

(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2012-511361

(P2012-511361A)

(43) 公表日 平成24年5月24日(2012.5.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/04

テーマコード(参考)

3 7 0

4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2011-540096 (P2011-540096)
 (86) (22) 出願日 平成21年12月10日 (2009.12.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年8月8日 (2011.8.8)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2009/066799
 (87) 國際公開番号 WO2010/066827
 (87) 國際公開日 平成22年6月17日 (2010.6.17)
 (31) 優先権主張番号 200803513
 (32) 優先日 平成20年12月11日 (2008.12.11)
 (33) 優先権主張国 スペイン(ES)

(71) 出願人 511140714
 フンダシオ クリニック ペル ア ラ
 レセルカ ビオメディカ
 スペイン, イー-08036 バルセロナ
 , 170, ビジャロエル
 (71) 出願人 511140758
 ホスピタル クリニック イ プロヴィン
 シアル デ バルセロナ
 スペイン, イー-08036 バルセロナ
 , 170, シー/ビジャロエル
 (71) 出願人 511140769
 ユニバシタト デ バルセロナ
 スペイン, イー-08007 バルセロナ
 , 585, グラン ヴィア デ レス コ
 ルツ カタラネス

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】解剖学的構造の赤外線ビジョンのための装置およびそのシグナル処理方法

(57) 【要約】

内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査の手段において医者を支援するために適用可能な解剖学的構造体の赤外ビジョンのための装置、およびそのビジョンを改善するためのシグナル処理のための方法であって、それは、共に働く2つのユニット：(1)内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡を含むデバイスと患者の身体の内部のマルチモードの画像を取得するためのさらなる光学的システムから構成される、マルチモードまたはマルチスペクトルの画像処理ユニットと；および(2)少なくとも5つの異なる視野改善方法、すなわち、標準化、セグメント化、トラッキング、マッピングおよびヒュージョンを適用するハードウェア及びソフトウェアが装備された、前記画像を処理するとともに、患者の改善された解剖学的マップ画像および内視鏡の位置を表示するナビゲーションインターフェースを備えた処理デバイスを含む、赤外画像が転送される画像処理ユニットとを含む。

【選択図】 図7

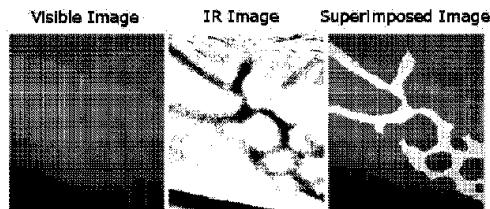


FIG. 7

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

解剖学的構造および組織、好ましくは血管のような血管構造の赤外線の改善された画像処理のための装置であって、該装置は、以下の少なくとも2つの協働ユニットを含み：

- 画像取得デバイス、好ましくは、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)を含む内視鏡画像取得デバイスと、さらなる光学的システムを含む、ヒトの身体の内部からのマルチモードまたはマルチスペクトルの画像を取得し、前記画像を改善された画像処理ユニット(2)へ送るための、マルチモードのまたはマルチスペクトルの画像取得ユニット(1)；

- 少なくとも以下のシグナル処理方法を適用することによる、ヒトの身体の改善された画像、好ましくは、ヒトの身体の血管マップと、画像取得デバイスのリアルタイムの位置を処理し表示するためのインターフェースを備えたデバイスを含む画像処理ユニット(2)、

前記シグナル処理方法は、

各画像ポイントにおける可視光(赤、緑および青)と赤外光の強度のリアルタイムの比較の手段と、前記画像におけるローパスフィルタの使用によって、解剖学的構造または組織(7)を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理のための手順における、標準化(15)：

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するためのシグナル処理のための手順における、セグメント化(16)：

標準化(15)およびセグメント化(16)によって生成された2つの連続的画像の間で、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックする、および配置するためのシグナル処理のための手順における、トラッキング(17)：

トラッキング(17)によって得られた前記画像およびトラッキング座標から、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作製するためのシグナル処理のための手順における、マッピング(18)：

標準化(15)、セグメント化(16)、トラッキング(17)およびマッピング(18)に対応する任意の方法によって得られた情報によって、前記画像取得ユニット(1)によって生成された可視光の画像をマージするためのシグナル処理のための手順における、ヒュージョン(19)、であることを特徴とする、装置。

【請求項 2】

前記画像取得ユニット(1)が、ヒトの身体の内部からのビデオ画像が得られる少なくとも1つのチャンネルを有する内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)を含み、前記チャンネルに、少なくとも1つの赤外光源(4)および少なくとも1つの白色光源(5)または3つの波長、青、緑および赤を含む光源が連結されて、前記ユニットにおいて、光が光学的要素(6)を使用することによって前記内視鏡のビデオチャンネルへと連結されることを特徴とする、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

C C D、C M O SまたはE M - C C Dカメラから選択された1以上のビデオカメラ(10)、(11)において画像を形成するため、および前記画像処理ユニット(2)によるさらなる処理のために前記画像をデジタル化するために、隨意にフィルタ(8)およびレンズ(9)と組み合わせて、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)における同じチャンネルが、光学的要素(6)の使用によって前記構造の検出のために使用され得ることを特徴とする請求項1または2のいずれかに記載の装置。

【請求項 4】

検出された前記シグナルが非常に弱いか又はそれらが低質である場合に、画像増幅器が、前記ビデオカメラ(10)、(11)にさらに供されることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の装置。

【請求項 5】

10

20

30

40

50

内視鏡(3)の2つのチャンネルを使用することによって、代替的に、少なくとも2つの光源(4)、(5)が、前記ビデオカメラ(10)、(11)に連結されることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項6】

代替的に、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)における少なくとも1つのチャンネルが、光学的要素(6)と組み合わせて照明のためのみに使用され；および少なくとも1つの他のチャンネルが検出のためのみに使用され、前記装置は、フィルタ(8)およびレンズ(9)のようなさらなる光学的要素を随意にさらに含むことを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項7】

代替的に、前記内視鏡のプローブに設置され、電気コネクション(22)に繋がれたC C D、C M O SまたはE M - C C Dカメラ(10)が、光源(4)、(5)によって連続的に発せられた異なるバンド又は波長の連続的な検出のために利用され、前記カメラ(10)内の少なくとも1つのフィルタ(8)が、随意に、1以上の赤外線スペクトルバンドの分離のためにカラーフィルタアレー又はカラーフィルタモザイクであり得ることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項8】

前記光学的要素(6)が、ビームスプリッター、ホットミラー、コールドミラー、ダイクロイックミラー、偏光子、拡散子、回折光学素子、アナライザー、ホログラフィック光学素子、位相板、超音波光学材料、ダズラー、シェーパー、部分的ミラー、ダイクロイックプリズムシステム、調節可能な光学フィルタ、多重に分岐した導光、偏光ビームスプリッター、或いは、前記光学経路がファイバー光学経路である場合に光学ファイバー内のカプセル化も含む、検出又は照明のいずれか、またはその両方のための光学的経路を分けるかまたは結びつけるために、また、波長、偏光、または他の光学的特性に依存してそれらの伝達または反射条件を調整することのできる任意の他の光学的デバイスの中から選択されることを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の装置。

【請求項9】

前記画像取得ユニット(1)が、画像取得デバイスとして、皮膚および開放外科的手技に適合した光学対物レンズを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項10】

解剖学的構造および組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像のシグナル処理の手順であって、少なくとも以下：

各画像ポイントにおける可視光(赤、緑および青)と赤外光の強度のリアルタイムでの比較の手段と、前記画像におけるローパスフィルタの使用によって、前記組織(7)を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理のための手順における、標準化(15)：

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するためのシグナル処理のための手順における、セグメント化(16)：

標準化(15)およびセグメント化(16)によって生成された2つの連続的画像の間で、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックし、および配置するためのシグナル処理のための手順における、トラッキング(17)：

トラッキング(17)によって得られた前記画像およびトラッキング座標から、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作製するためのシグナル処理のための手順における、マッピング(18)：

標準化(15)、セグメント化(16)、トラッキング(17)およびマッピング(18)に対応する任意の方法からの情報によって、画像取得ユニット(1)によって生成された可視光の画像をマージするためのシグナル処理のための手順における、ヒュージョン(19)、

の方法が、C P U、F P G A、C P Uベースのシステム、またはローカルの、分散または

10

20

30

40

50

並列コンピューティングを通じてリアルタイム処理を行う任意の他のハードウェアによって、画像処理ユニット(2)において実行されることと特徴とする手順。

【請求項11】

少なくとも以下のシグナル処理方法：

各画像ポイントにおける可視光(赤、緑および青)と赤外光の強度のリアルタイムの比較の手段と、前記画像におけるローパスフィルタの使用によって、解剖学的構造または組織(7)を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理のための手順における、標準化(15)：

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するためのシグナル処理のための手順における、セグメント化(16)：

標準化(15)およびセグメント化(16)によって生成された2つの連続的画像の間で、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックし、および配置するためのシグナル処理のための手順における、トラッキング(17)：

トラッキング(17)によって得られた前記画像およびトラッキング座標から、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作製するためのシグナル処理のための手順における、マッピング(18)：

標準化(15)、セグメント化(16)、トラッキング(17)およびマッピング(18)に対応する任意の方法からの情報によって、画像取得ユニット(1)によって生成された可視光の画像をマージするためのシグナル処理のための手順における、ヒュージョン(19)、

を適用することによって、解剖学的構造および組織、好ましくは、血管のような血管構造の改善された画像を処理および表示するためのインターフェースを備えたデバイスを含む画像処理ユニット(2)。

【請求項12】

内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査における、請求項1乃至8のいずれかに記載の装置、請求項10に記載のシグナル処理の手順、または請求項11に記載の画像処理ユニット、の使用。

【請求項13】

単一絨毛膜性の双子の妊娠の処置における、好ましくは、双胎児間輸血症候群、不一致奇形および子宮内胎児発育遅延の手術のための、請求項1乃至8のいずれかに記載の装置、請求項10に記載のシグナル処理の手順、または請求項11に記載の画像処理ユニット、の使用。

【請求項14】

消化管内視鏡検査、呼吸器官内視鏡検査、関節鏡検査、産婦人科内視鏡検査、コルポスコピー、泌尿器科内視鏡検査、耳鏡検査、または形成外科内視鏡検査に適用される、請求項1乃至8のいずれかに記載の装置、請求項10に記載のシグナル処理の手順、または請求項11に記載の画像処理ユニット、の使用。

【請求項15】

皮膚または開放外科的手技に適用される、請求項9に記載の装置、請求項10に記載のシグナル処理の手順、または請求項11に記載の画像処理ユニット、の使用。

【請求項16】

動脈と静脈を区別するための組織又は血管における酸素レベルの量のような、解剖学的構造に関する機能的情報を報告し、または前記組織のコラーゲン構造を評価するための、請求項1乃至9のいずれかに記載の装置、請求項10に記載のシグナル処理の手順、または請求項11に記載の画像処理ユニット、の使用。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、ライフサイエンスに適用される、フォトニクス、画像収集、画像処理、ビジョン改善および情報抽出の分野に関連し、主に医療と生物医学の分野に焦点を当てており、特に、しかし排他的ではなく、内視鏡検査、胎児鏡検査、および腹腔鏡検査に焦点を当てている。

【0002】

より具体的には、本発明は、照明手段およびその手段に関連するデジタル画像処理プラットフォームを含む、生きた被験体のマルチードまたはマルチスペクトルの画像を採るために手段を含む医療デバイスまたは装置に関し、それは、医者が、例えば、所与の治療法又は外科的手術を診断、監視および/または行ったりする時に、彼らの判断を支援する目的で、特定の画像情報を抽出および/または向上させるための埋め込まれたアルゴリズムを用いる。

10

【背景技術】

【0003】

医療分野において、多くのイメージングシステムが、診断目的の、または治療的外科的手技をガイドするためのいずれかのための調査下にある領域の視覚化されたものを表示および向上させるために工夫されてきた。検査下にある領域の関連性のある情報はいずれも、患者の健康および生活の質に最終的に影響し得る臨床的決断がなされる時に主に重要である、被験体の症状の臨床的評価において重要な役割を果たす。これは、例えば、正確なビジョンが手術の首尾にとって不可欠である内視鏡手術において非常に重要である。一般的に、重要な構造（すなわち、血管および神経）の視覚化は、3つの典型的な状況を含む：（i）構造は、劣悪な視覚化状態のために区別することができない、（ii）構造は、他の組織の層の下に隠される、および/または（iii）対象の構造は、周囲の構造から区別することができない。特にこの分野に関連するのは、血管および/またはこれらの血管についての異なる機能的側面（それらは、外因性造影剤を使用しない現在の利用可能なテクノロジーでは、内視鏡によって、不十分にしか、または全く視覚化されない）の視覚化の画像コントラストを強化および/または作り出し、そしてその視覚化の解像度を向上させるというタスクである。

20

【0004】

内視鏡検査は、外科的手技のリスクを大きく減少させる、進歩した外科的技術であるが、主要な血管を偶発的に切ってしまうというリスクのような、いくつかの問題点が未だ残っている。最小限まで非侵襲性の内視鏡検査の使用は、患者に明確な利点を提供するといえども、医者に、外科的視野の限定されたビジョンまたは劣悪なコントラストおよび/または解像度のような、特定の不利益を強いる。そのような状況下で血管を正確に認識する必要性は、いずれの外科医にとっても深刻な問題となり得、手術が外科医の経験に極端に依存してしまったり、出血症状のために手術が長引く結果となったり、そして時には、主要な出血性合併症を引き起こしたりする。

30

【0005】

多くの発明が、血管の視覚化に関連する医療イメージングを改良するために工夫されてきた。従来の発明のいくつかは、上記の分野の問題点に対する具体的な解決について言及する。例えば、米国特許第7,041,054号または第6,730,019号のような、特定の照明システムについて記載するいくつかの特許がある。これらの特許は、特定の好ましい実施形態を含む照明および画像収集システムについて記載する。本発明は、特定の照明方法に頼るものではないことに注意されたい。照明は、システムにおいて必要であるが、システムは、その照明を達成するために使用される方法から独立している。さらに、システムは、その目的を達成するために、すなわち、解剖学的構造の視覚化のために、画像コントラストを改善および/または生成させ、そして解像度を向上させるために、異なる照明スキームに取り組み、それに適合させることができる。他の発明は、米国特許第2008/0208006号のように、画像を取得するための具体的な方法に関連するか、または具体的な画像取得デバイスの実施形態を開示する。照明によるのと同様にまた、本発明は、画像を取得する方法から独立しており；異なる画像取得アプローチに従って使

40

50

用され得る。

【0006】

オリンパスによる米国特許第5,255,087号は、標準的な内視鏡と組み合わせて使用される、とても詳細な照明システム、制御システム、および画像取得と処理ユニットを含むビデオシステムについて記載している。そのシステムの目的は、内視鏡システムの画像を向上させることである。この目的を達成するために、3つの技術：自動蛍光イメージング（AFI）、狭帯域イメージング（NBI）、および赤外イメージングが発明者によって記載されている。AFIは、特定の組織の自己蛍光の原理に基づいており；NBIは、造影剤と造影剤が反応しやすい特定の波長の照明を使用する、周知の技術に基づいており；IRIは、粘膜下の血管を検出するためにインドシアニングリーン（ICG）のような外因性造影剤を使用する2つの従来の技術の特定の組み合わせであるが、それは診断目的のためのみに使用される。純粋に診断の使用のためのその限定は、血流へと注入された染料が急速に溶解するためであり、染料が持続するのは5分であるため、5分よりずっと長い持続時間を必要とする治療または手術においてそれを使用することはできない。しかし、この発明に関連する別の不利益は、それが、（裸眼に明白である）表在と（粘膜の下にあり、従って簡単な検査に通常見えない）粘膜下との両方の、血管の視覚化を改善させるための造影剤を必要とすることであり、一方、この発明は、そのような特徴を実施するためのアルゴリズムを利用し、それをより非侵襲的とし、従って手術の分野においてより適切なものとする。IRIは、手術のための支援ビジョンシステムとして設計されていないという事実に加え、その技術は、画像分割、手術野の画像マッピング、または（例えば、血液によって運ばれる酸素量または血管の凝固状態のような明白な情報を得ることによる）血管の機能的評価のような他のさらなる特徴を提供しない。それらの特徴は、この発明によって提供され、腹腔鏡検査または胎児鏡検査を含む外科的な内視鏡手技のために使用される時、違いがあり、有益な情報を提供する。それらの外科的技術において、手術野の完全な血管マップが利用可能であることまたは血管の凝固状態を区別可能であることは、手術の間、外科医を支援する非常に価値のある情報を意味し得る。

【0007】

米国特許第2005/0182321号は、染料剤と組み合わせて目に見える、赤外線画像を使用する医療イメージング改善システムに基づく、IRIに関して前述した1つと類似した発明を開示している。本発明と比較したこのシステムの主な不利益は、それが、患者の血流に注入されるべき造影剤または染料を必要とすることであり、その結果として、このシステムは、上記の理由のために、すなわち、血流へと造影剤が急速に希釈され、医者が治療または手術を行うのに結果的に不十分であるために、外科的手技のいずれにおいても全く利用可能でない。さらに、その特許は、可視的な、かつ単一の近赤外線（NIR）チャンネルの使用を考慮しているのみであり、血管の検出および血管機能の情報の抽出を改善することができる、より多くのNIRチャンネルまたは他のイメージングモードを使用可能であることに言及しておらず、合計4つのスペクトルバンドに対する画像取得処理を強いる。さらなる弱点は、それは血管を検出するという能力にのみ焦点を当てており、例えば、画像分画、画像マッピングおよび血管を機能的に評価すること、のような具体的な組み込まれた方法を提供していない。

【0008】

米国特許第2008/0097225号は、具体的な光学的技術、すなわち、内視鏡のサイズを小さくし、その解像度を上げることを目的とした、光干渉断層撮影（OCT）およびスペクトル符号化内視鏡（spectrally-encoded endoscopy）（SSE）について明白に触れている。それらの技術の顕著な不利益は、それらの技術的複雑さである、ということである。なぜなら、それらが走査ユニットと複雑な光学アッセンブリを必ず含むからである。その特許は、血液によって運ばれる酸素の量を評価するために波長を選択することができることに触れているが、表示される画像を増強させる手段によって外科医または医者を支援するための統合的なツールとして、この情報を使用することについてを考慮していない。さらなる不利益は、そのような小さな器具の小さな視野のために、医者の視野の

10

20

30

40

50

角度が実質的に制限され、従って、外科的用途のためのそのようなシステムの実行可能性をかなり制限していることである。

【0009】

同様のケースが、欧州特許第1,839,561号であり、これは、OCT配置と合わせた標準的な可視内視鏡の組み合わせである内視鏡装置を開示しており、その装置は、特定の面で公知の光学的技術に適用するための特定の解決法である。その装置の不利益は、研究下にある領域の狭い部分に対する改善された画像を作るための情報を得ることしかできず；さらに、実際に改善された画像を構成しないという点である。その発明は、血管の改善された画像処理のための最適な使用を有していないように思われる。

【0010】

米国特許第6,353,753号は、深部にある解剖学的構造から画像を取得するためのデバイスについて記載する。そのデバイスの主な不利益は、視覚的画像と結合させた情報を分割し、表示することを意図した具体的な画像分析処理を含まないこと；また画像再構築機能を欠いていることである。

【0011】

可視光および赤外光の取り込みを介する画像改善に関する当該技術分野の現状に関して、例えば、米国特許第2008/0079807号においてのような、いくつかの進歩が達成されており、そこでは、電荷結合素子(CCD)および光電子工学において特に強調されたマルチスペクトルの画像処理システムについて記載されている。このケースにおいて、その特許は、画像収集デバイステクノロジーに特に焦点を当てている。本発明と比較した場合のその特許の主な欠点は、(作られた画像からの連続した場面の間における血管のトラッキングおよびローカライジングのためのシグナル処理手順として定義される)トラッキングを欠くこと、画像マッピングを欠くこと、組織(血管)の酸素付加の分析のような機能的分析を欠くこと、または1つ以上の赤外線スペクトルバンドの使用を欠くこと、である。

【0012】

画像処理およびセグメント化における当該技術分野の現状は、医療の画像を改善するため、および特定の組織をセグメント化するために、様々なアルゴリズムについて記載している。しかし、当該技術分野の現状は、グラフィックスプロセッシングユニット(GPU)、フィールドプログラマブルゲートアレー(FPGA)または中央処理装置(CPU)のような異なる特質のリアルタイムのプラットフォームも含む。そのアルゴリズムとプラットフォームは本発明の同じ適用において使用されることが意図されている医療用画像処理のための一般的なアプローチについて記載しているが、それらはどれも、本発明の機能を行う統合されたリアルタイムのツールについて言及していない。正確には、当該技術分野の現状において開示されているシステムは、画像処理技術を、造影剤の使用を必要としない光学的な照明および画像取得/画像処理技術と組み合わせない。さらに、当該技術分野のそれらの他の現状において、アルゴリズムおよびプラットフォームは、リアルタイムで外科的手技を支援する目的で医者に奉仕することを意図していない。

【0013】

まとめると、従来技術の開示は、画像照明および画像取得の分野における特定の技術的問題を解決することに焦点を当てているが、マルチスペクトルの、およびマルチモードの入力シグナルを使用する、画像処理と改善、解剖学的構造の画像セグメント化および広域の構図の機能を明白に含まなかった。

【0014】

従って、造影剤を使用しないで、裸眼では見えない、小さなまたは粘膜下の血管の存在を明確に強調する能力を有する、医者に提供される質、コントラストおよび情報の点で、解剖学的構造および/または血管のよりよい画像を作り出すことができる、画像処理システムを向上させる必要性が残っている。さらに、当該技術分野の現状において開示されている方法は、対象の大きな血管領域をマッピングすることができず、手術の間の決定を支援することができる血管についての機能的情報を得ることができないものである。本発明

の目的の一つは、現在利用可能なテクノロジーの制限を克服する内視鏡手術のための新しい形式の画像処理システムを提供することである。

【0015】

本明細書において、用語マルチモードは、例えば、偏光フィルタ、光学フィルタ、デジタルフィルタ、デジタル画像処理アルゴリズム、偏光画像処理、多光子イメージング、レーザースペックルイメージング、ダイナミックスペックルイメージング、光干渉断層撮影、二光子蛍光、高調波発生、オプトアキュースティックス(optoacustics)、コヒーレントアンチストークスラマン分光法(CARS)および/または画像作成においてコントラストを作り出すことができる他の光学的要素および技術の適用と組み合わせて、赤、緑および青(RGB)およびNIR画像の取得のような、異なる光学的技術の適用による、異なるバンドにおける1以上の画像取得方法の使用を示す。用語マルチスペクトルは、例えば、NIR検出と組み合わせたRGB検出のような、1以上のスペクトルバンドの使用および検出を指す。

10

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の範囲は、一般的に、医療デバイス、および特に、視聴覚のおよびコンピュータ化されたツールを伴うロボット化された装置およびデバイスの製造に向けられた工業的部門にある。本発明は、医療行為および外科的手術の間、医者を支援し、または医者の指針となることを意図する。

20

【0017】

より具体的には、本発明は、内視鏡検査、胎児鏡検査、または腹腔鏡検査の手技および/または処置の間、医者を支援することが可能な、解剖学的構造の改善された赤外線ビジョンのための装置、およびそのビジョンを改善するための方法に関する。本発明によって開示される装置および方法は、同じ目的のために現在知られているシステムをしのぐ卓越した進歩と革新的特徴を提供する当該分野における進歩性を構成し、この技術的記載を伴う特許請求の範囲において、当該技術分野の現状と本発明を区別する特徴的な特質に十分反映されている。

【0018】

本発明の1つの目的は、治療的目的のためにレーザー光源を使用することによって、結合された血管を配置して、認識するために、単一絨毛膜性の双子の妊娠の合併症のための手術に現存する技術的困難性を解決し、そのような外科的手術における安全性と再現性の向上を達成することである。

30

【0019】

本発明の他の可能な用途としては、消化管内視鏡検査、呼吸器官内視鏡検査、関節鏡検査、産婦人科内視鏡検査、コルポスコピー、泌尿器科内視鏡検査、耳鏡検査、形成外科内視鏡検査、またはその他の幅広い範囲の他の医療行為、中でも、皮膚や開放外科的手技のような、任意のタイプの内視鏡手術が挙げられる。

【0020】

本発明の他の可能な用途としては、ロボット化された手術と組み合わせて開示された発明を使用することが挙げられる。本発明の方法は、客観的な、かつ量的なデータと再現性のある操作を提供するため、手術を行うための、自動化された、半自動化された、または遠隔操作の装置として使用されるのに特に適しているので、手術を行うための自動化された、半自動化された、または遠隔操作の装置は明らかに対象となる。

40

【0021】

本発明の1つの対象物は、協働する2つの基本ユニットを構成している、手術部位とその周りの表示手段によって外科的操縦の指針を支援するように設計された装置である：

-マルチモードまたはマルチスペクトルの画像取得ユニット、これは、ヒトの身体の内部からマルチモードまたはマルチスペクトルの画像を取得するための画像取得デバイス、好ましくは、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡およびさらなる光学的システムを含む内

50

視鏡画像取得デバイスを含み、その画像を改善した画像処理ユニットへ送る。

- 画像処理ユニット、このユニットは、ヒトの身体の改善された画像、好ましくはヒトの身体の血管マップと、内視鏡の位置を処理し外科医に表示することに関与するナビゲーションインターフェースを備えた画像処理デバイスを含む。この目的のために、このユニットとGPU、FPGA、CUPベースのシステムを構成する特定のハードウェアおよびソフトウェア、またはローカルの、分散または並列コンピューティングを介してリアルタイムの処理を行う他の任意のハードウェアは、基本的に以下からなる、少なくとも5つのシグナル処理方法を含む：

1. 標準化：可視光（赤、緑、および青）と赤外光の像点の各々の強度を、画像上で画像ぼかし機能（image-blurring function）を実行する空間的なローパスフィルタの適用によって得られた強度とリアルタイムで比較することによって、組織を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理方法。この方法によって、入射する赤外光の量は、再現可能な様式で推定される。

2. セグメント化：赤外光と可視光のリアルタイムのマルチモード分析に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメント化するためのシグナル処理方法。

3. トラッキング：前述の方法（標準化およびセグメント化）によって作り出された画像から2つの連続的な画像の間での、解剖学的構造または組織、好ましくは血管のような血管構造のリアルタイムのトラッキングとコローカライジング（co-localizing）のためのシグナル処理方法。

4. マッピング：解剖学的構造または組織、好ましくは個々の画像からの血管のリアルタイムのマップと、標準化およびセグメント化によって得られたトラッキング座標を作成するためのシグナル処理方法。

5. ヒュージョン：リアルタイムで（標準的な内視鏡検査によって作成された）可視画像とマッピング工程後に得られた情報を融合させるシグナル処理方法。

【0022】

外科医は、標準的な得られた視覚化に加えて、少なくとも上述の5つの選択肢または可視化の新たな方法を有するので、血管の特徴をナビゲートする、または調べる能力は、本発明の手段によって大いに改善される。

【0023】

本発明のさらなる対象物は、内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査での手術において支援となるための、解剖学的構造または組織、好ましくは血管構造の改善された赤外線画像処理のための装置であり、マルチモードの画像取得ユニットは、ヒトの身体内部からのビデオ画像が得られる、少なくとも1チャンネルを備えた内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡を含み、それに対して、赤外光源と白色光源（または少なくとも青、緑および赤の波長の光を含む）が結合される。その光源は、ビームスプリッター、ホットミラー（hot mirror）、コールドミラー（cold mirror）、ダイクロイックミラー、偏光子、拡散子、回折光学素子、アナライザ、ホログラフィック光学素子、位相板、超音波光学材料、ダズラー（dazzler）、シェーバー、部分的ミラー、ダイクロイックプリズムシステム、調節可能な光学フィルタ、多重に分岐した導光、偏光ビームスプリッター、または検出又は照明のいずれか（同様に、光学的経路がファイバー光学的経路である場合に光学ファイバーにおけるカプセル化も含む）、またはその両方のための光学的経路を分けるかまたは結びつけるために、波長、偏光、または他の光学的特性に依存してそれらの伝達または反射条件を調整することのできる任意の他の光学的デバイスのような異なる光学的要素を使用することによって内視鏡のビデオチャンネルに結合される。

【0024】

本発明のさらなる対象物は、内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査において同じチャンネルがホットミラー又は備え付けられたミラー（カプセル化されたミラー）を有する光学ファイバーのような要素を使用することによって検出するために利用され得る装置であり；例えば、電荷結合デバイス、相補型金属酸化物半導体（CMOS）または電子倍増

10

20

30

40

50

型電荷結合デバイス（E M - C C D）カメラなどのような1以上のビデオカメラで画像を形成するために、フィルタやレンズのようなさらなる光学的要素の使用もまた予想され、その画像は画像処理ユニットによって後で処理するためにデジタル化される。

【0025】

本発明の別の対象物は、検出されたシグナルが非常に弱く、またはそれらが低い質である場合、画像倍増管がビデオカメラに提供される装置である。

【0026】

本発明のさらなる対象物は、代替的に、かつマルチモードの画像を単純化する目的で、内視鏡の異なるチャンネルを使用することによって光源をビデオシステムに結合させる装置である。1以上のチャンネルを使用することによって、異なる光の経路の解像が可能となり、従って、各チャンネルにおいて光学的要素の利用を単純化することが可能となる。

10

【0027】

本発明のさらなる対象物は、代替的に、内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査における少なくとも1つのチャンネルが、光学的要素と組み合わせて照明のためのみに使用される装置であり；少なくとも1つの他のチャンネルは、検出のためのみに使用され、装置は、随意に、フィルタやレンズのようなさらなる光学的要素をさらに含む。

【0028】

本発明のさらなる対象物は、CCD、CMOSまたはE M - C C Dカメラが内視鏡のプローブに設置され、光源によって連続的に放射される異なるバンド又は波長の検出のために電気コネクションに繋がっており、カメラの少なくとも1つのフィルタは、随意に、1以上の赤外線スペクトルバンドの分離のためのカラーフィルタアレイ（C F A）またはカラーフィルタモザイク（C F M）であり得る。

20

【0029】

本発明のさらなる対象物は、画像取得ユニットが、皮膚や開放外科的手技に適用される光学的対物レンズを画像取得デバイスとして含む装置である。

【0030】

本発明のさらなる対象物は、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像のシグナル処理の手順であり、少なくとも5つのシグナル処理方法を含む。

【0031】

本発明のさらなる対象物は、少なくとも5つのシグナル処理方法を含む画像処理ユニットである。

30

【0032】

本発明のさらなる対象物は、内視鏡検査、胎児鏡検査または腹腔鏡検査における、装置、手順、または画像処理ユニットの使用である。

【0033】

本発明のさらなる対象物は、単一絨毛膜性の双子の妊娠の処置における、装置、手順、または画像処理ユニットの使用である。

【0034】

本発明のさらなる対象物は、内視鏡外科的手技、中でも、消化管内視鏡検査、呼吸器官内視鏡検査、関節鏡検査、産婦人科内視鏡検査、コルポスコピ、泌尿器科内視鏡検査、耳鏡検査、または形成外科内視鏡検査などに適用される、装置、手順、または画像処理ユニットの使用である。

40

【0035】

本発明のさらなる対象物は、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡を、その手技におけるその適用に適合する光学的対物レンズで置き換えることによって、皮膚や開放外科的手技に適用される、解剖学的構造の改善された赤外線画像処理のための装置、手順、または画像処理ユニットの使用である。

【0036】

本発明のさらなる対象物は、動脈と静脈を区別する、または組織のコラーゲン構造を評価するために、組織または血管の酸素レベルの量のような解剖学的構造に関する機能的情

50

報を知らせるための装置、手順、または画像処理ユニットの使用である。

【0037】

システムは、血管マップを再構築するというタスクを行うために造影剤を必要としないという利点を有していることを強調することは重要であり、その特徴は、(かなりの量でまたは長い時間の間に投与される場合胎児に危険を及ぼす可能性がある物質の使用を避けて)胎児の手術を行うのに不可欠な特質であり、一般的に、残りの外科的手技の侵襲性を減らす。

【0038】

さらに、本発明の装置は、患者の血管の手術部位の全体的マップを作り出すデバイスを含み；特に、それは、単一絨毛膜性の双子の妊娠時の合併症の手術において、胎盤の血管構造を調べることを容易にし、よりよい手術の方向付けをすることができる。

10

【0039】

本発明の装置は、空間的又は一時的な独立した情報によるのみでなく、組織または血管の酸素レベルの量のような解剖学的構造の機能的性能に関する情報によって、画像処理される視野の豊富かつ明確なデータと共に改善された視界を与える、解剖学的構造に関する機能的情報を知らせること、およびそれ以外に動脈と静脈を区別することができる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

この記載を完成させるために、そして、本明細書に記載される発明の特徴をよりよく理解するために、例示目的のための、しかし限定目的ではない、一連の図面を示す。

20

【0041】

【図1】図1は、本発明の装置に組み込まれたマルチモードの画像取得ユニットの好ましい実施形態の略図によるブロック図であり、それらの重要な要素とそれらの間の関連を示す。

20

【図2】図2は、内視鏡検査のための2つのビデオチャンネルを含む場合の、マルチモードの画像取得ユニットの別の実施形態のブロック図である。

30

【図3】図3は、ビデオチャンネルおよび照明チャンネルを含む場合の、マルチモードの画像取得ユニットの別の実施形態のブロック図である。

【図4】図4は、CCD、CMOS、またはEM-CCDカメラが内視鏡のプローブに設置され、かつ、光源によって連続的に放射される異なるバンドまたは波長の検出のための電気コネクションに繋がれている、マルチモードの画像取得ユニットの別の実施形態のブロック図である。

30

【図5】図5は、本発明に含まれる主な要素と、その配置およびそれらの間の関係を理解するための、本発明の画像処理ユニットが組み込まれた装置のダイアグラムである。

【図6】図6(a)は、標準的な内視鏡または胎児鏡に結合された本発明によって記載される装置によって得られるローカル画像であり；図6(b)は、表面血管NIR検出であり；図6(c)は、(a)と(b)のデジタル的重ね合わせであり；図6(d)は、手術の間の外科医による手動の走査後の血管マップの検出と再構築であり；図6(e)は、血管マップのデジタル的重ね合わせとモザイキングである。

40

【図7】図7は、可視モードをNIR画像と融合させることによって、前腕表面にわたる血管の検出に、本発明に記載の技術を適用することによって得られた画像である。

【発明を実施するための形態】

【0042】

上記の図面を考慮して、かつ、それらで振られているナンバリングに従って、本発明の異なる実施形態は、以下に記載される。

【0043】

従って、その図面に示されるように、装置は、マルチモードの画像取得ユニット(1)および画像処理ユニット(2)を含む。

【0044】

マルチモードの画像取得ユニット(1)であって、図1に示されるように、その好まし

50

い実施は、画像取得デバイス、好ましくは、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡およびさらなる光学的システムを含む内視鏡画像取得デバイスを含み、そのシステムは、患者の内部からのビデオ画像が取得される少なくとも1つのチャンネルと、観察される組織を照らすための少なくとも1つの光源を含む。

【0045】

本発明の好ましい実施形態において、内視鏡において利用可能なビデオチャンネル（単数または複数）は、赤外光源（4）および白色光源（5）または青、緑および赤の範囲の少なくとも3つの波長を含む光源に繋がれている。

【0046】

赤外光源（4）は、好ましくは以下である；

- (750 nmから1600 nmの範囲の) NIRに属する光源。
- 800 nmから900 nmの範囲の光源。
- 1050 nmから1150 nmの範囲の光源。
- 800 nmと900 nmの間の波長で集まるモノクロの光源。
- 1050 nmと1150 nmの間の波長で集まるモノクロの光源。
- レーザーNd：(1064 nmで集まる) YAG光源。
- 700 nmから1100 nmに集中する、チタンサファイアレーザー（Ti：Sapp）に基づく光源。
- Ytterbiumベースのレーザー光源（Yb：KYW、Yb：KGWなど）。
- クロニウムに基づくYtterbiumレーザー光源（Cr：フォルステライト 1230から1270 nm）。
- パラメーター変換法に基づく赤外光源（光パラメトリック発振器、光パラメトリック増幅器、非線形結晶など）。

- 750 nmと1600 nmの間のNIRにおける発光スペクトル波長を伴う光またはLED。

- 800 nmと900 nmの間のNIRにおける発光スペクトル波長を伴う光またはLED。

- 1050 nmと1150 nmの間のNIRにおける発光スペクトル波長を伴う光またはLED。

- 光学フィルタと組み合わせた赤外発光スペクトル波長を伴う光またはLED。

- 隨意にモーター制御された赤外線スペクトル内の放射を制限するための結合光学フィルタを備える光源。

【0047】

さらに、単一絨毛膜性の双子の妊娠の合併症の手術に適用するための赤外光源（4）は、好ましくは以下である：

- 815 nm - 835 nmの間に集まる、好ましくは、821 nmに集まるモノクロの光源。後者の値は、羊水において最適な透過率の波長に一致する。

- 1050 nm - 1090 nmで集まる、好ましくは、1070 nmに集まるモノクロの光源。後者の値は、羊水において最適な透過率の波長に一致する。

【0048】

光は、ビームスプリッター、ホットミラー（赤外線を反射するミラーを意図する）、コールドミラー（可視光を反射するミラーを意図する）、ダイクロイックミラー、偏光子、拡散子、回折光学素子、アナライザー、ホログラフィック光学素子、位相板、超音波光学材料、ダズラー、シェーパー、部分的ミラー、ダイクロイックプリズムシステム、調節可能な光学フィルタ、多重に分岐した導光、偏光ビームスプリッター、または、（同様に、光学的経路がファイバー光学的経路である場合に光学ファイバーにおけるカプセル化も含む）検出又は照明のいずれか、またはその両方のための光学的経路を分けるかまたは結びつけるために、波長、偏光、または他の光学的特性に依存してそれらの伝達または反射条件を調整することのできる任意の他の光学的デバイスのような異なる光学的要素を使用することによって内視鏡のビデオチャンネルに結合される。

10

20

30

40

50

【0049】

同じチャンネルはまた、ビデオカメラ（CCD、CMOS、EM-CCDなど）で画像を形成するために、フィルタ（8）とレンズ（9）の使用による検出のために使用され得、画像処理ユニット（2）によってさらに処理するために、それらはデジタル化される。

【0050】

さらに、画像増幅器は、検出されたシグナルが非常に弱いかまたはそれらが低質を示すならば、ビデオカメラ（10）、（11）に加えられ得る。

【0051】

マルチモードの画像取得ユニット（1）を単純化するために、光源（4）、（5）は、図2に示されるように、内視鏡（3）の2つのチャンネルを使用することによって、ビデオシステム（10）、（11）につながれ得る。 10

【0052】

別のチャンネルも、図3に示されるように、異なる光学的要素（6）を使用して、照明のためのみに使用され得る。

【0053】

本発明の別の実施形態において、CCD、CMOS、またはEM-CCDカメラ（10）は、内視鏡のプローブに設置され、電気コネクション（22）に繋がれるが、図4に示されるように光源（4）、（5）によって連続的に放射される異なるバンドまたは波長の連続的な検出のために利用される。随意に、カメラ（10）の少なくとも1つのフィルタ（8）は、1つ以上の赤外線スペクトルバンドの分離のためのカラーフィルタアレー（CFA）またはカラーフィルタモザイク（CFM）であり得る。 20

【0054】

本発明の装置の一部を形成する画像処理ユニット（2）は、マルチモードの画像取得ユニット（1）によって取得された後に、リアルタイムで改善された画像を処理し、外科医に表示することに関与するデバイスである。そのデバイスは、図5のダイアグラムに示されるように、GPU、FPGA、CPUベースのシステムの適切なハードウェアおよびソフトウェアと、またはローカルの、分散あるいは並列コンピューティングを通じてリアルタイムの処理を行う任意の他のハードウェアの実行による、以下に列挙される方法の少なくとも各々を含む。図5において、よりよい理解のために、赤外線画像は（12）で参照され、可視化画像は（13）で参照され、赤、緑および青で反射された画像は、それぞれ、（14a）、（14b）および（14c）で参照され、異なる方法は、（15）、（16）、（17）、（18）および（19）で参照され、改善されたローカル表示は（20）で参照され、および改善された全体表示は（21）で参照される。そのハードウェアとソフトウェアが実行する重要なタスク、すなわち、このユニットを作る装置の画像処理を向上させるためのシグナル処理の手順は： 30

方法1. 標準化（15）：可視光（赤、緑および青）と赤外光の強度の画像におけるポイントの各々での強度をリアルタイムで比較すること、および画像上にローパスフィルタを使用することによって、組織（7）を照らす光の量を標準化し、再生可能な形式で入射の赤外光の量を推測するためのシグナル処理手順。

- 入力：

反映された赤の画像 $R_R(x, y)$ (14a)、ここで、 (x, y) は、得られた画像における2次元の座標表示を指す。

反映された緑の画像 $R_G(x, y)$ (14b)。

反映された青の画像 $R_B(x, y)$ (14c)。

反映された赤外線の画像 $R_{NIR}(x, y)$ (12)。

- 出力：

推測される照明画像

【0055】

【化1】

$$\hat{I}_{NIR}(x, y)$$

【0056】

方法2. セグメント化(16)：赤外光および可視光のスペクトル分析に基づく血管画像をリアルタイムでセグメント化するためのシグナル処理手順。

- 入力：

推測される照明画像

【0057】

【化2】

$$\hat{I}_{NIR}(x, y)$$

【0058】

反射される赤外画像 $R_{NIR}(x, y)$ 。

- 出力：

血管の確率 $P_m(vessel | x, y)$ 、 $m = 1, 2, \dots, M$ 。Mは、RGBモードと違う異なる画像取得モードに対応する。

血管のセグメント化された画像 $V(x, y)$ 。

- 必須の工程：

1. 反射される赤外光と推測される入射光の割合を使って、各ポイントに対する確率が割り当てられ、S字状曲線、例えば、

【0059】

【化3】

$$P_1(vessel | x, y) = \frac{1}{1 + \exp\left(-a \frac{R_{NIR}(x, y)}{\hat{I}_{NIR}(x, y)}\right)},$$

式中、aは、手動でまたは自動で選択される定数であり、 $R_{NIR}(x, y)$ は、赤外線の反射された画像であり

および $\hat{I}_{NIR}(x, y)$ は、方法1を使用して推測された画像である。

【0060】

よってスクリーン上の各ポイントに対して「血管」である可能性を含む新たな画像を形成することができる。

2. 確率をローパスフィルタリングすることによって、新しい確率的画像が作製され、それは、近傍内での確率を平均したものである、 $P_2(vessel | x, y)$ 。

3. 必須の工程1および2は、マルチモードの画像処理ユニット(1)のために入手できる波長または光学画像処理モードの各々に関して繰り返され得、従って、 $m = 1, 2, \dots, M$ に対する確率 $P_m(vessel | x, y)$ の一定範囲の画像を作り出す。

4. $P_m(vessel | x, y)$ にわたる域値および形態的な操作の適用を使って、画像は、 $V(x, y)$ に関して1の値を有する「血管」と $V(x, y)$ に関して0の値を有する「血管でないもの」との間でセグメント化される。

5. マルチモードの画像処理ユニット(1)における画像取得モードの取り込みによって、セグメント化の正確さは向上し、および/または、さらなる波長を使っての動脈や静脈、または偏光子を使ってのコラーゲン構造のような、より多くのセグメント化されたクラスが得られる。後者の適用は、皮膚科学に特に関連がある。

【0061】

方法3. トランクイング(17)：(方法1および2によって生成された画像から

10

20

30

40

50

の 2 つの連続するシーンの間の血管のリアルタイムでのトラッキングおよび同時配置のためのシグナル処理手順。

- 入力 :

血管の確率的画像 P_m ($vessel | x, y$)、 $m = 1, 2, \dots, M$ 。

血管のセグメント化された画像 $V(x, y)$ 。

以前の血管の確率的画像 P_m' ($vessel | x, y$)、 $m = 1, 2, \dots, M$ 。

以前の血管のセグメント化された画像 $V'(x, y)$ または血管のマップ画像 $T(x, y)$ 。

- 出力 :

配置距離を測定するために使用される、2つの画像の間の配置ベクトル $d(x, y)$ 。

画像間の相互相関係数 C_V 。

- 必須の工程

・オプション A :

1. 予測されるモデルは、血管の自然な方向を支持し、以前の血管の輪郭 $V'(x, y)$ と現在の $V(x, y)$ 画像をならし、それぞれ、結果として $Vp'(x, y)$ と $Vp(x, y)$ を生じさせる。

2. $Vp'(x, y)$ と $Vp(x, y)$ の間の標準化された相関した係数の最大値が検出される。

3. 座標の原点への最大値の距離は、配置距離 $d(x, y)$ を与える。

4. 標準化された相互相関の最大値として、相互相関係数が計算される。

・オプション B :

1. 血管の自然な方向を支持し、以前の $V'(x, y)$ と現在の $V(x, y)$ 画像の血管のエッジをならし、それぞれ $Vp'(x, y)$ と $Vp(x, y)$ を生じさせる、予測されるモデル。

2. $Vp'(x, y)$ と $Vp(x, y)$ の間の相互相関の半値全幅 (full width half maximum) を定める領域が検出される。

3. 原点に対する、その領域の質量中心または物質中心の距離 (重み付きの、または重み付きでない) は、配置距離 $d(x, y)$ を与える。質量中心または物質中心の計算は、領域の中心を計算するための一般的な画像処理操作として意図される。

4. 相互相関の率 (quotient) は、標準化された相互相関の重み付けされた平均である。

・オプション C :

1. 以前の確率的画像と現在の確率的画像、それぞれ、 P_m' ($vessel | x, y$) と P_m ($vessel | x, y$)、を比較することによって、蓋然性を最大化して、最もある得る配置 $d(x, y)$ が見出される。

2. 以前の $Vp'(x, y)$ と現在の $Vp(x, y)$ の重なり合う領域を計算し、画像の視野の全領域に関して標準化し、 C_V を得る。

【0062】

方法 4. マッピング (18) : 方法 1 および 2 から得られる画像とトラッキング座標に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、リアルタイムの血管構造のマップを生成するためのシグナル処理手順。

- 入力 :

位置ベクター $p(x, y)$ 。

2つの画像間の位置ベクター $d(x, y)$ 。

画像間の相互相関係数 C_V 。

反射された赤の画像 $R_R(x, y)$ (14a)。

反射された緑の画像 $R_G(x, y)$ (14b)。

反射された青の画像 $R_B(x, y)$ (14c)。

- 出力 :

血管マップ画像 $T(x, y)$ 。

全体画像 $G(x, y, c)$ (注記: c は赤、緑、青の色を指す)。

10

20

30

40

50

以前の血管の確率的画像 P_m' ($vessel | x, y$)、 $m = 1, 2, \dots, M$ 。

以前の血管のセグメント化された画像 V' (x, y)。

- 必須の工程 :

これらの技術は、スティッチング (Stitching) またはモザイキング (Mosaicing) として知られており、コンピュータ画像において使用される。あり得る実行は :

1. 域値 > 0.5 は、相互相関係数 C_V を超えて適用される。

2 a. $C_V < 0.5$ ならば、自動システムは、現在の画像は誤差を含んでいると考えて、血管マップスティッチングのためにそれを使用しない。

3 a. トランシッキングアルゴリズム (方法 3) を通じて、全体の血管マップ $T(x, y)$ における現在の画像 $V(x, y)$ をサーチする。新たなパラメータ $d(x, y)$ と C_V が得られる。 10

4 a. $C_V > 0.5$ ならば、工程 2 b に進み、そうでなければ、工程の残りをスキップし、次の画像取得があるまで待機する。

2 b. $C_V > 0.5$ ならば、以前の位置 $p(x, y)$ とその配置 $d(x, y)$ が考慮されるように、現在の画像 $V(x, y)$ を全体画像 $T(x, y)$ 上に配置する。

3 b. 以前の位置 $p(x, y)$ とその配置 $d(x, y)$ が考慮されるように、全体画像 $G(x, y, c)$ (ここで、 c は、例えば、標準的なビデオ画像における色を指し、 $c = R$ 、 G 、または B である) における、赤の反射された画像 $R_R(x, y)$ (14 a)、緑の反射された画像 $R_G(x, y)$ (14 b) および青の反射された画像 $R_B(x, y)$ (14 c) で目に見えるものに属する現在の画像。 20

4 b. 新しいイテレーションのためのシステムを準備する。現在の画像 $V(x, y)$ を以前の画像 $V'(x, y)$ に移す、すなわち、 $V'(x, y) = V(x, y)$ 。

5 b. 現在の確率を以前の確率に移す。 $P_m' (vessel | x, y) = P_m (vessel | x, y)$ 。

6 b. $d(x, y)$ と $p(x, y)$ によって位置をアップデートする。

【0063】

方法 5 : ヒュージョン (19) : 方法 3 からの情報で、(標準的内視鏡によって作り出された)目に見えるもののリアルタイムで画像をマージするためのシグナル処理手順。 30

- 入力 :

血管マップ画像 $T(x, y)$ 。

全体画像 $G(x, y, c)$ 。

反射された赤の画像 $R_R(x, y)$ (14 a)。

反射された緑の画像 $R_G(x, y)$ (14 b)。

反射された青の画像 $R_B(x, y)$ (14 c)。

血管のセグメント化された画像 $V(x, y)$ 。

- 出力 :

局所的に改善された画像のカラー画像 $V_E L(x, y, c)$ 。

全体的に改善された画像のカラー画像 $V_E G(x, y, c)$ 。 40

- 必須の工程 :

1. 画像 $V_E L(x, y, c)$ は、1つまたは多くの可視画像:反射された赤の画像 $R_R(x, y)$ (14 a)、反射された緑の画像 $R_G(x, y)$ (14 b) および反射された青の画像 $R_B(x, y)$ (14 c)、上へ重なり合わされたセグメント化された血管画像 $V(x, y)$ の重み付け加算 (weighted adding) によって得られる。

2. 画像 $V_E G(x, y, c)$ は、全体画像 $G(x, y, c)$ のチャンネル又はカラー c の1つの上に重なり合わされた、セグメント化された血管マップ画像 $T(x, y)$ を加えることによって得られる。

3. 1つまたはいくつかのモニター、プロジェクターまたはデジタル若しくはアナログ画像を表示することができる一般的なデバイスに送ることができるデジタル画像を得る。 50

4. 各モニター（または同等物）に表示するために視聴様式を選択するために、ユーザーインターフェースが作製される：V E L（x, y, c）、V E G（x, y, c）、V（x, y）、T（x, y）、またはG（x, y, c）。

【0064】

記載された方法の効果を明確にするために、本発明によって記載された装置に利用可能な異なるビジョンモードを図6に示す。（a）は、標準的な内視鏡によって提供されるビジョンモードであり、（b）は、NIR分析を通じての血管のセグメント化（16）であり、（c）は、可視画像とNIR画像のヒュージョン（19）であり、（d）は、再構築のマッピング（18）であり、および（e）は、連続する画像のトラッキング（17）によるモザイク再構築である。

10

【0065】

まとめると、本発明の装置での解剖学的構造の赤外線ビジョンを改善するためのシグナル処理手順は、GPU、FPGA、CPUベースのシステムで実行される特定のハードウェアおよびソフトウェア、またはローカルの、分散または並列コンピューティングを通じてリアルタイム処理を行う任意の他のハードウェアを備えた画像処理ユニット（2）で行われ、その手順は、少なくとも以下の方法を含む：

方法1. 標準化（15）：可視光（赤、緑および青）と赤外光の強度の画像における各ポイントの強度をリアルタイムで比較し、そして画像にローパスフィルタを使用することによって、組織（7）を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理手順。入射する赤外光の量は、再現可能な形式で推定される。

20

方法2. セグメント化（16）：赤外画像および可視画像のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管構造をセグメン化するためのシグナル処理手順。

方法3. トラッキング（17）：方法1および2によって生成された2つの連続的画像の間の解剖学的構造または組織、好ましくは、血管構造のリアルタイムのトラッキングおよび同時配置のためのシグナル処理手順。

方法4. マッピング（18）：方法1および2から得られた画像およびトラッキング座標から、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管構造のリアルタイムのマップを作製するためのシグナル処理手順。

方法5. ヒュージョン（19）：方法3からの情報で（標準的な内視鏡によって作り出された）可視画像を融合させるためのシグナル処理手順。

30

【0066】

装置は、マルチモード画像処理ユニット（1）において異なる画像処理モードを得るためにさらなる光源（可視光と赤外光の両方）および／またはさらなる光学的システムを使用することによって、より多くの画像モードをさらに統合することができる。

【0067】

さらに、本発明は、任意のタイプの内視鏡手術、中でも消化管内視鏡検査、呼吸器官内視鏡検査、関節鏡検査、産婦人科内視鏡検査、コルポスコピー、泌尿器科内視鏡検査、耳鏡検査、または形成外科内視鏡検査などへの適切な適用を提供する。本発明は、さらに、その医療的手順においてその使用に適合させた光学的オブジェクト（レンズ、ミラーまたは観察されている物体から出ている光を集め他の光学装置として意図される）で内視鏡、胎児鏡、および腹腔鏡を置き換えることによって、皮膚または開放外科的手技のような他の医療的手順への適用を提供する。図7は、前腕の表面に適用された、本明細書に記載される血管検出の技術の使用によって得られた画像を示し、可視モードは、NIR画像へと融合されている。

40

【0068】

開示された本発明は、解剖学的構造の機能的分析を行う可能性も提供する。本発明の他の様式は、偏光イメージングおよび／または第2高調波に使用によって、コラーゲンのような異なる解剖学的構造の分類を提供する。それは、臨床的状態を診断することに繋がる異常を検出するために、同じ解剖学的構造における差異を区別するためにも使用すること

50

ができる。全てのこの自動化され、かつ定量的なデータの取得は、手術の手引をするために適用可能であるのみでなく、ロボット化された遠隔操作のまたは自動化された手術にも適用可能である。

【0069】

本発明の実施の方法のみでなく本発明の特質も十分に記載したので、当該技術分野の当業者がその範囲およびそれに由来する効果を理解するために説明を続ける必要はないと考えられるが、そのことに焦点を当てて、その本質的な特質内で、実施例を通じて示された実施形態とは詳細において異なる他の実施形態で実行することができ、それらは、その本質的な特質が改変、変更または修飾されないならば、主張される保護によって包含されたままである。

10

【0070】

【表1】

使用された参照番号の記載

参照	記載
(1)	マルチモードまたはマルチスペクトルの画像取得ユニット
(2)	画像処理ユニット
(3)	内視鏡、胎児鏡、または腹腔鏡
(4)	赤外光源
(5)	白色光源
(6)	光学的要素
(7)	解剖学的構造、組織または血管構造
(8)	フィルタ
(9)	レンズ
(10)	ビデオカメラ
(11)	ビデオカメラ
(12)	赤外画像
(13)	可視画像
(14a)	赤の画像
(14b)	緑の画像
(14c)	青の画像
(15)	標準化方法
(16)	セグメント化方法
(17)	トラッキング方法
(18)	マッピング方法
(19)	ヒュージョン方法
(20)	改善されたローカル表示
(21)	改善された全体表示
(22)	電気コネクション

20

30

40

【図1】

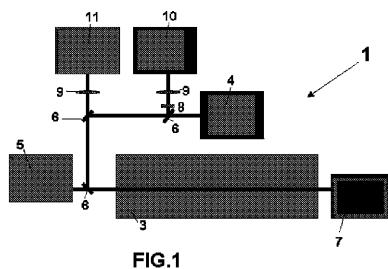


FIG. 1

【図2】

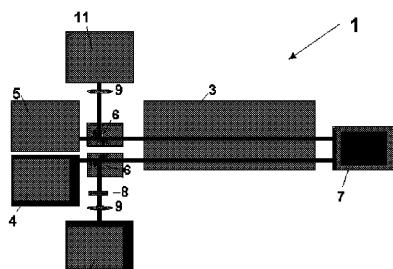


FIG. 2

【図3】

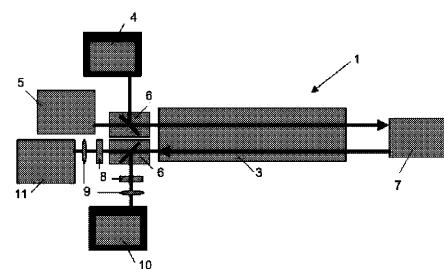


FIG. 3

【図4】

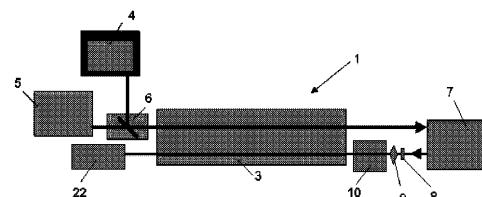


FIG. 4

【図5】

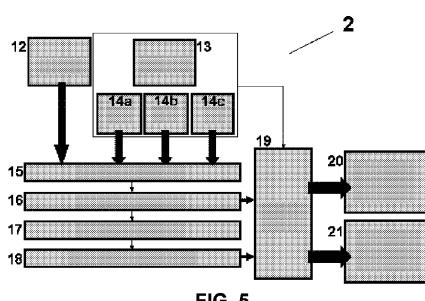
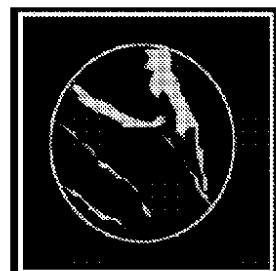


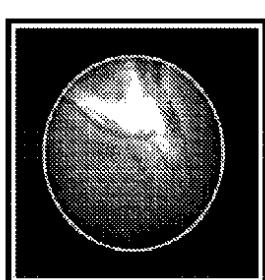
FIG. 5

【図6 (b)】



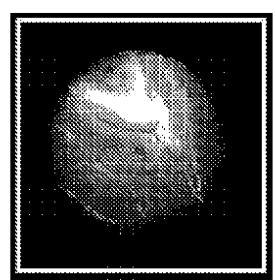
(b)

【図6 (a)】



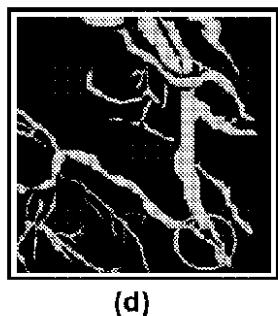
(a)

【図6 (c)】



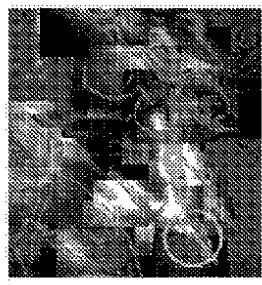
(c)

【図 6 (d)】



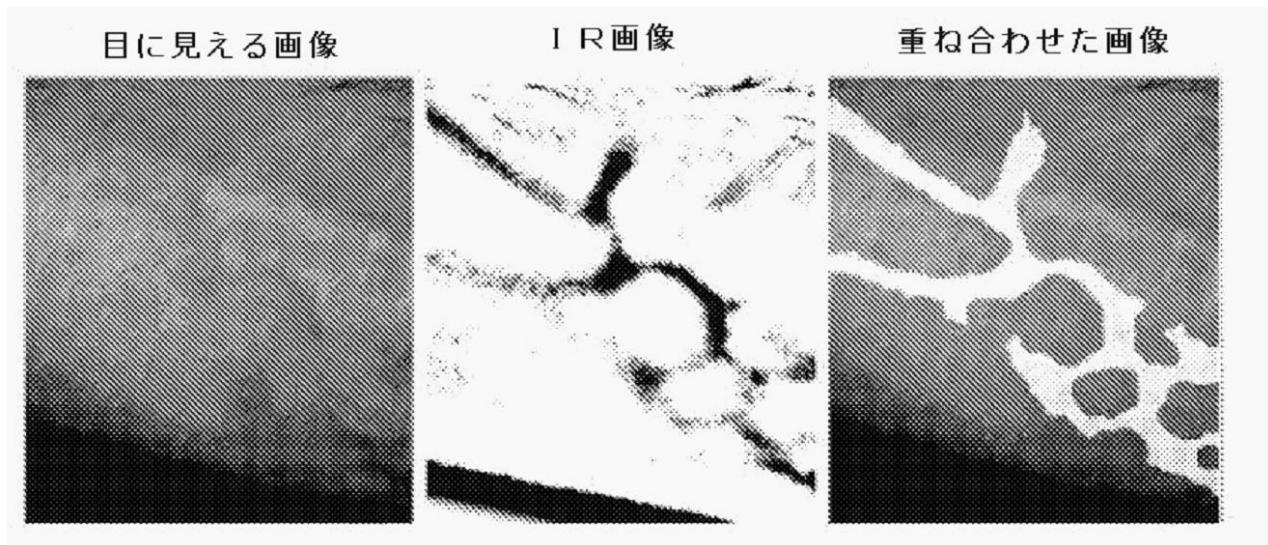
(d)

【図 6 (e)】



(e)

【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成23年5月6日(2011.5.6)

【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】

解剖学的構造および組織、好ましくは血管のような血管構造の赤外線の改善された画像処理および機能的分析のための装置であって、該装置は、以下の少なくとも2つの協働ユニット：

- 画像取得デバイス、好ましくは、内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡（3）を含む内視鏡画像取得デバイスを含む、ヒトの身体の内部からの画像を取得するための、マルチモードのまたはマルチスペクトルの画像取得ユニット（1）であって、前記画像取得ユニット（1）は、ヒトの身体の内部からのビデオ画像が得られる少なくとも1つのチャンネルが装備され、前記少なくとも1つのチャンネルに、少なくとも1つの赤外光源（4）および少なくとも1つの白色光源（5）または3つの波長、青、緑および赤を含む光源が連結される画像取得ユニット（1）、

- 前記画像処理ユニット（1）によって得られたヒトの身体の改善された画像、好ましくはヒトの身体の血管マップを処理し、表示するための、および前記画像取得デバイスの位置をリアルタイムで割り当てるための、インターフェースを備えたデバイスを含む画像処理ユニット（2）であって、前記画像処理ユニット（2）は、少なくとも以下のシグナル処理手段：

各画像ポイントにおける可視光（赤、緑および青）と赤外光の強度をリアルタイムで比較し、前記画像におけるローパスフィルタを使用し、および入射する赤外光の量を推測することによって、前記解剖学的構造または組織（7）を照らす光の量を標準化するための、標準化（15）シグナル処理手段：

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するための、セグメント化（16）シグナル処理手段：

標準化（15）手段およびセグメント化（16）手段によって生成された2つの連続的画像の間で、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックし、および配置するための、トラッキング（17）シグナル処理手段：

解剖学的構造または組織の前記画像から、およびトラッキング（17）手段の使用を介して、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作成するための、マッピング（18）シグナル処理手段：

標準化（15）手段、セグメント化（16）手段、トラッキング（17）手段およびマッピング（18）手段のいずれかによって得られた情報によって、前記画像取得ユニット（1）によって生成された可視光の画像をマージするための、ヒュージョン（19）シグナル処理手段、

を含む画像取得ユニット（2）、
を含むことを特徴とする、装置。

【請求項2】

前記光源（4、5）が、ビームスプリッター、ホットミラー、コールドミラー、ダイクロイックミラー、偏光子、拡散子、回折光学素子、アナライザー、ホログラフィック光学素子、位相板、超音波光学材料、ダズラー、シェーバー、部分的ミラー、ダイクロイックプリズムシステム、調節可能な光学フィルタ、多重に分岐した導光、偏光ビームスプリッター、或いは、光学的経路がファイバー光学的経路である場合に光学ファイバー内のカプセル化も含む、検出又は照明のいずれか、またはその両方のための光学的経路を分けるかまたは結びつけるために、波長、偏光、または他の光学的特性に依存してそれらの伝達または反射条件を調整することのできる任意の他の光学的デバイスの中から選択される光学的要素（6）の手段によって内視鏡のビデオチャンネルへと連結される連結されることを特徴とする、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

C C D、C M O SまたはE M - C C Dカメラから選択された1以上のビデオカメラ（10）、（11）において画像を形成するため、および前記画像処理ユニット（2）によるさらなる処理のために前記画像をデジタル化するために、フィルタ（8）およびレンズ（

9) と随意に組み合わせて、好ましくは内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)である画像取得デバイスにおける同じチャンネルが、光学的要素(6)の使用によって解剖学的構造の検出のために使用されることを特徴とする、請求項2に記載の装置。

【請求項4】

検出された前記シグナルが非常に弱いか又はそれらが低質である場合に、画像増幅器が、前記ビデオカメラ(10)、(11)にさらに供されることを特徴とする請求項3に記載の装置。

【請求項5】

好ましくは内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)である前記画像取得デバイスの2つのチャンネルを使用することによって、代替的に、少なくとも赤外光源(4)および少なくとも1つの白色光源(5)が、ビデオカメラ(10)、(11)に連結されることを特徴とする請求項1または2のいずれかに記載の装置。

【請求項6】

代替的に、好ましくは内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)である前記画像取得デバイスにおける少なくとも1つのチャンネルが、光学的要素(6)と組み合わせて照明のためにのみに使用され；および少なくとも1つの他のチャンネルが検出のためのみに使用され、前記装置は、フィルタ(8)およびレンズ(9)のようなさらなる光学的要素を随意にさらに含むことを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項7】

代替的に、好ましくは内視鏡、胎児鏡または腹腔鏡(3)である前記画像取得デバイスの末端プローブに設置され、電気コネクション(22)に繋がれた、CCD、CMOSまたはEM-CCDカメラ(10)が、光源(4)、(5)によって連続的に発せられた異なるバンド又は波長の連続的な検出のために利用され、前記カメラ(10)内の少なくとも1つのフィルタ(8)が、随意に、1以上の赤外線スペクトルバンドの分離のためにカラーフィルタアレー又はカラーフィルタモザイクであり得ることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項8】

前記画像取得ユニット(1)が、画像取得デバイスとして、皮膚および開放外科的手技に適合した光学対物レンズを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項9】

解剖学的構造および組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像のシグナル処理の手順であって、前記解剖学的構造および組織が、少なくとも1つの赤外光源(4)および少なくとも1つの白色光源(5)または3つの波長、青、緑および赤を含む光源によって照らされること、および少なくとも以下：

各画像ポイントにおける可視光(赤、緑および青)と赤外光の強度のリアルタイムでの比較の手段と、前記画像におけるローパスフィルタの使用によって、前記組織(7)を照らす光の量を標準化するためのシグナル処理のための手順における、標準化(15)；

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析またはマルチモード分析に基づいて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するためのシグナル処理のための手順における、セグメント化(16)；

標準化(15)およびセグメント化(16)によって生成された2つの連続的画像の間で、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックし、および配置するためのシグナル処理のための手順における、トラッキング(17)；

解剖学的構造または組織の画像から、およびトラッキング(17)の使用を通じて、解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作成するためのシグナル処理のための手順における、マッピング(18)；

標準化(15)、セグメント化(16)、トラッキング(17)およびマッピング(18)に対応する任意の方法から得られる情報によって、画像取得ユニット(1)によって生成された可視光の画像をマージするためのシグナル処理のための手順における、ヒュ

ーション(19)、

の方法が、G P U、F P G A、C P Uベースのシステム、またはローカルの、分散または並列コンピューティングを通じてリアルタイム処理を行う任意の他のハードウェアによって、画像処理ユニット(2)において実行されることを特徴とする手順。

【請求項10】

少なくとも1つの赤外光源(4)および少なくとも1つの白色光源(5)または3つの波長、青、緑および赤を含む光源によって照明される解剖学的構造および組織、好ましくは、血管のような血管構造の改善された画像を処理し、および表示するためのインターフェースを備えたデバイスを含む画像処理ユニット(2)であって、前記画像処理ユニット(2)は、少なくとも以下のシグナル処理手段：

各画像ポイントにおける可視光(赤、緑および青)と赤外光の強度をリアルタイムで比較し、前記画像におけるローパスフィルタを使用し、および入射する赤外光の量を推測することによって、前記解剖学的構造または組織(7)を照らす光の量を標準化するための、標準化(15)シグナル処理手段：

赤外光および可視光のリアルタイムのスペクトル分析に基づいて、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造の画像をセグメン化するための、セグメント化(16)シグナル処理手段：

標準化(15)手段およびセグメント化(16)手段によって生成された2つの連続的画像の間で、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造をリアルタイムでトラックし、および配置するための、トラッキング(17)シグナル処理手段：

解剖学的構造または組織の前記画像から、およびトラッキング(17)手段の使用を介して、前記解剖学的構造または組織、好ましくは、血管のような血管構造のリアルタイムのマップを作成するための、マッピング(18)シグナル処理手段：

標準化(15)手段、セグメント化(16)手段、トラッキング(17)手段およびマッピング(18)手段のいずれかによって得られた情報によって、前記画像取得ユニット(1)によって生成された可視光の画像をマージするための、ヒュージョン(19)シグナル処理手段、

を含むことを特徴とする、画像処理ユニット(2)。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/066799

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B5/00 A61B1/04		
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 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.
X	US 2004/005086 A1 (WOLFF LAWRENCE B [US] ET AL) 8 January 2004 (2004-01-08) paragraph [0020] - paragraph [0035] figures 5,7	1,9-11
Y	US 2003/187319 A1 (KANEKO MAMORU [JP] ET AL) 2 October 2003 (2003-10-02) abstract paragraph [0088] figures 4a-c	2-8
X	US 2002/136435 A1 (PROKOSKI FRANCINE J [US]) 26 September 2002 (2002-09-26) paragraph [0065] - paragraph [0077]	1,9-11
X	EP 0 867 830 A2 (PROKOSKI FRANCINE J [US]) 30 September 1998 (1998-09-30) column 24, line 26 - column 31, line 20	1,9-11
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> 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 document but published on or after the international filing date		
'L' document which may throw doubt 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	Date of mailing of the international search report	
31 March 2010	08/04/2010	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5610 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040 Fax. (+31-70) 340-3016	Authorized officer Bengtsson, Johan	

International Application No. PCT/EP2009/066799

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 12-16

In accordance with Articles 17(2)(a)(i) and 17(2)(b) PCT, no International Search Report has been established for claims 12-16, since the claims involve a method of treatment on the human or animal body by surgery in the sense of Rule 39.1 (iv) PCT. In particular, claims 12-16 implicitly include the step of inserting an endoscope, fetoscope or laparoscope into a human subject. This step is considered to involve a method of treatment on the human or animal body by surgery in the sense of Rule 39.1 (iv) PCT. See also the description, page 2, lines 5-14.

Continuation of Box II.2

In accordance with Articles 17(2)(a)(i) and 17(2)(b) PCT, no International Search Report has been established for claims 12-16, since the claims involve a method of treatment on the human or animal body by surgery in the sense of Rule 39.1 (iv) PCT. In particular, claims 12-16 implicitly include the step of inserting an endoscope, fetoscope or laparoscope into a human subject. This step is considered to involve a method of treatment on the human or animal body by surgery in the sense of Rule 39.1 (iv) PCT. See also the description, page 2, lines 5-14.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/EP2009/066799						
Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)								
<p>This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. <input checked="" type="checkbox"/> Claims Nos.: 12-16 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210 2. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically: 3. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a). 								
Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)								
<p>This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers all searchable claims. 2. <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees. 3. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: 4. <input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 								
<p>Remark on Protest</p> <table border="0"> <tr> <td><input type="checkbox"/></td> <td>The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/></td> <td>The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/></td> <td>No protest accompanied the payment of additional search fees.</td> </tr> </table>			<input type="checkbox"/>	The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.	<input type="checkbox"/>	The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.	<input type="checkbox"/>	No protest accompanied the payment of additional search fees.
<input type="checkbox"/>	The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.							
<input type="checkbox"/>	The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.							
<input type="checkbox"/>	No protest accompanied the payment of additional search fees.							

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2009/066799

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2004005086	A1	08-01-2004	NONE		
US 2003187319	A1	02-10-2003	NONE		
US 2002136435	A1	26-09-2002	NONE		
EP 0867830	A2	30-09-1998	CA JP	2229630 A1 11019071 A	25-09-1998 26-01-1999

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(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,SE,SI,S,K,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,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,KM,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,PE,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100082072

弁理士 清原 義博

(72)発明者 グラタコス ソルソナ,エドゥアード

スペイン,イー-08036 バルセロナ,2a,5o,シー/ユルゲル 216,セントレ デ
'イノヴァシオ,フンダシオ クリニック ペル ア ラ レセルカ ビオメディカ フクルブ

(72)発明者 アマト ロルダン,イヴァン

スペイン,イー-08036 バルセロナ,2a,5o,シー/ユルゲル 216,セントレ デ
'イノヴァシオ,フンダシオ クリニック ペル ア ラ レセルカ ビオメディカ フクルブ

F ターム(参考) 4C161 AA01 AA04 AA07 AA11 AA16 AA22 AA24 AA25 BB10 FF40

NN01 NN05 QQ02 QQ03 QQ07 RR02 RR14 SS07 WW02 WW04

WW07

专利名称(译)	用于红外增强图像处理和血管结构(例如血管)功能分析的设备和图像处理单元		
公开(公告)号	JP2012511361A5	公开(公告)日	2014-02-20
申请号	JP2011540096	申请日	2009-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	丰达SHIO诊所裴勒Arale CERCA生物药物 医院门诊我的专业Vin的乳木果醛巴塞罗那 Yuniba Shitato巴塞罗那		
申请(专利权)人(译)	Fundashio诊所佩尔一拉Reseruka Biomedika 医院诊所我唾液酸省报巴塞罗那 Yunibashitato巴塞罗那		
[标]发明人	グラタコスソルソナエドウアード アマトロルダンイヴァン		
发明人	グラタコスソルソナエドウアード アマトロルダンイヴァン		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/0086 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B1/3132 A61B5/0075 A61B5/02007		
FI分类号	A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA07 4C161/AA11 4C161/AA16 4C161/AA22 4C161/AA24 4C161 /AA25 4C161/BB10 4C161/FF40 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/SS07 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW07		
优先权	2008003513 2008-12-11 ES		
其他公开文献	JP2012511361A		

摘要(译)

用于解剖结构的红外视觉的设备，适用于协助医生进行内窥镜检查，胎儿内窥镜检查或腹腔镜检查，并用于信号处理以改善该视力在两个可协同工作的单元中：(1)来自包括内窥镜，胎儿窥镜或腹腔镜的设备以及用于获取患者体内内部多模图像的附加光学系统。配置有多模式或多光谱图像处理单元；以及(2)配备了硬件和软件，用于应用至少五种不同的视场增强方法：标准化，分割，跟踪，映射和融合。它还处理图像并显示患者的解剖图和内窥镜位置的改善。红外图像被传送到的图像处理单元，包括具有导航界面的处理装置。[选择图]图7