

(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2015-503392

(P2015-503392A)

(43) 公表日 平成27年2月2日 (2015. 2. 2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 0 3 8
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	4 C 6 0 1
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 1	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2014-549619 (P2014-549619)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年12月27日 (2012.12.27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(85) 翻訳文提出日	平成26年8月5日 (2014.8.5)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/057760	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開番号	W02013/098780		弁理士 伊東 忠重
(87) 国際公開日	平成25年7月4日 (2013.7.4)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	PCT/CN2011/085050		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成23年12月30日 (2011.12.30)	(74) 代理人	100091214
(33) 優先権主張国	中国 (CN)		弁理士 大貫 進介
		(72) 発明者	チェン, イナン
			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・ビ ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 USイメージングにおけるPA効果を使用したニードル・ナビゲーションのためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、新規なニードルと、光信号生成デバイスと、超音波 (US) トランスデューサと、プロセッサとを有する監視システムを提供する。光信号生成デバイスの少なくとも1つの光信号出力はニードルの光コアに結合され、プロセッサは、測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、USトランスデューサに対して、ニードルが動いている対象の領域内にUS信号を送信させ、送信されたUS信号に応じて領域で反射したUS信号を受信させるように指示し、測定サイクルの少なくとも1つの光音響 (PA) 測定サブサイクルのそれぞれにおいて、光信号提供デバイスに対して、固有の波長を有する光信号をニードルのドームから領域の場所へ送信させ、USトランスデューサに対して、光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、US測定サブサイクルにおいて受信したUS信号からUS画像を再現するように適合される。

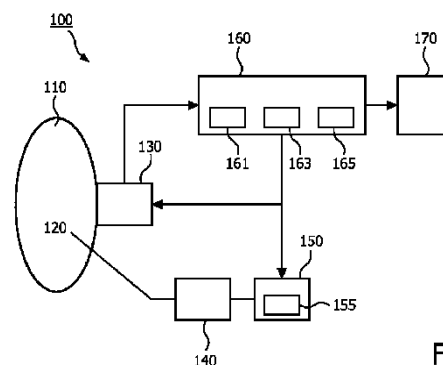


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ニードル形状のシェルと、
先端の終端に近い内部のニードル空間を形成するために前記シェルの先端に配置された光ドームと、
前記内部のニードル空間に構築された光コアと
を有し、
前記光ドームは、前記ニードルから前記光コアにより伝達された光信号を放射するレンズを形成するニードル。

【請求項 2】

前記ニードルは、4つのレイヤで構成され、
前記4つのレイヤは、外部から内部に、それぞれシェル、バッファ、クラッド及び光コアであり、
前記光コアは1つ以上のファイバを有する、請求項1に記載のニードル。

【請求項 3】

請求項1又は2に記載のニードルと、
光信号生成デバイスと、
超音波(US)トランスデューサと、
プロセッサと
を有し、
前記光信号生成デバイスの少なくとも1つの光信号出力は前記光コアに結合され、
前記プロセッサは、測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、前記USトランスデューサに対して、前記ニードルが動いている対象の領域内にUS信号を送信させ、前記送信されたUS信号に応じて前記領域で反射したUS信号を受信させるように指示し、測定サイクルの少なくとも1つの光音響(PA)測定サブサイクルのそれぞれにおいて、前記光信号提供デバイスに対して、固有の波長を有する光信号を前記ニードルの前記ドームから前記領域の場所に送信させ、前記USトランスデューサに対して、前記光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、前記US測定サブサイクルにおいて受信した前記US信号からUS画像を再現するように適合される監視システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも1つのPA測定サブサイクルの1つにおいて第1の波長を有する第1の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に送信させるように指示し、前記USトランスデューサに対して、前記PA測定サブサイクルにおいて前記第1の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、前記受信したPA信号からPA画像を再現し、前記PA画像と前記US画像とを融合し、表示される融合された画像を実現するように更に適合される、請求項3に記載の監視システム。

【請求項 5】

前記第1の波長は、200~400ナノメートル(nm)の範囲で選択される、請求項4に記載の監視システム。

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも1つのPA測定サブサイクルの1つにおいて第2の波長を有する第2の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に送信させるように指示し、前記USトランスデューサに対して、前記PA測定サブサイクルにおいて前記第2の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、前記受信したPA信号に従って、前記場所において吸収特性が前記第2の波長に依存する発色団の濃度を決定し、現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも1つとを比較し、前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、観察者に対してアラームを起

10

20

30

40

50

動するように更に適合される、請求項 3 ないし 5 のうちいずれか 1 項に記載の監視システム。

【請求項 7】

前記第 2 の波長は 400 ~ 600nm の範囲で選択され、

前記発色団はヘモグロビンであり、

前記プロセッサは、前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、アラームを起動し、前記 US 画像に異なるニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度を提示するように更に構成される、請求項 6 に記載の監視システム。

【請求項 8】

前記プロセッサは、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 2 つにおいて第 3 の波長を有する第 3 の光信号及び第 4 の波長を有する第 4 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に連続的に送信させるように指示し、前記 US トランスデューサに対して、前記 2 つの PA 測定サブサイクルにおいて前記第 3 及び第 4 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を連続的に受信させるように指示し、前記受信した PA 信号に従って、前記場所においてオキシヘモグロビン (HbO₂) の濃度及びデオキシヘモグロビン (Hb) の濃度を決定し、前記 HbO₂ の濃度及び前記 Hb の濃度に従って、前記場所において血液の酸素飽和度 (SO₂) を決定し、表示される前記 US 画像に前記 SO₂ を提示するように更に適合される、請求項 3 ないし 7 のうちいずれか 1 項に記載の監視システム。

【請求項 9】

前記第 3 及び第 4 の波長の Hb 及び HbO₂ のモル吸光係数は、Hb 及び HbO₂ の濃度が前記 PA 信号から測定された光吸収値により正確に導かれることを可能にする、請求項 8 に記載の監視システム。

【請求項 10】

前記第 3 及び第 4 の波長は、それぞれ 940nm 及び 660nm になるように選択される、請求項 9 に記載の監視システム。

【請求項 11】

請求項 1 又は 2 に記載のニードルが対象の領域内で動くときの監視方法であって、

測定サイクルの US 測定サブサイクルにおいて領域に超音波 (US) 信号を適用し、前記適用された US 信号に応じて前記領域で反射した US 信号を受信するステップと、

測定サイクルの少なくとも 1 つの光音響 (PA) 測定サブサイクルのそれぞれにおいて、異なる波長を有する光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の場所に適用し、前記光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を受信するステップと、

前記 US 測定サブサイクルにおいて受信した前記 US 信号から US 画像を再現するステップとを有する方法。

【請求項 12】

前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 1 つにおいて第 1 の波長を有する第 1 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に適用するステップと、

前記 PA 測定サブサイクルにおいて前記第 1 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を受信するステップと、

前記受信した PA 信号から PA 画像を再現するステップと、

前記 PA 画像と前記 US 画像とを融合し、表示される融合された画像を実現するステップとを更に有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 1 つにおいて第 2 の波長を有する第 2 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に適用するステップと、

前記 PA 測定サブサイクルにおいて前記第 2 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を受信するステップと、

前記受信した PA 信号に従って、前記場所において吸収特性が前記第 2 の波長に依存する

10

20

30

40

50

発色団の濃度を決定するステップと、

現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも１つとを比較するステップと、

前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、観察者に対してアラームを起動するステップと

を更に有する、請求項 1 1 又は 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記US画像に異なるニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度を提示するステップを更に有する、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記少なくとも１つのPA測定サブサイクルの２つにおいて第 3 の波長を有する第 3 の光信号及び第 4 の波長を有する第 4 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に連続的に適用するステップと、

前記２つのPA測定サブサイクルにおいて前記第 3 及び第 4 の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信するステップと、

前記受信したPA信号に従って、前記場所においてオキシヘモグロビン（HbO2）の濃度及びデオキシヘモグロビン（Hb）の濃度を決定するステップと、

前記HbO2の濃度及び前記Hbの濃度に従って、前記場所において血液の酸素飽和度（SO2）を決定するステップと、

表示される前記US画像に前記SO2を提示するステップと

を更に有する、請求項 1 1 ないし 1 4 のうちいずれか 1 項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ニードル・ナビゲーション（needle navigation）に関し、特に超音波（US：ultrasound）イメージングにおける光音響（PA：photo-acoustic）効果を使用することにより、対象（被験者）の中のニードルの動きを監視するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

ナビゲーション・システムは、対象における様々な段階のニードルの配置を誘導する際に、診療行為を実行する医師を支援することができる。ナビゲーション・システムの１つの技術的課題は、精度を維持することである。診療行為の前及び間に使用されるデータは、医師に対して、診療行為のふさわしい時間に十分な精度で全ての必要な手がかりを提供すべきである。これにより、医師は、対象のどこにニードルがあり、ニードルの計画上の最終的な配置がどこにあるかを認識する。従って、ニードルの位置、計画からのロードマッピングの要素、診断要素（腫瘍の位置及び形状、形状及び脈管構造を含む肝臓の構造）、生の観察のUSデータ等の全てのこれらの要素は、迅速且つ十分な精度で互いに見つけ出されるべきである。

【0003】

トラッキング・デバイスは、画像誘導診療治療システムの必須の構成要素である。以前のトラッキング・システムは、機械的デジタイザであり、その後、高い精度及び比較的大きな作業空間のため、光学トラッキング・システムが採用されている。トラッキング・デバイスとトラッキングされる機器との間の見通し線は、光学トラッキング・システムに必要であり、これは、実際の臨床上の状況で光学トラッキング・システムの適用範囲を制限している。見通し線を必要としない電磁気（EM：electromagnetic）トラッキング・システムが開発されている。実際には、EMトラッカー（tracker）の構成要素であるセンサコイルは、対象の位置及び方向を計算するために測定システムにより使用される変化する電圧を誘発する。これらの低い強度の磁場は、人間の組織を安全に通過し、見通し線の制約なしに対象の位置を測定することができる。従って、ナビゲーション・ニードルは、常に、対象に入っているニードルの位置及び方向を把握するために、その先の近くに小型のEM

10

20

30

40

50

トラッカーが備えられている。EMトラッカーの使用についての1つの制限は、磁気の影響を受ける物質が生成された磁場の近くに配置されないという厳格な動作条件にある。これは、病院のベッド、ニードル、手術道具、超音波プローブ (ultrasound probe) 及び磁場のホルダにあるような物質のありふれた存在のため、しばしば困難になる。

【0004】

非侵襲性及び非破壊的イメージングの1つの新たな見込みのある技術は、PAイメージングとして知られるハイブリッドシステムである。これは、PA効果に依存する。PA効果は、非常に短いレーザー光からの吸収エネルギーが、エネルギー交換処理により標本の運動エネルギーに変換され、局部加熱を生じ、従って、超音波の周波数範囲で圧力波を生成する現象である。PA効果は、電磁気エネルギーの吸収による音響波の生成である。

10

【0005】

PAイメージングでは、非イオン化レーザーパルスが生物組織に送り出され、組織の発色団 (chromophore) により吸収され、熱に変換される。これは、組織の内部で音響の一時的な圧力の空間的な放出の励起により後続される、一時的な熱弾性の膨張をもたらすため、音響波の初期の発信源として動作する。生成された音響波は、基礎となる組織を通じて、これらのPA波の信号を受信するためにUSトランスデューサが配置された表面まで伝搬する。これらの波の信号は、吸収エネルギーの分布を再現し、最終的に組織の光吸収係数の分布を決定するために使用される。要するに、PA画像は、生体軟部組織についてのUS分解能の光学的なコントラストを示す。

【0006】

20

最近のレポートは、PAイメージングが画像誘導の金属ニードルのトラッキングの問題に既に適用されており、模型の組織を使用して正当性が評価されている (Su, J., Karpio uk, A., Wang, B. 及び Emelianov, S., "Photoacoustic imaging of clinical metal needles in tissue," J. Biomed. Opt. 15(2), 021309 (2010)、Kim, C., Erpelding, T. N., Maslov, K., Jankovic, L., Akers, W. J., Song, L., Achilefu, S., Margenthaler, J. A., Pashley, M. D. 及び Wang, L. V., "Handheld array-based photoacoustic probe for guiding needle biopsy of sentinel lymph nodes," J. Biomed. Opt. 15(4), 046010 (2010))。一般的に使用される金属ニードルの高コントラスト画像は、現在のUSイメージング方法と組み合わせることでPAイメージングにより取得可能である。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

公開された技術は、金属物の高い吸収に依存しているため、背景に対して金属ニードルはPA画像で明確に示される。全てのこれらの方法は、生物の外部のトランスデューサの周辺に連結されたマルチファイバの光バンドル (multi-fiber optical bundle) を利用する。ファイバのバンドル (束) の配置は、光と音との双方が同じ面に沿って送り出されることを可能にするべきである。このことは、デバイスの複雑性を増加させる。

【0008】

本発明は、ニードルが対象の潜在的に異なる生物組織に動くときに、対象の領域の内部のニードルの位置を監視し、同時に、オキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビン、炭化組織、酸素飽和度のようなニードルの先端の周辺の組織の生理的性質を測定するシステムを提供する。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様によれば、新規なニードルが提供される。穿刺 (puncture) される組織の場所においてPA信号を生成するためにニードルを使用することにより、提案の監視システムは、従来のUS画像と、ニードルの先端の位置と、ヘモグロビンの濃度及びその場所内の血液の酸素飽和度のような病理学情報とを一度に取得し得る。ニードルは、ニードル形状のシェル (shell) と、先端の終端に近い内部のニードル空間を形成するためにシェル

50

の先端に配置された光ドーム (optical dome) と、内部のニードル空間に構築された光コアとを有し、光ドームは、ニードルから光コアにより伝達された光信号を放射するレンズを形成する。

【0010】

本発明の実施例によれば、ニードルは、4つのレイヤで構成される。4つのレイヤは、外部から内部に、それぞれシェル、バッファ、クラッド (cladding) 及び光コアであり、光コアは1つ以上のファイバを有する。

【0011】

本発明の一態様によれば、前述のニードルと、光信号生成デバイスと、超音波 (US: ultrasound) トランスデューサと、プロセッサとを有する監視システムが提供され、光信号生成デバイスの少なくとも1つの光信号出力は光コアに結合され、プロセッサは、測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、USトランスデューサに対して、ニードルが動いている対象の領域内にUS信号を送信させ、送信されたUS信号に応じて領域で反射したUS信号を受信させるように指示し、測定サイクルの少なくとも1つの光音響 (PA) 測定サブサイクルのそれぞれにおいて、光信号提供デバイスに対して、固有の波長を有する光信号をニードルのドームから領域の場所へ送信させ、USトランスデューサに対して、光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、US測定サブサイクルにおいて受信したUS信号からUS画像を再現するように適合される。

【0012】

USトランスデューサ及びニードルが動作する測定サイクルの特定のタイミングを規定することにより、従来のUSイメージング及びPAイメージングに関する機能が、互いに干渉せず一緒に実施され得る。

【0013】

本発明の実施例によれば、プロセッサは、光信号生成デバイスに対して、少なくとも1つのPA測定サブサイクルの1つにおいて第1の波長を有する第1の光信号をニードルのドームから対象の場所へ送信させるように指示し、USトランスデューサに対して、PA測定サブサイクルにおいて第1の光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、受信したPA信号からPA画像を再現し、PA画像とUS画像とを融合し、表示される融合された画像を実現するように更に適合される。

【0014】

第1の波長を有する第1の光信号をニードルのドームからニードル先端の前の場所へ放射することにより、ニードルの先端の位置は再現されたPAQ画像に提示され、双方の画像を融合することによりUS画像において強調される。ニードルの先端の位置に集中することにより、計算負荷が低減され得る。

【0015】

本発明の実施例によれば、第1の波長は、光エネルギーが生物組織で早く減衰する200~400ナノメートル (nm) の範囲になるように選択され、これにより、画像におけるニードルの先端の位置は点に圧縮され、その位置がより正確になる。

【0016】

本発明の実施例によれば、プロセッサは、光信号生成デバイスに対して、少なくとも1つのPA測定サブサイクルの1つにおいて第2の波長を有する第2の光信号をニードルのドームから対象の場所へ送信させるように指示し、USトランスデューサに対して、PA測定サブサイクルにおいて第2の光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、受信したPA信号に従って、その場所において吸収特性が第2の波長に依存する発色団の濃度を決定し、現在のニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも1つとを比較し、現在のニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度の急激な変化を比較が示す場合、観察者に対してアラームを起動するように更に適合される。

【0017】

PA現象に対する主な有効応答物は、組織の発色団である。生物組織の水、オキシヘモグ

10

20

30

40

50

ロビン、デオキシヘモグロビン、脂質、シトクロムオキシダーゼ及びメラニンのような全ての発色団は、分光の光吸収特性を有することが知られている。基本的には、これらは、これらの発色団が一意に識別されることを可能にするフィンガープリント（指紋）である。異なる濃度の発色団を含む様々な組織も、異なる光吸収スペクトルを示す。潜在的に異なる組織の場所に接触したことを観察者に警告することにより、この実施例は、非破壊的な穿刺を得るのに有利である。

【0018】

本発明の実施例によれば、第2の波長は400～600nmの範囲で選択され、発色団はヘモグロビンであり、プロセッサは、現在のニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度の急激な変化を比較が示す場合、アラームを起動し、US画像に異なるニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度を提示するように更に構成される。

10

【0019】

生物組織の光吸収は、メラニンのような内因性の発色団又は外因的に送り出された造影剤によるものでもよい。通常は、血液は、周辺の組織より大きい吸収度の程度を有するため、血管の視覚化、腫瘍の微環境の洞察、血行動態等のためにPA画像に十分な内因性のコントラストが存在する。この実施例は、非破壊的な穿刺を得るのに有利である。深い穿通及び高い分解能の利点を有するPAイメージングは、臨床医がコローライゼーション（co-localization）の前に重要な血管（肝動脈、門脈等）に接触するのを回避可能にし、最終的にナビゲーションのための強力なツールを提供することができる。

【0020】

20

本発明の実施例によれば、プロセッサは、光信号生成デバイスに対して、少なくとも1つのPA測定サブサイクルの2つにおいて第3の波長を有する第3の光信号及び第4の波長を有する第4の光信号をニードルのドームから対象の場所に連続的に送信させるように指示し、USトランスデューサに対して、2つのPA測定サブサイクルにおいて第3及び第4の光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を連続的に受信させるように指示し、受信したPA信号に従って、その場所においてオキシヘモグロビン（HbO₂）の濃度及びデオキシヘモグロビン（Hb）の濃度を決定し、HbO₂の濃度及びHbの濃度に従って、その場所において血液の酸素飽和度（SO₂）を決定し、表示されるUS画像にSO₂を提示するように更に適合される。

【0021】

30

本発明の実施例によれば、第3及び第4の波長のHb及びHbO₂のモル吸光係数は、Hb及びHbO₂の濃度がPA信号から測定された光吸収値により正確に導かれることを可能にする。

【0022】

本発明の実施例によれば、第3及び第4の波長は、それぞれ940nm及び660nmになるように選択される。

【0023】

複数の波長を利用することにより、血液のSO₂のような病理学情報が、融合された画像のニードルの先端の位置及び発色団の濃度と共に提供され得る。

【0024】

40

本発明の態様によれば、前述のニードルが対象の領域内で動く時間中における監視方法が提供される。この方法は、測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて領域に超音波（US）信号を適用し、適用されたUS信号に応じて領域で反射したUS信号を受信し、測定サイクルの少なくとも1つの光音響（PA）測定サブサイクルのそれぞれにおいて、異なる波長を有する光信号をニードルのドームから対象の場所に適用し、光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信し、US測定サブサイクルにおいて受信したUS信号からUS画像を再現することを有する。

【0025】

本発明の他の態様によれば、機械で実行された場合、機械に対して前述の方法を実行させる機械実行可能命令を有するコンピュータプログラムプロダクトが提供される。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 6 】

【図 1】本発明の実施例に従って対象内でのニードルの動きの間にニードルの位置及びニードルが挿入される組織の生理的指標を監視するシステムの概略図

【図 2】本発明の実施例による監視システムで使用されるニードルの構成の概略図

【図 3】本発明の実施例に従って対象へのニードルの挿入をナビゲーションする方法のフローチャート

【図 4】モル吸光係数に関して表される異なる吸収スペクトルを示す図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

本発明の他の目的及び利点は、添付図面と共に与えられる説明を参照して明らかになり、容易に理解できる。

【 0 0 2 8 】

本発明について、図面を参照して実施例と組み合わせて以下に詳細に記載及び説明する。

【 0 0 2 9 】

図面において同じ参照符号は同様の特徴及び / 又は機能又は対応する特徴及び / 又は機能を示す。

【 0 0 3 0 】

本発明の実施例について、図面を参照して以下に詳細に説明する。

【 0 0 3 1 】

図 1 は、本発明の実施例に従って対象 10 内の領域で動くニードル 120 の挿入をナビゲーションするシステム 100 の概略図である。システム 100 は、ニードルが領域内を動く時間中に、ニードル 120 の位置を監視するように構成され、ニードルの先端の位置は観察者に表示される画像で強調され、同時に、ニードルが挿入される組織の生理的指標を監視するように構成される。対象 110 は、人間、動物又は無生物でもよい。ニードル 120 は、他の専門用語に従って異なって呼ばれてもよく、線分の形状の機器を示す。

【 0 0 3 2 】

図 1 に示すように、監視システム 100 は、ニードル 120 と、US トランスデューサ 130 と、カブラ 140 と、光信号生成デバイス 150 と、プロセッサ 160 と、ディスプレイ 170 とを含む。

【 0 0 3 3 】

ニードル 120 は、システム 100 のために特に設計されている。本発明の実施例によれば、ニードル 120 は、ニードル形状のシェル (shell) と、先端の終端に近い内部のニードル空間を形成するためにシェルの先端に配置された光ドーム (optical dome) と、内部のニードル空間に構築された光コアとを有し、光ドームは、ニードルから光コアにより伝達された光信号を放射するレンズを形成する。図 2 に示すように、図 1 のニードル 120 であるニードル 200 は、外部から内部に見たときに、4 つのレイヤで構成されてもよい。すなわち、それぞれシェル 210、バッファ 220、クラッド 230 及び光コア 240 である。シェル 210 は金属で構成されてもよい。光コア 240 はファイバ 250 で構成されてもよい。例えば、光コアの内部に、高いカップリング効率及び (シグナルモードファイバに比べて) 大きい直径のファイバコアを有するマルチモードファイバのバンドル (束) は、レーザーパルスのような光信号を伝達する媒体として選択されてもよい。光ドーム 260 は、ニードルの先端の終端で閉じた内部のニードル空間を形成するようにシェル 210 に統合されてもよく、シェル 210 に結合されてもよい。光ドーム 260 は、ニードルの先端から周辺の組織又は先端の前に光コアにより伝達された光信号 (すなわち、ニードルの移動方向においてニードルの先端から放射された光信号) を扱うために、広帯域の反射防止膜 (例えば、単層又は多層膜に作られた PMMA (ポリメタクリル酸メチル) ナノメートル物質) で覆われてもよい。

【 0 0 3 4 】

光信号生成デバイス 150 は、現在利用可能なレーザーシステムでもよい。例えば、デバイス 150 は、一体化したチューナブルレーザーシステム (光パラメトリック発振器 (OPO: optical parametric oscillator) 技術を使用した Phocus の高エネルギー (HE: high e

10

20

30

40

50

nergy) 近赤外線 (NIR: near infrared ray) レーザーシステム等) でもよい。一例では、レーザーシステムは、10~20Hzの繰り返し周波数及び5~10ナノメートル (nm) のパルス幅を提供してもよい。

【0035】

光信号生成デバイス150は、出力光信号の波長が調整され得る波長調整ユニット155を含んでもよい。一例では、波長は、410nmから2100nmの範囲で調整されてもよい。照射される目的の組織の排除係数を区別する目的で指定された一連のスペクトルは、交互に放射されてもよい。他の例では、波長調整ユニットはまた、指定のレーザー波長を実現するために、ユーザにより手動で操作されてもよい。他の例では、波長調整ユニットは、プロセッサ160に現在の波長情報を通信し、表示された画像に波長の署名 (signature) を提示してもよい。

10

【0036】

カブラ140は、ニードルの光コアを光信号生成デバイス150の出力に接続するために使用されてもよい。他の例では、ニードルの光コアは、カブラ140なしにレーザーシステム150の出力に取り入れられてもよい。レーザーシステム150により生成された特定の波長を有する光信号は、ニードル120の光コアによりドームからニードルが挿入される組織又は場所に伝達され、US信号は、PA効果のため、放射する光信号に応じてその場所で生成される。以下、説明の目的で、生成されたUS信号は、PA効果のため、PA信号と呼ばれることがある。

【0037】

USトランスデューサ130は、US信号を対象110の領域に送信し、送信されたUS信号に応じて対応する反射したUS信号を受信し、対象の組織に放射する光信号に応じてPA信号を受信するトランスデューサのアレイでもよい。USトランスデューサ130は、従来のUSイメージングモードと、PAイメージングモードとの双方に使用されてもよい。従来のUSイメージングモードでは、トランスデューサ130は、送信機と受信機との双方として動作してもよい。PAイメージングモードでは、レーザーシステムがレーザーパルスのような光信号をニードルの先端から組織内に送信するように指示されたときにのみ、トランスデューサ130に対して受信機として動作するように指示するために、同期信号が使用されてもよい。トランスデューサ130は、反射したUS又はPA信号を、無線周波数 (RF: radio frequency) 信号を示す電気信号に変換し、電気信号をプロセッサ160に送信してもよい。

20

30

【0038】

プロセッサ160は、(例えば、適切なソフトウェア及び/又は電子機器を用いて) 受信したRF信号を処理し、結果の画像 (例えば、画像の画素の強度) を決定し、観察者に表示するために画像をディスプレイ170に送信する。

【0039】

プロセッサ160は、画像再現モジュール161と、同期モジュール163と、処理モジュール165とを含んでもよい。

【0040】

本発明の実施例によれば、同期モジュール163は、測定サイクルにおけるUSトランスデューサ130及び光信号提供デバイス150の動作を制御する。測定サイクルは、USトランスデューサ130がUS信号をニードル120が挿入される対象110の領域に送信し、送信されたUS信号に応じて領域で反射したUS信号を受信するUS測定サブサイクルと、光信号生成デバイス150が異なる波長を有する光信号をニードルのドームから対象110の場所に送信し、USトランスデューサが送信せずに光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号を受信する少なくとも1つのPA測定サブサイクルとを含む。

40

【0041】

トランスデューサ130は、受信したUS又はPA RF信号をプロセッサ160に提供する。本発明の実施例によれば、画像再現モジュール161は、US RF信号からUS画像を再現し、少なくとも1つのPA測定サブサイクルにおいて受信した少なくとも1つのPA RF信号から少なくとも1つのPA画像を再現してもよい。再現は、当該技術分野において知られている遅延

50

和ビームフォーミング (sum-and-delay beam-forming) アルゴリズムを通じて実行されてもよい。一例では、処理ユニット165は、観察者に表示するために、US画像といくつかのPA画像とを結合してもよい。反射したUS信号及び誘発されたPA信号の双方が受信されるトランスデューサ130は、ニードルの挿入中に同じ場所に保持されるため、US画像及びPA画像は、更なるアルゴリズムなしに自動的に同時に登録される。観察者に見える画像は、US画像とPA画像との間の融合された画像でもよい。

【0042】

再現されたPA画像は、ニードルの局所化の情報と、レーザーポンプの方向安定性とも呼ばれる放射される光ビームの広がり小さい角度のため、特にニードル移動方向における微環境において照射された領域の組織の病理学特性とを含む。従って、その動きの経路に沿ってニードルの先端の周辺又は前の組織のみが照射され、PA信号を生成するように誘発される。ニードルの先端の位置は、必然的にPA画像にマッピングされる。更に、オキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビン、炭化組織及び損傷についての何らかの定性的測定のような病理学的指標は、照射される組織で固有の波長を有するそれぞれの光信号の吸収に従って処理ユニット165により決定されてもよく、光信号の吸収は、光信号に応じて組織で誘発されたPA信号から決定されてもよく、PA信号から再現されたPA画像から決定されてもよい。処理ユニット165は、ニードルが対象の潜在的に異なる生物組織に動くときに、表示される画像に病理学的指標を提示してもよい。ニードルの先端からの光信号は、剛性のニードル挿入の場合に次に穿孔される組織を照射するため、監視システムは、ニードルが挿入される前に組織の病理学的指標を識別することができ、従って、挿入方向に沿った血液構造のような組織構造を予測することが可能になる。これにより、非常に小さい血管であっても損傷を回避することが可能になる。このように、監視システムはまた、ニードルが実際に腫瘍の中に配置されているか否かを示してもよく、ナビゲーション段階で終了した腫瘍の大きさの計算について腫瘍の周辺を測定してもよい。

【0043】

図1に示すモジュール161~165は、プロセッサ(例えば、プロセッサ160)に実装されてもよく、或いは複数のハードウェアコンポーネントに実装されてもよい。例えば、画像再現モジュール161は、特にUS画像再現のために設計されたデジタルシグナルプロセッサ(DSP: Digital Signal Processor)又は特定用途向け集積回路(ASIC: Application Specific Integrated Circuit)等のような専用の処理ユニットに実装されてもよい。同期モジュール163は、システムの構成要素の動作を制御するコントローラ又は汎用プロセッサに実装されてもよい。処理モジュール165は、汎用プロセッサ、コントローラ等

【0044】

図1に示すモジュール161~165は、コンピュータプログラムプロダクトとしてソフトウェアに実装されてもよいことが分かる。モジュールの機能は、プログラム若しくはコードとしてコンピュータ可読媒体上に格納又は送信されてもよい。コンピュータ可読媒体は、1つの場所から他の場所にコンピュータプログラムの伝達を実現し、コンピュータによりアクセス可能ないずれかの媒体を含む。例えば、コンピュータ可読媒体は、RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM若しくは他の光ディスク記憶装置、磁気ディスク記憶装置若しくは他の磁気記憶デバイス、又は命令若しくはデータ構造の形式で所望のプログラムコードを伝達若しくは格納し、コンピュータによりアクセス可能な他の媒体を含んでもよい。

【0045】

図3は、本発明の実施例に従って対象へのニードルの挿入をナビゲーションする方法のフローチャートである。この方法は、システム100、特にその中のプロセッサ160又はモジュール161~165により実施されてもよい。

【0046】

この方法において、3つの監視モード(すなわち、ニードルトラッキングモード、損傷回避モード、定性的組織測定モード)のうち少なくとも1つが起動されてもよい。組織において、吸収係数の空間的分布は、オキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビン、脂質及

び水のような主な組織の発色団の局所濃度により決定される。各発色団の吸収は、特徴的な波長の依存度を有し、これは、スペクトル情報が異なる励起波長でPA測定を行うことにより取得されることを可能にする。本発明の実施例によれば、異なる波長の光信号が、3つの監視モードのために選択されてもよい。

【0047】

説明の目的で、全ての3つのモードが図示の方法で起動されることを仮定する。本発明を実施するために全てのモードが起動される必要はないことが分かる。図3に示すステップは、必ずしも図示の順序で実行される必要はない。いくつかのステップは連続的ではなく並列で実行されてもよい。例えば、現在のサブサイクルにおける信号の適用及び受信と、前のサブサイクルにおいて受信した信号の処理とは、並列で実行されてもよい。

10

【0048】

測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、US信号は、ニードル120が領域を動く期間中に対象110の領域に適用され、適用されたUS信号に応じて領域で反射したUS信号が受信されてもよい。測定サイクルの少なくとも1つのPA測定サブサイクルのそれぞれにおいて、固有の波長を有する光信号は、ニードルのドームから対象の領域に適用されてもよく、光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号が受信されてもよい（ステップ310）。

【0049】

測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、同期モジュール163又はプロセッサ160は、USトランスデューサ130がUS信号をニードルが動いている対象の領域に送信し、反射したUS信号を受信するように制御してもよい（ステップ310）。

20

【0050】

反射したUS信号を受信した後に、画像再現モジュール161又はプロセッサ160は、受信したUS RF信号から従来のUS画像を再現してもよい（ステップ320）。

【0051】

第1のPA測定サブサイクルは、ニードルの位置のトラッキングが行われるニードルトラッキングモードで使用されてもよい。測定サイクルの第1のPA測定サブサイクルにおいて、同期モジュール163又はプロセッサ160は、光信号生成デバイス150が第1の波長を有する第1の光信号をニードルのドームから対象の場所に送信するように制御し、USトランスデューサ130が第1の光信号に応じてその場所で誘発された第1のPA信号を受信するように制御してもよい（ステップ310）。

30

【0052】

第1のPA信号を受信した後に、同期モジュール163又はプロセッサ160は、第1のPA RF信号からPA画像を再現してもよい（ステップ320）。PA画像は、ニードルの先端の位置を提示してもよい。

【0053】

本発明の実施例によれば、200~400nmの範囲の短い波長・aが、ニードルトラッキングモードの使用のための第1の波長として選択されてもよい。この理由は、その光侵入度がきわめて小さいからである。すなわち、第1の光信号を吸収する照射された場所のサイズが点にまで圧縮されるからである。ニードルの先端は、PA画像において明るい点として視覚化されてもよい。200~400nmの範囲は、ニードルの先端のトラッキングのための好ましい選択肢であるが、この範囲外の波長もこの目的に適用可能であることが分かる。

40

【0054】

処理モジュール165又はプロセッサ160は、ニードルトラッキングモードで取得されたPA画像と、US画像とを融合し、ディスプレイ170に表示される融合された画像を実現する（ステップ350）。

【0055】

第2のPA測定サブサイクルは、損傷回避モードに使用されてもよい。測定サイクルの第2のPA測定サブサイクルにおいて、同期モジュール163又はプロセッサ160は、光信号生成デバイス150が第2の波長を有する第2の光信号をニードルのドームから対象の場所に送信するように制御し、USトランスデューサ130が第2の光信号に応じてその場所で誘発さ

50

れた第2のPA信号を受信するように制御してもよい(ステップ310)。

【0056】

第2のPA信号を受信した後に、画像再現モジュール161又はプロセッサ160は、第2のPA RF信号から第2のPA画像を再現してもよい(ステップ320)。損傷回避モードでは、第2のPA画像の再現は必ずしも実行される必要がないことが分かる。

【0057】

処理モジュール165又はプロセッサ160は、受信したPA信号に従って、その場所において吸収特性が第2の波長に依存する発色団の濃度を決定してもよい(ステップ330)。ステップ330において、処理モジュール165又はプロセッサ160は、現在のニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも1つとを比較し、現在のニードルの先端の位置において決定された発色団の濃度の急激な変化を比較が示す場合、観察者に対してアラームを起動してもよい。発色団の濃度の急激な変化は、異なる組織がニードルの先端によりもうすぐ接触されることを示すため、観察者が注意するように促すためにアラームが提示されてもよい。

【0058】

光信号の吸収は、タンパク質の吸収のため短い波長に向かって増加し、水の吸収のため長い波長に向かって増加する。本発明の実施例によれば、400~600nmの範囲でヘモグロビンによる吸収が非常に強く、血管壁の残りのヘモグロビンの染色がこのような波長の光信号の強い吸収体になるため、血管の存在の可能性を検出するために、 $a \cdot b$ が第2の波長としてのこの範囲で選択されてもよい。

【0059】

照射された場所における第2の光信号の吸収情報を共に含む第2のPA信号又は第2のPA画像から、その場所において局所吸収エネルギー密度が得られてもよい。ヘモグロビンの局所濃度は、吸収エネルギー密度に従って決定されてもよい。すなわち、ヘモグロビンの濃度は、第2のPA信号又は第2のPA画像から決定されてもよく、一般的には、場所における発色団の濃度は、発色団に関する波長を有する光信号に応じてその場所で誘発されたPA信号から決定されてもよい。これは当該技術分野において知られている。吸収エネルギー密度に比例するヘモグロビンの導かれた局所濃度は、ニードルの先端の位置によって変化する。処理モジュール165又はプロセッサ160は、現在のニードルの先端の位置においてヘモグロビンの導かれた局所濃度と、前のニードルの先端の位置におけるその値とを比較してもよい。現在の濃度値が増加を急に示す場合、処理モジュール165又はプロセッサ160は、ニードルの先端が血管に到達しているというアラームを提供してもよい。処理モジュール165又はプロセッサ160は、表示されるUS画像に、異なるニードルの先端の位置において決定されたヘモグロビンのような発色団の濃度を融合してもよい(ステップ350)。

【0060】

第3及び第4のPA測定サブサイクルは、定性的測定モードに使用されてもよい。測定サイクルの第3及び第4のPA測定サブサイクルにおいて、同期モジュール163又はプロセッサ160は、光信号生成デバイス150が第3の波長を有する第3の光信号及び第4の波長を有する第4の光信号をニードルのドームから対象の場所に連続的に送信するように制御し、USトランスデューサが第3及び第4の光信号に応じてその場所で誘発された第3及び第4のPA信号を連続的に受信するように指示してもよい(ステップ310)。

【0061】

第3及び第4のPA信号を受信した後に、画像再現モジュール161又はプロセッサ160は、それぞれ第3及び第4のPA RF信号から第3及び第4のPA画像を再現してもよい(ステップ320)。定性的測定モードでは、第3及び第4のPA画像の再現は必ずしも実行される必要がないことが分かる。

【0062】

処理モジュール165又はプロセッサ160は、受信した第3及び第4のPA信号に従って、その場所におけるオキシヘモグロビン(HbO₂)又はデオキシヘモグロビン(Hb)のような内因性の発色団の濃度を決定し、発色団の濃度に従って血液の酸素飽和度(SO₂)のような

病理学情報を決定してもよい。既知のように、 SO_2 は、 $SO_2 = C_{HbO_2}(C_{HbO_2} + C_{Hb})$ として計算されてもよい。ただし、 C_{HbO_2} 及び C_{Hb} はHbO₂及びHbの濃度である。

【0063】

図4に示すように、HbO₂及びHbは、通常ではモル吸収係数に関して表される異なる吸収スペクトルを示す。図4において、横軸は波長(nm)を示し、縦軸はモル吸収係数($cm^{-1} M^{-1}$)を示す。本発明の実施例によれば、第3及び第4の波長は、940nm及び660nmになるように選択されてもよい。この理由は、これらの2つのスペクトルでのHbとHbO₂との間の吸収係数の大きい差のためである。これは、第3及び第4の光信号により照射された場所におけるHbO₂及びHbの濃度を取得するために使用される。第3及び第4の波長は940nm及び660nmに制限される必要はないことが分かる。第3及び第4の波長でのHb及びHbO₂のモル吸収係数により、HbO₂及びHbの濃度がPA信号から測定された光吸収値により正確に導かれることが可能である限り、他の波長が選択されてもよい。実際には、それぞれの波長でのHb及びHbO₂のモル吸収係数の差が測定可能な限り、波長は、HbO₂又はHbの濃度を導くために選択されてもよい。

10

【0064】

病理学情報は、血液の SO_2 に限定されないことが分かる。組織の病理学情報として考えられる他の生化学パラメータも、適用される他のスペクトルに関して同様に測定され得る。

【0065】

処理モジュール165又はプロセッサ160は、表示されるUS画像に、現在のニードルの先端の位置又は異なるニードルの先端の位置において決定された血液の SO_2 のような病理学情報を融合してもよい(ステップ350)。

20

【0066】

前述のように、測定サイクルにおいて、処理モジュール165又はプロセッサ160は、ニードルの先端の位置と、穿刺される場所のヘモグロビンの濃度と、その場所の血液の SO_2 とをUS画像上に融合し、融合された画像を実現し、観察者に表示するために、融合された画像をディスプレイ170に送信してもよい。従って、ディスプレイ170は、測定サイクル毎に2種類の融合された画像を表示する。融合された画像は、各機能モードにおいて光吸収指標から分析されたニードルの先端の位置と組織病理学情報との双方を伝達する。

【0067】

前述の実施例は、本発明を限定するものではなく例示するものであり、当業者は特許請求の範囲を逸脱することなく、別の実施例を設計することができる点に留意すべきである。特許請求の範囲において、括弧の間にある如何なる参照符号も特許請求の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。“有する”という用語は、特許請求の範囲又は説明において記載されていない要素又はステップの存在を除外するものではない。単数の要素は、このような要素の複数の存在を除外しない。複数のユニットを列挙したシステムの請求項において、これらのユニットのいくつかはソフトウェア及び/又はハードウェアの同一のアイテムに具現されてもよい。第1、第2及び第3等の用語の使用は、順序を示すものではない。これらの用語は名前として解釈されるべきである。

30

【 図 1 】

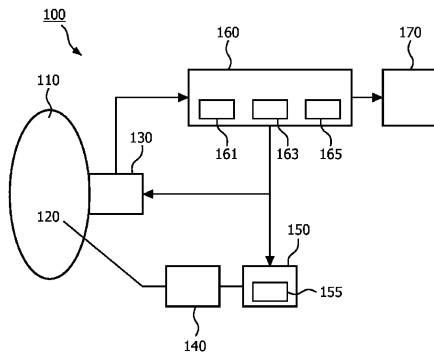


FIG. 1

【 図 2 】

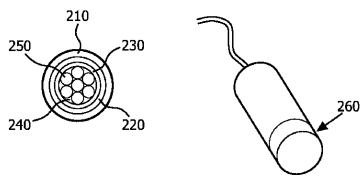


FIG. 2

【 図 3 】

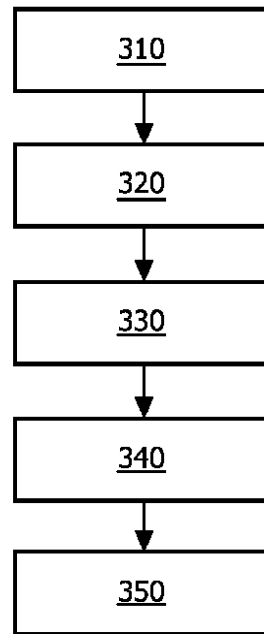


FIG. 3

【 図 4 】

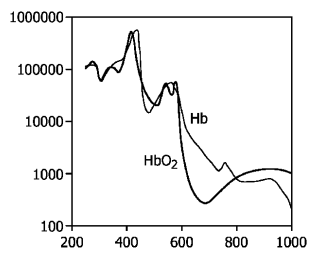


FIG. 4

【手続補正書】

【提出日】平成26年8月28日(2014.8.28)

【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】

ニードルを有するニードル・ナビゲーションシステムであって、
前記ニードルは、
ニードル形状のシェルと、
先端の終端に近い内部のニードル空間を形成するために前記シェルの先端に配置された光ドームと、
前記内部のニードル空間に構築された光コアと
を有し、
前記光ドームは、前記ニードルから前記光コアにより伝達された光信号を放射するレンズを形成し、
前記ニードル・ナビゲーションシステムは、
光信号生成デバイスと、
超音波（US）トランスデューサと、
プロセッサと
を有し、
前記光信号生成デバイスの少なくとも1つの光信号出力は前記光コアに結合され、
前記プロセッサは、測定サイクルのUS測定サブサイクルにおいて、前記USトランスデューサに対して、前記ニードルが動いている対象の領域内にUS信号を送信させ、前記送信されたUS信号に応じて前記領域で反射したUS信号を受信させるように指示し、前記US測定サブサイクルにおいて受信した前記US信号からUS画像を再現し、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも1つの光音響（PA）測定サブサイクルの1つにおいて第1の波長を有する第1の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の場所に送信させるように指示し、前記USトランスデューサに対して、前記PA測定サブサイクルにおいて前記第1の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、前記受信したPA信号からPA画像を再現し、前記PA画像と前記US画像とを融合し、表示される融合された画像を実現するように適合され、
前記第1の波長は、200～400ナノメートル（nm）の範囲で選択され、
前記プロセッサは、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも1つのPA測定サブサイクルの1つにおいて第2の波長を有する第2の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に送信させるように指示し、前記USトランスデューサに対して、前記PA測定サブサイクルにおいて前記第2の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信させるように指示し、前記受信したPA信号に従って、前記場所において吸収特性が前記第2の波長に依存する発色団の濃度を決定し、現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも1つとを比較し、前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、観察者に対してアラームを起動するように更に適合され、
前記第2の波長は、400～600nmの範囲で選択されるニードル・ナビゲーションシステム

。

【請求項 2】

前記発色団はヘモグロビンであり、
前記プロセッサは、前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の

前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、アラームを起動し、前記US画像に異なるニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度を提示するように更に構成される、請求項 1 に記載のニードル・ナビゲーションシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、前記光信号生成デバイスに対して、前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 2 つにおいて第 3 の波長を有する第 3 の光信号及び第 4 の波長を有する第 4 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に連続的に送信させるように指示し、前記 US トランスデューサに対して、前記 2 つの PA 測定サブサイクルにおいて前記第 3 及び第 4 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を連続的に受信させるように指示し、前記受信した PA 信号に従って、前記場所においてオキシヘモグロビン (HbO₂) の濃度及びデオキシヘモグロビン (Hb) の濃度を決定し、前記 HbO₂ の濃度及び前記 Hb の濃度に従って、前記場所において血液の酸素飽和度 (SO₂) を決定し、表示される前記 US 画像に前記 SO₂ を提示するように更に適合される、請求項 1 又は 2 に記載のニードル・ナビゲーションシステム。

【請求項 4】

前記第 3 及び第 4 の波長の Hb 及び HbO₂ のモル吸光係数は、Hb 及び HbO₂ の濃度が前記 PA 信号から測定された光吸収値により正確に導かれることを可能にする、請求項 3 に記載のニードル・ナビゲーションシステム。

【請求項 5】

前記第 3 及び第 4 の波長は、それぞれ 940nm 及び 660nm になるように選択される、請求項 4 に記載のニードル・ナビゲーションシステム。

【請求項 6】

ニードル形状のシェルと、先端の終端に近い内部のニードル空間を形成するために前記シェルの先端に配置された光ドームと、前記内部のニードル空間に構築された光コアとを有し、前記光ドームがニードルから前記光コアにより伝達された光信号を放射するレンズを形成するニードルが対象の領域内で動くときのニードル・ナビゲーション方法であって、

測定サイクルの US 測定サブサイクルにおいて領域に超音波 (US) 信号を適用し、前記適用された US 信号に応じて前記領域で反射した US 信号を受信するステップと、

前記 US 測定サブサイクルにおいて受信した前記 US 信号から US 画像を再現するステップと

、
前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 1 つにおいて第 1 の波長を有する第 1 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の場所に適用するステップと、

前記 PA 測定サブサイクルにおいて前記第 1 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を受信するステップと、

前記受信した PA 信号から PA 画像を再現するステップと、

前記 PA 画像と前記 US 画像とを融合し、表示される融合された画像を実現するステップと

、
前記少なくとも 1 つの PA 測定サブサイクルの 1 つにおいて第 2 の波長を有する第 2 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に適用するステップと、

前記 PA 測定サブサイクルにおいて前記第 2 の光信号に応じて前記場所で誘発された PA 信号を受信するステップと、

前記受信した PA 信号に従って、前記場所において吸収特性が前記第 2 の波長に依存する発色団の濃度を決定するステップと、

現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度と、前のニードルの先端の位置において決定されたもののうち少なくとも 1 つとを比較するステップと、

前記現在のニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度の急激な変化を前記比較が示す場合、観察者に対してアラームを起動するステップと

を有するニードル・ナビゲーション方法。

【請求項 7】

前記US画像に異なるニードルの先端の位置において決定された前記発色団の前記濃度を提示するステップを更に有する、請求項6に記載のニードル・ナビゲーション方法。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つのPA測定サブサイクルの 2 つにおいて第 3 の波長を有する第 3 の光信号及び第 4 の波長を有する第 4 の光信号を前記ニードルの前記ドームから前記対象の前記場所に連続的に適用するステップと、

前記 2 つのPA測定サブサイクルにおいて前記第 3 及び第 4 の光信号に応じて前記場所で誘発されたPA信号を受信するステップと、

前記受信したPA信号に従って、前記場所においてオキシヘモグロビン (HbO₂) の濃度及びデオキシヘモグロビン (Hb) の濃度を決定するステップと、

前記HbO₂の濃度及び前記Hbの濃度に従って、前記場所において血液の酸素飽和度 (S_O2) を決定するステップと、

表示される前記US画像に前記S_O2を提示するステップと

を更に有する、請求項6又は7に記載のニードル・ナビゲーション方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/057760

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B5/145	G01N21/17	A61B5/00 A61B5/06 A61B8/00
ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B G01N		
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	US 2008/076993 A1 (OSTROWSKI RAFAEL [US]) 27 March 2008 (2008-03-27) paragraphs [0037] - [0039]; figures 5-7	1,2
X	WO 2010/029529 A1 (SYNERON MEDICAL LTD [IL]; EPSHTEIN HAIM [IL]; VAYNBERG BORIS [IL]; BAR) 18 March 2010 (2010-03-18) paragraphs [0027] - [0029]	1,2
X	US 2009/156932 A1 (ZHAROV VLADIMIR PAVLOVICH [US]) 18 June 2009 (2009-06-18) paragraphs [0012] - [0014] paragraphs [0050] - [0058] paragraphs [0075] - [0076]	1,2
	- / - -	
☒ 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 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
6 June 2013		19/06/2013
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 Loveniers, Kris

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/057760

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2011/100753 A2 (UNIV JOHNS HOPKINS [US]; BOCTOR EMAD [US]; KANG JIN [US]; EMELIANOV ST) 18 August 2011 (2011-08-18) paragraphs [0009] - [0015] paragraphs [0042] - [0053] -----	1-5
X	WO 2008/062354 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; BAKKER LEVINUS P [NL]; VAN BEEK M) 29 May 2008 (2008-05-29) page 4, lines 5-29 page 7, line 10 - page 9, line 14 -----	1-4, 6-9
A	WO 2007/084981 A2 (UNIV MICHIGAN [US]; WANG XUEDING [US]; CHAMBERLAND DAVID [US]) 26 July 2007 (2007-07-26) page 3, line 8 - page 10, line 16 -----	1-10
E	EP 2 548 516 A1 (UNIV TWENTE [NL]) 23 January 2013 (2013-01-23) the whole document -----	1-4
A	JIMMY SU ET AL: "Photoacoustic imaging of clinical metal needles in tissue", JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS, vol. 15, no. 2, 1 April 2010 (2010-04-01), page 021309, XP055065231, ISSN: 1083-3668, DOI: 10.1117/1.3368686 cited in the application the whole document -----	1-10
A	CHULHONG KIM ET AL: "Handheld array-based photoacoustic probe for guiding needle biopsy of sentinel lymph nodes", JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS, vol. 15, no. 4, 1 August 2010 (2010-08-01), page 046010, XP055065232, ISSN: 1083-3668, DOI: 10.1117/1.3469829 cited in the application the whole document -----	1-10
A	WO 2005/063117 A2 (GLUCON INC [US]; NAGAR RON [IL]; BITTON GABRIEL [IL]; PESACH BENNY [IL]) 14 July 2005 (2005-07-14) page 11, line 22 - page 12, line 18 -----	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2012/057760

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 11-15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ 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. ☐ 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)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ 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. ☐ 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.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ 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.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/057760

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008076993 A1	27-03-2008	US 2008076993 A1	27-03-2008
		WO 2008039328 A1	03-04-2008
WO 2010029529 A1	18-03-2010	AU 2009290378 A1	18-03-2010
		CN 102149352 A	10-08-2011
		EP 2323597 A2	25-05-2011
		EP 2330998 A1	15-06-2011
		EP 2340780 A1	06-07-2011
		JP 2012501784 A	26-01-2012
		KR 20110065445 A	15-06-2011
		US 2011245735 A1	06-10-2011
		US 2012022504 A1	26-01-2012
		WO 2010029529 A1	18-03-2010
		WO 2010029536 A2	18-03-2010
US 2009156932 A1	18-06-2009	US 2009156932 A1	18-06-2009
		US 2013060122 A1	07-03-2013
WO 2011100753 A2	18-08-2011	US 2013096422 A1	18-04-2013
		WO 2011100753 A2	18-08-2011
WO 2008062354 A1	29-05-2008	CN 101541230 A	23-09-2009
		EP 2086396 A1	12-08-2009
		JP 2010509977 A	02-04-2010
		RU 2009123459 A	27-12-2010
		US 2010056916 A1	04-03-2010
		WO 2008062354 A1	29-05-2008
WO 2007084981 A2	26-07-2007	US 2009227997 A1	10-09-2009
		WO 2007084981 A2	26-07-2007
EP 2548516 A1	23-01-2013	EP 2548516 A1	23-01-2013
		WO 2013012333 A1	24-01-2013
WO 2005063117 A2	14-07-2005	US 2007004974 A1	04-01-2007
		WO 2005063117 A2	14-07-2005

 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, 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, 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, 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 シュイ, ジンピン
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・ビルディング
4 4

(72)発明者 リー, ジュンボ
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・ビルディング
4 4

(72)発明者 ジャン, ユンロン
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・ビルディング
4 4

F ターム(参考) 4C038 KK01 KL01 KL07
4C601 BB06 DE16 EE16 GA20 JC21 KK24

专利名称(译)	在美国成像中使用PA效应进行针导航的系统和方法		
公开(公告)号	JP2015503392A	公开(公告)日	2015-02-02
申请号	JP2014549619	申请日	2012-12-27
[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	チェンイナン シュイジンピン リージュンボ ジャンユンロン		
发明人	チェン,イナン シュイ,ジンピン リー,ジュンボ ジャン,ユンロン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/13 A61B5/1459		
CPC分类号	A61B17/3478 A61B5/0035 A61B5/0095 A61B5/061 A61B5/14503 A61B5/14546 A61B5/14552 A61B5/1459 A61B5/489 A61B5/6848 A61B5/7207 A61B5/7278 A61B5/743 A61B8/0841 A61B34/20 A61B2034/2055 A61B2034/2063		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/13 A61B5/14.321		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL01 4C038/KL07 4C601/BB06 4C601/DE16 4C601/EE16 4C601/GA20 4C601/JC21 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	PCT/CN2011/085050 2011-12-30 WO		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种监测系统，包括新型针头和光学信号产生装置，其中光学信号产生装置的至少一个光学信号输出端耦合到针头的光学核心，并且还包括超声波（US）换能器和处理器，其适于引导US换能器将US信号发送到针正在其中移动的对象区域中并且响应于在美国中发送的US信号而接收在该区域中反射的US信号。测量周期的测量子周期，并指示光信号提供装置将具有独特波长的光信号从针的圆顶发射到该区域中并指示US换能器接收光声（PA）在测量周期的至少一个PA测量子周期的每一个中响应于光信号在该区域中感应的信号，并从US信号接收中重建US图像在美国测量子循环中编辑。

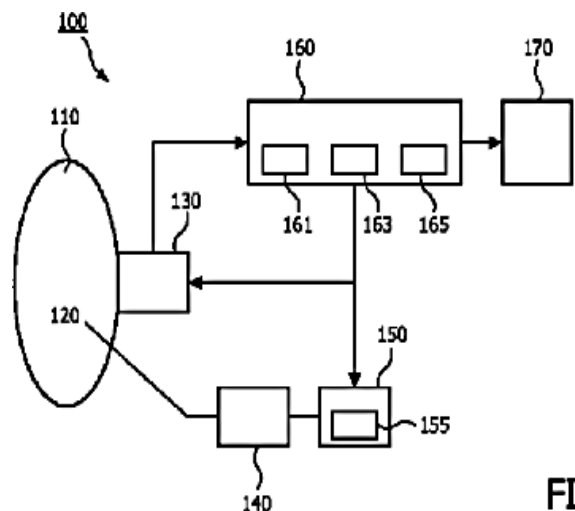


FIG.