

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02010/095487

発行日 平成24年8月23日 (2012.8.23)

(43) 国際公開日 平成22年8月26日 (2010.8.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G 0 5 9
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 T	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 0	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号 特願2010-526877 (P2010-526877)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2010/050801
 (22) 国際出願日 平成22年1月22日 (2010.1.22)
 (11) 特許番号 特許第4603100号 (P4603100)
 (45) 特許公報発行日 平成22年12月22日 (2010.12.22)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-39709 (P2009-39709)
 (32) 優先日 平成21年2月23日 (2009.2.23)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 五十嵐 誠
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム (参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02
 FF02 GG01 GG08 HH01 JJ13
 JJ17 JJ22 JJ30 KK01
 4C061 BB08 HH51 LL10
 4C161 BB08 HH51 LL10
 4C601 DE16 DE20 EE01 HH03 HH04

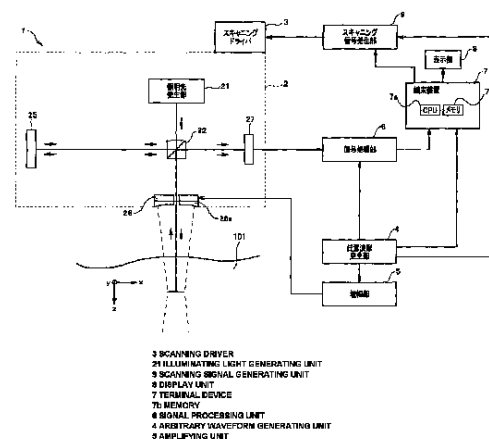
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体観測装置及び生体断層画像生成方法

(57) 【要約】

本発明の生体観測装置は、被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力する超音波発生部と、超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射する照明光発生部と、所定の領域へ出射された照明光の戻り光に対し、第1番目のタイミングから第N番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第1個目から第N個目まで検出する位相成分検出部と、位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第1個目から第N-1個目までの位相成分の和を、第N個目の位相成分から差し引く処理を行う演算部と、を有する。

[図1]



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力する超音波発生部と、
前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射する照明光発生部と、
前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出する位相成分検出部と、
前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引く処理を行う演算部と、
を有することを特徴とする生体観測装置。

10

【請求項 2】

前記演算部は、前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置。

【請求項 3】

前記照明光は、コヒーレント光であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の生体観測装置。

【請求項 4】

被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力し、
前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射し、
前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出し、
前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引く処理を行い、
前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成する
ことを特徴とする生体断層画像生成方法。

20

【請求項 5】

前記照明光は、コヒーレント光であることを特徴とする請求項 4 に記載の生体断層画像生成方法。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体観測装置及び生体断層画像生成方法に関し、特に、音波と光とをあわせて用いつつ生体内部の情報を取得する生体観測装置及び生体断層画像生成方法に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、生体の光断層イメージングを実現するものとして、例えば、光 C T、光コヒーレンス断層影像法 (Optical Coherence Tomography : 以下 O C T) 及び光音響断層影像法等の様々な技術が提案されている。

40

【0003】

光 C T は、生体内部での光散乱の影響が比較的弱い波長域 700 nm ~ 1200 nm の近赤外光を利用するため、粘膜下数 cm までの生体深部の断層像を得ることができる。

また、干渉を利用した O C T は 2 mm 程度の深さまでの生体断層イメージを高分解能 (数 μ m ~ 十数 μ m) かつ短時間で取得することが可能である。O C T は眼科領域での網膜疾患診断において既に実用化されている技術であり、その医学的関心度は非常に高い。

【0004】

光 C T は深部の情報は得られるが、空間分解能は数 mm 程度と非常に低い。一方、O C T は生体粘膜下約 2 mm 以深を観察すること、更に、癌等の腫瘍組織に対して良好な画質

50

を得ることは難しい。

【 0 0 0 5 】

これに対し、生体粘膜内部における光と超音波との相互作用の結果を光の位相成分の変化量として検出することにより、正常組織と癌等の腫瘍組織とを可視化するための技術が日本国特開 2 0 0 7 - 2 1 6 0 0 1 号公報に開示されている。

【 0 0 0 6 】

また、生体組織に出射された超音波により変調された光を検出することにより、光 C T に比べてさらに高い空間分解能を具備する生体深部の断層像を得ることが可能な、超音波光変調トモグラフィ (U l t r a s o u n d - M o d u l a t e d O p t i c a l T o m o g r a p h y) に関する技術が C . K i m , K . H . S o n g , L . V . W a n g 、 「 S e n t i n e l l y m p h n o d e d e t e c t i o n e x v i v o u s i n g u l t r a s o u n d - m o d u l a t e d o p t i c a l t o m o g r a p h y . 」 、 J . B i o m e d . O p t . 1 3 (2) 、 2 0 0 8 (以下、非特許文献と称する) に開示されている。

10

【 0 0 0 7 】

ところで、生体媒質内部の所望の位置に超音波及び照明光を出射し、該所望の位置において発生した物体光に基づいて生体情報を得る場合、該物体光の位相成分の観測量は、該照明光及び該物体光の経路上に存在する生体媒質から受けた位相成分の変化量に応じて変動する。そのため、例えば日本国特開 2 0 0 7 - 2 1 6 0 0 1 号公報に記載の技術のように、物体光の位相成分の観測量のみを用いて所望の領域の断層像を生成した場合、正常組織と癌等の腫瘍組織との識別が困難な (ぼやけた) 画像が生成されてしまう場合がある。そして、日本国特開 2 0 0 7 - 2 1 6 0 0 1 号公報に記載の技術においては、このような課題に対する提案が何らなされていない。

20

【 0 0 0 8 】

また、上記非特許文献に記載の技術は、各種の生体媒質のうち、光を吸収する対象物に特化したイメージングを行うものである。そのため、上記非特許文献に記載の技術によれば、正常組織と癌等の腫瘍組織とを明確に識別可能な画像を生成することができない、という課題が生じている。

【 0 0 0 9 】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、正常組織と癌等の腫瘍組織とを高コントラストにより可視化可能な生体観測装置及び生体断層画像生成方法を提供することを目的としている。

30

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明における生体観測装置は、被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力する超音波発生部と、前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射する照明光発生部と、前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出する位相成分検出部と、前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引く処理を行う演算部と、を有することを特徴とする。

40

【 0 0 1 1 】

本発明における生体断層画像生成方法は、被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力し、前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射し、前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出し、前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引く処理

50

を行い、前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態に係る光イメージング装置の要部の構成の一例を示す図。

【図2】図1の光イメージング装置において行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図3】生体組織の表面から数えて $j + 1$ 番目の深さ位置において物体光が発生した場合を示す模式図。

【図4】本発明の実施形態に係る光イメージング装置の要部の構成の、図1とは異なる例を示す図。

【図5】図4の光カプラ周辺における詳細な構成を示す図。

【図6】図4の光イメージング装置が有する光ファイバの端部の構成の一例を示す図。

【図7】図4の光イメージング装置において行われる処理の一例を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0014】

図1から図7は、本発明の実施形態に係るものである。図1は、本発明の実施形態に係る光イメージング装置の要部の構成の一例を示す図である。図2は、図1の光イメージング装置において行われる処理の一例を示すフローチャートである。図3は、生体組織の表面から数えて $j + 1$ 番目の深さ位置において物体光が発生した場合を示す模式図である。図4は、本発明の実施形態に係る光イメージング装置の要部の構成の、図1とは異なる例を示す図である。図5は、図4の光カプラ周辺における詳細な構成を示す図である。図6は、図4の光イメージング装置が有する光ファイバの端部の構成の一例を示す図である。図7は、図4の光イメージング装置において行われる処理の一例を示すフローチャートである。

【0015】

生体観測装置としての光イメージング装置1は、図1に示すように、被検体としての生体組織101へ超音波及び照明光を出射するとともに、該照明光が該生体組織101において反射及び散乱した光である物体光を受光可能なユニット2と、スキャン信号発生部9から出力されるスキャン信号に応じてユニット2の位置（スキャン位置）を変更しつつ該超音波及び該照明光を出射させるスキャンドライバ3と、任意波形発生部4と、増幅部5と、信号処理部6と、端末装置7と、モニタ等により構成される表示部8と、スキャン信号発生部9と、を有している。

【0016】

ユニット2は、照明光発生部21と、ハーフミラー22と、参照ミラー25と、中央部に開口部が形成された超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aと、光検出部27と、を有して構成されている。

【0017】

照明光発生部21は、生体組織101の内部における検査対象位置に到達可能な照明光として、コヒーレント光を発することが可能なレーザ光源、または、SLD (Super Luminescent Diode) または白色光源と干渉フィルタとの組み合わせ等により構成されている。なお、照明光発生部21から発せられる照明光は、連続光に限るものではなく、例えばパルス光であっても良い。

【0018】

ハーフミラー22は、照明光発生部21からの照明光の一部を反射して参照ミラー25側へ出射するとともに、該照明光の他の一部を超音波トランスデューサ26側へ透過させる。

【0019】

ハーフミラー22から参照ミラー25側へ出射された照明光は、参照ミラー25におい

10

20

30

40

50

て反射した後、ハーフミラー 2 2 に参照光として入射される。

【 0 0 2 0 】

ハーフミラー 2 2 から超音波トランスデューサ 2 6 側へ透過した照明光は、超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a の中央部に設けられた開口部を通過した後、生体組織 1 0 1 に対して出射される。

【 0 0 2 1 】

なお、本実施形態において、ユニット 2 (の音響レンズ 2 6 a 側) と生体組織 1 0 1 との間は、光イメージング装置 1 の各部により生体組織 1 0 1 の生体情報を得るための処理等が行われる事前に、水等の超音波伝達媒体により満たされているものであるとする。

【 0 0 2 2 】

一方、超音波トランスデューサ 2 6 は、任意波形発生部 4 からの超音波駆動信号に応じ、開口部を通過する照明光の光軸に沿って、連続波である所定の超音波を生体組織 1 0 1 へ出射する。そして、超音波トランスデューサ 2 6 から出射された所定の超音波は、音響レンズ 2 6 a により収束されつつ、周期的な粗密波として生体組織 1 0 1 の内部を伝播した後、生体組織 1 0 1 の深さ方向 (図 1 の z 軸方向) における所定の領域において収束する。

【 0 0 2 3 】

音響レンズ 2 6 a は、例えばスキャニングドライバ 3 の制御により、生体組織 1 0 1 の深さ方向 (図 1 の z 軸方向) において所定の超音波が収束する領域を適宜変更可能な構成を有している。

【 0 0 2 4 】

一方、ユニット 2 から出射された照明光は、生体組織 1 0 1 の深さ方向 (図 1 の z 軸方向) の各位置のうち、所定の超音波が収束した領域に相当する位置において反射し、超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a の開口部を通過した後、物体光 (戻り光) としてハーフミラー 2 2 に入射される。すなわち、ハーフミラー 2 2 を透過した照明光は、生体組織 1 0 1 の内部の、前記所定の超音波により密度が増大された位置において反射した後、物体光としてハーフミラー 2 2 に入射される。

【 0 0 2 5 】

そして、ハーフミラー 2 2 は、参照ミラー 2 5 側から入射される参照光と、超音波トランスデューサ 2 6 側から入射される物体光との 2 束の光を各々干渉させつつ、該 2 束の光の干渉後に生じる干渉光を光検出部 2 7 側へ出射する。

【 0 0 2 6 】

光検出部 2 7 は、ハーフミラー 2 2 から出射される干渉光をヘテロダイン検出した後、検出した該干渉光を電気信号としての干渉信号に変換して信号処理部 6 へ出力する。

【 0 0 2 7 】

スキャニングドライバ 3 は、スキャニング信号発生部 9 からのスキャニング信号が入力される毎に、超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a の位置を図 1 の x 軸方向または y 軸方向のいずれかに変更する。

【 0 0 2 8 】

任意波形発生部 4 は、所定の波長 (または所定の周波数) を有する所定の超音波を超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a から出力させるための超音波駆動信号を増幅部 5 へ出力する。また、任意波形発生部 4 は、超音波駆動信号を増幅部 5 へ出力したタイミングを示すタイミング信号をスキャニング信号発生部 9 へ出力する。さらに、任意波形発生部 4 は、スキャニングドライバ 3 におけるスキャン範囲の終端に達した際に、トリガ信号を端末装置 7 及びスキャニング信号発生部 9 へ出力する。さらに、任意波形発生部 4 は、前述のタイミング信号を所定の時間遅延させつつ信号処理部 6 へ出力する。

【 0 0 2 9 】

パワーアンプ等により構成される増幅部 5 は、任意波形発生部 4 から出力された超音波駆動信号を増幅するとともに、増幅後の超音波駆動信号を超音波トランスデューサ 2 6 に対して出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

図示しないスペクトラムアナライザまたはディジタルオシロスコープ等を具備する信号処理部 6 は、光検出部 2 7 から出力される干渉信号を検出する。そして、信号処理部 6 は、任意波形発生部 4 からタイミング信号に基づく時間分解を前記干渉信号の検出結果に対して行うことにより位相成分の観測量を取得した後、該位相成分の観測量を端末装置 7 へ出力する。

【 0 0 3 1 】

コンピュータ等からなる端末装置 7 は、各種演算及び処理を行う CPU 7 a と、メモリ 7 b と、を有して構成されている。

【 0 0 3 2 】

CPU 7 a は、信号処理部 6 から出力される位相成分の観測量に基づき、生体組織 1 0 1 の最表層部以外の深さ方向の各位置における位相成分の相対量を各々算出する。

【 0 0 3 3 】

また、CPU 7 a は、生体組織 1 0 1 の最表層部における位相成分の観測量と、前記位相成分の相対量の算出結果とに基づき、生体組織 1 0 1 の深さ方向に沿った N 個の画素からなる画像データを 1 ライン分ずつ生成した後、生成した 1 ライン分の画像データを順次メモリ 7 b に蓄積する。

【 0 0 3 4 】

そして、CPU 7 a は、任意波形発生部 4 から出力されるトリガ信号に基づいてスキャンが完了したことを検知すると、前回のトリガ信号入力時から今回のトリガ信号入力時までメモリ 7 b に蓄積された M ライン分の画像データを読み込むことにより、垂直方向の画素数 N 及び水平方向の画素数 M のサイズを具備する 1 画面分の画像データを生成する。その後、CPU 7 a は、前記 1 画面分の画像データを映像信号に変換して表示部 8 へ出力する。これにより、表示部 8 には、図 1 に示す各座標軸のうち、例えば x z 平面における生体組織 1 0 1 の内部の像（断層像）が画像表示される。

【 0 0 3 5 】

スキャン信号発生部 9 は、任意波形発生部 4 からタイミング信号及びトリガ信号が入力されるタイミング毎に、スキャン位置を変更させるためのスキャン信号をスキャンドライバ 3 に対して出力する。

【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態の光イメージング装置 1 の作用について説明を行う。

【 0 0 3 7 】

まず、ユーザは、光イメージング装置 1 の各部の電源を投入した後、一のスキャン位置における図 1 の z 軸方向（生体組織 1 0 1 の深さ方向）に超音波及び照明光が出射されるように超音波トランスデューサ 2 6（及び音響レンズ 2 6 a）を配置するとともに、超音波トランスデューサ 2 6（及び音響レンズ 2 6 a）と生体組織 1 0 1 との間を水等の超音波伝達媒体により満たす。

【 0 0 3 8 】

その後、ユーザは、例えば、図示しない操作部が有するスイッチ等をオンすることにより、生体組織 1 0 1 における生体情報の取得を開始させるための指示を行う。

【 0 0 3 9 】

任意波形発生部 4 は、図示しない操作部からの前記指示に基づき、所定の超音波を出力させるための超音波駆動信号を、増幅部 5 を介して超音波トランスデューサ 2 6 へ出力する。

【 0 0 4 0 】

超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a は、入力される超音波駆動信号に応じ、照明光の出射方向に沿うように、生体組織 1 0 1 の表面から数えて j 番目（j = 1、2、...、N）の深さ位置へ所定の超音波を出射する（図 2 のステップ S 1）。これにより、超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a から出射された所定の超音波は、周期的な粗密波として生体組織 1 0 1 の内部を内部を伝播した後、生体組織 1 0 1 の表面か

10

20

30

40

50

ら数えて j 番目の深さ位置において収束する。なお、本実施形態において、生体組織 101 の表面から数えた場合の深さ位置のインデックス値 j は、出力画像の 1 画素に対して 1 つずつ設定される値であるとする。

【0041】

一方、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a から所定の超音波が出射された後、照明光発生部 21 から照明光がハーフミラー 22 に対して出射される（図 2 のステップ S2）。

【0042】

照明光発生部 21 から出射された照明光は、ハーフミラー 22 及び参照ミラー 25 等を経た後、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a に設けられた開口部から図 1 の z 軸方向（生体組織 101 の深さ方向）に出射される。なお、以降においては、前記開口部から出射される照明光の位相が 0 であるとして説明を進めるものとする。

【0043】

生体組織 101 に対して出射された照明光は、生体組織 101 の表面から数えて j 番目の深さ位置において反射し、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a の開口部を通過した後、物体光としてハーフミラー 22 に入射される。

【0044】

超音波トランスデューサ 26 側から入射した物体光は、ハーフミラー 22 において参照ミラー 25 側から入射した参照光と干渉した後、干渉光として光検出部 27 に入射される。

【0045】

光検出部 27 は、ハーフミラー 22 から出射される干渉光をヘテロダイン検出した後、検出した該干渉光を電気信号としての干渉信号に変換して信号処理部 6 へ出力する。

【0046】

そして、位相成分検出部としての機能を有する信号処理部 6 は、生体組織 101 の表面から数えて j 番目の深さ位置において発生した物体光の位相成分を ϕ_j として取得し（図 2 のステップ S3）、任意波形発生部 4 からのタイミング信号の入力タイミングに応じた時間分解を行うことにより、深さ位置のインデックス値 j との関連付けを行った後、該位相成分 ϕ_j の値を一時的に蓄積する。

【0047】

その後、光イメージング装置 1 の各部は、生体組織 101 の表面から数えて N 番目の深さ位置において発生した物体光の位相成分 ϕ_N が取得されるまでの間、図 2 のステップ S1 からステップ S3 までの動作を繰り返し行う（図 2 のステップ S4 及び S5）。

【0048】

すなわち、図 2 のステップ S1 からステップ S3 までの動作が繰り返し行われることにより、生体組織 101 の表面から数えて第 1 番目から第 N 番目までのそれぞれ異なる深さ位置に超音波が入射され、第 1 番目から第 N 番目までのそれぞれ異なるタイミングにおいて照明光発生部 21 から順次照明光が出射され、深さ位置のインデックス値 1、2、 $\dots$ 、 $N-1$ 、 N と関連付けられた位相成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\dots$ 、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N の各値が信号処理部 6 に一時的に蓄積される。

【0049】

ここで、生体組織 101 の表面から数えて 1 番目の深さ位置、すなわち、生体組織 101 の最表層部において反射した照明光は、位相成分 ϕ_1 を具備する物体光としてハーフミラー 22 に入射される。生体組織 101 の表面から数えて 1 番目の深さ位置における屈折率を n_1 とし、生体組織 101 の表面から 1 番目の深さ位置までの距離（物理長）を l_1 とし、照明光の波長を λ とした場合、位相成分 ϕ_1 は、下記数式（1）のように示される。

【0050】

10

20

30

40

$$\phi_1 = 2 \cdot 2\pi \frac{n_1 l_1}{\lambda} \quad \dots (1)$$

これに倣い、例えば図 3 に示すように、生体組織 1 0 1 の表面から数えて $j + 1$ 番目の深さ位置における屈折率を n_{j+1} とし、生体組織 1 0 1 の表面から数えて j 番目の深さ位置から $j + 1$ 番目の深さ位置までの距離（物理長）を l_{j+1} とし、照明光（及び物体光）の波長を λ とした場合、生体組織 1 0 1 の表面から数えて $j + 1$ 番目の深さ位置からの戻り光としての物体光が具備する位相成分 ϕ_{j+1} は、下記数式（2）のように示される。

10

$$\phi_{j+1} = 2 \cdot 2\pi \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} + \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \right) \quad \dots (2)$$

すなわち、信号処理部 6 により取得される位相成分 ϕ_{j+1} は、位相成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\dots$ 、 ϕ_j に相当する値を含んだものとなる。

20

【0052】

そして、信号処理部 6 は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて N 番目の深さ位置において発生した物体光が具備する位相成分 ϕ_N を取得した後、前述の時間分解を行うことにより、該位相成分 ϕ_N とインデックス値 N とを関連付ける。その後、信号処理部 6 は、深さ位置のインデックス値 1、2、 $\dots$ 、 $N - 1$ 、 N と関連付けられた位相成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\dots$ 、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N の各値を、位相成分の観測値の取得結果として端末装置 7 へ出力する。

【0053】

演算部としての機能を有する CPU 7 a は、信号処理部 6 から出力される位相成分の観測値に基づき、 $j + 1$ 番目の深さ位置において得られた位相成分 ϕ_{j+1} から、該 $j + 1$ 番目の深さ位置に隣接する j 番目の深さ位置において得られた位相成分 ϕ_j を差し引くことにより、 j 番目の深さ位置に対する $j + 1$ 番目の深さ位置の位相成分 $\phi_{j+1,j}$ を、下記数式（3）に示すものとして算出する（図 2 のステップ S 6）。換言すると、CPU 7 a は、生体組織 1 0 1 の表面から入射された後 j 番目の深さ位置に達するまでの間に照明光が受けた位相成分の変化量と、該 j 番目の深さ位置を通過した後生体組織 1 0 1 の表面に達するまでの間に物体光が受けた位相成分の変化量との総和に相当する位相成分 ϕ_j を、検査対象位置に相当する $j + 1$ 番目の深さ位置において得られた位相成分 ϕ_{j+1} から差し引く処理を行う。その結果、位相成分の相対量に相当する $\phi_{2,1}$ 、 $\phi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\phi_{N,N-1}$ の各値が算出される。

30

【0054】

40

$$\phi_{j+1,j} = \phi_{j+1} - \phi_j$$

$$= 2 \cdot 2\pi \left\{ \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} + \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \right) - \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} \right) \right\}$$

$$= 2 \cdot 2\pi \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \quad \dots (3)$$

50

そして、CPU 7 a は、生体組織 101 の表面から数えて 1 番目の深さ位置における位相成分 φ_1 の値と、生体組織 101 の表面から数えて 2 番目 ~ N 番目の深さ位置における位相成分 $\varphi_{2,1}$ 、 $\varphi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\varphi_{N,N-1}$ の各値とを画素成分として用いつつ、生体組織 101 の深さ方向に沿った N 個の画素からなる 1 ライン分の画像データを生成した (図 2 のステップ S 7) 後、該 1 ライン分の画像データを順次メモリ 7 b に蓄積する。

【0055】

なお、本実施形態の CPU 7 a は、位相成分 φ_1 の値と、位相成分 $\varphi_{2,1}$ 、 $\varphi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\varphi_{N,N-1}$ の各値とを画素成分として用いることにより 1 ライン分の画像データを生成するものに限らず、該位相成分それぞれに含まれる屈折率 n_1 、 n_2 、 $\dots$ 、 n_{N-1} 、 n_N の値を画素成分として用いることにより 1 ライン分の画像データを生成するものであっても良い。

【0056】

CPU 7 a は、任意波形発生部 4 からのトリガ信号が入力されたか否かに基づき、図 2 のステップ S 7 の処理において 1 ライン分の画像データを取得した際の一のスキャンラインがスキャンングドライバ 3 におけるスキャン範囲の終端であるか否かを判定する (図 2 のステップ S 8)。

【0057】

そして、CPU 7 a は、前記スキャンラインがスキャンングドライバ 3 におけるスキャン範囲の終端でない場合 (スキャンが完了していない場合) には、スキャンラインを前記一のスキャンラインから (図 1 の x 軸方向または y 軸方向のいずれかに対して異なる) 他のスキャンラインへ変移させるための制御をスキャンング信号発生部 9 に対して行う (図 2 のステップ S 9)。そして、これ以降、スキャンラインがスキャンングドライバ 3 のスキャン範囲の終端に達するまでの間、作用として以上に述べた動作が光イメージング装置 1 の各部において繰り返し行われる。

【0058】

また、CPU 7 a は、トリガ信号の入力によりスキャンが完了したことを検知すると、前回のトリガ信号入力時から今回のトリガ信号入力時までメモリ 7 b に蓄積された M ライン分の画像データを読み込み、垂直方向の画素数 N 及び水平方向の画素数 M のサイズを具備する 1 画面分の画像データを生成する。その後、CPU 7 a は、前記 1 画面分の画像データを映像信号に変換して表示部 8 へ出力する (図 2 のステップ S 10)。これにより、表示部 8 には、図 1 に示す各座標軸のうち、例えば x z 平面における生体組織 101 の内部の像 (断層像) が画像表示される。

【0059】

以上に述べたように、本実施形態の光イメージング装置 1 は、生体媒質内部の所望の位置に超音波及び照明光を出射し、該所望の位置において発生した物体光に基づいて生体情報を得る場合に、該照明光及び該物体光の経路上に存在する生体媒質から受けた位相成分の変化量を除去しつつ、該所望の位置の生体情報を得ることが可能な構成及び作用を有している。そのため、本実施形態の光イメージング装置 1 によれば、光の屈折率がそれぞれ異なる生体媒質である、正常組織と癌等の腫瘍組織とが高コントラストにより可視化される。

【0060】

なお、本実施形態の光イメージング装置 1 は、生体組織 101 の深さ方向における一のスキャンライン上の位相成分 φ_1 、 φ_2 、 $\dots$ 、 φ_{N-1} 、 φ_N の各値を取得する場合に、生体組織 101 の表面側から深部側にかけて順番に超音波及び照明光を出射するように構成されたものでなくとも良い。

【0061】

また、図 1 に示す光イメージング装置 1 は、前述した効果と同様の効果を得るための構成として、例えば図 4 に示すような光イメージング装置 1 A として構成されるものであ

10

20

30

40

50

ても良い。

【0062】

具体的には、光イメージング装置1Aは、スキャニングドライバ3と、任意波形発生部4と、増幅部5と、信号処理部6と、端末装置7と、表示部8と、スキャニング信号発生部9と、照明光発生部21と、参照ミラー25と、超音波トランスデューサ26と、音響レンズ26aと、光検出部27と、に加え、光ファイバ52a、52b、52c及び52dと、光カプラ53と、コリメートレンズ56と、を有して構成されている。

【0063】

また、光カプラ53は、図5に示すように、第1カプラ部53aと、第2カプラ部53bと、を有して構成されている。

10

【0064】

光ファイバ52aは、図5及び図6に示すように、一端側が照明光発生部21に接続されているとともに、他端側が第1カプラ部53aに接続されている。

【0065】

光ファイバ52bは、図6に示すように、受光用のファイババンドル60aと、送光用のファイババンドル60bと、を有している。また、ファイババンドル60aは、一端側が第2カプラ部53bに接続されているとともに、他端側が超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aの中央部に形成された開口部に挿通されつつ接続されている。さらに、ファイババンドル60bは、一端側が第1カプラ部53aに接続されているとともに、他端側が超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aの中央部に形成された開口部に挿通されつつ接続されている。なお、ファイババンドル60a及び60bの各端部は、超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aの中央部に形成された開口部において、例えば図6に示すような状態として配置されている。

20

【0066】

光ファイバ52cは、図5に示すように、受光用のファイババンドル60cと、送光用のファイババンドル60dと、を有している。また、ファイババンドル60cは、一端側が第2カプラ部53bに接続されているとともに、他端側がコリメートレンズ56からの光の入射が可能な位置に配置されている。さらに、ファイババンドル60dは、一端側が第1カプラ部53aに接続されているとともに、他端側がコリメートレンズ56への光の出射が可能な位置に配置されている。

30

【0067】

光ファイバ52dは、図4及び図5に示すように、一端側が第2カプラ部53bに接続されているとともに、他端側が光検出部27に接続されている。

【0068】

そして、前述した光イメージング装置1Aの構成によれば、照明光発生部21から発せられた照明光は、光ファイバ52a、第1カプラ部53a及びファイババンドル60bを介して生体組織101に対して出射されるとともに、光ファイバ52a、第1カプラ部53a及びファイババンドル60dを介してコリメートレンズ56に対して出射される。

【0069】

コリメートレンズ56に入射された照明光は、平行な光束を有する光として出射され、参照ミラー25において反射し、再びコリメートレンズ56を通過した後、参照光としてファイババンドル60cに入射される。また、ファイババンドル60cに入射された参照光は、第2カプラ部53bへ出射される。

40

【0070】

一方、ファイババンドル60bを介して出射された照明光は、生体組織101の深さ方向(図4のz軸方向)の各位置のうち、超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aから出射された所定の超音波が収束した領域に相当する位置(生体組織101の表面から数えてj番目の深さ位置)において反射した後、物体光としてファイババンドル60aに入射される。

【0071】

50

ファイババンドル 60a から入射した物体光は、第 2 カブラ部 53b において、ファイババンドル 60c から入射した参照光と干渉することにより干渉光となる。そして、前記干渉光は、光ファイバ 52d を経て光検出部 27 に入射される。

【0072】

なお、光イメージング装置 1A は、図 6 に示すようなファイババンドル 60a 及びファイババンドル 60b を内蔵する光ファイバ 52b を用いて構成されるものに限らず、送受光兼用の一本の光ファイバを用いて構成されるものであっても良い。

【0073】

その後、図 2 のフローチャートに示す一連の処理として述べたものと同様の処理が行われることにより、N 個の画素からなる画像データが 1 ライン分ずつ生成され、垂直方向の画素数 N 及び水平方向の画素数 M のサイズを具備する 1 画面分の画像データが生成される。

10

【0074】

以上に述べた構成及び作用を有することにより、光イメージング装置 1A においても、光イメージング装置 1 と同様に、正常組織と癌等の腫瘍組織とが高コントラストにより可視化される。

【0075】

なお、前述した効果は、図 1 及び図 4 に例示したような干渉型のシステムにおいてのみではなく、非干渉型のシステムにおいても同様に得ることができる。

【0076】

20

また、本実施形態によれば、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a から出射される所定の超音波は、連続波に限らず、パルス波であっても良い。

【0077】

ここで、図 4 に示した光イメージング装置 1A において、照明光発生部 21 から出射される照明光が連続光であり、かつ、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a から出射される所定の超音波がパルス波である場合を例に挙げて説明を行う。

【0078】

まず、ユーザは、光イメージング装置 1A の各部の電源を投入した後、一のスキャン位置における図 4 の z 軸方向（生体組織 101 の深さ方向）に超音波及び照明光が出射されるように超音波トランスデューサ 26（及び音響レンズ 26a）を配置するとともに、超音波トランスデューサ 26（及び音響レンズ 26a）と生体組織 101 との間を水等の超音波伝達媒体により満たす。

30

【0079】

その後、ユーザは、例えば、図示しない操作部が有するスイッチ等をオンすることにより、生体組織 101 における生体情報の取得を開始させるための指示を行う。

【0080】

照明光発生部 21 は、図示しない操作部からの前記指示に基づき、連続光を照明光として出射する（図 7 のステップ S21）。

【0081】

照明光発生部 21 から出射された照明光は、光ファイバ 52a、第 1 カブラ部 53a 及びファイババンドル 60b を経た後、図 4 の z 軸方向（生体組織 101 の深さ方向）に出射される。

40

【0082】

一方、任意波形発生部 4 は、照明光発生部 21 から照明光が出射された後、所定の超音波をパルス出力させるための超音波駆動信号を、増幅部 5 を介して超音波トランスデューサ 26 へ出力する。

【0083】

超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a は、入力される超音波駆動信号に応じ、照明光の出射方向に沿うように、生体組織 101 の表面から数えて j 番目（j = 1、2、...、N）の深さ位置へ所定の超音波をパルス出力する（図 7 のステップ S22）。

50

【 0 0 8 4 】

これにより、超音波トランスデューサ 2 6 及び音響レンズ 2 6 a からパルス出力された所定の超音波は、周期的な粗密波として生体組織 1 0 1 の内部を内部を伝播した後、生体組織 1 0 1 の表面から数えて j 番目の深さ位置において収束する。

【 0 0 8 5 】

一方、生体組織 1 0 1 に対して出射された照明光は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて j 番目の深さ位置において反射した後、物体光としてファイババンドル 6 0 a に入射される。

【 0 0 8 6 】

ファイババンドル 6 0 a から入射した物体光は、第 2 カブラ部 5 3 b において、ファイババンドル 6 0 c から入射した参照光と干渉することにより干渉光となる。そして、前記干渉光は、光ファイバ 5 2 d を経て光検出部 2 7 に入射される。

【 0 0 8 7 】

光検出部 2 7 は、光ファイバ 5 2 d から出射される干渉光をヘテロダイン検出した後、検出した該干渉光を電気信号としての干渉信号に変換して信号処理部 6 へ出力する。

【 0 0 8 8 】

そして、信号処理部 6 は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて j 番目の深さ位置において発生した物体光の位相成分を φ_j として取得する（図 7 のステップ S 2 3）。その後、信号処理部 6 は、任意波形発生部 4 からのタイミング信号の入力タイミングに応じた時間分解を行うことにより、位相成分 φ_j と深さ位置のインデックス値 j とを関連付けるとともに、該位相成分 φ_j の値を一時的に蓄積する。

【 0 0 8 9 】

その後、光イメージング装置 1 A の各部は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて N 番目の深さ位置において発生した物体光の位相成分 φ_N が取得されるまでの間、図 7 のステップ S 2 2 及びステップ S 2 3 の動作を繰り返し行う（図 7 のステップ S 2 4 及び S 2 5）。

【 0 0 9 0 】

すなわち、図 7 のステップ S 2 2 及びステップ S 2 3 の動作が繰り返し行われることにより、生体組織 1 0 1 の表面から数えて第 1 番目から第 N 番目までのそれぞれ異なる深さ位置にパルス超音波が入射されるタイミング毎に物体光が発せられ、深さ位置のインデックス値 1、2、 $\dots$ 、 $N - 1$ 、 N と関連付けられた位相成分 φ_1 、 φ_2 、 $\dots$ 、 φ_{N-1} 、 φ_N の各値が信号処理部 6 に一時的に蓄積される。

【 0 0 9 1 】

そして、信号処理部 6 は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて N 番目の深さ位置において発生した物体光が具備する位相成分 φ_N を取得し、前述の時間分解を行うことにより該位相成分 φ_N とインデックス値 N とを関連付ける。その後、信号処理部 6 は、深さ位置のインデックス値 1、2、 $\dots$ 、 $N - 1$ 、 N と関連付けられた位相成分 φ_1 、 φ_2 、 $\dots$ 、 φ_{N-1} 、 φ_N の各値を、位相成分の観測の取得結果として端末装置 7 へ出力する。

【 0 0 9 2 】

演算部としての機能を有する CPU 7 a は、信号処理部 6 から出力される位相成分の観測に基づき、 $j + 1$ 番目の深さ位置において得られた位相成分 φ_{j+1} から、該 $j + 1$ 番目の深さ位置に隣接する j 番目の深さ位置において得られた位相成分 φ_j を差し引くことにより、 j 番目の深さ位置に対する $j + 1$ 番目の深さ位置の位相成分 $\varphi_{j+1,j}$ を、上記数式（3）に示すものとして算出する（図 7 のステップ S 2 6）。

【 0 0 9 3 】

そして、CPU 7 a は、生体組織 1 0 1 の表面から数えて 1 番目の深さ位置における位相成分 φ_1 の値と、生体組織 1 0 1 の表面から数えて 2 番目～ N 番目の深さ位置における位相成分 $\varphi_{2,1}$ 、 $\varphi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\varphi_{N,N-1}$ の各値とを画素成分として用いつつ、生体組織 1 0 1 の深さ方向に沿った N 個の画素からなる 1 ライン分の画像データを生成した（図 7 のステップ S 2 7）後、該 1 ライン分の画像データを順次メモリ 7 b に蓄積する。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

CPU7aは、任意波形発生部4からのトリガ信号が入力されたか否かに基づき、図7のステップS27の処理において1ライン分の画像データを取得した際の一のスキャンラインがスキャニングドライバ3におけるスキャン範囲の終端であるか否かを判定する(図7のステップS28)。

【0095】

そして、CPU7aは、前記スキャンラインがスキャニングドライバ3におけるスキャン範囲の終端でない場合(スキャンが完了していない場合)には、スキャンラインを前記一のスキャンラインから(図4のx軸方向またはy軸方向のいずれかに対して異なる)他のスキャンラインへ変移させるための制御をスキャニング信号発生部9に対して行う(図7のステップS29)。そして、これ以降、スキャンラインがスキャニングドライバ3の
10
スキャン範囲の終端に達するまでの間、作用として以上に述べた動作が光イメージング装置1Aの各部において繰り返し行われる。

【0096】

また、CPU7aは、トリガ信号の入力によりスキャンが完了したことを検知すると、前回のトリガ信号入力時から今回のトリガ信号入力時までメモリ7bに蓄積されたMライン分の画像データを読み込み、垂直方向の画素数N及び水平方向の画素数Mのサイズを具備する1画面分の画像データを生成する。その後、CPU7aは、前記1画面分の画像データを映像信号に変換して表示部8へ出力する(図7のステップS30)。これにより、表示部8には、図4に示す各座標軸のうち、例えばxz平面における生体組織101の内部の像(断層像)が画像表示される。
20

【0097】

そして、図7に示す一連の処理が行われた場合においても、正常組織と癌等の腫瘍組織とを高コントラストに可視化することができる。

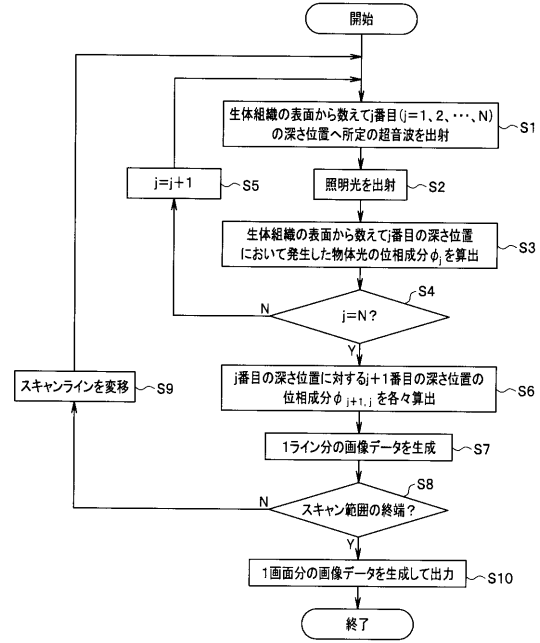
【0098】

なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

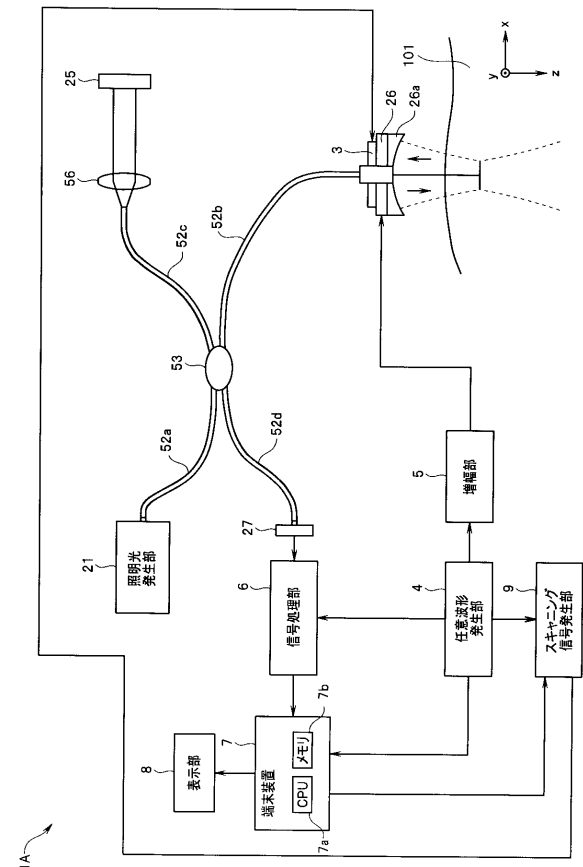
【0099】

本出願は、2009年2月23日に日本国に出願された特願2009-39709号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。
30

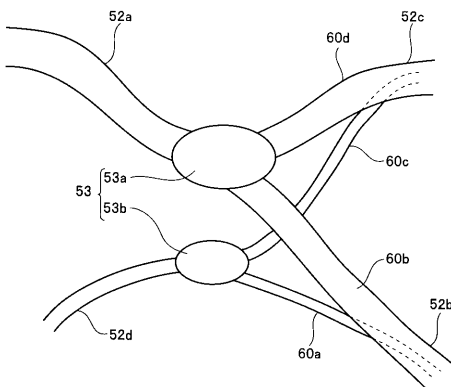
【 図 2 】



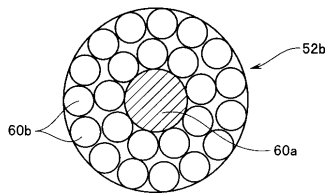
【 図 4 】



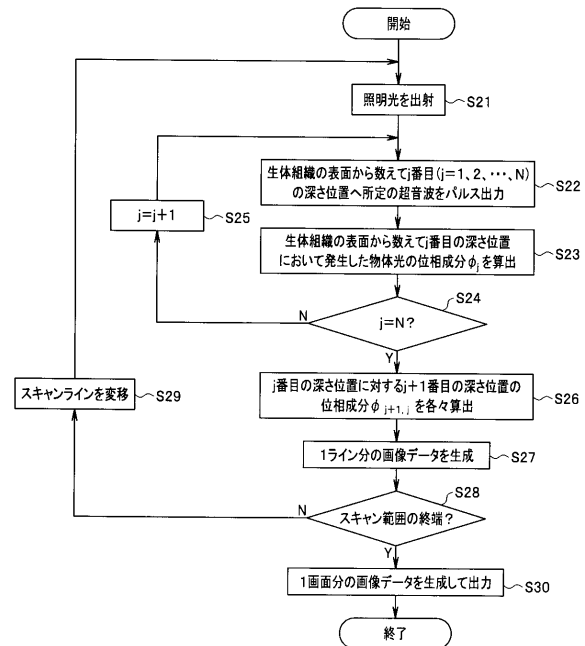
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成22年7月8日(2010.7.8)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明における生体観測装置は、被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力する超音波発生部と、前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射する照明光発生部と、前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第1番目のタイミングから第N番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第1個目から第N個目まで検出する位相成分検出部と、前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第1個目から第N-1個目までの位相成分の和を、第N個目の位相成分から差し引くための処理を行う演算部と、を有する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明における生体断層画像生成方法は、被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力し、前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射し、前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第1番目のタイミングから第N番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第1個目

から第 N 個目まで検出し、前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引くための処理を行い、前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成する。

【手続補正 3】

【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】

被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力する超音波発生部と、
前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射する照明光発生部と、
前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出する位相成分検出部と、
前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引くための処理を行う演算部と、
を有することを特徴とする生体観測装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置。

【請求項 3】

前記照明光は、コヒーレント光であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体観測装置。

【請求項 4】

被検体の内部の所定の領域に対して超音波を出力し、
前記超音波が入射された前記所定の領域に照明光を出射し、
前記所定の領域へ出射された前記照明光の戻り光に対し、第 1 番目のタイミングから第 N 番目のタイミングにかけて時間分解を行うことにより、各タイミングに応じた該戻り光の位相成分を第 1 個目から第 N 個目まで検出し、
前記位相成分検出部において検出された各位相成分に基づき、第 1 個目から第 N - 1 個目までの位相成分の和を、第 N 個目の位相成分から差し引くための処理を行い、
前記処理における処理結果を画素成分として用いることにより、前記所定の領域の断層画像を生成する
ことを特徴とする生体断層画像生成方法。

【請求項 5】

前記照明光は、コヒーレント光であることを特徴とする請求項 4 に記載の生体断層画像生成方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/050801

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B10/00(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i

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)

A61B10/00, A61B8/08, G01N21/17

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-168038 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 July 2008 (24.07.2008), & US 2007/187632 A1 & EP 1810610 A1	1-5
A	JP 2007-216001 A (Olympus Medical Systems Corp.), 30 August 2007 (30.08.2007), & US 2007/187632 A1 & EP 1810610 A1	1-5

☐ 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
05 February, 2010 (05.02.10)Date of mailing of the international search report
16 February, 2010 (16.02.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/050801									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B10/00(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B10/00, A61B8/08, G01N21/17											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2008-168038 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.07.24, & US 2007/187632 A1 & EP 1810610 A1	1-5									
A	JP 2007-216001 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.08.30, & US 2007/187632 A1 & EP 1810610 A1	1-5									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 05.02.2010		国際調査報告の発送日 16.02.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163								

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, 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, 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, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	生物观察装置和生物断层图像生成方法		
公开(公告)号	JPWO2010095487A1	公开(公告)日	2012-08-23
申请号	JP2010526877	申请日	2010-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	五十嵐 誠		
发明人	五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B10/00 A61B8/00 G01N21/17 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0073 A61B5/415 A61B5/418 G01N21/1717 G01N21/4795		
FI分类号	A61B10/00.E A61B8/00 A61B10/00.T G01N21/17.620 A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG08 2G059/HH01 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/JJ30 2G059/KK01 4C061/BB08 4C061/HH51 4C061/LL10 4C161/BB08 4C161/HH51 4C161/LL10 4C601/DE16 4C601/DE20 4C601/EE01 4C601/HH03 4C601/HH04		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009039709 2009-02-23 JP		
其他公开文献	JP4603100B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的生物医学成像设备包括：超声产生部分，被配置为将超声输出到检查对象中的预定区域；以及 照明光产生部，将照明光发射到入射超声波的预定区域。相位分量检测部分，其被配置为从第一时间点到第N时间点对发射到预定区域的照明光的返回光进行时间分辨，并由此检测与该预定时间相对应的返回光的第一至第N相位分量。第一时间点至第N时间点；运算部，其根据上述相位成分检测部检测出的相位成分，进行从上述第N相位成分中减去上述第1至第(N-1)相位成分之和的处理。

