

(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2018-501839  
(P2018-501839A)

(43) 公表日 平成30年1月25日(2018.1.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-527856 (P2017-527856)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5, High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(86) (22) 出願日 平成27年11月26日 (2015.11.26)	
(85) 翻訳文提出日 平成29年7月3日 (2017.7.3)	
(86) 国際出願番号 PCT/EP2015/077707	
(87) 国際公開番号 W02016/083483	
(87) 国際公開日 平成28年6月2日 (2016.6.2)	
(31) 優先権主張番号 14195180.6	
(32) 優先日 平成26年11月27日 (2014.11.27)	
(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の画像を生成するイメージングデバイス及び方法

(57) 【要約】

本発明は、患者Pの画像を生成するイメージングデバイス100に関連する。当該イメージングデバイス100は、第1の波長帯域を使用して患者Pの第1の画像情報I1を提供し、第2の波長帯域を使用して患者Pの第2の画像情報I2を提供するカメラ装置10を含む。第1の波長帯域と第2の波長帯域のセットとは異なる。第1及び/又は第2の画像情報は、患者PのランドマークMのランドマーク情報を含む。ランドマーク情報は、可視スペクトル外の少なくとも1つの波長帯域によって導出される。更に、第1の画像情報I1及び第2の画像情報I2に基づいて、融合画像IEを生成し、融合画像IE内のランドマークMを検出するデータプロセッサ30が提供される。

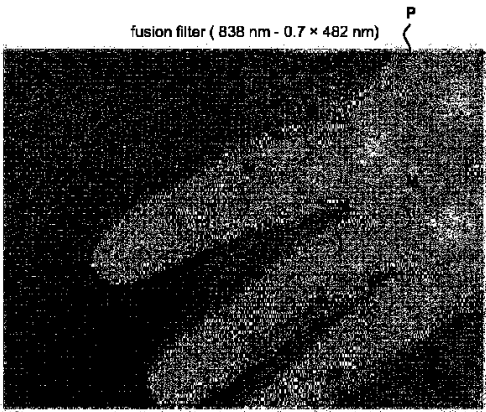


Fig. 8

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

患者の画像を生成するイメージングデバイスであって、前記イメージングデバイスは、第 1 の波長帯域を使用して前記患者の第 1 の画像情報を提供し、第 2 の波長帯域を使用して前記患者の第 2 の画像情報を提供するカメラ装置であって、前記第 1 の波長帯域と前記第 2 の波長帯域とは異なり、前記第 1 の画像情報及び / 又は前記第 2 の画像情報は、血管又は前記患者の皮膚内の他の表面組織構造のランドマーク情報を自然マーカとして含む、前記カメラ装置と、

前記第 1 の画像情報及び前記第 2 の画像情報に基づいて、前記自然マーカを所定の閾値を上回るコントラストで示す融合画像を生成し、前記融合画像内の前記自然マーカを検出するデータプロセッサと、

を含む、イメージングデバイス。

**【請求項 2】**

前記カメラ装置は、前記第 1 の画像情報を、前記患者に対して第 1 の位置において記録し、また、前記第 2 の画像情報を、前記患者に対して第 2 の位置において記録する、請求項 1 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 3】**

前記カメラ装置は、前記第 1 の画像情報及び前記第 2 の画像情報の両方を提供するカメラデバイスを含む、請求項 1 又は 2 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 4】**

前記カメラデバイスは、前記第 1 の位置及び前記第 2 の位置を含む所定の軌道に沿って動かされる、請求項 2 及び 3 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 5】**

前記カメラデバイスは、赤外スペクトル内の波長帯域を前記第 1 の波長帯域として使用して前記患者の前記第 1 の画像情報を提供し、可視スペクトル内の波長帯域を前記第 2 の波長帯域として使用して前記患者の前記第 2 の画像情報を提供するマルチスペクトルカメラを含む、請求項 3 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 6】**

前記カメラ装置は、前記第 1 の画像情報を提供する第 1 のカメラデバイスと、前記第 2 の画像情報を提供する第 2 のカメラデバイスとを含み、

前記第 1 のカメラデバイスは、前記第 1 の位置において前記第 1 の画像情報を記録し、前記第 2 のカメラデバイスは、前記第 2 の位置において前記第 2 の画像情報を記録する、請求項 2 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 7】**

前記第 1 のカメラデバイスは、赤外スペクトル内の波長帯域を前記第 1 の波長帯域として使用して、前記患者の前記第 1 の画像情報を提供する、請求項 6 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 8】**

前記第 2 のカメラデバイスは、可視スペクトル内の波長帯域を前記第 2 の波長帯域として使用して、前記患者の前記第 2 の画像情報を提供する、請求項 6 又は 7 に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 9】**

前記データプロセッサは、前記自然マーカから、構造の 3 次元モデルを生成する、請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 10】**

前記融合画像を表示する表示デバイスを更に含む、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載のイメージングデバイス。

**【請求項 11】**

前記カメラ装置による連続記録と、前記データプロセッサによる前記融合画像の連続生成とに基づいて、前記患者の動きを検出し、融合動画データストリームがもたらされる、

10

20

30

40

50

請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載のイメージングデバイス。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 の何れか一項に記載のイメージングデバイスと、  
前記融合画像を表示する表示デバイスと、  
前記患者の X 線画像情報を提供する X 線デバイスと、  
を含み、  
前記データプロセッサは、前記第 1 の画像情報と、前記第 2 の画像情報と、前記 X 線画像情報とに基づいて、前記融合画像を生成する、医用イメージングシステム。

【請求項 13】

患者の画像を生成する方法であって、  
a) カメラ装置によって、第 1 の波長帯域を使用して、前記患者の第 1 の画像情報を提供するステップと、  
b) 前記カメラ装置によって、第 2 の波長帯域を使用して、前記患者の第 2 の画像情報を提供するステップと、を含み、  
前記第 1 の波長帯域と前記第 2 の波長帯域とは異なり、前記第 1 の画像情報及び / 又は前記第 2 の画像情報は、血管又は前記患者の皮膚内の他の表面組織構造のランドマーク情報を前記自然マーカとして含み、  
c) データプロセッサによって、前記第 1 の画像情報と、前記第 2 の画像情報とに基づいて、所定閾値を上回るコントラストで自然マーカを示す融合画像を生成し、前記融合画像内の前記自然マーカを検出するステップを含む、  
方法。

【請求項 14】

処理ユニットによって実行されると請求項 13 に記載の方法のステップを実施する請求項 1 乃至 11 の何れか一項に記載のイメージングデバイス又は請求項 12 に記載の医用イメージングシステムを制御するための、コンピュータプログラム。

【請求項 15】

請求項 14 に記載のコンピュータプログラムを記憶したコンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ランドマークに関する情報を使用及び処理する患者の医用撮像を使用する画像処理に関連する。具体的には、本発明は、患者の画像を生成するイメージングデバイス及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

画像誘導最小侵襲療法は、多数の介入療法及び最小侵襲療法において本格化している。このアプローチの主な前提は、患者にとって心的外傷が少ないこと、回復時間が速いこと、血液損失が少ないこと及び臨床転帰が改善されることである。最小侵襲の介入療法を行う間の画像誘導を改良するには、撮像及びナビゲーションが、ハードウェア及びソフトウェア的にシームレスに組み合わせられ、統合される必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

患者を撮像及び追跡するイメージング装置及び方法を改良する必要がある。

【課題を解決するための手段】

【0004】

上記必要は、独立請求項の主題によって満たされる。更なる例示的な実施形態は、従属請求項及び以下の説明から明らかである。

【0005】

本発明の第 1 の態様は、患者の画像を生成するイメージングデバイスに関連する。当該

10

20

30

40

50

イメージングデバイスは、第 1 の波長帯域を使用して患者の第 1 の画像情報を提供し、第 2 の波長帯域を使用して患者の第 2 の画像情報を提供するカメラ装置を含む。第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域とは異なる。第 1 及び / 又は第 2 の画像情報は、血管又は患者の皮膚内の他の表面組織構造のランドマーク情報を自然マーカとして含む。更に、上記イメージングデバイスは、第 1 の画像情報及び第 2 の画像情報に基づいて、自然マーカを所定の閾値を上回るコントラストで示す融合画像を生成するデータプロセッサを含む。データプロセッサは更に、融合画像内の自然マーカを検出する。

【 0 0 0 6 】

一例では、データプロセッサは、融合画像内のランドマークを光学的に分解する。

【 0 0 0 7 】

本発明は、カメラ装置によって、自然の位置マーカをスペクトル分解することを有利に可能にする。このマーカは、例えば患者の皮膚上に存在するが、RGBカメラによって不可視である、即ち、スペクトル分解不可能である。

【 0 0 0 8 】

例えば、好適には人工マーカを使用することなく、即ち、既に存在しているが、視認性が優れていない自然の位置マーカ又はランドマークを使用して、患者追跡を改良することを可能にする改良型イメージングデバイスが提供される。

【 0 0 0 9 】

例えば介入手順に使用され、また、画像誘導を改良するために検出器筐体内に組み込まれたカメラを使用する医用イメージングシステムが提供される。

【 0 0 1 0 】

本発明は、マーカが、主に、皮膚組織の不十分なコントラスト分解能と、患者表面、即ち、皮膚自体の上に明白な解剖学的マーカがないこととによって必要であるという考えに基づいている。その一方で、血管又は皮膚内の他の表面組織構造は、自然の解剖学的マーカの優れた候補であるが、血管又は皮膚内の他の表面組織構造も、可視光スペクトルを使用する通常の光学カメラを使用する場合、あまり可視ではない。

【 0 0 1 1 】

本発明によるイメージングデバイス / イメージングシステム及び方法は、様々な波長帯域からの画像データを組み合わせることによって、血管又は他の表面組織構造を自然マーカとして使用するオプションを提供する。一例では、第 1 及び第 2 の波長帯域は、融合画像内の自然マーカについて、比較的高いコントラストを提供するように選択される。好適には、波長帯域は、可視範囲内に 1 つの波長帯域を、例えば赤外又は紫外範囲である不可視範囲内に 1 つの波長帯域を含む。融合画像は、各波長帯域からの 2 つの画像から作成され、血管又は皮膚内の他の表面組織構造を高コントラストで示す。画像の融合は、好適には、部分減算又は更なるデータ操作を含む。

【 0 0 1 2 】

例えば高い（コントラスト閾値よりも上という意味で「高い」）コントラストの血管画像、即ち、異なる視野位置からの 2 つの画像から、特徴点が検出され、当該特徴点から、解剖学的組織構造、又は、更には患者全体の 3 次元モデルが作成される。本発明によって、3 次元モデル内の組織構造の変位を正確に追跡することができ、また、時間に依存するモデルは、患者自身の任意の変位を正確に表す。

【 0 0 1 3 】

本発明は、少なくとも 2 つの波長帯域において記録された皮膚の画像によって血管の高コントラストの画像を取得し、2 つの記録された画像から、第 1 の画像を第 2 の画像から部分減算するステップを含む方法で融合画像を作成することを有利に可能にする。減算は、リアルタイムで行われてよい。

【 0 0 1 4 】

更に、本発明の第 2 の態様によれば、第 1 の態様によるイメージングデバイス又は第 1 の態様の任意の実施態様を含む医用イメージングシステムが提供される。医用イメージングシステムは更に、融合画像を表示する表示デバイスと、患者の X 線画像情報を提供する

10

20

30

40

50

X線デバイスとを含む。データプロセッサは、第1の画像情報と、第2の画像情報と、X線画像情報とに基づいて、融合画像を生成する。

【0015】

更に、本発明の第3の態様によれば、患者の画像を生成する方法が提供される。当該方法は、

a) カメラ装置によって、第1の波長帯域を使用して、患者の第1の画像情報を提供するステップと、

b) カメラ装置によって、第2の波長帯域を使用して、患者の第2の画像情報を提供するステップと、を含み、

第1の波長帯域と第2の波長帯域とは異なり、第1及び/又は第2の画像情報は、血管又は患者Pの皮膚内の他の表面組織構造のランドマーク情報を自然マーカMとして含み、

c) データプロセッサによって、第1の画像情報と、第2の画像情報とに基づいて、所定閾値を上回るコントラストで自然マーカを示す融合画像を生成し、融合画像内の自然マーカを検出するステップを含む。

【0016】

本発明の利点及び実施形態は、以下に提示されるように、本発明の従属請求項によって表される。

【0017】

本発明の例示的な実施形態によれば、カメラ装置は、第1の画像情報を、患者に対して第1の位置において記録し、また、第2の画像情報を、患者に対して第2の位置において記録する。これにより、三角測量が有利に改良され、したがって、3次元モデル化又は患者追跡が改良される。2つの異なる位置からの画像情報は、深度の決定を有利に可能にし、また、3次元(3D)構造が当該画像情報及びその中において特定されたランドマークに基づいて取得される。

【0018】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、カメラ装置は、第1の画像情報及び第2の画像情報の両方を提供するカメラデバイスを含む。これにより、撮像が有利に改良され、例えば皮膚下の血管といった自然ランドマークが光学的に分解される。カメラデバイスは、プライマリカメラ、統合カメラ又はデュアルイメージカメラと呼ばれる場合もある。

【0019】

本発明の更に例示的な実施形態によれば、カメラデバイスは、第1の位置及び第2の位置を含む所定の軌道に沿って動かされる。これにより、単一のカメラデバイスを使用して3次元空間における組織構造の変位の三角測量及び3次元モデリングの情報が有利に提供される。

【0020】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、カメラデバイスは、赤外スペクトル内の波長帯域を第1の波長帯域として使用して患者の第1の画像情報を提供する。これにより、自然位置マーカのスペクトル分解が有利に改良される。

【0021】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、カメラ装置は、第1の画像情報を提供する第1のカメラデバイスと、第2の画像情報を提供する第2のカメラデバイスとを含み、第1のカメラデバイスは、第1の位置において第1の画像情報を記録し、第2のカメラデバイスは、第2の位置において第2の画像情報を記録する。これにより、患者の改良された3次元モデル又は患者の構造の3次元モデルが有利に蓄積される。

【0022】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、第1のカメラデバイスは、赤外スペクトル内の波長帯域を第1の波長帯域として使用して、患者の第1の画像情報を提供する。これにより、ランドマークのスペクトル分解が有利に改良される。

【0023】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、第2のカメラデバイスは、赤外スペクトル

10

20

30

40

50

内の波長帯域を第２の波長帯域として使用して、患者の第２の画像情報を提供する。これにより、ランドマークの検出が改良される。

【００２４】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、データプロセッサは、ランドマークを光学的に分解することによって特定された構造の３次元モデルを生成する。

【００２５】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、イメージングデバイスは、融合画像を表示する表示デバイスを含む。これにより、画像情報処理によって行われたデータ処理の結果のデータ通信が改良される。

【００２６】

本発明の更なる例示的な実施形態によれば、イメージングデバイスは、カメラ装置による連続記録と、データプロセッサによる融合画像の連続生成とに基づいて、患者の動きを検出し、融合動画データストリームがもたらされる。これにより、患者追跡、即ち、患者の任意の動作の追跡が有利に改良される。

【００２７】

本発明の方法を行うコンピュータプログラムが、コンピュータ可読媒体上に記憶される。コンピュータ可読媒体は、フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスク、ＣＤ、ＤＶＤ、ＵＳＢ（汎用シリアルバス）記憶デバイス、ＲＡＭ（ランダムアクセスメモリ）、ＲＯＭ（読み出し専用メモリ）及びＥＰＲＯＭ（消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ）であってよい。コンピュータ可読媒体は、プログラムコードのダウンロードを可能にする例えばインターネットであるデータ通信ネットワークであってもよい。

【００２８】

本明細書において説明された方法、システム及びデバイスは、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）、マイクロコントローラ又は任意の他のサイドプロセッサ内のソフトウェアとして、又は、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）内の医用デバイスのハードウェア回路として実現されてよい。

【００２９】

本発明は、デジタル電子回路又はコンピュータハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア若しくはこれらの組み合わせにおいて、例えば医用イメージングデバイスの利用可能なハードウェア又は本明細書において説明される方法の処理専用の新規のハードウェアにおいて実現されてよい。

【００３０】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかとなり、また、以下に説明される実施形態を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【００３１】

本発明及びその利点は、必ずしも縮尺通りではない以下の概略図を参照することによってより明確に理解されるであろう。

【００３２】

【図１】図１は、本発明の例示的な実施形態による患者の画像を生成するイメージングデバイスの概略図を示す。

【図２】図２は、本発明の例示的な実施形態による患者の画像を生成する方法の概略的なフローチャート図を示す。

【図３】図３は、本発明の例示的な実施形態による医用イメージングシステムの概略図を示す。

【図４】図４は、本発明の例示的な実施形態による医用イメージングシステムの概略図を示す。

【図５】図５は、本発明を説明するための融合画像を生成する処理の概略図を示す。

【図６】図６は、本発明を説明するためのカメラデバイスによって記録された画像の概略図を示す。

10

20

30

40

50

【図 7】図 7 は、本発明を説明するために第 2 のカメラデバイスによって記録された画像を示す。

【図 8】図 8 は、本発明の例示的な実施形態による医用イメージングシステムによって生成される画像を示す。

【発明を実施するための形態】

【0033】

図面における例示は、概略に過ぎず、拡大縮小関係又はサイズ情報を提供することを意図していない。様々な図面において、同様又は同一の要素には、同じ参照符号が与えられている。一般に、同一の部分、ユニット、エンティティ又はステップには、説明において同じ参照符号が与えられている。

10

【0034】

図 1 は、本発明の例示的な実施形態による患者の画像を生成するイメージングデバイス 100 を示す。図 1 は、カメラ装置 10 とデータプロセッサ 30 とを含むイメージングデバイス 100 を示す。

【0035】

イメージングデバイス 100 は更に、患者 P の X 線画像  $I_3$  を提供する X 線デバイス 40 を含む。イメージングデバイス 100 は更に、融合画像  $I_E$  を表示する表示デバイス 50 を含む。

【0036】

カメラ装置 10 は、第 1 の波長帯域を使用して患者 P の第 1 の画像情報  $I_1$  を提供し、また、第 2 の波長帯域を使用して患者 P の第 2 の画像情報  $I_2$  を提供する。第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域のセットとは異なり、第 1 及び / 又は第 2 の画像情報は、患者 P のランドマーク M のランドマーク情報を含む。具体的には、少なくとも 1 つの波長帯域は、可視スペクトルの外側であり、より具体的には、赤外スペクトル内である。

20

【0037】

本発明の例示的な実施形態によれば、カメラ装置 10 は、第 1 の画像情報  $I_1$  及び第 2 の画像情報  $I_2$  の両方を提供する 1 つのカメラデバイス 10 - 0 を含む。

【0038】

本発明の例示的な実施形態によれば、例えば図 4 に関して後に示され、説明されるように、カメラ装置 10 は、第 1 の画像情報  $I_1$  を提供する第 1 のカメラデバイス 10 - 1 と、第 2 の画像情報  $I_2$  を提供する第 2 のカメラデバイス 10 - 2 とを含む。第 1 のカメラデバイス 10 - 1 は、第 1 の位置において第 1 の画像情報  $I_1$  を記録し、第 2 のカメラデバイス 10 - 2 は、第 2 の位置において第 2 の画像情報  $I_2$  を記録する。

30

【0039】

カメラ装置 10 の第 1 及び / 又は第 2 の波長帯域は、例えば次の通りに幾つかの波長帯域を含む可視又は非可視スペクトル内であってよい。

(1) 青：0.450 - 0.520  $\mu\text{m}$  (ミクロン)

(2) 緑：0.515 - 0.600  $\mu\text{m}$

(3) 赤：0.60 - 0.69  $\mu\text{m}$

(4) 可視：0.45 - 0.7  $\mu\text{m}$

40

(5) 赤外：0.7 - 1.0  $\mu\text{m}$

(6) 近赤外：1.0 - 3.0  $\mu\text{m}$

(7) 中赤外：3.0 - 50.0  $\mu\text{m}$

(8) 遠赤外：50.0 - 1000.0  $\mu\text{m}$

【0040】

不可視光スペクトルでは、血管はより優れて光学的に分解可能である、即ち、所定の閾値よりも上のコントラストを有し、これにより、位置マーカのより正確な追跡を可能にする。

【0041】

本発明の例示的な実施形態によれば、三角測量と、2 つの異なるカメラ位置を使用する

50

こととによって、構造の３次元モデル又は患者全体の３次元モデルの生成が改良される。

【００４２】

本発明の例示的な実施形態によれば、データプロセッサデバイス３０は、融合画像ＩＥ内の検出されたランドマークＭによって特定された構造の３次元モデルを使用して、第１の画像情報Ｉ<sub>１</sub>及び第２の画像情報Ｉ<sub>２</sub>に基づく融合画像ＩＥを生成する。

【００４３】

位置マーカとして使用されるランドマークＭを検出し、スペクトル分解することによって、位置マーカＭに関連している構造の３次元位置決めが可能となる。つまり、各位置マーカは、特定の構造の一部に割り当てられ、これにより、時間依存する一連の画像が記録された場合には、動きを追跡することが可能になり、又は、割り当てられた構造を３次元空間内に配置することが可能になる。

10

【００４４】

本発明の例示的な実施形態によれば、カメラデバイス１０－０、１０－１、１０－２は、様々な（例えば６又は８以上の）取り換え可能なフィルタ、ラスタ画像において１３９２×１０４０画素又は物理点の分解能を有する電荷結合デバイスＣＣＤ、又は、例えば６４０×５１２画素の分解能を有するインジウムガリウムヒ化物（ＩｎＧａＡｓ）又は任意の他の半導体センサ若しくは任意の他の画素分解能を有するセンサを有する、４００乃至１０００ｎｍ（ナノメートル）、１０００乃至１７００ｎｍ又は５００ｎｍ乃至１７００ｎｍのスペクトル範囲を有するハイパースペクトル又はマルチスペクトル撮像用のハイパースペクトル又はマルチスペクトルフィルターホイールカメラであってよい。

20

【００４５】

「ハイパースペクトル撮像」との用語は、本発明によって使用される場合、可視範囲を超えて延在する電磁スペクトルの範囲から情報を収集し、処理することを指す。

【００４６】

「マルチスペクトル撮像」との用語は、本明細書によって使用される場合、電磁スペクトルの特定の周波数における画像データを捕捉することを指す。波長は、フィルタによって、又は、特定の波長に反応する器具の使用によって分離される。即ち、複数のスペクトルが使用され、これが、「マルチスペクトル撮像」の用語の由来である。これは、赤外といった可視光範囲を超えた周波数からの光を含む。これは、この場合、上記「ハイパースペクトル撮像」の用語の「ハイパー」の用語によっても規定される。

30

【００４７】

スペクトル（マルチスペクトルであってもハイパースペクトルであっても）撮像によって、画像からの追加情報、特に人間の目がその赤、緑及び青用の受容体で捕捉することのできなかった情報を抽出することができる。

【００４８】

本発明の例示的な実施形態によれば、カメラ装置１０は、１０ｆｐｓ（１秒当たりのフレーム数）、１６ｆｐｓ若しくは２０ｆｐｓのフレームレート又は任意の他の、例えばより高速なフレームレートを有する。

【００４９】

本発明の例示的な実施形態によれば、イメージングシステム１００は更に、Ｘ線デバイス４０を含む。Ｘ線デバイス４０は、患者ＰのＸ線画像の形式のＸ線画像情報Ｉ<sub>３</sub>を記録するように使用される。Ｘ線画像情報Ｉ<sub>３</sub>は更に、融合画像ＩＥを生成するとき又は構造の３次元モデルを生成するとき使用される。

40

【００５０】

本発明の例示的な実施形態によれば、イメージングシステム１００は更に、融合画像ＩＥを表示する表示デバイス５０を含む。

【００５１】

図２は、本発明の例示的な実施形態による患者の画像を生成する方法の概略的なフローチャート図を示す。患者の画像を生成する当該方法は、次のステップを含む。

【００５２】

50



上記方法の第 1 のステップとして、カメラ装置 10 によって、第 1 の波長帯域を使用する患者 P の第 1 の画像情報  $I_1$  が提供される (S1)。

【0053】

上記方法の第 2 のステップとして、カメラ装置 10 によって、第 2 の波長帯域を使用する患者 P の第 2 の画像情報  $I_2$  が提供される (S2)。第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域とは異なる。第 1 及び / 又は第 2 の画像情報は、患者 P のランドマーク M のランドマーク情報を含む。ランドマーク情報は、可視スペクトル外の少なくとも 1 つの波長帯域によって導出される。

【0054】

上記方法の第 3 のステップとして、データプロセッサ 30 によって、第 1 の画像情報  $I_1$  及び第 2 の画像情報  $I_2$  に基づく融合画像  $I_E$  が生成され (S3)、融合画像  $I_E$  内のランドマーク M が検出される。

【0055】

図 3 は、本発明の例示的な実施形態による患者の内部の X 線画像を提供する X 線デバイス 104 を含む医用イメージングデバイス 400 を概略的に示す。X 線デバイス 104 (図 3 参照) は、車輪 108 によって支えられている基部フレーム 106 と、可動式 C 型アーム 110 と、患者 114 (参照符号 P と示される) を支える手術台 112 とを有する。患者 114 は、この特定例においては人間である。

【0056】

C 型アーム 110 は、一次軸 116 及び二次軸 118 について回転可能であり、一次軸 116 は、手術台 112 の主方向に対応する方向を有し、二次軸 118 は、一次軸 116 に垂直であり、手術台 112 と平行である。X 線源 120 及び X 線検出器 122 (好適には長方形で平らな検出器) は、X 線源と X 線検出器とが、C 型アーム 110 に、二次軸 118 について互いに反対側に配置されるように取り付けられる。

【0057】

患者の外部のカメラ画像のストリームを提供する第 1 のカメラデバイス 10-1 として提供される第 1 のカメラ 124 は、C 型アーム 110 に、X 線検出器 122 の隣に取り付けられる。この特定の例では、第 1 のカメラ 124 は、可視スペクトル内の波長に反応する。第 1 のカメラ 124 は、画像のストリーム又は様々な時点における複数の単一画像を捕捉することもできる。

【0058】

患者の外部のカメラ画像のストリームを提供する第 2 のカメラデバイス 10-2 として提供される第 2 のカメラ 126 は、C 型アーム 110 に、X 線検出器 122 の隣に取り付けられる。この特定例では、第 2 のカメラ 126 は、可視スペクトル内の波長に反応する。第 2 のカメラ 126 は、画像のストリーム又は様々な時点における複数の単一画像を捕捉することもできる。

【0059】

図 3 を参照するに、データプロセッサ 128、130 は、可動マーカによって提供される空間的相関関係に基づいて、X 線画像及びカメラ画像のストリームを、合成画像のストリームにレンダリングする。合成画像のストリームは、患者の内部及び患者の外部を幾何学的に重なるように表示し、更に、可動マーカ、手術野、腫瘍及び患者の体の輪郭を表示する。

【0060】

図 4 は、本発明の更なる例示的な実施形態による医用イメージングシステム 200 の概略図を示す。

【0061】

医用イメージングシステム 200 は、イメージングデバイス 100 の一例と、表示デバイス 50 の一例と、X 線デバイス 40 の一例とを含む。表示デバイス 50 は、融合画像  $I_E$  を表示する。X 線デバイス 40 は、患者 P の X 線画像情報  $I_3$  を提供する。データプロセッサ 30 は、第 1 の画像情報  $I_1$ 、第 2 の画像情報  $I_2$  及び X 線画像情報  $I_3$  に基づい

10

20

30

40

50

て、融合画像  $I_E$  を生成する。カメラ装置 10 は、第 1 の画像情報  $I_1$  を提供する第 1 のカメラデバイス 10 - 1 と、第 2 の画像情報  $I_2$  を提供する第 2 のカメラデバイス 10 - 2 とを含む。

【0062】

本発明の例示的な実施形態によれば、イメージングシステム 200 は、光学カメラをハイパースペクトルカメラと組み合わせることによって血管を自然マーカとして使用するオプションを提供する。好適には、マルチスペクトル又はハイパースペクトルカメラの波長帯域は、可視範囲に 1 つの波長帯域を、不可視範囲に 1 つの波長帯域を有する。融合画像は、各波長帯域からの 2 つの画像から作成され、血管を高コントラストで示す。画像の融合は、例えば部分減算を含む。

10

【0063】

図 5 は、本発明を更に説明するための融合画像を生成する処理の概略図を示す。

【0064】

融合画像  $I_E$  は、例えば血管又は皮膚内の他の表面組織構造である特定された構造の 3 次元モデルを使用して、第 1 の画像情報  $I_1$  と第 2 の画像情報  $I_2$  とを融合することに基づいている。分解されたランドマーク  $M$  が、データプロセッサ 30 によって行われる更なる処理の位置マーカとなる。

【0065】

データプロセッサ 30 によって、融合画像  $I_E$  を生成するための更なる基準として、X 線画像情報  $I_3$  が使用される。

20

【0066】

図 6 は、本発明を説明するための更なる画像を示す。

【0067】

この画像は、例えば第 1 のカメラデバイス 10 - 1 によって記録される。この画像は患者  $P$  の手を捉えている。画像を記録するために、10 nm の帯域幅を有する 838 nm のフィルタが使用される。

【0068】

図 7 は、10 nm の帯域幅を有する 482 nm のフィルタにおいて撮られ、例えば第 2 のカメラデバイス 10 - 2 によって記録された患者  $P$  の手の画像を示す。係数 0.7 は、フィルタが、0.7 倍で強度を減衰させることを示す。

30

【0069】

或いは、2 つのカメラデバイスの代わりに、単一のマルチスペクトルカメラデバイス 10 - 0 が使用されてもよい。撮像中、例えば 838 nm 及び 482 nm のフィルタが交互に使用されてもよい。

【0070】

図 8 は、融合フィルタを使用する、図 6 及び図 7 に示される画像の組み合わせである画像を示す。図 8 の画像に示される組み合わせは、例えば部分減算又は図 6 及び図 7 に示される 2 つの画像に関連して行われる任意の他のタイプの計算であってよい。

【0071】

更なる実施形態では、3 つ以上の波長において撮像を行うマルチスペクトルカメラが使用される。例えば約 680 nm の波長における光を通過させる第 3 のフィルタが追加される。本実施形態では、例えば融合画像は、様々な波長帯域において取得された画像の加重組み合わせに基づいている。加重は、好適には、関心の自然マーカを、本発明による画像追跡に十分であるコントラストレベルにおいて引き出すように調整される。

40

【0072】

なお、本発明の実施形態は、様々な主題を参照して説明されている。具体的には、方法クレームを参照して説明される実施形態もあれば、デバイスクレームを参照して説明される実施形態もある。

【0073】

しかし、当業者であれば、上記説明から、特に明記されない限り、1 つのタイプの主題

50

に属する特徴の任意の組み合わせに加えて、様々な主題に関連する特徴の任意の組み合わせも、本願において開示されていると考えられることは理解するであろう。しかし、あらゆる特徴は、特徴の単なる合算以上の相乗効果を提供する限り、組み合わせることができる。

【 0 0 7 4 】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示及び説明されたが、このような図及び説明は、例示に過ぎず、限定と見なされるべきではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【 0 0 7 5 】

開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。

【 0 0 7 6 】

請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ、コントローラ又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。

【 0 0 7 7 】

特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定すると解釈されるべきではない。

10

20

【 図 1 】

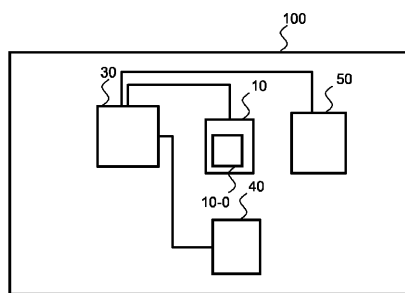


Fig. 1

【 図 2 】

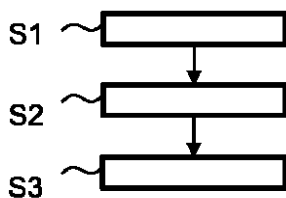


Fig. 2

【 図 3 】

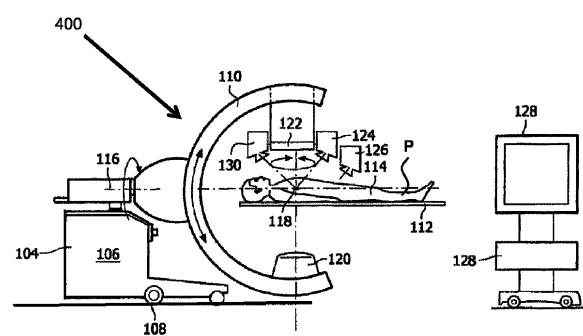


Fig. 3

【 図 4 】

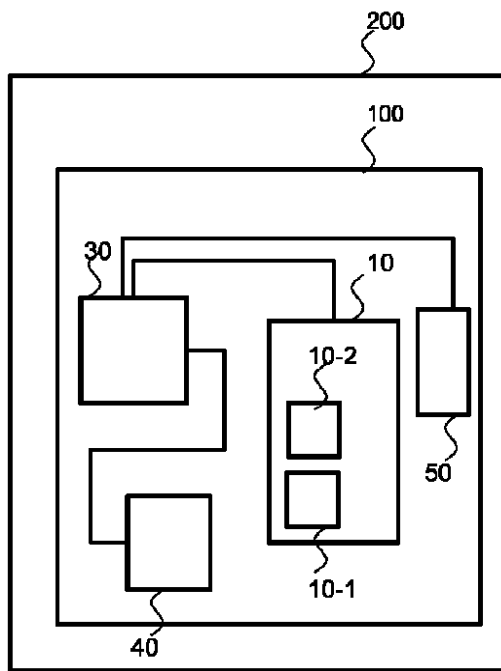


Fig. 4

【 図 5 】

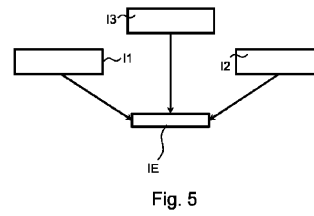


Fig. 5

【 図 6 】

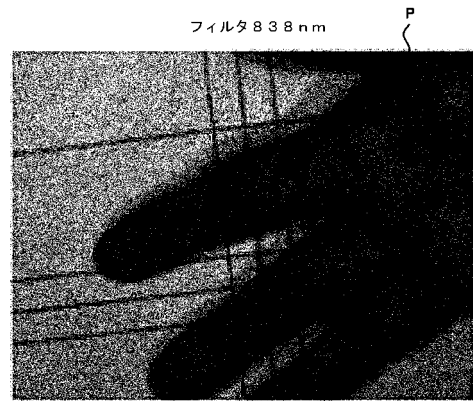


図 6

【 図 7 】

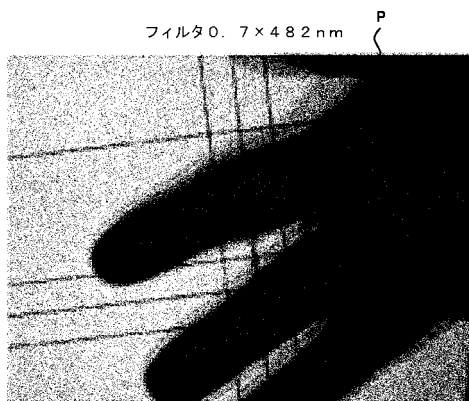


図 7

【 図 8 】

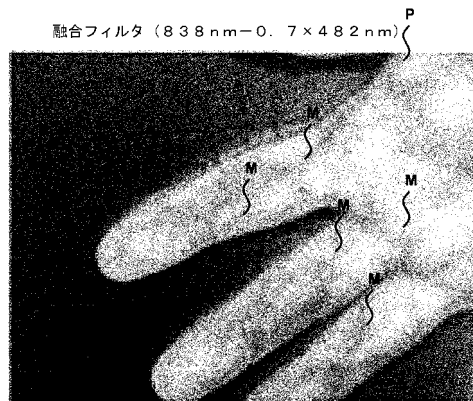


図 8

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2015/077707

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/11 A61B6/00  
ADD.

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)

A61B

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 practicable, search terms used)

EPO-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/161307 A1 (LIU YI [US] ET AL) 12 June 2014 (2014-06-12)	1-3,5-8, 10,11, 13-15
Y	(106), (116), (126), (430); paragraphs [0030], [0008], [0058], [0042], [0031], [0052] -----	4,9,12
Y	US 2014/031668 A1 (MOBASSER JEAN-PIERRE [US] ET AL) 30 January 2014 (2014-01-30) (210), (308); paragraphs [0059], [0021] -----	4,9,12
Y	WO 2008/130903 A1 (MIKOS LTD [US]; PROKOSKI FRANCINE [US]) 30 October 2008 (2008-10-30) page 59, line 17-20; page 87, line 12-20 -----	9,12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family 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 application or patent 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

22 February 2016

Date of mailing of the international search report

01/03/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Anscombe, Marcel

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/077707

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014161307 A1	12-06-2014	DE 102013223850 A1 US 2014161307 A1	12-06-2014 12-06-2014
US 2014031668 A1	30-01-2014	NONE	
WO 2008130903 A1	30-10-2008	US 2010172567 A1 US 2010189313 A1 US 2010191124 A1 US 2010191541 A1 WO 2008130903 A1 WO 2008130905 A2 WO 2008130906 A1 WO 2008130907 A1	08-07-2010 29-07-2010 29-07-2010 29-07-2010 30-10-2008 30-10-2008 30-10-2008 30-10-2008

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ホーマン ロバート ヨハネス フレデリク

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ヘンドリクス ベルナルドス ヘンドリクス ウィルヘルムス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 バビッチ ドラゼンコ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C093 AA01 CA21 DA10 EE30 FD09 FF15 FF36 FF37 FF42