

(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2019-520879

(P2019-520879A)

(43) 公表日 令和1年7月25日 (2019.7.25)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/045 6 1 O	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2018-561487 (P2018-561487)
 (86) (22) 出願日 平成29年5月19日 (2017.5.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年12月18日 (2018.12.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/SG2017/050261
 (87) 国際公開番号 W02017/204746
 (87) 国際公開日 平成29年11月30日 (2017.11.30)
 (31) 優先権主張番号 16170769.0
 (32) 優先日 平成28年5月23日 (2016.5.23)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 516114695
 ライカ インストゥルメンツ (シンガポール) プライヴェット リミテッド
 Leica Instruments (Singapore) Pte. Ltd
 .
 シンガポール国 シンガポール テバン
 ガーデنز クレセント 12
 12 Teban Gardens Crescent, Singapore 608924, Singapore
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト

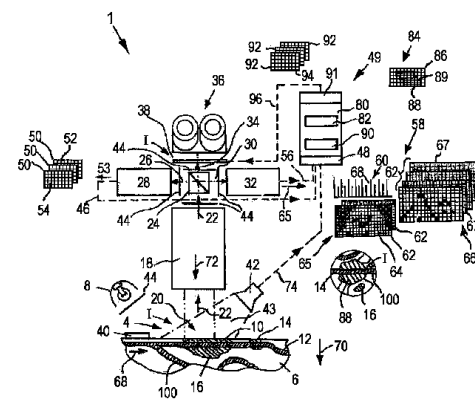
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 顕微鏡または内視鏡等の医療用観察装置ならびに時間変調および／または空間変調を有する疑似カラーパターンを用いる方法

(57) 【要約】

本発明は、顕微鏡または内視鏡等の医療用観察装置 (1) に関する。さらに本発明は、医療画像を処理する方法に関する。入力画像データ (52) が可視光観察カメラ (28) によって集められ、蛍光観察カメラ (32) または超音波センサ (40, 42) 等の補助入力データ (58) から生成された蛍光画像データ (65) 等の補助入力データ (58) に重ねられる。補助入力データ (58) から、疑似カラー画像データ (86) の後続のセット (84) が、画像プロセッサ (80) によって生成される。出力画像データ (94) を得るために、疑似カラー画像 (84) が、入力画像データ (52) と合併される。時間変調パターンおよび／または空間変調パターン (87) の少なくとも1つを含んでいる疑似カラーパターンフィールド (88) は、入力画像データ (52) と補助入力データ (58) とのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて生成される。

Fig. 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

顕微鏡または内視鏡等の医療用観察装置(1)であって、

入力インターフェース(48)と、画像プロセッサ(80)と、出力インターフェース(91)と、を含んでおり、

前記入力インターフェース(48)は、入力画像データ(52)の後続のセット(50)および補助入力データ(58)の後続のセットを受信するように構成されており、

前記出力インターフェース(91)は、出力データレートで出力画像データ(94)の後続のセット(92)を出力するように構成されており、

前記画像プロセッサ(80)は、前記入力画像データおよび前記補助入力データの前記セットを受信するために前記入力インターフェース(48)に接続されており、前記出力画像データを出力するために前記出力インターフェースに接続されており、前記画像プロセッサはさらに、前記補助入力データ(58)と前記入力画像データ(52)とのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データ(86)の後続のセット(84)を生成し、前記入力画像データ(52)と前記補助入力データ(58)と前記疑似カラー画像データ(86)とのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、前記疑似カラー画像データ(86)内に少なくとも1つの人工的に作られた疑似カラーパターンフィールド(88)を生成するように構成されており、

前記疑似カラーパターンフィールド(88)は、時間的に変化する疑似カラーパターンおよび/または空間的に変化する疑似カラーパターン(87, 87', 87'', 87''')の少なくとも1つを含んでおり、前記画像プロセッサは、前記疑似カラー画像データ(86)と前記入力画像データ(52)との少なくとも1つのセクションを合併して、前記疑似カラーパターンフィールド(88)を含んでいる前記出力画像データ(94)を生成するように構成されている、

医療用観察装置(1)。

【請求項 2】

前記疑似カラーパターンフィールド(88)は、変化レートを有する時間変調パターン(87'', 87''')を含んでおり、前記出力データレートは、前記変化レートより高い、

請求項 1 記載の医療用観察装置(1)。

【請求項 3】

前記画像プロセッサは、前記入力画像データ(52)と前記補助入力データ(58)とのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、前記時間変調パターン(87)の変化レートを計算するように構成されている、

請求項 1 または 2 記載の医療用観察装置(1)。

【請求項 4】

前記入力インターフェース(48)は、超音波マイクロホンデータ、超音波画像データ、マイクロラジオグラフィー画像データ、ガンマ線画像データ、サーモグラフィー画像データ、マルチスペクトル画像データおよび蛍光画像データの少なくとも1つを前記補助入力データ(58)として受信するように構成されている、

請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項記載の医療用観察装置(1)。

【請求項 5】

前記出力画像データ(94)は、少なくとも1つの疑似カラーパターンフィールド(88)を、前記補助入力データ(58)の内容が閾値を下回っている領域および閾値を上回っている領域の少なくとも1つにおいて含んでいる、

請求項 1 から 4 までのいずれか 1 項記載の医療用観察装置(1)。

【請求項 6】

前記出力画像データ(94)の後続のセット(92)は、時間変調パターン(87'', 87''')を有する疑似カラーパターンフィールド(88)を含んでおり、前記時間変調パターンは、伝搬波パターン(87b)を含んでおり、前記伝搬波パターンの速度、

10

20

30

40

50

方向および波長の少なくとも１つは、前記補助入力データ（５８）の内容に関連している、
請求項１から５までのいずれか１項記載の医療用観察装置（１）。

【請求項７】

前記出力画像データ（９４）は、三次元であり、前記画像プロセッサ（８０）は、前記補助入力データ（５８）の内容に応じて、前記三次元出力画像データの異なる深さの層で疑似カラー画像データ（８６）を生成するように構成されている、
請求項１から６までのいずれか１項記載の医療用観察装置（１）。

【請求項８】

前記医療用観察装置（１）は、前記入力画像データ（５２）の後続のセット（５０）を提供するために前記入力インターフェース（４８）に接続されている可視光観察カメラ（２８）を含んでおり、

前記医療用観察装置（１）は、さらに、前記補助入力データ（５８）を提供するために前記入力インターフェース（４８）に接続されている、蛍光観察カメラ（３２）と超音波センサ（４０，４２）とのうちの少なくとも１つを含んでいる、
請求項１から７までのいずれか１項記載の医療用観察装置（１）。

【請求項９】

前記医療用観察装置（１）は、前記蛍光観察カメラ（３２）および光源（８）を含んでおり、

前記蛍光観察カメラ（３２）、前記光源（８）および前記可視光観察カメラ（２８）の少なくとも１つに、少なくとも２つの異なる蛍光色素（１４，１６）のためのフィルタ装置（４４）が設けられており、

各蛍光色素（１４，１６）は、異なるピーク発光波長を有しており、

前記出力画像データ（９４）は、少なくとも２つの疑似カラー（８９）を含んでおり、

前記画像プロセッサ（８０）は、異なる疑似カラー（８９）を異なる蛍光ピーク発光波長の各々に割り当てるように構成されている、
請求項８記載の医療用観察装置（１）。

【請求項１０】

前記医療用観察装置（１）は、さらに超音波センサ（４０，４２）を含んでおり、

前記画像プロセッサ（８０）は、前記超音波センサ（４０，４２）からの前記補助入力データ（５８）の内容に応じて、前記出力画像データ（９４）内に前記疑似カラーパターンフィールド（８８）を生成するように構成されている、
請求項８または９記載の医療用観察装置（１）。

【請求項１１】

前記補助入力データ（５８）は、三次元補助入力データ（６６）を含んでおり、

前記画像プロセッサ（８０）は、前記三次元補助入力データ（６６）の内容に応じて、疑似カラーパターンフィールド（８８）を生成するように構成されている、
請求項１から１０までのいずれか１項記載の医療用観察装置（１）。

【請求項１２】

医療画像を表示する方法であって、前記方法は、

入力画像データ（５２）の後続のセット（５０）を受信するステップと、

補助入力データ（５８）の後続のセットを受信するステップと、

前記補助入力データ（５８）と前記入力画像データ（５２）とのうちの少なくとも１つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データ（８６）の後続のセットを生成するステップと、

前記入力画像データ（５２）と前記補助入力データ（５８）と前記疑似カラー画像データ（８６）とのうちの少なくとも１つのデータの内容に応じて、前記疑似カラー画像データ（８６）内に、空間変調および時間変調の少なくとも１つを有している、少なくとも１つの疑似カラーパターンフィールド（８８）を生成するステップと、

前記疑似カラーパターンフィールド（８８）を含んでいる出力画像データ（９４）のセ

10

20

30

40

50

ット(92)を得るために前記疑似カラー画像データ(86)の各セット(84)を前記入力画像データ(52)の各セットと合併するステップと、

出力データレートで前記出力画像データ(94)を表示するステップと、
を含んでいる方法。

【請求項13】

前記補助入力データの少なくとも1つのセットは、超音波センサ、マイクロラジオグラフィカメラ、サーモグラフィカメラ、蛍光観察カメラ、マルチスペクトルカメラおよびガンマ線カメラから受信される、
請求項12記載の方法。

【請求項14】

出力画像データ(94)の後続のセット(92)は、前記出力データレートより低く、前記入力画像データ(52)と前記補助入力データ(58)と前記疑似カラー画像データ(86)とのうちの少なくとも1つのデータの内容に関連している変化レートで時間変調を有している疑似カラーパターンフィールド(88)を含んでいる、
請求項12または13記載の方法。

【請求項15】

コンピュータに、請求項12から14までのいずれか1項記載の方法を実行させるプログラムを格納している非一時的コンピュータ記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用観察装置および方法に関する。本発明を実現するための典型的な医療用観察装置は、顕微鏡または内視鏡である。

【背景技術】

【0002】

顕微鏡または内視鏡等の光学撮像装置によって観察される組織内に蛍光色素を注入することが、従来技術において知られている。蛍光色素は、特定の組織だけを標識するように構成されている。例えば、蛍光色素は、観察時間中にのみ血流中に留まるように構成されていてよく、その結果、血管のみが蛍光色素によって標識される。別の蛍光色素は、腫瘍細胞だけと反応する前駆体物質の形態で提供されていてよく、これによって、癌だけを標識する蛍光色素が得られる。したがって、蛍光イメージングは有用な診断情報を提供することができる。しかし、蛍光は典型的には、解剖学的情報、すなわち組織の色の見え方を提供しない。逆に、可視光画像は、解剖学的情報を提供するが、蛍光診断情報は提供しない。疑似カラーは、可視光と蛍光の2つの異なる画像タイプの情報を1つの画像において提供する便利な方法である。可視光画像と蛍光画像とを重ね合わせるまたは合併することが、従来技術において知られている。

【0003】

このような画像重ね合わせ装置および方法の使用は、診断および外科手術を格段に容易にする。しかし、診断および外科手術をさらに容易にするために、この技術をさらに改良する必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって、本発明の課題は、既存の装置および方法をさらに改良する装置および方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

医療用観察装置の場合には、この課題は、本発明に相応して、医療用観察装置が入力インターフェースと、画像プロセッサと、出力インターフェースと、を含んでおり、入力インターフェースは、入力画像データの後続のセットと補助入力データの後続のセットとを

10

20

30

40

50

受信するように構成されており、出力インターフェースは、出力データレートで出力画像データの後続のセットを出力するように構成されており、画像プロセッサは、入力画像データおよび補助入力データのセットを受信するために入力インターフェースに接続されており、かつ出力画像データを出力するために出力インターフェースに接続されており、画像プロセッサはさらに、補助入力データと入力画像データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データの後続のセットを生成し、入力画像データと補助入力データと疑似カラー画像データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データ内に少なくとも1つの人工的に作られた疑似カラーパターンフィールドを生成するように構成されており、疑似カラーパターンフィールドは、時間的に変化するパターンと空間的に変化するパターンの少なくとも1つを含んでおり、画像プロセッサは、疑似カラー画像データと入力画像データの少なくとも1つのセクションを合併して、疑似カラーパターンフィールドを含んでいる出力画像データを生成するように構成されていることで解決される。

10

【0006】

本発明の課題はまた、医療画像を表示する方法によって解決され、この方法は、入力画像データの後続のセットを受信するステップと、補助入力データの後続のセットを受信するステップと、補助入力データと入力画像データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データの後続のセットを生成するステップと、入力画像データと補助入力データと疑似カラー画像データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて、疑似カラー画像データ内に、空間変調および時間変調の少なくとも1つを有している少なくとも1つの一貫したパターンフィールドを生成するステップと、出力画像データを得るために、疑似カラー画像データを入力画像データと合併するステップと、疑似カラーパターンフィールドを有する出力画像データを表示するステップと、を含んでいる。

20

【0007】

時間変調されたかつ/または空間変調された疑似カラーパターンの使用によって、特に出力画像に対するさらなるデータ源であるさらなるデータの合併が可能になる。さらに、疑似カラーパターンを使用することによって、そうでなければ疑似カラー画像において知覚できないであろう出力画像データ内のデータを可視化することができる。

【0008】

パターンフィールドは疑似カラーであり、かつ人工的に作られているので、有利には出力画像データにおける背景として使用され、かつ可視光画像データに基づいている入力画像と直ちに区別される。

30

【0009】

本発明のコンテキストにおいて、パターンは、予測可能な様式で要素が繰り返される識別可能な規則性を表す。規則性および予測可能性は、パターンが人間の認識プロセスを頼りにしていないことを意味している。むしろ、パターンは、パターン認識アルゴリズムを用いて自動的に識別および発見される。このコンテキストにおいて疑似カラーは、生物学的組織における蛍光色のような、自然に生じない色である。本開示のコンテキストにおいて、色は、光の波長の特定の組み合わせとされ、したがって人間の認識プロセスを頼りにしていない。

40

【0010】

以降において、本発明のさらなる態様を説明する。以降において説明されるさらなる態様の各々は、それ自体の利点および技術的效果を有し、したがってあらゆる他の態様と任意に組み合わせることができる。

【0011】

例えば、パターンフィールドは、ハッチング等の空間パターン、またはテンプレートの時間および/または空間における規則的な繰り返しで満たされていてよい。テンプレートは、空間変調を有するパターンにおいて、ドット、タイル、記号および/または絵等の幾何学的形状から成っていてよい。時間変調を有するパターンでは、パターンは時間と共に異なる画像のセットの規則的な繰り返しから成る。このようなパターンの典型的な例は、

50

円、多角形および／または波等の単純な幾何学的形状のハッチングまたはビットマップテンプレートである。

【 0 0 1 2 】

時間変調および空間変調の両方を有するパターンでは、空間変調を有する異なるパターンが繰り返し表示される。時間変調パターンにおける後続のパターンは、互いに類似していてもよく、例えば、互いに空間的に変位しているが、それ以外は同一であり、動きの方向を表す。例えば、変化レートの1周期内の時間変調パターンの後続のハッチングは、すべて同じ量だけ互いに、幾何学形状的にシフトされていてよい。これは、動きの方向を示す時間変調パターンを生成するために使用することができる。伝搬波パターンは、例えば、血液の流れまたはリンパ液の流れ等の流体の流れの方向を示すために使用されてよい。

10

【 0 0 1 3 】

疑似カラーパターンは、有利には、疑似カラー画像データの少なくとも1つの一貫したまたは連続したセクションにわたって延在し、したがって疑似カラーパターンフィールドを形成する。疑似カラーパターンフィールド内で、入力画像データと補助入力データとのうちの少なくとも1つのデータの内容は、有利には同じ条件を満たす。例えば、補助入力データおよび／または疑似カラー画像データの内容が上方閾値を超える場合、これはデータの飽和を表し得る。この場合にはこれらのデータはパターンフィールドによって表されるので、これらは信頼できないとされる。同一のアプローチを、下方閾値と関連して使用することができる。これは、感度閾値を下回り、したがって信頼できないとみなされる可能性があるデータを表し得る。時間変調パターンの例は、疑似カラー画像または疑似カラー画像の一貫した部分であり、これは疑似カラーで満たされ、ここでは疑似カラーがオンおよびオフされる、または明るさ、色相および彩度の少なくとも1つが、変化レートに従って変化する。

20

【 0 0 1 4 】

時間変調パターンは、交替するパターンの周期的な繰り返しが生じる変化レートを有していてよい。明確に可視化するために、変化レートはフリッカー融合レートよりも低くあるべきであり、すなわち、特に25 Hzより低くあるべきである。

【 0 0 1 5 】

画像プロセッサは、入力画像データと補助入力データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に応じて変化レートを決定するように構成されていてよい。変化レートは、時間と共に、画像プロセッサによって自動的に変えられてよい。特に、経時変化は、入力画像データと補助入力データと疑似カラー画像データとのうちの少なくとも1つのデータの内容に関連していてよい。例えば、補助データが超音波データである場合、変化レートは、目下の流速、または例えば血流内の脈拍によって引き起こされる速度変化の周波数および／または振幅に関連していてよい。

30

【 0 0 1 6 】

疑似カラーパターンフィールドが時間パターンであり、ここで画像プロセッサが変化レートを有する時間パターンを生成するように構成されている場合、出力データレートが変化レートより高いのは有利である。これによって、パターンの時間的变化を滑らかに表示することができる。出力データレートは通常、フレームレートに対応するので、画像の滑らかなシーケンスを生成するために、フリッカー融合レートより高くあるべきである。対照的に、変化レートは知覚可能な動きを生成するように構成されている。

40

【 0 0 1 7 】

疑似カラー画像データは、矢印、文字および数字等の記号を含むこともできる。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の態様によれば、入力インターフェースは、補助入力データとして超音波データおよび蛍光画像データの少なくとも1つを受信するように構成されている入力セクションを含んでいてよい。超音波データは、超音波マイクロホンの録音によって生成される一次元データフィールドであってよい。付加的にまたは択一的に、超音波データは、超音波センサヘッドまたはスキャナによって生成されるような多次元データであってよい。特

50

に、超音波データは、二次元または三次元（空間次元）であってよく、空間位置を表す各データ点で、流れまたは動きの速度および方向等の付加的なデータを含んでいてよい。

【0019】

画像プロセッサは、両方のデータにおける空間的特徴が空間的に一致するように、入力画像データとあらゆる補助入力画像データを空間的にアライメントするように構成されている空間アライメントモジュールを含んでいてよい。

【0020】

例えば、入力画像データが可視光観察カメラから受信した画像データであり、補助入力データが蛍光観察カメラから受信した蛍光画像データであり、可視光観察カメラと蛍光観察カメラが重畳した視野領域を有している場合、空間アライメントモジュールは、両方の画像データにおいて空間的特徴が同じ大きさおよび向きであるように、画像の少なくとも1つを調整する。これによって、出力画像データにおける様々な画像データの正確な合併が可能になる。このような場合の補助入力データは、択一的または追加的に、他の物理的な、有利には不可視の量を検出するセンサからのデータを含んでいてよい。これらのデータは、上述した蛍光画像データとして空間アライメントモジュールを使用して同じ方法で調整されてよい。

【0021】

蛍光がNIR範囲で生じる場合、蛍光観察カメラはNIRカメラであってよく、蛍光画像データはNIR画像データであってよい。

【0022】

補助データが蛍光観察カメラからの画像データ、特に蛍光画像データである場合、時間的パターンおよび/または空間的パターンは蛍光画像データの彩度および/または明るさに関連していてよい。さらに疑似カラーパターンフィールドは、蛍光画像データにおいて2つの異なる色または波長が重なり、かつ自由選択的なさらなる判断基準として、各色または波長が最小強度を超えるところで生成されてよい。

【0023】

補助入力画像データが三次元データセットを含む場合、時間的パターンおよび/または空間的パターンは、このパターンをオンにするための所定の条件が検出される位置、特に深さに関連してよい。これによって、出力画像データ内に、入力画像データに表されているものの下にある面における構造的および/または物理的特徴を表すデータを含むことが可能になる。これは、蛍光色素で標識された腫瘍の下にある血管または骨等である。

【0024】

別の態様によれば、画像プロセッサは、時間変調スキームに従って、疑似カラー画像データの後続のセットを生成するように構成されていてよい。時間変調スキームは、有利には画像プロセッサ内に格納されている。この変調スキームは、異なる疑似カラーを表す異なる疑似カラー画像データのセット間の時間変化する交替、異なる彩度および/または明るさの疑似カラー画像データ、周期的に変化するパターンを表す異なる疑似カラー画像データの少なくとも1つを含んでいてよい。

【0025】

変調スキームは、さらに伝搬波パターンを含んでいてよく、ここでは伝搬波パターンにおいて、速度、方向および波長の少なくとも1つが、補助入力データの内容に関連している。

【0026】

医療用観察装置の別の態様によれば、出力画像データは三次元画像データを含んでいてよい。補助データの内容に応じて、三次元画像データの異なる深さまたは面において疑似カラー画像データが生成されている三次元出力画像データを生成および/または処理するように画像プロセッサが構成されていてよい。この態様は、疑似カラーパターンフィールドの生成とは無関係に実現されてよい。

【0027】

例えば、三次元入力画像データは、可視光観察カメラまたは蛍光観察カメラのいずれか

10

20

30

40

50

を用いて、Zスタッキングによって生成されてよい。したがって、疑似カラー画像データは、三次元特徴を提示するために使用され得る。既に説明したように、画像データの三次元性は、三次元超音波画像からも得られる。

【0028】

本発明の別の態様によれば、出力画像データは、二次元画像データであってよく、入力画像データと補助入力データとのうちの少なくとも1つは、三次元データを含んでいてよい。画像プロセッサは、二次元出力画像データの面にない特徴に対して、疑似カラーを用いて三次元入力データから二次元出力画像データを計算するように構成されている。疑似カラー画像データ、特にその疑似カラーパターンフィールドは、二次元出力データにおいてレンダリングされる面内にない三次元入力画像および/または三次元補助入力データの一部のデータ内容を表示するために使用されてよい。

10

【0029】

三次元入力画像または補助入力データに関連して疑似カラー画像を使用することは、それ自身で有利である。すなわち、疑似カラーパターンフィールドは使用されない。

【0030】

医療用観察装置は、入力画像データを提供するために入力インターフェースに接続されている少なくとも1つの可視光観察カメラを含んでいてよい。可視光観察カメラは、三次元入力画像データまたは二次元入力画像データを提供してよい。医療用観察装置はさらに、少なくとも1つの蛍光観察カメラ、少なくとも1つの超音波センサ、少なくとも1つのマイクロ放射カメラ、少なくとも1つのガンマ線カメラ、少なくとも1つのX線カメラ、および/または少なくとも1つのサーモグラフィーカメラ等の、可視波長領域における電磁放射ではない物理的な量をセンシングするように構成されている少なくとも1つのセンサ装置を含んでいてよい。このような装置は、補助入力データを提供するために入力インターフェースに接続されていてよい。補助入力データは、一次元、二次元、三次元であってよい、または異なる次元の補助入力データのセットを提供してよい。

20

【0031】

医療用観察装置は、有利には、1つより多くの蛍光色素、すなわち1つより多くの異なる蛍光スペクトルを識別、処理および表示するように構成されている。このために、蛍光観察カメラ、光源および可視光観察カメラの少なくとも1つに、蛍光スペクトルを選択的に遮断および/または透過させるためのフィルタ装置を設けることができる。疑似カラー画像は、そのような場合、有利には少なくとも2つの異なる疑似カラーを含み、ここで各疑似カラーは異なる蛍光スペクトル、すなわち異なる蛍光色素に割り当てられる。

30

【0032】

画像プロセッサおよびその構成要素は、ハードウェア装置であっても、または少なくとも部分的に、多目的コンピュータまたはプロセッサにおいて実行されるソフトウェアモジュールによって表されてもよい。

【0033】

本発明は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれている、並行する出願EP 1 615 562 5 . 3に記載されているように、疑似カラー画像データと入力画像データとの合併を用いることができる。

40

【0034】

以降では、添付図面を参照して本発明を例示的に説明する。図中、機能とデザインの少なくとも1つに関して互いに対応する要素には同一の参照番号を付している。

【0035】

図面に示され、以下に説明される特徴の組み合わせは、一例に過ぎない。上記の特定の特徴の技術的效果が特定の用途に対して必要である場合または必要でない場合に、個々の特徴を付け加えるまたは省くことができる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明による医療用観察装置の実施形態の概略図

50

- 【図 2】本発明による医療画像の重ね合わせのための操作の方法を表す概略図
- 【図 3】出力画像データに合併される入力画像データおよび補助入力データのセットの例の概略図
- 【図 4】出力画像に合併される入力画像データおよび補助入力データの別の例の概略図
- 【図 5】疑似カラー画像データ内の空間変調を有する疑似カラーパターンフィールドの概略図
- 【図 6】時間変調パターンの概略図（図 6 A ~ 図 6 C）
- 【図 7】時間変調パターンの概略図（図 7 A ~ 図 7 I）
- 【発明を実施するための形態】
- 【0037】

10

図 1 を参照して、本発明を含む医療用観察装置 1 の構造についてはじめに説明する。

【0038】

一例として、医療用観察装置 1 は、図 1 において顕微鏡として示されている。医療用観察装置 1 は、内視鏡であってもよい。

【0039】

医療用観察装置 1 は、診断目的または外科手術目的のために、生組織 6 等の対象物 4 を検査するために使用される。対象物 4 には、1 つ以上の蛍光色素が存在してよい。

【0040】

光源 8 の特定の波長による励起の際に、蛍光色素は異なるピーク発光波長、例えば、NIR 範囲で蛍光を発する。2 つ以上の蛍光色素が使用される場合、それらは異なるピーク発光波長の光を放出してよい、または単に異なるスペクトルを有してよい。生組織 6 の異なるタイプ 10、12 を標識するために、異なる蛍光色素を使用してよく、その結果、これらのタイプ 10、12 は、それらが放出する異なる蛍光波長によって識別され得る。光源 8 は、可視光範囲の、対象物を観察するための照明としても機能し得る。

20

【0041】

例えば、1 つのタイプのハッチングによって図 1 に概略的に示されている第 1 の蛍光色素 14 を、特に、血管等の生組織 6 の 1 つのタイプ 12 を標識するために使用することができる。別のタイプのハッチングによって図 1 に示されている第 2 の蛍光色素 16 は例えば、腫瘍細胞等の生組織 6 の別のタイプ 10 のみを標識してよい。

【0042】

30

医療用観察装置 1 は、ズーム拡大レンズ等の光学システム 18 を含んでいてよい。内視鏡の場合には、光学システム 18 は光ファイバを含んでいてもよい。光学システム 18 は、医療用観察装置 1 およびその医療用画像重ね合わせ装置 49 の操作時に、生組織 6 の少なくとも一部に向けられている。対象物 4 の可視部分は、光学システム 18 の視野 20 によって決定される。生組織 6 で反射された光は、少なくとも 1 つの蛍光色素 14、16 から放射された蛍光と共に、光学システム 18 によって収集され、少なくとも 1 つのビームスプリッタを含んでいる 1 つまたは複数のビームスプリッタシステム 24 に向けられる。

【0043】

光 22 の一部 26 は、少なくとも 1 つのビームスプリッタシステム 24 によって可視光観察カメラ 28 に向けられる。光 22 の別の部分 30 は、蛍光観察カメラ 32 に向けられてよい。光 22 の別の部分 34 は、単眼でも双眼でもあり得る接眼レンズ 36 に向けられてよい。

40

【0044】

接眼レンズ 36 は、接眼レンズ 36 と少なくとも 1 つのビームスプリッタシステム 24 との間に配置されている透過型ディスプレイ 38 に向けられてよい。透過型ディスプレイ 38 は、光 22 の一部 34 を通過させ、ディスプレイ 38 上に目下表示されている絵を、光学システム 18 によって提供されている画像上に重ね合わせる。

【0045】

択一的に、ディスプレイ 38 は、透過型でなくてよい。この場合には、ディスプレイ 38 は、付加的な情報と共に対象物 4 のライブビューを表示しても、医療用画像重ね合わせ

50

装置 4 9 または医療用観察装置 1 の操作者が要求するあらゆる他の情報を表示してもよい。特に、透過型ディスプレイ 3 8 の場合に光学システム 1 8 によって直接的に提供されるであろう背景画像は、代わりに、可視光観察カメラ 2 8 によってリアルタイムで提供されてよい。

【 0 0 4 6 】

医療用観察装置 1 はさらに、少なくとも 1 つのセンサ 4 0 を含んでいてよい。これは例えば、対象物 4 と接触し得る超音波センサまたは血流センサである。

【 0 0 4 7 】

少なくとも 1 つのセンサ 4 0 に加えて、少なくとも 1 つのさらなるセンサ装置 4 2 が設けられていてよい。このセンサ装置 4 2 は、有利には、マイクロ放射、ガンマ、X 線、赤外線、または音データ等の不可視物理量をセンシングするように構成されている非光学的センシング装置である。非光学的センシング装置 4 2 は、二次元または三次元のデータを提供する。非光学的センシング装置 4 2 の例は、マイクロラジオグラフィカメラ、超音波センサヘッド、サーモグラフィカメラ、ガンマ線カメラ、および X 線カメラである。

【 0 0 4 8 】

非光学的センシング装置は有利には、光学システム 1 8 と非光学的センシング装置 4 2 によって捕捉されたデータが、対象物 4 の同じ領域からの異なる物理量を表すように、視野 2 0 と重なるセンサフィールド 4 3 を有している。

【 0 0 4 9 】

可視光範囲の光を蛍光波長の光から分離するために、および反射を避けるために、有利には、フィルタ装置 4 4 を光源 8、ビームスプリッタシステム 2 4、可視光観察カメラ 2 8、蛍光観察カメラ 3 2、接眼レンズ 3 6 およびディスプレイ 3 8 のうちの少なくとも 1 つの直前で使用することができる。

【 0 0 5 0 】

可視光観察カメラ 2 8 は、データ接続部 4 6 を介して医療用画像重ね合わせ装置 4 9 の入力インターフェース 4 8 に接続されている。医療用画像重ね合わせ装置は、A S I C 等の特定の機能を実行する専用のハードウェアによって、汎用コンピューティング装置によって実行されるソフトウェアによって、またはその両方の組み合わせによって実現されてよい。

【 0 0 5 1 】

入力インターフェース 4 8 は、医療用画像重ね合わせ装置 4 9 および医療用観察装置 1 の操作時に、入力画像データ 5 2 の後続のセット 5 0 を受信する。入力画像データ 5 2 は二次元であり、ピクセル 5 4 を含むように構成されている。図 1 の実施形態では、入力画像データ 5 2 の後続のセット 5 0 は、カメラ 2 8 によって提供される一連の可視光画像データ 5 3 に対応する。

【 0 0 5 2 】

入力インターフェース 4 8 はさらに、一次元補助入力データ 6 0、二次元補助入力データ 6 4 または三次元補助入力データ 6 6 のセット 6 2 であってよい補助入力データ 5 8 を受信するように構成されている。三次元補助入力データ 6 6 は、二次元データの幾つかの面 6 7 から成る。当然ながら、補助入力データ 5 8 が、より高い次元のデータを含んでいてもよい。これは例えば、各ピクセルまたはボクセルに対して血流速度および方向等の付加的な物理的データを含んでいる三次元の絵を出力するハイパースペクトルカメラまたは超音波センサヘッドが使用される場合である。

【 0 0 5 3 】

蛍光観察カメラ 3 2 は、データ接続部 5 6 を介して、特に蛍光観察カメラ 3 2 からの蛍光画像データ 6 5 を表し得る二次元補助入力データ 6 4 の後続のセット 6 2 を送信してよい。蛍光画像データ 6 5 は、入力画像データ 5 2 と同じフォーマットを有しているが、異なる解像度を有してよい。

【 0 0 5 4 】

センサ 4 0 は、例えば血管 1 2 内の時系列的な血流速度 6 8 の形態で、一次元補助入力

10

20

30

40

50

データを提供してよい。

【0055】

センシング装置42は、二次元または三次元補助入力データ64の後続のセット62を提供してよい。これは例えば、対象物4の深さ方向70に平行な、すなわち、医療用観察装置1の視線方向72に平行な面67にある。

【0056】

センシング装置42は、データ接続部74によって医療用画像重ね合わせ装置49の入力インターフェース48に接続されてよい。見易くするために図示されていない別のデータ接続部が、超音波センサ42と入力インターフェース48との間に存在してよい。すべてのデータ接続部は、有線セクションおよび/または無線セクションを含んでいてよい。

10

【0057】

補助入力データ58は、医療用画像重ね合わせ装置49によって、記載された装置のうちのいずれか1つ、例えば蛍光観察カメラ32からのみ、または超音波センサ40からのみ受信される、ならびにそのような装置の任意の組み合わせから受信されるということを理解されたい。さらに、図1には示されていないが、補助入力データ58を提供するために、他の装置が使用されてもよい。例えば、サーモグラフィーカメラ、マイクロラジオグラフィカメラ、X線カメラおよび/またはガンマ線カメラを、超音波センサおよび/または蛍光観察カメラの代わりに、または超音波センサおよび/または蛍光観察カメラに加えて使用してよい。

【0058】

20

医療用画像重ね合わせ装置49は、可視光観察カメラ28からの入力画像データ52を補助入力データ58と混合し、入力画像データ52の少なくとも一部および補助入力データ58の少なくとも一部の両方を含んでいる出力画像データ81を提供するように構成されている画像プロセッサ80を含んでいる。入力画像データ52は背景データとして使用されるが、補助入力データ58は、それらが入力画像データ52と合併される前に、少なくとも1つの疑似カラーおよび/または疑似カラーパターンに割り当てられる。疑似カラーは、入力画像データ52内に存在せず、有利には組織6内に存在しない色のリストから、画像プロセッサ80によって手動または自動で選択され、例えば蛍光色である。有利には、各異なる物理量が異なる疑似カラーおよび/または疑似カラーパターンに割り当てられる。

30

【0059】

このために、画像プロセッサ80は疑似カラー画像生成器82を含んでいる。疑似カラー画像生成器82は、補助入力画像データ58の内容および/または供給源に応じて、疑似カラーを補助入力データ58に割り当てる。有利には、画像データ52の各セット50に対して、疑似カラー画像生成器82は、リアルタイムで疑似カラー画像データ86の対応するセット84を生成するように構成されている。疑似カラー画像データ86はその後、入力画像データ52と混合される。

【0060】

画像プロセッサ80、特に疑似カラー画像生成器82はさらに、疑似カラー画像データ86内に少なくとも1つの疑似カラーパターン87を生成するように構成されている。パターン87は、疑似カラー画像データ86の一貫した部分にわたって存在し、したがって疑似カラーパターンフィールド88を形成する。パターン87は、疑似カラー画像データ86内の疑似カラーのゾーンの時間変調および/または空間変調を含んでいてよい。空間変調パターンは空間において規則性を有し、時間変調パターンは時間と共に規則性を有する。規則性は、パターンが予測可能に繰り返されることを意味する。

40

【0061】

パターン87が時間変調を有する場合、これは、パターン87の連続的な繰り返しの間の時間を表す変化レートを有するように疑似カラー画像生成器82によって生成される。

【0062】

パターン87は、補助入力データ58の内容に応じて生成される。例えば、補助入力デ

50

ータ 58、特に蛍光画像データ 65 の領域内に疑似カラー画像生成器 82 によって中実疑似カラーの代わりにパターン 87 が生成されてよい。これは、明るさの閾値等の閾値が満たされていないときである。内容がこの閾値をどの程度下回っているかに応じて、異なるパターン 87 が生成されてよい。これは、図 5、図 6A ~ 図 6C および図 7A ~ 図 7I を参照して、以下に例示的に説明される。図 5 は、空間変調を有する疑似カラーパターン 87' を示しており、図 6A ~ 図 6C は、時間変調を有するパターン 87'' を示しており、図 7A ~ 図 7I は、時間変調および空間変調の両方を有するパターン 87''' を示しており、時間変調は時間変調スキーム 87'''' に基づいている。

【0063】

図 5 には、疑似カラー画像データ 86 の 1 つのセットの概略図が示されている。疑似カラー画像データ 86 は、少なくとも 1 つの疑似カラー 89、この例では 2 つの異なる疑似カラー 89a および 89b と、異なる疑似カラーパターン 87 を含んでいる 2 つの異なる疑似カラーパターンフィールド 88 と、を含んでいる。これはこの例では、空間変調だけを有している。1 つの疑似カラーパターンフィールド 88a は例えば、反復する波形テンプレートから構成され、補助入力データ 58 をデータライブラリと自動的に比較することによって液体含量の増加が発見された、例えば、超音波センサからの補助入力データ 58 内の領域を指定するために使用されてよい。別の疑似カラーパターンフィールド 88b を使用して、強度が閾値を下回っている、または上回っている、補助入力データ 58 の領域を指定することができる。パターン 87 は空間変調のみを有するので、これらは時間と共に変化しない。しかし、疑似カラーパターンフィールド 88 の範囲は、入力画像データ 52 および / または補助入力データ 58 の内容に関連するので、時間と共に変化し得る。

【0064】

図 6A ~ 図 6C は、時間変調を伴う疑似カラーパターン 87 を示している。この例では、時間変調は、単純な、時間と共に点滅する動作である。図 6A において、疑似カラーパターンフィールド 88 は、第 1 の疑似カラー 89a を含んでいる。図 6B では、同じ疑似カラーパターンフィールド 88 が、後の時点で、第 1 の疑似カラー 89a の代わりに第 2 の疑似カラー 89b を含む（または疑似カラーを含まない）ことが示されている。再び、図 6C に示されている後の時点で、疑似カラーパターンフィールド 88 は、図 6A に示されている状態に戻る。したがって、繰り返しパターンが時間と共に表示される。連続的な繰り返しの間の時間間隔は、時間変調された疑似カラーパターン 87 の変化レートによって決定される。変化レートは、入力画像データ 52 および / または補助入力データ 58 の内容に応じて、疑似カラー画像生成器 82 において決定される。明白に視認可能な時間変調を有するために、変化レートは、フリッカー融合レートより低く、特に、フリッカー融合レートの半分を下回る。

【0065】

図 6A ~ 図 6C に示された時間変調は、例えば、強度が閾値を上回る補助入力データに割り当てられていてよく、これが静的疑似カラーに割り当てられている場合、例えば飽和状態に達しているので、これは疑似カラー画像データ 86 において識別可能ではないだろう。このような場合には、第 2 の疑似カラー 89b を示す代わりに、疑似カラー画像データ 86 において疑似カラーをオフすることができる。

【0066】

別の例では、図 6A ~ 図 6C に示されている時間変調が、そうでない場合には 2 つの静的疑似カラーが割り当てられるであろう領域において使用されてよい。時間変調を用いて、疑似カラーパターンフィールド 88 が、1 つより多くの疑似カラー 89 の割り当てに対する判断基準を満たす内容の補助入力データから生じていることを明確に示すことができる。当然ながら、図 6A ~ 図 6C に示されている時間変調を、2 つより多くの疑似カラー 89a、89b を連続して含むように拡張することができる。

【0067】

疑似カラーパターンフィールド 88 は、時間変調および空間変調の両方を有する疑似カラーパターンフィールド 88 を含んでいてよい。これは、疑似カラー画像データ 86 の後

続のセット 8 4 内の異なる位置を取り、矢印 8 7 c の方向に伝搬する伝搬波パターン 8 7 b を生成する少なくとも 1 つの中実疑似カラーパターン領域 8 7 a を含んでいるパターン 8 7 を示す図 7 A ~ 図 7 I に示されている。図 7 A ~ 図 7 I の各々は、1 つの変化期間の間の後続のセット 8 4 の 1 つを示している。この変化期間の終わりに、図 7 I において、図 7 A のパターンで開始することによって、この周期は繰り返される。

【 0 0 6 8 】

疑似カラーパターンフィールド 8 8 は時間および空間の両方にわたって変化する規則性を示し、ここでは少なくとも 1 つの中実疑似カラーパターン領域 8 7 a は、透明な領域または別の疑似カラーで満たされた領域と、空間において規則的に交替し、変化レートの各通過後に、同じ空間パターンが疑似カラーパターンフィールド 8 8 内に含まれている。変化レート自体が、補助入力データ 5 8 の内容に応じて、時間と共に変化し得る、ということに留意されたい。

【 0 0 6 9 】

図 7 A ~ 図 7 I に示されている疑似カラーパターン 8 7 は、例えば、血流データ等の、速度、流量および / または方向を表す補助入力データ 5 8 に使用されてよい。補助入力データ 5 8 において表される速度を、変化レート、空間変化レートによる流量、またはパターン 8 7 における疑似カラー 8 9 の強度によって表すことができる。疑似カラーパターンフィールド 8 8 の範囲は、各セット 5 2 に対して、補助入力データ 5 8 から自動的に決定される。

【 0 0 7 0 】

画像プロセッサ 8 0 はさらに、空間アライメントモジュール 9 0 を含んでいてよい。空間アライメントモジュール 9 0 は、入力画像データ 5 2 および補助入力データ 5 8 を、各セット 5 2、6 2 が空間的に互いに一致するように空間的に調整するように構成されている。これは、例えば、入力画像データ 5 2 および補助入力画像データ 5 8 の両方に存在する空間的特徴をアルゴリズムによって相関させることによって行うことができる。空間アライメントモジュール 9 0 は、相関している構造体がアライメントされるように画像をモーフィングすることによって、入力画像データ 5 2 と空間入力データ 5 8 とのうちの少なくとも 1 つを調整するように構成されている。モーフィング操作は、入力画像データおよび補助入力データの少なくとも 1 つの伸張、回転、解像度の調整、および / またはワーピングを含んでいてよい。

【 0 0 7 1 】

例えば、蛍光観察カメラ 3 2 からの蛍光画像データは、可視光観察カメラ 2 8 からの可視光画像データに対して相対的に僅かに回転され、ワーピングされ、変位されていてよい。さらに、超音波センサ 4 0 からの二次元データ 6 4 は、異なるスケールおよび解像度を有していてよく、入力画像データ 5 0 および / または蛍光観察カメラからの蛍光画像データ 6 5 に対してワーピングおよび回転されていてよい。これらのデータを正確に重ね合わせるために、空間アライメントモジュール 9 0 は、それぞれのデータ 5 2、5 8 内の共通構造を識別して、それぞれの向きおよびスケールを計算するために相関アルゴリズムを実行するように構成されている。空間的な調整は、入力画像データおよび補助入力データの同期された各セットに対して、このアルゴリズムの結果に応じて実行される。

【 0 0 7 2 】

さらに、空間アライメントモジュール 9 0 は、補助入力データ 5 8 を生成する装置の伝達関数を含んでいてよく、その伝達関数は、初期校正プロセスによって得られたものである。伝達関数は、ケラレ、ねじれおよび / または収差等の光学システムにおけるズレを修正するために使用されてよい。

【 0 0 7 3 】

医療用画像重ね合わせ装置 4 9 はさらに、出力画像データ 9 4 の後続のセット 9 2 を出力するように構成されている出力インターフェース 9 1 を含んでいる。出力画像データ 9 4 は、疑似カラー画像データ 8 6 と入力画像データ 5 0 との合併から生じる。

【 0 0 7 4 】

10

20

30

40

50

このような合併の例は、その全体が参照により本明細書に組み込まれている、出願人の出願である E P 1 6 1 5 5 6 2 5 . 3 に示されている。合併は、この参考文献においては、蛍光画像データのみに関して記載されているが、他のあらゆるタイプの二次元補助入力データ 5 8、6 4、6 7 に対して、さらなる変更なしにこの合併を使用することができる。

【 0 0 7 5 】

出力画像データ 9 4 は、有利には、出力画像データ 9 4 における、時間変調パターン 8 7 の最高変化レートより一桁高い出力データレートで出力される。特に、出力データレートはフリッカー融合レートより高く、特に 2 5 H z より高い。対称的に、変化レートは、フリッカー融合レートより低いので、疑似カラーパターン 8 7 の規則的な変化が明白に視認可能である。

10

【 0 0 7 6 】

パターン 8 7 の認識は、人間の心の認識プロセスを頼りにすることなく、パターン 8 7 は、空間的領域および時間的領域の少なくとも 1 つにおけるその規則性のために、あらゆる自動パターン認識プロセスによって認識され得る、ということが理解されるべきである。

【 0 0 7 7 】

ディスプレイ 3 8 は、データ接続部 9 6 を介して出力インターフェース 9 1 に接続されている。ディスプレイ 3 8 には、出力画像データ 9 4 が表示される。ディスプレイ 3 8 が透過型である場合、入力画像データ 5 2 は出力画像データ 9 2 から省かれてよく、疑似カラー画像データ 8 6 のみが表示されてよい。この場合に入力画像データ 5 0 は、疑似カラー画像データ 8 6 とパターン 8 7 を入力画像データ 5 2 とアライメントするためだけに使用される。入力画像データ 5 0 がディスプレイ 3 8 を通して、見えるものを正確に表現するときには、効果は、非透過型ディスプレイを使用して、合併された入力画像データ 5 2 と疑似カラー画像 8 6 を表示することと同じである。

20

【 0 0 7 8 】

接眼レンズ 3 6 を通して見えるものの概略的な例が、図 1 に詳細に示されている。

【 0 0 7 9 】

蛍光色素 1 4、1 6 には、疑似カラー画像生成器 8 2 によってそれぞれ異なる疑似カラーが割り当てられる。出力画像データ 9 4 は、疑似カラー画像生成器 8 2 によってリアルタイムで生成され、時間変調および / または空間変調を有する少なくとも 1 つの疑似カラーパターンフィールド 8 8 を含んでいる。パターンフィールド 8 8 は、疑似カラーパターン 8 7 を含んでおり、入力画像データ 5 2 および / または補助入力データ 5 8 の内容に応じて生成される。

30

【 0 0 8 0 】

例えば、蛍光観察カメラ 3 2 の蛍光画像データ 6 5 において、蛍光画像データ 6 5 が有する蛍光強度が、所定の、しかし有利には調整可能な閾値を下回る領域がある場合には、それらが疑似カラーパターン 8 7 によって標識されてよい。ここでは疑似カラー 8 9 が、自身の完全な明るさの少なくとも半分を有し得る。したがって蛍光画像データ 6 5 の強度が低いにもかかわらず、この領域は依然として観察者にとって視認可能である。択一的にまたは付加的に、蛍光画像データが所定の、しかし有利には調整可能な閾値を上回る強度を有している領域において、異なるパターン 8 7 が使用されてよい。これは、これらのデータが信頼できないこと、またはカメラの感度を調整しなければならないことを観察者に示し得る。

40

【 0 0 8 1 】

医療用画像重ね合わせ装置 4 9 および医療用観察装置 1 は、ディスプレイ 3 8 内に二次元画像および / または三次元画像を提供してよく、したがって、ディスプレイ 3 8 は、2 D または 3 D ディスプレイであり得る。

【 0 0 8 2 】

光学システム 1 8 の視野 2 0 の面の下の深さ方向 7 0 に位置し、したがって可視光観察

50

カメラ 28 からの可視光画像データ 53 または蛍光観察カメラ 32 からの蛍光画像データ 65 に含まれていない位置からのデータを含む補助入力データ 58 が使用される場合、これらが、疑似カラーパターン 87 を用いて疑似カラー画像データ 86 に加えられてよい。例えば、超音波センサ 40 または 42 が、視野 20 の下の大きな血管または神経等の、対象物 4 内の一貫した構造体 100 を検出した場合、この構造体 100 は、疑似カラーパターンフィールド 88 を使用することによって、疑似カラー画像データおよび最終的には出力画像データ内にレンダリングされてよい。

【0083】

異なる疑似カラーおよび異なるパターン 87 を使用することによって、異なる装置からの様々な補助入力データ 58 を同時に表示することができる。

10

【0084】

図 2 を参照して、次に、入力画像データおよび補助入力データから、疑似カラー画像データを介して出力画像データを生成するプロセスを説明する。図 2 では、自由選択的なステップが破線で示されている。

【0085】

図 2 は、入力画像データ 52 が医療用画像重ね合わせ装置 49 によって実行され得る第 1 のステップ 110 において前処理されることを示している。前処理ステップ 110 は、ヒストグラムの平坦化、コントラストの自動調整、光学システム 18 に起因する収差、ケラレ、ねじれによるズレの補正ならびにノイズ低減のうちの任意の 1 つまたは任意の組み合わせを含んでいてよいが、これらに限定されなくてよい。

20

【0086】

少なくとも 1 つのズレ、ノイズおよびねじれを補正するために、蛍光画像データ 65 等の補助入力データ 58 または超音波データ、マイクロラジオグラフィ画像データ、サーモグラフィ画像データおよび / または X 線画像データ等の別のさらなる補助入力データ 58 に前処理ステップ 112 が施されてもよい。ステップ 112 で実行される前処理アルゴリズムは、一般的に、ステップ 110 における入力画像データ 52 用のものと同じであってよいが、異なる物理的パラメータおよびシステムを構成するために異なるパラメータを使用している。例えば、光学システム 18 によって導入されたズレの補正は、蛍光画像データ 65 の場合には、可視光画像データ 53 の場合と異なることがある。

【0087】

特に、補助入力データ 58 の場合、前処理 112 は、閾値比較を含んでいてもよく、この閾値比較では、特定の感度閾値を下回る内容を有する補助入力データが、例えば無効にされるか削除される。したがって、これらは出力画像データ内に含まれないだろう。例えば、ピクセルの強度が感度閾値を下回る場合、ピクセルは補助入力データ 58 において無効にされるかまたはゼロに設定されるかまたは透明に設定されてよい。感度閾値は、医療用画像重ね合わせ装置 49 または医療用観察装置 1 の使用者によって決定されてよい。したがって、極めて低い信号強度、すなわち蛍光レベルまたは超音波反射性のみを表すピクセルは、疑似カラー画像生成において考慮されないことがある。

30

【0088】

次のステップ 114 は、入力画像データ 52 および補助入力データ 58 の少なくとも 1 つ、特に二次元補助入力データおよび / または三次元補助入力データの空間的調整を含み、入力画像データ 52 および補助入力データ 58 の両方において空間的特徴は同じ位置に位置し、同じ大きさおよび向きである。空間的調整 114 の終了時に、入力画像データおよび補助入力データは、少なくとも実質的に空間的に一致している。有利には、入力画像データ 52 は、空間アライメントステップ 114 において参照されるために使用される。したがって補助入力データ 58 が、空間アライメントステップ 114 において修正されるが、入力画像データ 52 は変更されないままである。例えば、ピクセルが無効にされていること、かつ / または蛍光観察カメラ 32 および / またはマイクロラジオグラフィカメラ、サーモグラフィカメラまたはガンマ線カメラおよび / または超音波センサのピクセルにおいて測定される解像度が、可視光観察カメラ 28 の解像度より低いことが理由で、

40

50

補助入力データ 58 が入力画像データよりも少ないデータを含んでいる場合にこれは特に有利である。しかし入力画像データを変更せずに残しておく、光学システム 18 および可視光観察カメラ 28 の視野 20 が維持され、したがって視野 20 がディスプレイ 38 上に忠実にレンダリングされる。

【0089】

空間アライメントステップ 114 において、セット 62 または面 67 の補助入力データ 58 は、入力画像データ 52 に空間的に相関させるために、ねじられ、回転され、解像度の変更されてよい。入力画像データ 52 および補助入力データ 58 にタイムスタンプが付けられてよく、これによって入力画像データ 52 のセットが、この入力画像データと同時にサンプリングされた補助入力データ 58 のセットと共に処理される。

10

【0090】

次に、ステップ 116 において、疑似カラー画像データが補助入力データ 58 から生成される。

【0091】

例えば、NIR 範囲にあり、したがって人間には見えない蛍光画像データ 65 における異なる蛍光色が、可視範囲における異なる疑似カラーに割り当てられてよい。さらに、不可視物理量、すなわち超音波、マイクロ放射、ガンマ線またはサーモグラフィーセンシング等の、可視光範囲における電磁波ではない物理量を表す補助入力データ 58 にも疑似カラーが割り当てられてよい。有利には、各センシングモダリティが、異なる疑似カラーおよび/または異なるパターンに割り当てられている。

20

【0092】

出力画像データの単一セット内で多くの異なるタイプの補助入力データ 58 が使用されると、過度に多くの疑似カラーが使用されてしまう。したがって、同じ疑似カラーを使用するパターンを使用して、異なる疑似カラーの数を少なく抑えることができる。さらに、ハッチング等のパターン 87 の使用は、下にある入力画像データの一部を不明瞭にするだけであり、下にある入力画像データをより良く見ることを可能にする。

【0093】

さらに、補助入力データ 58 の内容が、補助入力データ 58 における記録された信号の低い強度を指定する場合、それらは、捉えにくい疑似カラーリングでのみで視覚化されるだろう。このような捉えにくい疑似カラーリングは、非疑似カラーリング領域とは別に、不十分にセットされ得る。したがってこれらの領域は、中実疑似カラーによって満たされるのではなく、疑似カラーが高い明るさを有する、例えば明るさの最大値の少なくとも 50% を有するパターンによって満たされるべきである。

30

【0094】

異なるパターンおよび疑似カラーは、有利には、医療用画像重ね合わせ装置 49 内に保持されている記憶装置 120 から自動的に選択される。使用者は、特定の割り当てを予め設定することができる。すなわち例えば特定の疑似カラーおよび/またはパターンを、特定のデータ源に、データ源からのデータの特定の内容に、例えば特定の蛍光色素に、ピクセル強度に、またはデータの変化パターンに、例えば変化レートに割り当てることができる。

40

【0095】

ステップ 116 において、疑似カラー画像データ 86 の後続のセット 84 が得られ、ここで少なくとも 1 つの疑似カラーパターンフィールド 88 が、入力画像データ 52 と補助入力データ 58 とのうちの少なくとも 1 つのデータの内容に応じて、パターン 87 で満たされる。

【0096】

次のステップ 124 において、疑似カラー画像と入力画像とが合併される。この合併は、リアルタイム処理を可能にするために、入力画像データ 52 および補助入力データ 58 の後続のセットにおける各データセットに対して行われる、ということが理解されるべきである。

50

【 0 0 9 7 】

合併プロセスは、参照によって組み込まれている、並行する出願 E P 1 6 1 5 5 6 2 5 . 3 に詳細に記載されている。画像合併ステップ 1 2 4 の結果、出力画像データ 9 4 が得られ、最終的にディスプレイ 3 8 上に表示される。

【 0 0 9 8 】

図 3 において、図 2 に示したプロセスをさらに説明する。

【 0 0 9 9 】

入力画像データ 5 2 は、可視光観察カメラ 2 8 からの可視光画像データ 5 3 を表す。蛍光画像データ 6 5 は、蛍光観察カメラ 3 2 から補助入力データ 5 8 として得られ、少なくとも 2 つの蛍光色素 1 4、1 6 の発光スペクトルを含んでいる。これらは、図 3 において F L 8 0 0 および F L 4 0 0 が付けられた異なる疑似カラーに割り当てられている。

10

【 0 1 0 0 】

少なくとも 1 つの疑似カラーパターンフィールド 8 8 は、蛍光画像データ 6 5 の内容に応じて、疑似カラー画像データ 8 6 において生成されている。疑似カラーパターンフィールド 8 8 a は、2 つの蛍光色素 1 4、1 6 が重なっている領域を指定する。疑似カラーパターンフィールド 8 8 a は、各蛍光色素 1 4、1 6 または対応する発光スペクトルに割り当てられた疑似カラーの一方または両方、または異なる疑似カラーを含んでいてよい。他の人工的に生成された疑似カラーパターンフィールド 8 8 c は、疑似カラーのうちの 1 つが極めて低い強度を有する領域を指定する。この疑似カラーパターンフィールド 9 8 は、各蛍光色素または蛍光発光スペクトルに割り当てられた同じ疑似カラーを使用してよい。

20

【 0 1 0 1 】

超音波センサ 4 2 からの二次元補助入力データ 5 8 も疑似カラー画像データ 8 6 に変換される。パターンフィールド 8 8 は、超音波からの補助入力データ 5 8 におけるピクセル強度が閾値を上回っている領域において人工的に生成される。次いで、疑似カラー画像が、入力画像データ 5 2 と合併され、少なくとも 1 つの疑似カラーパターンフィールド 8 8 を含んでいる出力画像データ 9 4 が得られる。

【 0 1 0 2 】

図 4 において、出力画像データ 9 4 のセット 9 2 は、腫瘍マーキング蛍光色素 1 6 からの蛍光を含んでいる蛍光画像データ 6 5 を、超音波画像データおよび可視光画像データ 5 3 と合併することによって生成されている。

30

【 0 1 0 3 】

出力画像データ 9 4 内の少なくとも 1 つの疑似カラーパターンフィールド 8 8 は、矢印 1 3 4 によって示されているように、時間変調を有していてよい。疑似カラーパターンフィールド 8 8 が占める領域は、各後続のセットにおける血流速度および方向を有する血管として自動的に認識される領域に相当する。疑似カラーパターンフィールド 8 8 は、矢印 1 3 4 の方向に伝搬する波形パターン 8 7 b を生成するために出力画像データ 9 4 の後続のセットにおいて修正された波形パターンである。

【 0 1 0 4 】

波伝搬 3 4 の速度および方向は、超音波センサ 4 0 または 4 2 からの補助入力データ 5 8 に含まれている血流方向および血流速度に関連する。波長は、表面からの血管の距離に関連して選択されてよい。血管の位置および範囲および血流速度および血流方向に関する情報は、画像プロセッサ 8 0 によって実行されるアルゴリズムによって、超音波データから抽出されてよい。

40

【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

- 1 医療用観察装置
- 4 対象物
- 6 生組織
- 8 光源
- 1 0 組織の種類、腫瘍組織

50

1 2	組織の種類、血管	
1 4	第 1 の蛍光色素	
1 6	第 2 の蛍光色素	
1 8	光学システム	
2 0	視野	
2 2	光学システムによって集められた光	
2 4	ビームスプリッタシステム	
2 6	可視光観察カメラに分岐した光	
2 8	可視光観察カメラ	
3 0	蛍光観察カメラに分岐した光	10
3 2	蛍光観察カメラ	
3 4	接眼レンズまたは双眼接眼レンズに分岐した光	
3 6	接眼レンズ	
3 8	ディスプレイ	
4 0	超音波センサ	
4 2	非光学的センシング装置	
4 3	非光学的センシング装置の視野	
4 4	光学フィルタ装置	
4 6	データ接続部	
4 8	入力インターフェース	20
4 9	医療用画像重ね合わせ装置	
5 0	入力画像データのセット	
5 2	入力画像データ	
5 3	可視光画像データ	
5 4	ピクセル	
5 6	データ接続部	
5 8	補助入力データ	
6 0	一次元補助入力データ	
6 2	二次元補助入力データのセット	
6 4	二次元補助入力データ	30
6 5	蛍光画像データ	
6 6	三次元補助入力データ	
6 7	三次元入力データの面	
6 8	血流速度 / 方向	
7 0	深さ方向	
7 2	視線方向	
7 4	データ接続部	
8 0	画像プロセッサ	
8 2	疑似カラー画像生成器	
8 1	出力画像データ	40
8 4	疑似カラー画像データのセット	
8 6	疑似カラー画像データ	
8 7	疑似カラーパターン	
8 7 ,	空間変調を有する疑似カラーパターン	
8 7 , ,	時間変調を有する疑似カラーパターン	
8 7 , , ,	時間変調および空間変調を有する疑似カラーパターン	
8 7 , , , ,	時間変調スキーム	
8 7 a	疑似カラーパターン内の中実疑似カラー領域	
8 7 b	伝搬波パターン	
8 7 c	伝搬方向	50

- 8 8 疑似カラーパターンフィールド
- 8 8 a データ重ね合わせを示す疑似カラーパターンフィールド
- 8 8 b 低い強度を示す疑似カラーパターンフィールド
- 8 9 疑似カラー
- 8 9 a ある疑似カラー
- 8 9 b 別の疑似カラー
- 9 0 空間画像アライメントモジュール
- 9 1 出力インターフェース
- 9 2 出力画像データのセット
- 9 4 出力画像データ
- 9 6 データ接続部
- 9 8 疑似カラーパターンフィールド
- 1 0 0 大きい血管
- 1 1 0 入力画像データを前処理するステップ
- 1 1 2 補助入力データを前処理するステップ
- 1 1 4 空間画像アライメント
- 1 1 6 疑似カラー画像生成
- 1 2 0 疑似カラーおよび / または疑似カラーパターン記憶装置
- 1 2 4 画像合併
- 1 3 4 矢印

10

20

【図 1】

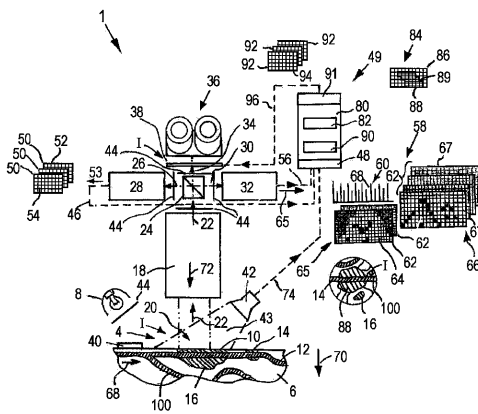
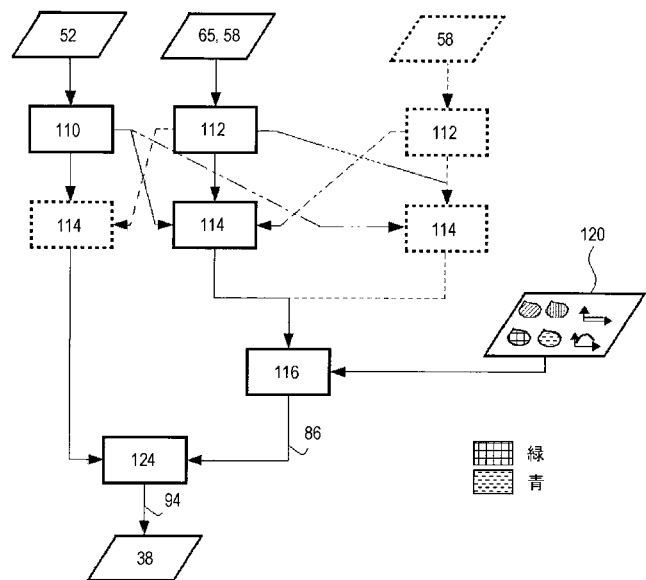
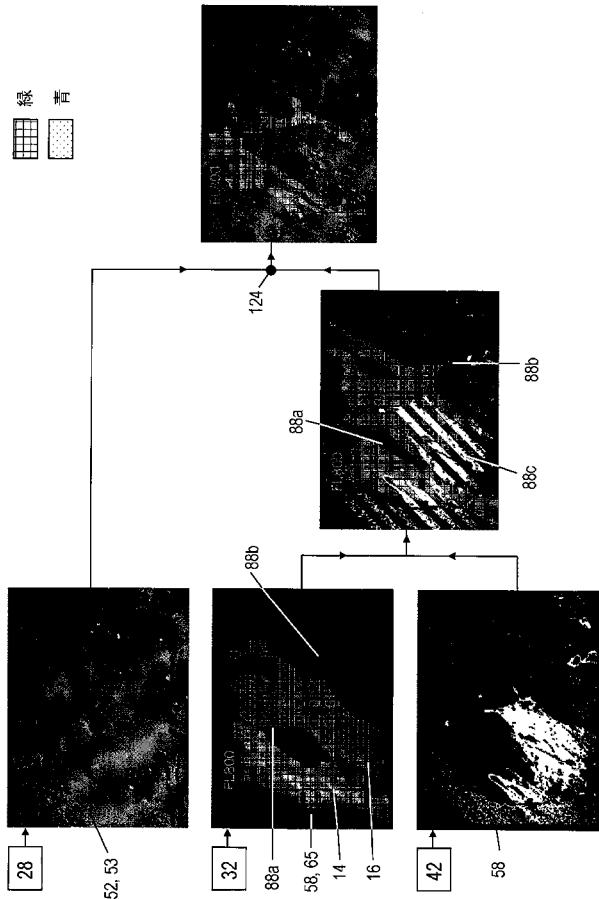


Fig. 1

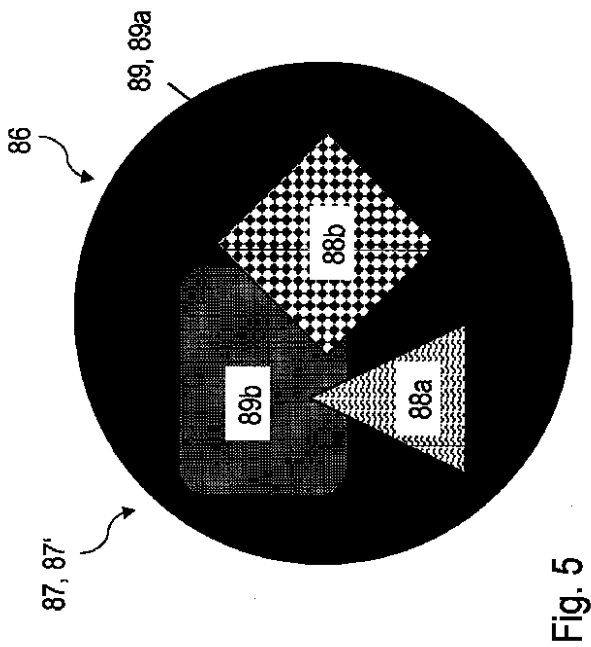
【図 2】



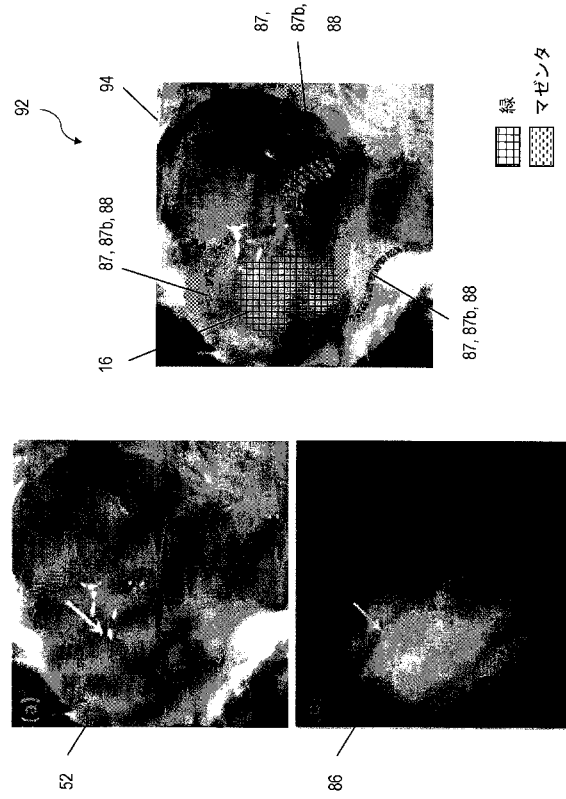
【図 3】



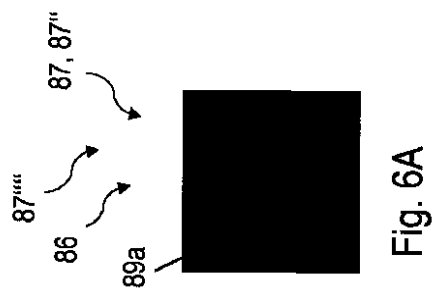
【図 5】



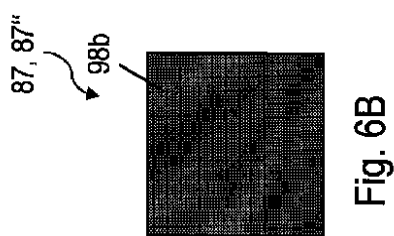
【図 4】



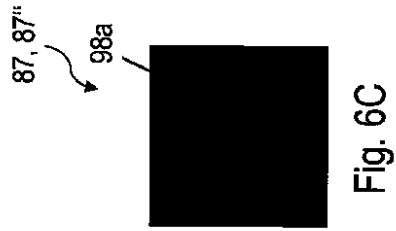
【図 6 A】



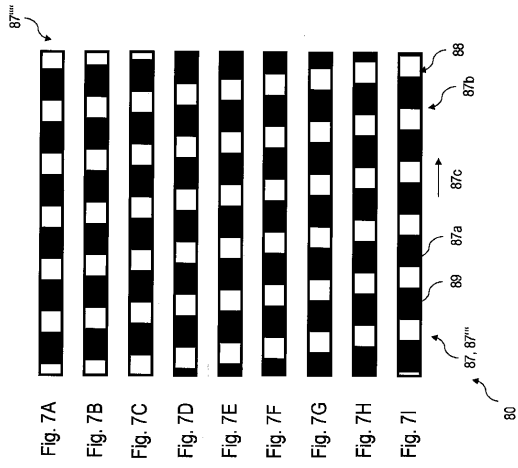
【図 6 B】



【 図 6 C 】



【 図 7 A - 7 I 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/SG2017/050261

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 G02B21/00
G02B23/24 G06T5/50 A61B8/12

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 G01N G02B G06T G06K

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 Y	US 2015/276602 A1 (ISHIHARA YASUSHIGE [JP]) 1 October 2015 (2015-10-01) figures 1,2,5 paragraphs [0018], [0023], [0025] - [0032], [0035] - [0037], [0039] - [0040], [0043] - [0046], [0048] -----	1-6,8, 12-15 7-11
X	US 2002/138008 A1 (TSUJITA KAZUHIRO [JP] ET AL) 26 September 2002 (2002-09-26) paragraphs [0021] - [0030], [0032], [0033], [0039], [0181], [0182] figure 7 the whole document -----	1-5,7-15
Y	US 2001/036304 A1 (YANG MARY M [US] ET AL) 1 November 2001 (2001-11-01) paragraphs [0036], [0040], [0068] ----- -/-	7,9,11

☒ 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

10 July 2017

Date of mailing of the international search report

28/07/2017

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

Olapinski, Michael

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/SG2017/050261

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2009/268010 A1 (ZHAO WENYI [US] ET AL) 29 October 2009 (2009-10-29) figure 3E the whole document	7-9,11
Y	JP 2005 342434 A (OLYMPUS CORP) 15 December 2005 (2005-12-15) paragraphs [0013], [0072], [0149]; figures 13-15	8-10
Y	US 2011/317881 A1 (BONNEFOUS ODILE [FR] ET AL) 29 December 2011 (2011-12-29) paragraphs [0010] - [0013], [0019] - [0026] the whole document	8-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/SG2017/050261

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2015276602 A1	01-10-2015	CN 104853666 A EP 2932882 A1 JP W02014091964 A1 US 2015276602 A1 WO 2014091964 A1	19-08-2015 21-10-2015 05-01-2017 01-10-2015 19-06-2014
US 2002138008 A1	26-09-2002	US 2002138008 A1 US 2004148141 A1	26-09-2002 29-07-2004
US 2001036304 A1	01-11-2001	US 2001036304 A1 US 2005114801 A1 US 2007217689 A1	01-11-2001 26-05-2005 20-09-2007
US 2009268010 A1	29-10-2009	CN 102076259 A CN 102188222 A CN 102188229 A CN 102197990 A CN 102197991 A EP 2303096 A1 EP 2641529 A1 EP 2641530 A1 EP 2641531 A1 KR 20110018330 A KR 20150082646 A KR 20160008238 A KR 20160128442 A US 2009268010 A1 US 2009268011 A1 US 2009268012 A1 US 2009268015 A1 US 2009270678 A1 US 2015077519 A1 WO 2009131840 A1	25-05-2011 21-09-2011 21-09-2011 28-09-2011 28-09-2011 06-04-2011 25-09-2013 25-09-2013 25-09-2013 23-02-2011 15-07-2015 21-01-2016 07-11-2016 29-10-2009 29-10-2009 29-10-2009 29-10-2009 29-10-2009 19-03-2015 29-10-2009
JP 2005342434 A	15-12-2005	JP 4533673 B2 JP 2005342434 A	01-09-2010 15-12-2005
US 2011317881 A1	29-12-2011	CN 102245105 A EP 2378971 A1 JP 2012511383 A RU 2011128709 A US 2011317881 A1 WO 2010067293 A1	16-11-2011 26-10-2011 24-05-2012 20-01-2013 29-12-2011 17-06-2010

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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(74)代理人 100098501

弁理士 森田 拓

(74)代理人 100116403

弁理士 前川 純一

(74)代理人 100135633

弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100162880

弁理士 上島 類

(72)発明者 ゲオルゲ テメリス

ドイツ連邦共和国 リンダウ イム キュアツェネン 5

(72)発明者 ミヒャエル ゲサート

スイス国 クロイツリンゲン ロマーンスホアナーシュトラッセ 4 1

F ターム(参考) 2H040 GA05 GA06 GA11

4C161 BB01 BB08 CC06 JJ09 NN05 WW04 WW08

专利名称(译)	医学观察装置，例如显微镜或内窥镜，以及使用具有时间调制和/或空间调制的伪彩色图案的方法		
公开(公告)号	JP2019520879A	公开(公告)日	2019-07-25
申请号	JP2018561487	申请日	2017-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	莱カウルメンツシンガポールプライヴェットリミテッド安装. 徕卡仪器(新加坡)有限公司		
申请(专利权)人(译)	莱卡教练，トゥル面子（新加坡）プライヴェット有限公司		
[标]发明人	ゲオルゲテメリス		
发明人	ゲオルゲ テメリス ミヒャエル ゲサート		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/0638 A61B6/504 A61B6/5247 A61B8/0891 A61B8/5261 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 G02B21/0012 G02B21/16 G02B23/2423 G01N21/6456 G01N2021/646 G06T11/00		
FI分类号	A61B1/045.620 A61B1/00.511 G02B23/24.B A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/JJ09 4C161/ /NN05 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	前川純一 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	2016170769 2016-05-23 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种诸如显微镜或内窥镜的医学观察装置（1）。本发明还涉及一种处理医学图像的方法。输入图像数据（52）由可见光观察相机（28）收集，并且从诸如荧光观察相机（32）或超声传感器（40、42）之类的辅助输入数据（58）产生的荧光图像数据（65）。）等覆盖在辅助输入数据（58）上。图像处理器（80）从辅助输入数据（58）中产生伪彩色图像数据（86）的后续集合（84）。伪彩色图像（84）与输入图像数据（52）合并以获得输出图像数据（94）。包含时间调制图案和/或空间调制图案（87）中的至少一个的伪彩色图案字段（88）是输入图像数据（52）和辅助输入数据（58）中的至少一个的数据。它是根据内容生成的。

Fig. 1

