニア州ランチョ・コルドヴァ、ミュアー・ウッズ・ブレース 2 2 4 5

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特表 2 0 1 1 - 5 0 0 2 1 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 3 3 0 9 8 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	血管图像血液和血液可能性的可视化方法		
公开(公告)号	JP6106190B2	公开(公告)日	2017-03-29
申请号	JP2014548868	申请日	2012-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	ニキルラジュグル ウラジミールザグロドスキー デイビッドグッドウィン ジョンクリンゲンスミス ウルフエッケハルトブランズ ベルンハルトスターム		
发明人	ニキル・ラジュグル ウラジミール・ザグロドスキー デイビッド・グッドウィン ジョン・クリンゲンスミス ウルフ・エッケハルト・ブランズ ベルンハルト・スターム		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5223 G06K9/0014 G06K9/66 G06T7/11 G06T7/143 G06T2207/10132 G06T2207/30101 G16H50/30 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/578834 2011-12-21 US		
其他公开文献	JP2015503363A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于改善图像的診断质量的计算机实现的方法，包括血管内超声（IVUS）图像。该方法包括使用非线性概率分类器算法来分析RF后向散射的多个时空特征并且产生对应于原始IVUS图像的血液似然图或血液概率图。本文公开的方法允许通过产生血液似然图的透明度调制的颜色覆盖而不改变潜在的IVUS图像或通过基于血液可能性图处理IVUS图像来更好地区分血管的静态和动态特征容器的静态和动态组件。

(19) 日本国特許庁 (JP) (12) 特許公報 (B2) (11) 特許番号
特許第6106190号
(P6106190)

(45) 発行日 平成29年3月29日 (2017. 3. 29) (24) 登録日 平成29年3月10日 (2017. 3. 10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8 / 1 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 1 2

請求項の数 26 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2014-548868 (P2014-548868)	(73) 特許権者	515122402
(66) (22) 出願日	平成24年12月20日 (2012.12.20)		ボルケーノ コーポレーション
(65) 公表番号	特表2015-503363 (P2015-503363A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 921
(43) 公表日	平成27年2月2日 (2015.2.2)		30, サンディエゴ, バレー センタ
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/070797		ードライブ 3721, スイート 5
(87) 国際公開番号	W02013/096546		00
(87) 国際公開日	平成25年6月27日 (2013.6.27)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成27年10月30日 (2015.10.30)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/578,834	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成23年12月21日 (2011.12.21)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 達介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管画像における血液及び血液光度の可視化方法