

(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2015-525599

(P2015-525599A)

(43) 公表日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 3 8
A 6 1 B 6/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/1455 (2006. 01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 5/14 3 2 2	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-519423 (P2015-519423)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月20日 (2013. 6. 20)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年2月6日 (2015. 2. 6)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/055071
 (87) 国際公開番号 W02014/001981
 (87) 国際公開日 平成26年1月3日 (2014. 1. 3)
 (31) 優先権主張番号 61/665, 335
 (32) 優先日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100135079
 弁理士 宮崎 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡画像におけるフォトブレチスモグラフィーを用いた開存性の評価

(57) 【要約】

開存性を評価するシステムは、血管に対して位置決め可能であり、血管からの光を受け取り、光を画像信号に変換する光センサ (1 2 8) を含む。フォトブレチスモグラフィー (P P G) 解釈モジュールは、画像信号を受け取り、フォトブレチスモグラフィー (P P G) 情報を表す画像の画素値を出力するように構成されている。画像生成モジュールは、P P G 解釈モジュールに結合し、画素値を受け取り、分析のためにディスプレイに出力される P P G マップを生成する。

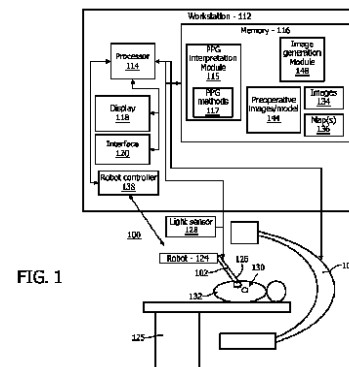


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

開存性を評価するシステムであって、
血管に対して位置決め可能であり、前記血管からの光を受け取り、前記光を画像信号に変換する光センサと、
前記画像信号を受け取り、フォトブレチスモグラフィー（PPG）情報を表す画像の画素値を出力するように構成された PPG 解釈モジュールと、
前記 PPG 解釈モジュールに結合し、前記画素値を受け取り、分析のためにディスプレイに出力される PPG マップを生成する画像生成モジュールとを有するシステム。

【請求項 2】

前記光センサはカメラを含み、前記カメラは内視鏡に取り付けられる、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記光センサはカメラを含み、前記カメラは切開部上に取り付けられ、光が前記血管から前記カメラに届くようにできる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記血管に対して位置決め可能な光センサは、ロボットを用いて位置決めされる、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記光センサは、第 1 の時間に前記血管に対して位置決め可能であり、第 2 の時間に同じ位置に位置決め可能され、PPG 信号を比較して前記血管における PPG 変化を決定するようになっている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

異なる時間に前記光センサの反復的位置決めができるように構成されたロボットをさらに有する、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記画像生成モジュールは、異なる時間に前記 PPG 信号のサブトラクション画像を生成する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記サブトラクション画像は前記光センサにより集められた画像にオーバーレイされる、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記 PPG マップは前記光センサにより集められた画像にオーバーレイされる、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記 PPG マップは X 線画像にオーバーレイされる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記血管はバイパスグラフトを含み、前記 PPG マップは異なる時間に前記グラフトを通る血流を示す、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

開存性を評価するシステムであって、
カメラを含む内視鏡であって、身体内において血管に対して位置決め可能であり、前記血管から光を受け取り、前記光を画像信号に変換する内視鏡と、
前記画像信号を受け取り、前記画像信号からフォトブレチスモグラフィー（PPG）情報を復号し、PPG 情報を表す画像の画素値を出力するように構成された PPG 解釈モジュールと、
前記 PPG 解釈モジュールに結合し、前記画素値を受け取り、複数の時間に対応する PPG マップを生成する画像生成モジュールと、
前記 PPG マップを受け取り、比較のため前記 PPG マップを表示するように構成され、前記 PPG マップの差分は前記血管を通る血流の差分を表す、ディスプレイとを有する

10

20

30

40

50

、システム。

【請求項 13】

前記血管はバイパスグラフトを含み、前記内視鏡は血管再開通術の前後で同じ位置に位置決め可能であり、前記 P P G マップを用いて血流を比較できる、
請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

異なる時間に前記内視鏡の反復的位置決めができるように構成されたロボットをさらに有する、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記画像生成モジュールは、異なる時間に前記 P P G 情報のサブトラクション画像を生成し、

前記サブトラクション画像は前記カメラにより集められた画像にオーバーレイされ、

前記 P P G 画像は前記カメラにより集められた画像にオーバーレイされ、

前記血管はバイパスグラフトを含み、前記 P P G マップは異なる時間に前記グラフトを通る血流を示す、

請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 16】

開存性を評価する方法であって、

光センサを血管に対して位置決めし、前記血管からの光を受けるステップと、

前記光を画像信号に変換するステップと、

前記画像信号を解釈して、フォトプレチスモグラフィー (P P G) 信号を決定し、P P G 情報を表す画像の画素値を出力するステップと、

前記画素値に基づく分析のためディスプレイに出力される P P G マップを生成するステップと、

少なくとも 1 つの P P G マップを分析して、前記血管の開存性を決定するステップとを有する、方法。

【請求項 17】

前記光センサはカメラを含み、前記カメラは少なくとも内視鏡に取り付けられるか、切開部上に取り付けられる、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記光センサを位置決めするステップは、前記光センサを異なる時間に同じ位置に位置決めして、P P G 信号を比較して、前記血管における P P G の変化を決定できるようにするステップを含み、前記光センサを位置決めするステップは、異なる時間に前記光センサの反復的位置決めができるロボットを用いるステップを含む、

請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】

異なる時間に P P G マップからサブトラクション画像を生成するステップをさらに含み、前記サブトラクション画像は前記光センサにより集められた画像にオーバーレイされ、前記 P P G マップは X 線画像にオーバーレイされ、前記血管はバイパスグラフトを含み、前記 P P G マップは異なる時間に前記グラフトを通る血流を示す、

請求項 16 に記載の方法。

【請求項 20】

前記血管の動きを把握し P P G マップをレジストレーションするステップをさらに有し、

前記把握するステップは、(i) グリッドを、前記血管の画像信号にオーバーレイし、前記グリッドの各部が前記血管の動きを決定するためにフォローされるトラッキング点を含むステップ、または (i i) 心電図 (E C G) 信号を提供して、E C G グラフに沿った対応する位置において P P G 測定をトリガーし、前記血管の動きを把握するステップのうち少なくとも一方を含む、

請求項 20 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本開示は、医療機器と手順に関し、より具体的には、フォトブレチスモグラフィー（PPG）情報を用いた、組織中の流量のモニタリングに関する。

【背景技術】**【0002】**

10

心臓バイパス手術の際には、外科医は、身体から取った血管を用いて、冠状動脈中のアテローム性動脈硬化による狭窄をバイパスする。これは、冠状動脈が心臓の心筋組織に血液を供給するものであるため、冠状動脈における血流量を増やすために行われる。低侵襲（MI）心臓バイパス手術の際には、患者の胸部にある小さい切り口に長い機器を挿入し、内視鏡で見る。ロボット誘導MI心臓バイパス手術では、機器（または内視鏡）はロボットデバイスにより制御される。心臓バイパス手術は、患者に心肺バイパス法を用いて心臓を心拍停止状態にして、または心拍がある状態で行うことができる。

【0003】

バイパス後のグラフト開存は、術中にはX線血管造影または超音波を用いて、術後には立体画像化（コンピュータ断層撮影（CT）、磁気共鳴画像（MRI））を用いて、確認される。術中の両方の手法により、移植片及びその下流にある冠状動脈中の流れを確認する。しかし、動脈をうまく再開通しても、必ずしも心筋におけるかん流がうまくいくとは限らない。細い血管における流れが、従来の画像化法では見えず、塞がっていることがあるからである。また、外科医がこれらの画像化モダリティを使えないことも多い。

20

【発明の概要】**【0004】**

本発明の一実施形態によると、開存性を評価するシステムを説明する。該システムは、血管に対して位置決め可能であり、血管からの光を受け取り、光を画像信号に変換する光センサを含む。フォトブレチスモグラフィー（PPG）解釈モジュールは、画像信号を受け取り、PPG情報を表す画像の画素値を出力するように構成されている。画像生成モジュールは、PPG解釈モジュールに結合し、画素値を受け取り、分析のためにディスプレイに出力されるPPGマップを生成する。

30

【0005】

例えば、光センサは、内視鏡に及び/または切開部上に取り付けられたカメラを含み、血管からカメラに光が届く。血管に対して位置決め可能な光センサは、ロボットを用いて位置決めできる。光センサは、第1の時間に血管に対して位置決め可能であり、第2の時間に同じ位置に位置決め可能され、PPG信号を比較して血管におけるPPG変化を決定することができる。このシステムは、さらに、異なる時間に光センサの反復的位置決めができるように構成されたロボットを含む。画像生成モジュールが異なる時間にPPG信号のサブトラクション画像を生成できるようにしてもよい。サブトラクション画像は光センサにより集められた画像にオーバーレイできる。PPGマップを光センサにより集められた画像（例えば、X線画像）にオーバーレイできるようにしてもよい。さらに、血管はバイパスグラフトを含み、PPGマップは異なる時間にグラフトを通る血流を示すようにしてもよい。

40

【0006】

本発明の他の一実施形態によると、開存性を評価するシステムを説明する。該システムは、カメラを含む内視鏡であって、身体内において血管に対して位置決め可能であり、血管から光を受け取り、光を画像信号に変換する内視鏡を含む。PPG解釈モジュールは、画像信号を受け取り、画像信号からフォトブレチスモグラフィー（PPG）情報を復号し、PPG情報を表す画像の画素値を出力するように構成できる。画像生成モジュールは、

50

P P G 解釈モジュールに結合し、画素値を受け取り、複数の時間に対応する P P G マップを生成できる。ディスプレイは、P P G マップを受け取り、比較のため P P G マップを表示するように構成でき、P P G マップの差分は血管を通る血流の差分を表す。

【 0 0 0 7 】

例えば、血管はバイパスグラフトを含み、内視鏡は血管再開通術の前後で同じ位置に位置決め可能であり、P P G マップを用いて血流を比較できる。このシステムは、さらに、異なる時間に内視鏡の反復的位置決めができるように構成されたロボットを含む。画像生成モジュールが異なる時間に P P G 情報のサブトラクション画像を生成できるようにしてもよい。サブトラクション画像はカメラにより集められた画像にオーバーレイできる。P P G マップは、カメラにより集められた画像（例えば、X 線画像）にオーバーレイしてもよい。さらに、血管はバイパスグラフトを含み、P P G マップは異なる時間にグラフトを通る血流を示すようにしてもよい。

10

【 0 0 0 8 】

本発明のさらに別の一実施形態によると、開存性を評価する方法を説明する。該方法は、光センサを血管に対して位置決めし、血管からの光を受けるステップと、光を画像信号に変換するステップと、画像信号を解釈して、フォトプレチスモグラフィ（P P G）信号を決定し、P P G 情報を表す画像の画素値を出力するステップと、画素値に基づく分析のためディスプレイに出力される P P G マップを生成するステップと、少なくとも 1 つの P P G マップを分析して、血管の開存性を決定するステップとを有する。

【 0 0 0 9 】

20

例えば、光センサは、内視鏡に及び / または切開部上に取り付けられたカメラを含む。光センサを位置決めするステップは、光センサを異なる時間に同じ位置に位置決めして、P P G 信号を比較して、血管における P P G の変化を決定できるようにするステップを含んでいてもよい。光センサを位置決めするステップは、異なる時間に光センサの反復的位置決めができるロボットを用いるステップを含むようにすることも可能である。この方法は、さらに、異なる時間に P P G マップからサブトラクション画像を生成するステップをさらに含む。サブトラクション画像は、光センサにより集められた画像（例えば、X 線画像）にオーバーレイしてもよい。血管はバイパスグラフトを含み、P P G マップは異なる時間にグラフトを通る血流を示すようにすることも可能である。この方法は、さらに、血管の動きを把握し P P G マップをレジストレーションするステップを含み得る。把握するステップは、グリッドを、血管の画像信号にオーバーレイし、グリッドの各部が血管の動きを決定するためにフォローされるトラッキング点を含むステップを含み得る。把握するステップは、心電図（E C G）信号を提供して、E C G グラフに沿った対応する位置において P P G 測定をトリガーし、血管の動きを把握するステップのうち少なくとも一方を含むステップを含むことも可能である。

30

【 0 0 1 0 】

本開示の上記その他の目的、特徴、及び効果は、その実施形態の以下の詳細な説明から明らかとなるであろう。詳細な説明は、添付した図面を参照して読みたい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

40

この開示は、以下の図面を参照して、詳細に好ましい実施形態の以下の説明をする。

【 図 1 】は、一実施形態による、組織開存性を示すフォトプレチスモグラフィ（P P G）信号を決定するシステムを示すブロック / フロー図である。

【 図 2 】他の一実施形態による、血管開存性を求める、ロボット誘導内視鏡を用いた P P G 信号を決定する他の一システムセットアップを示す図である。

【 図 3 】他の一実施形態による、P P G マップのサブトラクション画像がオーバーレイされた心臓を示す内視鏡画像を示す図である。

【 図 4 】他の一実施形態による、点運動を評価するために、グリッド画像をオーバーレイした心臓を示す内視鏡画像を示す図である。

【 図 5 】他の一実施形態による P P G 信号を測定するトリガー点を示す心電図（E C G）

50

グラフを示す図である。

【図6】他の一実施形態による、PPG画像/PPGマップをオーバーレイした心臓を示すX線画像(血管造影)を示す図である。

【図7】例示した一実施形態による、開存性評価の方法を示すフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本原理では、組織に照射されたまたは組織により反射された光を用いて、関心領域の流量を決定するシステムと方法を提供する。一実施形態では、フォトプレチスモグラフィ(PPG)を利用して組織中の血流を評価する。PPGは光の反射率と透過率を用いて、身体を伝わる心臓血管のパルスを検出する。PPGは、血液が、周りの組織よりも多くの光を吸収し、血液量の変化が透過率または反射率に影響するとの原理に基づく。PPG信号を利用して、CCDカメラと周辺光照射のみを用いて、呼吸及び心臓のレートを検出してもよい。ここに説明するシステムと方法は、CCDカメラベース画像の関心領域から、例えば緑と青のカラー画素強度を抽出し、その時間的な変化を測定する。他の情報を抽出し、モニターしてもよい。振幅が大きい信号は反射率が高く、画像化された画素の一における血液量が小さいことに対応する。PPGマップは、各画素においてPPG信号をプロットすることにより生成できる。PPGの利用により、ビデオから、心臓及び呼吸のレートに関する情報の抽出が可能になる。PPGマップにおける信号または画素の強度は、心拍サイクルの異なる位相における血液量に比例する。

10

【0013】

PPGを利用して、通常のCCDベースカメラを用いて、完全に非侵襲的かつコストがかからない方法で、被験者から生命兆候を抽出してもよい。この手法(PPG)で測定できる生命兆候には、心拍、心拍変動、呼吸レート、動脈血酸素飽和度(SpO₂)が含まれる。PPGにより、プレチスモグラフィック波形の形状などの価値のある生理的情報が得られ、PPG信号の(解剖学的ロケーションにわたる)空間的分布(すなわち、PPG画像)が得られる。生理的情報(例えば、脱水など。これにより、手術中に、PPG信号上の呼吸の変調度が変わる)は、波形から抽出できる。

20

【0014】

一実施形態では、本原理は、心臓の内視鏡画像とPPGを用いて、バイパス手順の成功の検証をする方法を提供する。PPG信号と、外科医が心筋組織及び血管の血液量を評価する可視化方法とを用いて、バイパスを行う直前とその後で、血流と血液量を比較できる。バイパス前後のPPGマップの変化は、内視鏡画像の処理後、血管再開通術がうまくいったことを示す血液量の増加を示し得る。本原理を利用して、フィーチャートラッキング(feature tracking)を用いて、例えば、心拍動下手術(beat in g heart surgery)の場合に、PPG信号を用いてグラフト開存(graft patency)をチェックできる。ECG信号でのゲーティングを用いて、心拍動下手術の場合、PPG信号を用いてグラフト開存をチェックする方法も利用できる。他の一実施形態では、包括的な検証フレームワークのためPPG画像とX線画像とを合成する方法が開示される。

30

【0015】

言うまでもなく、本発明は医療機器及び医療手順に関して説明する。しかし、本発明の教示は、それよりもずっと広く、表面から集めた光を用いて流れ測定を行う構成やシステムに適用可能である。いくつかの実施形態では、本原理は、複雑な生物学的または機械的なシステムをトラッキングまたは分析するのに利用される。具体的に、本原理は、生物学的システムの内部トラッキング行為に適用可能であり、肺、消化管、排泄器官、血管などの人体のすべてのエリアにおける行為に適用可能である。図面に示した要素は、ハードウェアとソフトウェアの様々な組合せで実施でき、複数の機能を提供でき、これらの機能は、単一の要素または複数の要素に組み合わせできる。

40

【0016】

図示した様々な要素の機能は、専用ハードウェアを用いても、ソフトウェアを実行可能

50

なハードウェアと適当なソフトウェアとを組み合わせても提供できる。プロセッサにより提供される場合、機能を単一の専用プロセッサで提供してもよいし、共有された単一のプロセッサで提供してもよいし、一部が共有された複数の個別プロセッサで提供してもよい。さらに、「プロセッサ」または「コントローラ」という用語を明示的に使用した場合、ソフトウェアを実行できるハードウェアのみをいうと解釈してはならず、限定はされないが、デジタルシグナルプロセッサ(DSP)、ソフトウェアを記憶するROM、RAM、不揮発性記憶装置等を黙示的に含んでもよい。

【0017】

さらに、本発明の原理、態様、実施形態、及びその実施例のすべての記載は、その構成的等価物及び機能的等価物の両方を含むものである。また、かかる均等物は、現在知られている均等物及び将来開発される均等物を含み、すなわち、構成にかかわらず同じ機能を発揮する開発されるすべての要素を含む。このように、例えば、当業者には言うまでもなく、ここに説明したブロック図は本発明の原理を化体するシステムコンポーネント及び/または回路を概念的に示すものである。同様に、言うまでもなく、フローチャート、フロー図等は、様々な方法(processes)を表し、これらの方法をコンピュータ読み取り可能記憶媒体に実質的に表しても、明示的に示していようがいまいがコンピュータやプロセッサで実行してもよい。

さらに、本発明の実施形態は、コンピュータや命令実行システムにより使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ利用可能媒体またはコンピュータ読み取り可能媒体からアクセスできるコンピュータプログラム製品の形体を取りうる。本開示の目的では、コンピュータ使用可能またはコンピュータ読み取り可能媒体は、命令実行システム、装置、またはデバイスにより、またはそれらに関して使用される、プログラムを包含、格納、伝達、伝送、搬送できる任意の装置である。この媒体は、電子的媒体、磁氣的媒体、光媒体、光磁気媒体、赤外線媒体、半導体システム(または装置やデバイス)、伝達媒体などである。コンピュータ読み取り可能媒体の例としては、半導体または固体メモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリメモリ(ROM)、固定磁気ディスク、光ディスクなどがある。光ディスクの例としては、コンパクトディスク-リードオンリメモリ(CD-ROM)、コンパクトディスク-リード/ライト(CD-R/W)、ブルーレイ(商標)、及びDVDなどがある。

【0018】

ここで図面を参照する。図中、同様の数字は同一のまたは同様の要素を表す。最初に図1を参照して、一実施形態による、フォトレチスモグラフィ(PPG)リーディングと分析をするシステム100を示す。システム100は、手順を監視及び/または管理するワークステーションまたはコンソール112を含む。ワークステーション112は、好ましくは、一または複数のプロセッサ114と、プログラムとアプリケーションを記憶するメモリ116とを含む。メモリ116は、光の反射率と透過率を分析して、組織を伝えるパルス波を検出するように構成されたPPG解釈モジュール115を記憶している。特に有用な実施形態において、光透過率及び/または反射率を用いて、心臓血管系または心筋系を分析する。血液は周りの組織よりも多く光を吸収するので、血液量の変化は組織からの光の透過率または反射率と相関している。解釈モジュール115は、カメラ(例えば、CCDカメラ)や光導波路及び画像化デバイス(例えば、光/フォトセンサ)などの光捕捉デバイスすなわちセンサ128からの光信号を解釈するように構成されている。光信号は好ましくは画素値を有するデジタル画像に変換される。解釈モジュール115は、反射率または透過率における小さな変化を復号(decipher)するように構成されたPPGパルス及びウェーブ方法117を含む。この小さな変化は、ディスプレイまたは画像(例えば、PPGマップ)上に画素強度/色の变化としてレンダリングされ得る。この方法は、PPG信号の差分を出力して、組織のPPG信号マッピングを可能とするように構成された高速フーリエ変換その他の数学的アルゴリズムを含む。一実施形態では、光捕捉デバイス128は、医療デバイス102上にまたはその中に取り付けられる。医療用

デバイス 102 は、カテーテル、ガイドワイヤ、プローブ、内視鏡、ロボット、電極、フィルタデバイス、バルーンデバイスその他の医療用コンポーネントを含む。

【0019】

一実施形態では、ワークステーション 112 は、解釈モジュール 115 からのフィードバックを受信して、光捕捉デバイス 128 を通して画像から集めた画素データの画像（例えば、青や緑などの色成分の変化や強度）を表示するように構成された画像生成モジュール 148 を含む。一実施形態では、色付きの画素データは画素強度を含む。画像生成モジュール 148 は、時間的に集積された例えば青や緑の画素データを出力し、1つのまたは複数のグラフを生成する。グラフはディスプレイ 118 上に表示され、組織を通る血流に関する測定値や情報を提供する。画像生成モジュール 148 を利用して、画像中にグリッドその他のオーバーレイされる情報を生成してもよい。例えば、グリッドを利用して、画像中の多くの点をトラッキング (track) して、画像中の時間的な動きを把握してもよい（図 4 を参照して説明する）。画像生成モジュール 148 は、画像を強調 (enhance) して、（前後の画像の）PPG マップを比較して、血管を通る血流を評価する比較ツールを提供するように構成されている。

10

【0020】

特に有用な実施形態では、（手術台 125 上に例示した）身体 132 の内部組織 130 が本原理により分析される。一実施形態では、内部組織 130 は、バイパス手術中または後の冠状動脈移植を含む。光捕捉デバイス 128 を有する内視鏡 102 を用いた光画像を得るため、内部組織 130 にアクセスする。内部組織 130 の画像 134 が、時間にわたって収集され、光センサ 128 またはカメラから記録される。内視鏡 102 は、組織 130 を照らすように構成された光源 126 を含む。光源 126 は、PPG 測定の感度または動作を良くするように構成された、ある波長（例えば、赤や赤外であるが、他の波長も使用してもよい）の光を発する。言うまでもなく、光その他の放射源が無くても、熱その他の電磁氣的痕跡 (signature) を利用してもよい。PPG 信号は複数のチャンネル（例えば、2 つ以上のセンサ）から集めたデータから生成できる。

20

【0021】

画像 134 は、解釈モジュール 115 により集められ、解釈され、関心画素値が決定される。画素値は、決定されると、画像生成モジュール 148 に出力され、ディスプレイデバイス 118 上に表示される。ワークステーション 112 は、被験者（患者）または組織 130 の内部画像を見るためのディスプレイ 118 を含む。内部画像 144 は、身体 132 の術前または術中の画像を含む。これらの画像は他の画像化モダリティやシステム 110 により収集されてもよい。PPG マップ 136 は画像 134 及び / または 144 にオーバーレイできる。画像生成モジュール 148 は、データを画像 134 にオーバーレイして、オーバーレイマップ 136 または収集したデータのその他のレンダリングを生成する。ディスプレイ 118 により、ユーザは、ワークステーション 112 及びそのコンポーネントや機能、またはシステム 100 内のその他の要素とインタラクト (interact) できる。これは、さらにインタフェース 120 により促進される。インタフェース 420 は、キーボード、マウス、ジョイスティック、触覚デバイス、その他の周辺機器やコントロールであって、ユーザがワークステーション 112 からフィードバックを受け、ワークステーション 112 とインタラクトできるようにするものを含み得る。

30

40

【0022】

異なる時刻のマップ 136 の比較により、開存性を決定する好ましい動作モードが分かる。（内部アプリケーションのための内視鏡 102 中の）光検知デバイス 128 の位置は、維持され、または 2 つの異なる時刻（例えば、移植する前後）で同じ位置に戻る。一実施形態では、マニュアルで同じ位置が実現される。他の一実施形態では、ロボット 124 は、ロボットコントローラ 138 により制御され、前後で同じ位置に戻る。さらに別の一実施形態では、PPG 光測定は動きの周期（例えば、心拍や呼吸周期）により計時される。このように、動きの効果を把握するため、測定は同じ時 / 位置で (at the same time / position of the anatomy) 行われる。同

50

じ時 / 位置は、心電図、呼吸周期の測定などから得られる。

【 0 0 2 3 】

P P G 原理を利用して、介入手順中にバイパスが成功したことを確認する。内視鏡 1 0 2 は、最小侵襲性手順の間はカメラ（例えば、光収集デバイス 1 2 8）を含むので、そのカメラからの画像 1 3 4 を用いて、バイパスを行う前後で、血流と血液量に関する情報を抽出できる。この画像は、X 線デバイスを備えていない手術室でも、例えば画像化デバイス 1 1 0 によるその他の画像の補助として、またはスタンドアロン画像化モダリティとして、用いることができる。画像化デバイス 1 1 0 は、C アーム X 線システムとして例示的に図示されている。しかし、X 線の代わりに、または X 線に加えて他の画像化モードも利用できる。

10

【 0 0 2 4 】

有利にも、追加的ハードウェアを用いずに内視鏡画像だけを用いたグラフト開存（g r a f t p a t e n c y）の評価が提供される。グラフト開存評価用の画像は、P P G マップ 1 3 6 を出力するモジュール 1 1 5 中の P P G アルゴリズム / 方法 1 1 7 にかけられる。本実施例ではグラフト開存を説明したが、本原理は、冠動脈バイパス移植だけではなく、血管再開通術を行うかまたは血流を評価する必要があるその他の外科的手順にも適用可能である。また、腫瘍切除、収束超音波切除など、結果として血液量や血流の変化が予想される手順は、本原理を用いて検証できる。

【 0 0 2 5 】

実施例では、血流と血液量は、P P G 信号を用いて、バイパス実行の前後で、直接的に比較できる。これを利用して、心臓または血管の画像中のフィーチャトラッキングも利用することにより、心拍動下手術（b e a t i n g h e a r t s u r g e r y）の場合でも、P P G 信号を用いてグラフト開存（g r a f t p a t e n c y）をチェックできる。E C G 信号によるゲーティングを用いて、心拍動下手術（b e a t i n g h e a r t s u r g e r y）の場合に、P P G 信号を用いて、グラフト開存をチェックできる。

20

【 0 0 2 6 】

フィーチャトラッキングは 2 つ以上の P P G 信号を時間的に比較することを含む。信号は毎回同じ解剖学的位置から抽出される。画像中の際だったまたは顕著なフィーチャ（f e a t u r e）をトラッキングして、その動きを決定して、組織の動きを評価する。これを行う一方法として、画像をグリッドに分割し、そのグリッドの各セル中の点をトラッキングして、複数の P P G 信号が 2 つの異なる時点において同じ解剖学的点のセットから抽出されるようにする。これは、他のトラッキング方法によっても実現できる。

30

【 0 0 2 7 】

画像化デバイス 1 1 0 は、蛍光透視法（X 線）画像化システム、コンピュータ断層撮影（C T）システム、磁気共鳴画像化（M R I）システム、及び超音波（U S）システムなどを含む。観血手術では、小型 C C D カメラ（例えば、外部マウント型カメラ）を手術フィールド上に配置して、内視鏡のカメラなどで行う内部手順と同様の分析を行える。

【 0 0 2 8 】

図 2 を参照して、ワークステーション 1 1 2（図 1）により制御されたロボット 2 0 2 を含む他の一セットアップ例を示す。外科医は、標準的な方法で最小侵襲性心臓バイパス手術を行う。バイパスと吻合を行う前に、カメラ 1 2 8 を備えた内視鏡 1 0 2 を、患者 2 0 6 の心臓 2 0 4 の上に配置する。画像化は、バイパスを行うエリア、すなわちアテローム性狭窄（a t h e r o s c l e r o t i c n a r r o w i n g）が起きている冠状動脈のところの近くで行うことが好ましい。この目標アナトミーが見えない場合、術前画像（例えば、C T スキャン）と内視鏡画像を融合するオーバーレイを行うことができる。

40

【 0 0 2 9 】

ロボット 2 0 2 を用いて内視鏡 1 0 2 を誘導する場合、内視鏡 1 0 2 が心臓 2 0 4 の上に正しく位置した時のロボット 2 0 2 の間接位置を記憶して、バイパスが完了した後に参照して、心臓 2 0 4 の撮像のためにその位置を再生することができる。内視鏡 1 0 2 を配

50

置すると、内視鏡画像をある時間にわたり取ることができ、各画像に対してPPGマップを生成できる。

【0030】

バイパスが完了すると、内視鏡102はバイパス前と同じ位置に配置される。ロボット誘導内視鏡の場合には、ロボット202が前とまったく同じ場所に戻ることができる。内視鏡102はその領域の新しい画像を撮り、再びPPGマップを生成する。バイパス位置から下流の血管及び心筋組織には、バイパスされた血管からより多くの血液が行くので、バイパス前後のPPG信号には大きな違いがあるはずである。そうでなければ、信号はほとんど同じになる。

【0031】

外科医に対して、複数の方法でPPGマップを見せて、評価を容易にすることができる。前後のPPGマップを横に並べて、サブトラクション画像とともに表示できる。これらの画像とマップは、画像生成モジュール148(図1)により生成できる。サブトラクション画像を色つきマップとし、信号の違いが最大である位置を示し、血流が最も変化した組織を示すこともできる。また、カラーマップを内視鏡画像にオーバーレイして、血液量の違いがどこで最大となるか感触をつかみやすくできる。その他の有用な情報もマップから得ることができる。

【0032】

図3を参照して、心臓306の内視鏡画像304上にカラーマップ302がオーバーレイされた画像例300を示す。カラーマップ302は、バイパス手順の前後の心筋組織間のPPGサブトラクション信号を提供する(例えば、前の画素値を後の画素値から減算して(またはその逆で)、差分またはサブトラクションマップを生成する)。この場合、カラーマップ302の信号強度が強ければ強いほど、バイパス前後の画像間の血液量の違いが大きい。バイパス位置から下流で大きな違いが見られなければ、手順が成功したか疑わしく、さらに調査する必要がある。

【0033】

PPG信号は動きに対して非常に敏感である。画像中である画素が動くと、PPG信号は非常に異なったものとなり、期待値に対応しない場合がある。患者が心肺バイパス機にかかっていない場合には、心拍動によりPPG信号が使い物にならなくなる動きが生じる。図4は、かかる場合を解決する一実施形態を示す。

【0034】

図4を参照して、複数の部分406に分割するグリッド404を有する画像402を示した。各部分406は、各グリッド部分406に、トラッキングされる少なくとも1つの点408を含む。PPG信号は各グリッド位置または部分406で得られる。トラッキング点408(例えば、各グリッドの中心点、ただし他の点を利用してもよい)は、画像シーケンスを見て比較することにより、リアルタイムでトラッキングできる。これにより、複数のマップをトラッキング点でレジストレーションできるので、PPG信号が時間的に比較可能となる。画像402をグリッド404と各セル406中のトラッキング点408に分割することは、2つの異なる時点において解剖学的点の同じセットからPPG信号を抽出できるようにする1つの有効な方法であるが、他のトラッキング方法(例えば、中心点ではなく画像の際だったフィーチャをトラッキングする方法)を利用してもよいし、想定している。

【0035】

図5を参照して、心電図(ECG)グラフ502は波形を示し、これを利用してPPG信号測定をトリガーできる。これにより、例えば、グラフト開存(graft patency)を確認またはチェックするPPG信号の収集が容易になる。ECG信号を用いて、例えば、グラフ502の対応点504において内視鏡をトリガーして、心臓周期中の対応周期の全く同じ場所/時間で画像を収集する。これにより、PPG信号中の動きアーティファクトが最小となる。呼吸周期などの他のタイミング信号を利用することもできる。

【0036】

10

20

30

40

50

図 6 を参照して、2 つ以上の撮像モダリティを利用することにより、グラフトその他の解剖学的フィーチャをチェックできる。例えば、X 線グラフト開存性と P P G グラフト開存性の確認を行っても良い。X 線画像と内視鏡画像の座標フレームを既知の方法でレジストレーションしてもよい。内視鏡ストリームからのこれらの画像を処理するので、かかる方法を P P G 撮像に拡張できる。この方法では、X 線画像 6 0 2 (例えば、冠状動脈血管造影) と P P G 画像 6 0 4 を合成して、(例えば、オーバーレイなどにより) 同じ画像で両方のモダリティを見られるようにできる。

【 0 0 3 7 】

図 7 を参照して、本原理による、血管の開存性や組織を流れる血流を評価する方法を例示する。ブロック 7 0 2 において、光センサを血管に対して位置決めし、血管からの光を受ける。光センサはカメラを含み、カメラは内視鏡に取り付けられるか、切開部 (o p e n i n c i s i o n) 上に取り付けられる。ブロック 7 0 4 において、光センサの位置決めは、光センサを異なる時間に同じ位置に位置決めして、P P G 信号を比較して血管における P P G の変化を決定できるようにすることを含む。他の一実施形態では、ブロック 7 0 6 において、ロボットを利用して、異なる時間に光センサの反復的位置決めができるようにする。

10

【 0 0 3 8 】

ブロック 7 0 8 において、光を画像信号に変換する。ブロック 7 1 0 において、画像信号を解釈して、フォトブレチスモグラフィー (P P G) 信号を決定し、P P G 情報を表す画像の画素値を出力する。ブロック 7 1 2 において、P P G マップを生成し、画素値に基づく分析のためディスプレイに出力する。ブロック 7 1 4 において、異なる時間に生成された P P G 信号のサブトラクション画像を提供する。ブロック 7 1 6 において、サブトラクション画像または P P G マップは、光センサにより集められた画像上に (例えば、内視鏡画像上に) またはその他の画像上にオーバーレイされる。特筆すべき点として、P P G マップ間に、比較をするその他の動作を行っても良い。

20

【 0 0 3 9 】

ブロック 7 1 8 において、少なくとも 1 つの P P G マップを分析して、血管の開存性を決定する。ブロック 7 2 0 において、P P G マップを内視鏡画像、X 線画像、超音波画像等にオーバーレイしてもよい。ブロック 7 2 2 において、血管はバイパスグラフトを含み、P P G マップは異なる時間におけるグラフトを通る血流を示しても良い。

30

【 0 0 4 0 】

ブロック 7 2 4 において、関心エリアの動きを把握する (a c c o u n t e d f o r) 。以下、2 つの例を説明するが、他の方法を用いても良い。ブロック 7 2 6 において、血管の画像信号にグリッドオーバーレイを生成する。グリッドの各部は、追跡して時間的な血管の動きを決定するトラッキング点を含む。ブロック 7 2 8 において、タイミング手段 (t i m i n g m e a s u r e) (例えば、心電図 (E C G) 信号) を提供する。ブロック 7 3 0 において、タイミング信号により、対応する位置において P P G 測定をトリガーするため、タイミング信号を利用し、血管の動きを把握する。

【 0 0 4 1 】

添付した請求項の解釈において、以下のことを理解すべきである：

40

- a) 「有する」という用語は、請求項に上げられたもの以外の構成要素やステップの存在を排除するものではない；
- b) 構成要素に付された「1 つの」、「一」という用語は、その構成要素が複数あることを排除するものではない；
- c) 請求項中の参照符号はその請求項の範囲を限定するものではない；
- d) 同一のアイテム、ハードウェアまたはソフトウェアにより実施された構造、もしくは機能により、幾つかの「手段」を代表してもよい；
- e) 特に断らなければ、動作 (a c t) の順序を指定するものではない。

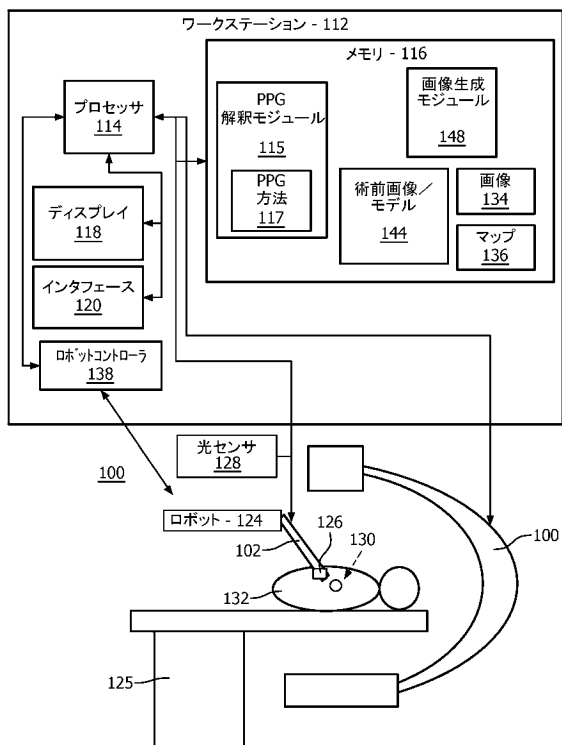
【 0 0 4 2 】

内視鏡画像のフォトブレチスモグラフィーを用いる開存性を評価する好ましい実施形態

50

(これらは例示であって限定ではない)を説明したが、当業者は上記の教示を考慮して修正や変形をすることができることに留意すべきである。それゆえ、当然のことながら、添付した請求項により規定されるここに開示した実施形態の範囲内における、開示した開示の実施形態を変更することができる。特許法により要求される詳細と具体性をもって説明した。特許証により請求され保護を求めるものは、添付した請求項に記載されている。

【 図 1 】



【 図 2 】

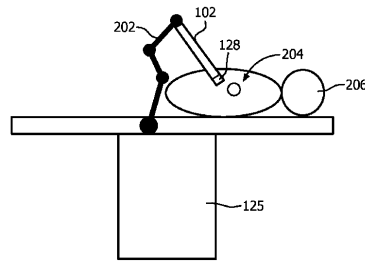


FIG. 2

【 図 3 】

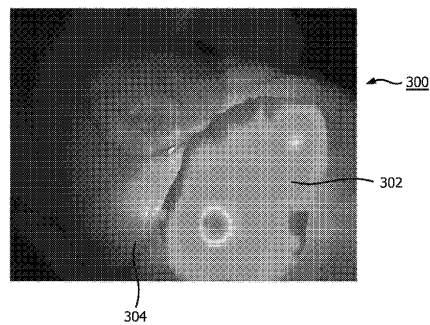


FIG. 3

【 図 4 】

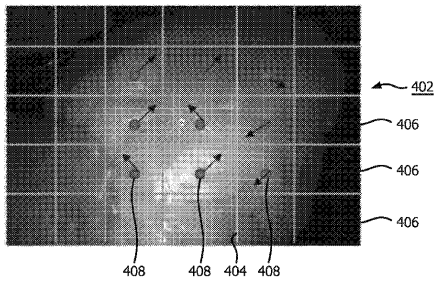


FIG. 4

【 図 6 】

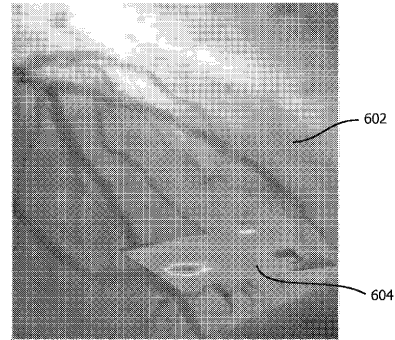


FIG. 6

【 図 5 】

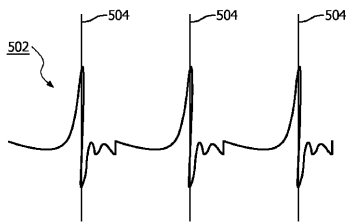
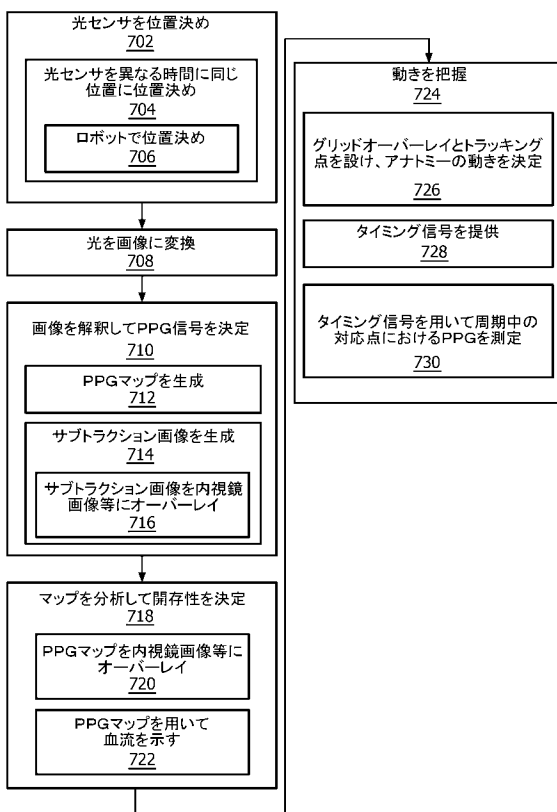


FIG. 5

【 図 7 】



【手続補正書】

【提出日】平成27年2月26日(2015.2.26)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

開存性を評価するシステムであって、

血管を証明する光を発生するように構成された光源と、

内視鏡に位置決めされ、前記血管に対して位置決め可能であり、前記発生された光に応じて前記血管からの光を受け取り、前記光を画像信号に変換する光センサと、

前記画像信号を受け取り、フォトプレチスモグラフィ（PPG）情報を表す画像の画素値を出力するように構成されたPPG解釈モジュールと、

前記PPG解釈モジュールに結合し、前記画素値を受け取り、分析のためにディスプレイに出力されるPPGマップを生成する画像生成モジュールとを有するシステム。

【請求項 2】

前記光センサはカメラを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記血管に対して光センサを位置決めするように構成されたロボットをさらに有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記光センサは、第 1 の時間に前記血管に対するある位置に位置決めされ第 1 の P P G マップを取得し、第 2 の時間に同じ位置に位置決めされ第 2 の P P G マップを取得し、前記第 1 と第 2 の P P G マップを比較して前記血管における P P G 変化を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

異なる時間に前記光センサの反復的位置決めができるように構成されたロボットをさらに有する、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記画像生成モジュールは、前記第 1 と第 2 の時間に前記第 1 と第 2 の P P G 信号のサブトラクション画像を生成するように構成されている、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記画像生成モジュールは、さらに、前記サブトラクション画像を前記光センサにより提供される前記画像信号による画像にオーバーレイするように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記画像生成モジュールは、さらに、前記 P P G マップを前記光センサにより提供される前記画像信号による画像にオーバーレイするように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記画像生成モジュールは、さらに、前記 P P G マップを X 線画像にオーバーレイするように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記血管はバイパスグラフトを含み、前記 P P G マップは異なる時間に前記グラフトを通る血流を示す、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記光源は前記内視鏡に配置されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

開存性を評価する方法であって、
内視鏡を用いて光センサを血管に対して位置決めし、放射源により照明された前記血管からの光を受けるステップと、
前記血管から受ける前記光を画像信号に変換するステップと、
前記画像信号を解釈して、フォトブレチスモグラフィー（PPG）信号を決定し、PPG情報を表す画像の画素値を出力するステップと、
前記画素値に基づく分析のためディスプレイに出力されるPPGマップを生成するステップと、
少なくとも1つのPPGマップを分析して、前記血管の開存性を決定するステップとを有する、方法。

【請求項13】

前記光センサは前記内視鏡に取り付けられたカメラを含む、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記光センサを位置決めするステップは、前記光センサを異なる時間に同じ位置に位置決めして各PPG信号に関する決定を可能にし、前記PPG信号を比較して、前記血管におけるPPGの変化を決定できるようにするステップを含み、前記光センサを位置決めするステップは、異なる時間に前記光センサの反復的位置決めができるロボットを用いるステップを含む、請求項12に記載の方法。

【請求項15】

前記血管の動きを把握しPPGマップをレジストレーションするステップをさらに有し、
前記把握するステップは、グリッドを、前記血管の画像信号にオーバーレイし、前記グリッドの各部が前記血管の動きを決定するためにフォローされるトラッキング点を含むステップを含む、
請求項12に記載の方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2013/055071

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B1/00 A61B5/0295
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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HÜLSBUSCH: "Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren zur optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion", DISSERTATION TECHNISCHE HOCHSCHULE AACHEN,, 28 January 2008 (2008-01-28), pages 1-145, XP007913039, page 29 - page 99	1,3,7-9, 11, 15-17, 19,20
Y		2,4-6, 10, 12-14,18
Y	WO 2012/035492 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; POPOVIC ALEKSANDRA [RS]) 22 March 2012 (2012-03-22) page 4 - page 8	2,4-6, 10, 12-14,18
	----- -/-	

☒ 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 November 2013

Date of mailing of the international search report

29/11/2013

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

Koprinarov, Ivaylo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2013/055071

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WIM VERKRUYSSSE ET AL: "Remote plethysmographic imaging using ambient light", OPTICS EXPRESS, vol. 16, no. 26, 22 December 2008 (2008-12-22), page 21434, XP055065281, ISSN: 1094-4087, DOI: 10.1364/OE.16.021434 the whole document -----	1,16
X	DE 197 41 982 A1 (BLAZEK VLADIMIR PROF DR ING [DE]) 8 October 1998 (1998-10-08) the whole document -----	1,16
A	WO 2012/046182 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; POPOVIC ALEKSANDRA [US]) 12 April 2012 (2012-04-12) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2013/055071

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2012035492	A1	22-03-2012	CN 103108602 A EP 2615993 A1 US 2013165948 A1 WO 2012035492 A1	15-05-2013 24-07-2013 27-06-2013 22-03-2012
DE 19741982	A1	08-10-1998	NONE	
WO 2012046182	A1	12-04-2012	CN 103249370 A EP 2624779 A1 WO 2012046182 A1	14-08-2013 14-08-2013 12-04-2012

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, 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, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 エルハワリー, ハイサム

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

(72)発明者 ボポヴィチ, アレクサンドラ

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

(72)発明者 フェルクラアイセ, ウィレム

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

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07

4C093 AA08 AA24 AA25 CA18 DA02 EC16 FF35 FF37 FG15

4C161 AA22 BB01 CC06 DD00 HH54 LL01 SS22 WW04

专利名称(译)	在内窥镜图像中使用光电容积描记法评估可专利性		
公开(公告)号	JP2015525599A	公开(公告)日	2015-09-07
申请号	JP2015519423	申请日	2013-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	エルハワリーハイサム ポポヴィチアレクサンドラ フェルクラアイセウイレム		
发明人	エルハワリー,ハイサム ポポヴィチ,アレクサンドラ フェルクラアイセ,ウイレム		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B34/30 A61B1/0005 A61B5/0084 A61B5/0261 A61B5/0295 A61B5/061 A61B5/1459 A61B5/4851 A61B5/7285 A61B2034/301		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B6/00.370 A61B6/00.360.B A61B5/14.322		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C093/AA08 4C093/AA24 4C093/AA25 4C093/CA18 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FG15 4C161/AA22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/HH54 4C161/LL01 4C161/SS22 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤忠彦 宮崎修		
优先权	61/665335 2012-06-28 US		
其他公开文献	JP6320374B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 特願2015-519423 (P2015-519423) (86) (22) 出願日 平成25年6月20日 (2013. 6. 20) (85) 翻訳文提出日 平成27年2月6日 (2015. 2. 6) (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/055071 (87) 国際公開番号 WO2014/001981 (87) 国際公開日 平成26年1月3日 (2014. 1. 3) (31) 優先権主張番号 61/665, 335 (32) 優先日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 590000249 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ オランダ国 5656 アーエー アイ ドフエン ハイテック キャンパス 5 (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 達介 (74) 代理人 100135079 弁理士 宮崎 修
-------	--	--