

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5451072号
(P5451072)

(45) 発行日 平成26年3月26日(2014.3.26)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl.	F 1
A 61 B 5/1455	(2006.01)
G 01 N 21/17	(2006.01)
G 01 N 21/27	(2006.01)
A 61 B 5/0402	(2006.01)
	A 61 B 5/14 3 2 2
	G 01 N 21/17 6 2 0
	G 01 N 21/27 F
	A 61 B 5/04 3 1 0 M

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-529751 (P2008-529751)
(86) (22) 出願日	平成18年9月7日(2006.9.7)
(65) 公表番号	特表2009-507546 (P2009-507546A)
(43) 公表日	平成21年2月26日(2009.2.26)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/053144
(87) 国際公開番号	W02007/031911
(87) 国際公開日	平成19年3月22日(2007.3.22)
審査請求日	平成21年9月4日(2009.9.4)
(31) 優先権主張番号	05108411.9
(32) 優先日	平成17年9月13日(2005.9.13)
(33) 優先権主張国	欧洲特許庁(EP)

(73) 特許権者	590000248 コーニングレッカ フィリップス エヌ ヴェ オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5
(74) 代理人	100087789 弁理士 津軽 進
(74) 代理人	100114753 弁理士 宮崎 昭彦
(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】空間分解オキシメトリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心対象の光学検査用の光学検査装置において、前記光学検査装置が、前記関心対象からの第1の放射線及び第2の放射線を検出し、第1の検出データ及び第2の検出データを生じるように構成された検出器ユニットであって、複数の第2の検出データが異なる時間間隔において取得される、当該検出器ユニットと、

前記関心対象に関する静止状態の空間分解情報を決定し、前記関心対象の血液動態を再構成する決定ユニットと、
を有し、

前記第1の検出データが、前記関心対象内の第1の酸素濃度に対応し、

前記第2の検出データが、前記第1の酸素濃度とは異なる前記関心対象の第2の酸素濃度に対応し、

前記決定ユニットが、第1の時間間隔において取得された前記第1の検出データ及び前記第1の時間間隔において取得された前記第2の検出データの比に基づいて前記関心対象に関する静止状態の空間分解情報を決定し、

前記決定ユニットが、前記第1の時間間隔において取得された前記第1の検出データと前記第1の時間間隔の後に取得された複数の第2の検出データとの比に基づいて前記関心対象の血液動態を再構成する、

光学検査装置。

【請求項 2】

10

20

前記関心対象に一次光学放射線を放出するように構成された光学放射線源を更に有する、
請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 3】

前記決定ユニットが、前記第 1 の検出データ及び前記第 2 の検出データに基づいて前記関心対象の 2 次元又は 3 次元画像を再構成するように構成される、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 4】

前記第 1 の検出データが、前記関心対象の拡張期に対応し、

前記第 2 の検出データが、前記関心対象の収縮期に対応する、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 5】

前記光学検査装置が、前記検出器ユニットによる前記第 1 の放射線及び前記第 2 の放射線の検出中に前記関心対象の心電図データを取得するように構成された心電図ユニットを更に有し、

前記決定ユニットが、前記心電図データに基づいて、前記拡張期、したがって前記第 1 の検出データを識別し、前記収縮期、したがって前記第 2 の検出データを識別するように構成される、

請求項 4 に記載の光学検査装置。

【請求項 6】

前記検出器ユニットが、前記第 1 の検出データとして第 1 及び第 2 の透過データを検出し、前記第 2 の検出データとして第 1 及び第 2 の反射データを検出するように構成される、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 7】

光学マンモグラフィ装置として構成される、請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 8】

前記検出器ユニットが、空間分解検出器である、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 9】

前記検出器ユニットが、周波数分解検出器又はエネルギー分解検出器である、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 10】

前記検出器ユニットが、時間分解検出器である、

請求項 1 に記載の光学検査装置。

【請求項 11】

光学検査装置を用いて関心対象を検査する方法において、前記方法が、

前記関心対象からの第 1 の放射線及び第 2 の放射線を検出し、第 1 の検出データ及び第 2 の検出データを生じるステップであって、複数の第 2 の検出データが異なる時間間隔において取得される、当該生じるステップと、

第 1 の時間間隔において取得された前記第 1 の検出データ及び前記第 1 の時間間隔において取得された前記第 2 の検出データの比に基づいて前記関心対象に関する静止状態の空間分解情報を決定するステップと、

前記第 1 の時間間隔において取得された前記第 1 の検出データと前記第 1 の時間間隔の後に取得された複数の第 2 の検出データとの比に基づいて前記関心対象の血液動態を再構成するステップと、

を有し、

前記第 1 の検出データが、前記関心対象内の第 1 の酸素濃度に対応し、

前記第 2 の検出データが、前記第 1 の酸素濃度とは異なる前記関心対象内の第 2 の酸素濃度に対応する、

10

20

30

40

50

方法。

【請求項 1 2】

前記第 1 の放射線及び前記第 2 の放射線の検出中に前記関心対象の心電図データを取得するステップと、

前記拡張期、したがって前記第 1 の検出データを識別するステップと、

前記心電図データに基づいて、前記収縮期、したがって前記第 2 の検出データを識別するステップと、

を更に有する、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

関心対象を検査するコンピュータプログラムにおいて、前記コンピュータプログラムが 10
、プロセッサにより実行される場合に、

前記関心対象からの第 1 の放射線及び第 2 の放射線を検出し、第 1 の検出データ及び第 2 の検出データを生じるステップであって、複数の第 2 の検出データが異なる時間間隔において取得される、当該生じるステップと、

第 1 の時間間隔において取得された前記第 1 の検出データ及び前記第 1 の時間間隔において取得された前記第 2 の検出データの比に基づいて前記関心対象に関する静止状態の空間分解情報を決定するステップと、

前記第 1 の時間間隔において取得された前記第 1 の検出データと前記第 1 の時間間隔の後に取得された複数の第 2 の検出データとの比に基づいて前記関心対象の血液動態を再構成するステップと、

を実行するように構成され、

前記第 1 の検出データが、前記関心対象内の第 1 の酸素濃度に対応し、

前記第 2 の検出データが、前記第 1 の酸素濃度とは異なる前記関心対象内の第 2 の酸素濃度に対応する、

コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、光学イメージングの分野に関する。特に、本発明は、関心対象の光学検査用の光学検査装置、光学検査装置を用いて関心対象を検査する方法、画像処理デバイス、コンピュータ読み取り可能媒体及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

光トモグラフィは、乳房の腫瘍の早期検出に対する最も見込みのある方法の 1 つである。前記方法は、影響を受ける組織の光学特性の変化に基づく。ほとんどの種類の腫瘍に対して、2 つの効果が典型的であり、すなわち、第一に、腫瘍組織における血中濃度が増大し、第二に、血液酸素化 (blood oxygenation) が減少する。したがって、一部の腫瘍は、増大された血管新生及び低酸素症、すなわち低酸素化を示す。したがって、血液量又は同等に合計ヘモグロビン (Hb) 濃度及び組織の酸素化は、潜在的な腫瘍マーカである。

【0 0 0 3】

両方の数量は、オキシ Hb 及びデオキシ Hb の吸収スペクトルが異なるので、複数の近赤外波長における吸収測定から決定されることができる。酸素化及び Hb 濃度の空間分解測定に対して、トモグラフィデータ取得及びその後の画像再構成が必要でありうる。しかしながら、NIR 光を用いるトモグラフィ測定の難しさは、散乱が組織内の光伝播を支配することである。このデータの完全な較正は、成功する画像再構成に対して必要でありうる。

【0 0 0 4】

前記データ較正により解決されなくてはならない典型的な問題は、光学の透過、組織内への光の結合の変化、光源及び検出ファイバの位置の変化である。測定機器に関する較正因子の多くは、既知の基準対象に対する基準測定により決定されることがある。この

10

20

30

40

50

基準対象は、可能な限り測定対象と同様であるべきである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

取得されたデータの改良された較正を持つことが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の模範的実施例によると、関心対象の光学検査用の光学検査装置が提供されることができ、前記光学検査装置は、前記関心対象からの第1の放射線及び第2の放射線を検出し、第1の検出データ及び第2の検出データを生じるように構成された検出器ユニットを有する。更に、前記第1の検出データ及び前記第2の検出データに基づいて前記関心対象に関する空間分解情報を決定するように構成された決定ユニットが提供されることができ、前記第1の検出データは、前記関心対象内の第1の酸素濃度に対応し、前記第2の検出データは、前記第1の酸素濃度とは異なる前記関心対象内の第2の酸素濃度に対応する。

10

【0007】

したがって、本発明のこの模範的実施例によると、同じ対象から取得された検出データを使用する検出データの較正が提供されることができる。前記第1の放射線は、画像放射線と称されることができ、前記第2の放射線は、較正放射線と称されることができる。換言すると、前記データの較正に対して別の較正媒体が使用されない。したがって、前記関心対象及び（前記関心対象と同じである）前記基準媒体の光学特性は、全波長範囲にわたり等しいので、前記較正は改良されることができる。

20

【0008】

前記第1の検出データが単一の測定に関することができるのみならず、例えば異なる照射条件における、複数の測定に関することができることに注意すべきである。したがって、前記第2の検出データは、他の単一の測定に関することができるのみならず、例えば異なる照射条件における、複数の測定に関することができる。

【0009】

本発明の他の模範的実施例によると、前記光学検査装置は、前記関心対象に一次光学放射線を放出するように構成された光学放射線源を更に有する。

30

【0010】

したがって、一次放射線ビームは、前記関心対象に対して放出されることができる。前記一次放射線ビームは、例えば、近赤外波長を持つことができ、前記関心対象内の特定の領域に向けられることができる。更に、前記一次放射線ビームは、異なる波長の強度変調レーザ光を有することができる。しかしながら、前記一次放射線ビームの変調及び異なる波長の使用は、本発明を実行するのに必要ではない。

【0011】

本発明の他の模範的実施例によると、前記決定ユニットは、前記第1の検出データ及び前記第2の検出データに基づいて前記関心対象の2次元又は3次元画像を再構成するように構成される。

40

【0012】

本発明の他の模範的実施例によると、前記第1の検出データは、前記関心対象の収縮期に対応し、前記第2の検出データは、前記関心対象の拡張期に対応する。

【0013】

したがって、前記第1の検出データ又は画像データは、前記関心対象内の高酸素（収縮）濃度において取得されることができ、第2の画像データ又は較正データは、前記関心対象内の低酸素（拡張）濃度の間に取得されることができる。

【0014】

本発明の他の模範的実施例によると、前記光学検査装置は、前記検出器ユニットによる前記第1の放射線及び前記第2の放射線の検出中に前記関心対象の心電図データを取得す

50

るよう構成された心電図ユニットを更に有し、前記決定ユニットは、前記心電図データに基づいて、前記収縮期、したがって前記第1の検出データを識別し、前記拡張期、したがって前記第2の検出データを識別するように構成される。

【0015】

例えば、前記関心対象は、女性患者の乳房であることができ、前記E C Gデータは、前記患者の心拍をモニタリングすることにより取得されることができる。これは、心周期に基づいて前記取得されたデータの較正を実行する自動光学検査を提供することができる。

【0016】

本発明の他の模範的実施例によると、前記決定ユニットは、前記第1の放射線及び前記第2の放射線の時間的振る舞いに基づいて前記関心対象の血液力学を再構成するように構成される。

10

【0017】

例えば、単一画像だけでなく、前記関心対象内の動的変化を反映する動画を生じる画像のシーケンスが計算される。したがって、前記第1のデータは、血液内の低酸素濃度の位相の間に（例えば前記患者が酸素濃度を減少された気体を呼吸する場合に）取得されることができる。複数の第2のデータセットは、（例えば前記患者が高酸素濃度の気体を呼吸し始めたので）血液及び組織内の異なる酸素濃度にそれぞれ対応する複数の異なる時間間に取得される。前記第2のデータセットが取得される前記複数の時間間に、フィルムが構成される測定のシーケンスに対応する。前記フィルムは、どのように血流が時間中に発展するかを示すことができる。換言すると、前記第1のデータと前記第1の時間間に取得された前記第2のデータセットとの間の比は、血流の変化のみを示し、前記第1のデータと後の時間に取得された続く第2のデータセットとの比は、組織の血流を示す。

20

【0018】

したがって、本発明のこの模範的実施例によると、透過及び反射の両方が測定される。

【0019】

本発明の他の模範的実施例によると、前記光学検査装置は、光学マンモグラフィ装置として構成される。

【0020】

したがって、安全かつ無痛かつ費用効率の高い技術が、乳がんの検出及び診断に対して提供される。

30

【0021】

光学波長における光子は、例えばX線光子のように生物組織に対して有害ではないので、本発明による光学イメージングモダリティが人間の組織を破壊しないので、本発明によるシステムは、医学的応用に適切である。

【0022】

次に、光学検査装置の模範的実施例が説明される。しかしながら、これらの実施例は、光学検査方法、画像処理デバイス、コンピュータ読み取り可能媒体及びプログラムにも当てはまる。

【0023】

光学放射線検出器ユニットは、空間分解検出器でありうる。前記較正手順を検出器（例えば電荷結合素子（CCD）アレイ）の空間分解能と組み合わせることにより、結果画像の精度が改良されることができる。

40

【0024】

加えて又は代わりに、前記検出器ユニットは、周波数又はエネルギー分解検出器であってもよい。

【0025】

加えて又は代わりに、前記光学検出器ユニットは、時間分解検出器であってもよい。

【0026】

本発明の他の模範的実施例によると、前記関心対象に関する情報は、前記第1の検出データと前記第2の検出データとの比に基づいて決定される。

50

【0027】

これは、効果的かつ速い較正手順を提供することができる。

【0028】

本発明の他の模範的実施例によると、光学検査装置を用いて関心対象を検査する方法が提供されることができ、前記方法は、前記関心対象からの第1の放射線及び第2の放射線を検出し、第1の検出データ及び第2の検出データを生じるステップと、前記第1の検出データ及び前記第2の検出データに基づいて前記関心対象に関する情報を決定するステップとを有する。前記第1の検出データは、前記関心対象内の第1の酸素濃度に対応し、前記第2の検出データは、前記関心対象内の第2の異なる酸素濃度に対応する。

【0029】

10

これは、前記検出データの改良された構成を可能にすることことができ、改良された画質を結果的に生じることができると考えられる。

【0030】

本発明の他の模範的実施例によると、前記方法は、前記第1の放射線及び前記第2の放射線の検出中に前記関心対象の心電図データを取得するステップと、前記心電図データに基づいて、収縮期、したがって前記第2の検出データを識別し、拡張期、したがって前記第2の検出データを識別するステップとを更に有する。

【0031】

20

本発明の他の模範的実施例によると、光学検査装置を用いて関心対象を検査する画像処理デバイスが提供されることができ、前記画像処理デバイスは、第1の検出データ及び第2の検出データを記憶するメモリと、前記第1の検出データ及び前記第2の検出データに基づいて前記関心対象に関する情報を決定するように構成された決定ユニットとを有する。

【0032】

本発明の他の模範的実施例によると、光学検査装置を用いて関心対象を検査するコンピュータプログラムが記憶されたコンピュータ読み取り可能媒体が提供されることができ、前記コンピュータプログラムは、プロセッサにより実行される場合に、上述の方法ステップを実行するように構成される。

【0033】

30

本発明は、関心対象を検査するプログラムにも関し、前記プログラムは、プロセッサにより実行される場合に、上述の方法ステップを実行するように構成される。前記プログラムは、コンピュータ読み取り可能媒体に記憶されることができ、データプロセッサのワーキングメモリにロードすることができる。前記データプロセッサは、したがって、本発明の前記方法の模範的実施例を実行するために備えられることができる。前記コンピュータプログラムは、如何なる適切なプログラミング言語、例えばC++で書かれてもよく、CD-ROMのようなコンピュータ読み取り可能媒体に記憶されてもよい。また、前記コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブのようなネットワークから利用可能であってもよく、前記ネットワークから画像処理ユニット若しくはプロセッサ、又は如何なる適切なコンピュータにダウンロードされてもよい。

【0034】

40

光トモグラフィにおいて、前記データの較正が追加の較正媒体を使用することなく提供されることは、本発明の模範的実施例の主旨と見なされてもよい。本発明の模範的実施例によると、前記関心対象は、較正に使用され、前記画像データは、前記関心対象の高酸素化相の間に取得され、前記較正データは、前記関心対象の低酸素化相の間に取得される。これは、改良された較正を提供することができ、結果として改良された画質を生じることができる。

【0035】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して説明され、明らかになる。

【0036】

50

本発明の模範的実施例は、図面を参照して以下に記載される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

図面の図は概略的である。異なる図面において、同様又は同一の要素は、同じ参照番号を提供される。

【0038】

以下、図1を参照して、本発明の模範的実施例による光学検査装置100が詳細に記載される。

【0039】

例えば組織のような関心対象101の検査用の光学検査装置100は、光学放射線源102と、検出ユニット103と、決定ユニット104と、オプションとして心電図ユニット105とを有する。

【0040】

光学放射線源102は、特定の波長を放出するようにそれぞれ構成される1つ又は複数のレーザ又はフォトダイオード106、107、108を有することができる。各放出された波長は、例えば500nmないし1500nmの赤外又は近赤外波長でありうる。前記放出された光ビームは、光ファイバ109、110、111によりカップラ112に供給される。ファイバカップラ112は、3つのファイバ109、110及び111をカップリングし、イメージング領域の直接照射により結合された光113を関心対象101に放出するように構成されることができる。

【0041】

しかしながら、前記検査装置は、光源としてより多くのファイバ、例えば255のファイバ及び例えば検出用に255のファイバを使用することができる。本発明の模範的実施例によると、前記ファイバは、カップ形状の測定チャンバの壁に取り付けられる。前記光源ファイバは、連続波を順次的に使用して照射され、全ての検出器の信号は、同時に記録される。例えば3つの異なる波長が使用されることができる。

【0042】

光ファイバの代わりに、又は光ファイバ109、110、111に加えて、レンズ(図1に描かれない)のような他の光学素子が、関心対象101に光を供給するのに使用されることができる。更に、フィルタ、鏡、開口及び変調器が、前記光を前処理するのに使用されることができる。しかしながら、1つの単一波長が、本発明の模範的実施例により必要でありうる。

【0043】

光学放射線源102により放出された光は、サンプル101に衝突し、サンプル101を通って伝播する。光伝播の拡散性質のため、関心対象101は、透過放射線114、115、116を放出する。

【0044】

関心対象101から放出された光は、レンズ、鏡及びフィルタのような光学素子を有することができる光収集光学素子(図1に描かれない)により更に処理されることがある。

【0045】

前記光は、放出フィルタ(図1に描かれない)においてフィルタリングされることがある。背景放射は、光学フィルタの1つ又は系列により収集経路から退けられることがある。

【0046】

この場合、関心対象101からの光は、CCDカメラ、フォトダイオード、アバランシエフォトダイオード又は増倍管の形式で構成されることがある検出器素子117、118、119により検出される。検出信号の増幅が実行されることができ、前記検出信号は、デジタル信号に変換されることができる。

【0047】

10

20

30

40

50

前記関心対象内の第1の酸素濃度に対応する第1の検出データと、(前記第1の酸素濃度とは異なる)前記関心対象内の第2の酸素濃度に対応する第2の検出データとを有する前記検出信号は、この場合、伝送線121により決定ユニット104に伝送される。

【0048】

決定ユニット104は、線120を介して関心対象101の心周期を測定するように構成された心電図ユニット105に(線122を介して)結合されることができる。この心電図データは、この場合、前記関心対象の心臓の拡張期及び収縮期を識別するのに使用されることができ、結果として第1の検出データ及び第2の検出データの識別を生じる。

【0049】

決定ユニット104は、前記(高酸素)画像データ及び前記(低酸素)較正データに基づいて関心対象101の2次元又は3次元画像を再構成するように構成される。 10

【0050】

最構成アルゴリズムは、例えば、一次摂動理論に基づく拡散方程式に対する線形近似であるリトフ近似(Rytov-approximation)に基づく。摂動に対するベースラインは、第1の検出データ($\Phi_0(x_d, x_s)$)を生じる第1の測定により規定される。前記リトフ近似を使用して、第2の検出データ($\Phi(x_d, x_s)$)と第1の検出データ($\Phi_0(x_d, x_s)$)との間の吸収係数 μ の変化は、

【数1】

$$\ln \frac{\Phi(x_d, x_s)}{\Phi_0(x_d, x_s)} = c \int \delta\mu(x) \frac{G(x, x_d)G(x, x_s)}{G(x_d, x_s)} dx,$$

20

と記述されることができ、ここで x_s 及び x_d は前記光源及び前記検出器の位置をそれぞれ参照する。 $G(x, x_s)$ は、 x_s における点源に対する点 x におけるグリーン関数である。 c は前記第1の酸素濃度における前記関心対象の光学特性に依存する定数である。ここで、上記の式は、 μ について解かれなければならず、この場合、前記関心対象の画像を生じる。

【0051】

しかしながら、前記データの完全な較正が、成功する画像再構成に対して必要である。したがって、基準測定が、前記データを較正するのに使用される。前記測定データと前記基準データとの比から、基準媒体と乳房との間の減衰の差が再構成されることができる。本発明の一態様によると、前記基準媒体は、前記関心対象自体(すなわち例えば乳房)であり、前記乳房内の血液の酸素濃度のみ異なるものである。したがって、前記基準媒体の光学特性と前記関心対象の光学特性との間の不一致は、(これらが同じであるので)存在しない。 30

【0052】

換言すると、前記関心対象からの測定データの2つのセットが取得され、一方は心臓の収縮期に対応し、他方は心臓の拡張期に対応する。両方のデータセットの比は、収縮期と拡張期との間の血液酸素化及びHb濃度に関連した減衰の差のみに依存する。このようにして、ファイバ伝送、検出器感度等のような測定システムの体系的な因子だけでなく、基準媒体と関心対象との間の不一致及び組織の静的不均一性も相殺する。これは、血液パラメータの画像再構成を大幅に単純化することができる。 40

【0053】

代わりに、前記データは、並列ECG記録と時間分解されて記憶されることができる。信号の変調は、この場合、収縮期及び拡張期をそれぞれ決定するのに使用されることがある。更に、全体的な時間的振る舞いが、血液力学を再構成するのに使用されることがある。

【0054】

放射線源の数を増加することにより、血液量の変化及び酸素飽和度の変化が区別されることがある。

【0055】

50

本発明によると、複数の異なる波長を使用する必要がないことに注意すべきである。1つの単一波長が十分でありうる。更に、本発明の一態様によると、スペクトル解像度が検出に対して必要でない。更に、前記第1及び第2のデータが心臓の収縮期及び拡張期に対応しないが、通常呼吸の相と、患者が（血液内の酸素濃度を減少するために）呼吸を止める第2の相とに対応してもよい。

【0056】

データ取得（反射／透過の測定）は、前記関心対象の周りの異なる領域において実行されてもよく、この取得の間に照射条件の変化は実行されない。この場合、後のデータ取得は、変更された照射条件であるが前記関心対象の周りの（同じ又は他の）異なる領域において実行されることがある。これら全てのデータ取得が、前記第1の検出データをもたらす。同じデータ取得シーケンスは、この場合、異なる酸素濃度において実行され、前記第2の検出データをもたらす。

10

【0057】

前記酸素化は、異なる酸素濃度を持つ気体を呼吸するような他の手段によっても影響を受けるかもしれない。

【0058】

更に、酸素化及び血液量は、薬物又は生理学的プロセス（例えば運動（筋肉）、刺激／活動（脳））により変化されることもありうる。

【0059】

しかしながら、これらの場合のいずれにおいても、前記第1のデータセットは、酸素化及び血液量の1つの状態に対応し、前記第2のデータセットは、酸素化及び血液量の他の状態に対応する。

20

【0060】

動的プロセスは、当該動的プロセスの間に第2のデータセットの系列を取得することにより学習されることがあるのに対し、前記第1のデータセットは、前記対象の静止状態において取得される。

【0061】

図2は、前記関心対象の収縮期及び拡張期を有する吸収データを示す。水平軸201は時間を表し、縦軸202は、曲線203により表される組織の吸収を表す。対応する心電図データは、前記関心対象の収縮期に対応する間隔204、205、206と、前記関心対象の拡張期に対応する間隔207、208、209とにより表される。曲線203は、複数の心周期にわたり測定されたデータを有する測定データセットを表す。

30

【0062】

図2から分かるように、前記吸収は、収縮期と拡張期との間で変化する。

【0063】

図3は、本発明による模範的実施例のフローチャートである。この方法は、ステップ1において光学放射線源による前記関心対象に対する一次光学放射線の放出から始める。

【0064】

次いで、ステップ2において、データ取得が実行される。検出器ユニットは、前記関心対象からの画像放射線及び較正放射線を検出し、第1の検出データ及び第2の検出データを生じる。

40

【0065】

次いで、ステップ3において、前記第1の検出データと前記第2の検出データとの間の比が、較正のために決定される。

【0066】

ステップ4において、前記関心対象の画像の再構成が、前記比に基づいて実行される。

【0067】

前記方法はステップ5において終了する。

【0068】

図4は、本発明による方法の模範的実施例を実行する本発明による画像処理デバイスの

50

模範的実施例を表現する。図4に描かれる画像処理デバイス400は、乳房又は他の組織の一部のような関心対象を描く画像を記憶するメモリ402に接続された中央処理ユニット(CPU)又は画像プロセッサ401を有する。データプロセッサ401は、光トモグラフィデバイスのような診断デバイスに対する複数の入出力ネットワークに接続されることができる。データプロセッサ401は、データプロセッサ401により計算又は適合された情報又は画像を表示する表示デバイス403、例えば、コンピュータモニタに更に接続されることができる。オペレータ又はユーザは、キーボード404及び/又は図4に描かれていない他の出力デバイスを介してデータプロセッサ401とインタラクトすることができる。

【0069】

10

更に、バスシステム405を介して、画像処理及び制御プロセッサ401を、例えば、前記関心対象の動きをモニタリングする動きモニタに接続することも可能である。例えば、動きセンサは、呼気センサ又は心電図ユニットでありうる。

【0070】

本発明の模範的実施例は、イメージングワークステーションに対するソフトウェアオプションとして販売されることができる。

【0071】

用語"有する"は他の要素又はステップを除外せず、"1つの"は複数を除外せず、単一のプロセッサ又はシステムが請求項に記載された複数の手段又はユニットの機能を満たすことができることに注意すべきである。

20

【0072】

請求項内の参照符号は請求項の範囲を限定すると解釈されるべきでないことに注意すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0073】

【図1】本発明の模範的実施例による光学検査装置の単純化された概略表現を示す。

【図2】関心対象の収縮期及び拡張期を有する複数の心拍の間の吸収曲線の概略表現を示す。

【図3】本発明による方法の模範的実施例のフローチャートを示す。

【図4】本発明による方法の模範的実施例を実行する本発明による画像処理デバイスの模範的実施例を示す。

30

【図1】

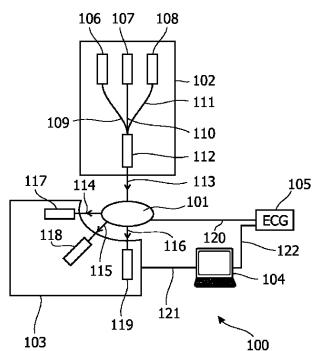


FIG. 1

【図2】

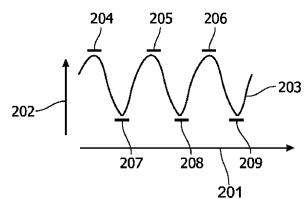


FIG. 2

【図3】

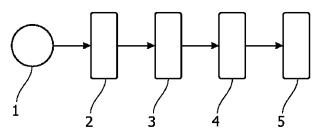


FIG. 3

【図4】

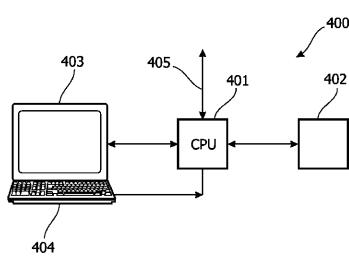


FIG. 4

フロントページの続き

(72)発明者 ニールセン ティム

ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72)発明者 ケーレル トマス

ドイツ連邦共和国 52066 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

審査官 渡 辺 純也

(56)参考文献 特表平10-501995(JP, A)

独国特許出願公開第03019234(DE, A1)

米国特許出願公開第2004/0039268(US, A1)

特開平08-029329(JP, A)

特表2006-505299(JP, A)

特表2003-528678(JP, A)

米国特許出願公開第2004/0147039(US, A1)

米国特許出願公開第2002/0173723(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/06 ~ 5/22

A61B 10/00

G01N 21/17

G01N 21/27