

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5340648号
(P5340648)

(45) 発行日 平成25年11月13日 (2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日 (2013.8.16)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	10/00	(2006.01)	A 6 1 B 10/00 E
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
G O 1 N	21/17	(2006.01)	G O 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2008-154432 (P2008-154432)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成20年6月12日 (2008.6.12)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2009-297231 (P2009-297231A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成21年12月24日 (2009.12.24)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成23年3月16日 (2011.3.16)		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
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報算出装置及び被検体情報算出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管及び腫瘍組織を含む被検部位に対して超音波を出射する超音波発生部と、
前記超音波によって影響を受けた前記被検部位に対し、血液中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、血液に対する吸光度が相互に略同一となる所定の帯域から選択された、相互に異なる波長を具備する第1の波長の光及び第2の波長の光を出射する光出射部と、
前記第1の波長の光の反射光、及び、前記第2の波長の光の反射光を検出する検出部と、
前記検出部により前記第1の波長の光の反射光を検出して得られる第1の検出結果と前記検出部により前記第2の波長の光の反射光を検出して得られる第2の検出結果との差分値を算出し、当該算出した差分値に基づいて前記被検部位に存在する前記腫瘍組織の断層像を生成する演算部と、

を有することを特徴とする被検体情報算出装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記差分値に対して周波数解析を行い、前記第1の波長の光及び前記第2の波長の光が照射され前記超音波によって影響を受けた部位におけるドップラーシフト量の変化量を算出し、前記ドップラーシフト量の変化量に基づき前記被検部位に存在する前記腫瘍組織の断層像を生成することを特徴とする請求項1に記載の被検体情報算出装置。

【請求項 3】

前記第 1 の波長の光の反射光が検出できているか否かを判別する判別部をさらに具備し

、
前記光出射部は、前記判別部の判別結果に基づき、前記第 1 の波長の光の反射光が検出できている場合にのみ前記第 2 の波長の光を出射することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報算出装置。

【請求項 4】

前記所定の帯域は、800nm から 930nm までの帯域であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の被検体情報算出装置。

【請求項 5】

前記第 1 の光を出射する一の光出射部と、前記第 2 の光を出射する他の光出射部とが別体的に設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか一に記載の被検体情報算出装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光及び前記第 2 の光の出射方向と、前記超音波の出射方向とは、前記被検体に対して異なる角度をなすことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか一に記載の被検体情報算出装置。

【請求項 7】

血管及び腫瘍組織を含む被検部位に対して超音波を出射するステップと、
前記超音波によって影響を受けた前記被検部位に対し、血液中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、血液に対する吸光度が相互に略同一となる所定の帯域から選択された、相互に異なる波長を具備する第 1 の波長の光及び第 2 の波長の光を出射するステップと、
前記第 1 の波長の光の反射光、及び、前記第 2 の波長の光の反射光を検出するステップと、

前記検出部により前記第 1 の波長の光の反射光を検出して得られる第 1 の検出結果と前記検出部により前記第 2 の波長の光の反射光を検出して得られる第 2 の検出結果との差分値を算出するステップと、

前記差分値に基づいて前記被検部位に存在する前記腫瘍組織の断層像を生成するステップと、

を有することを特徴とする被検体情報算出方法。

【請求項 8】

前記第 1 の光の反射光が検出できているか否かを判別するステップと、
前記第 1 の光の反射光が検出できている場合にのみ前記第 2 の光を出射するステップと

、
をさらに具備することを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報算出方法。

【請求項 9】

前記所定の帯域は、800nm から 930nm までの帯域であることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の被検体情報算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報算出装置及び被検体情報算出方法に関し、特に、音波と光とをあわせて用いつつ被検体内部の特性情報を取得する被検体情報算出装置及び被検体情報算出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CT、光コヒーレンス断層影像法（Optical Coherence Tomography：以下 OCT）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。

【0003】

光CTは、生体内部での光散乱の影響が比較的弱い波長域 700nm～1200nm の

10

20

30

40

50

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 OCT 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 μm ～ 十数 μm ）かつ短時間で取得することが可能である。OCT 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 CT 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、OCT 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を得ることは難しい。

【0005】

これは、生体深部及び腫瘍組織における、血液の吸収や強い散乱の影響により、光のコヒーレンス性が著しく乱れるためである。

10

【0006】

そこで、光 CT 及び OCT とは異なる方法により生体内部の情報を得るための技術として、例えば、生体内部の対象部位へ超音波及び単一の波長の光を出射し、該対象部位において該単一の波長の光が該超音波により散乱を受けた度合を検出することにより、該対象部位の生体情報を得ることを可能とするための技術が、特許文献 1 に開示されている。

【特許文献 1】特開 2000-88743 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

20

前述した構成の特許文献 1 の光計測装置において取得される光散乱の度合は、生体内に存在する生体構成物である、核及び細胞質等の屈折率に依存した値をとる。また、核及び細胞質等の生体構成物の屈折率は、各々 1.4 近傍の値をとるとされている。

【0008】

そして、特許文献 1 の光計測装置は、単一の波長の光を用いて光散乱の度合を取得する構成であるため、前述した要因により、該光散乱の度合に応じた情報を狭いダイナミックレンジにおいてでしか取得できず、明部と暗部との間の輝度の差が小さい断層画像を生成してしまうこととなる。

【0009】

その結果、特許文献 1 の光計測装置においては、例えば、腫瘍組織の形状等が判別し辛い断層画像を出力してしまうことにより、該断層画像を用いて対象部位の観察を行う術者に対して負担を強いている、という課題が生じている。

30

【0010】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、腫瘍組織の観察を行う際の術者の負担を軽減可能な被検体情報算出装置及び被検体情報算出方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の一態様の被検体情報算出装置は、血管及び腫瘍組織を含む被検部位に対して超音波を出射する超音波発生部と、前記超音波によって影響を受けた前記被検部位に対し、血液中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、血液に対する吸光度が相互に略同一となる所定の帯域から選択された、相互に異なる波長を具備する第 1 の波長の光及び第 2 の波長の光を出射する光出射部と、前記第 1 の波長の光の反射光、及び、前記第 2 の波長の光の反射光を検出する検出部と、前記検出部により前記第 1 の波長の光の反射光を検出して得られる第 1 の検出結果と前記検出部により前記第 2 の波長の光の反射光を検出して得られる第 2 の検出結果との差分値を算出し、当該算出した差分値に基づいて前記被検部位に存在する前記腫瘍組織の断層像を生成する演算部と、を有する。

40

【0012】

本発明の一態様の被検体情報算出方法は、血管及び腫瘍組織を含む被検部位に対して超音波を出射するステップと、前記超音波によって影響を受けた前記被検部位に対し、血液

50

中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、血液に対する吸光度が相互に略同一となる所定の帯域から選択された、相互に異なる波長を具備する第1の波長の光及び第2の波長の光を出射するステップと、前記第1の波長の光の反射光、及び、前記第2の波長の光の反射光を検出するステップと、前記検出部により前記第1の波長の光の反射光を検出して得られる第1の検出結果と前記検出部により前記第2の波長の光の反射光を検出して得られる第2の検出結果との差分値を算出するステップと、前記差分値に基づいて前記被検部位に存在する前記腫瘍組織の断層像を生成するステップと、を有する。

【発明の効果】

【0013】

本発明における被検体情報算出装置及び被検体情報算出方法によると、腫瘍組織の観察を行う際の術者の負担を軽減可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0015】

(第1の実施形態)

図1から図9は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、本発明の第1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、血液中の酸化ヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの濃度とに応じた吸光度の波長依存性を示す図である。図3は、生体組織内における腫瘍組織及び血管の存在状態の一例を示す図である。図4は、単一の波長の照明光を用いて取得されたドップラーシフト量に基づいて生成される断層画像の一例を示す図である。図5は、図1の光イメージング装置により得られる断層画像の一例を示す図である。図6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7は、本発明の第1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8は、図7の光カプラ周辺における詳細な構成を示す図である。図9は、図7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。

【0016】

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ユニット3と、任意波形発生部4と、増幅部5と、信号処理部6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、を要部として有している。

【0017】

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。

【0018】

照明光発生部21は、生体組織101における検査対象部位に到達可能であり、血液に対する吸光度が相互に略同一となるような波長を具備する照明光である、波長 λ_1 の照明光と波長 λ_2 の照明光とを、任意波形発生部4からの光源駆動信号が入力されたタイミングに応じて交互に切り替えながら発することが可能な構成を有している。具体的には、照明光発生部21は、例えば、図示しない波長可変レーザ光源、または、図示しないSLD（Super Luminescent Diode）と干渉フィルタとの組み合わせにより構成されている。

【0019】

なお、前述した波長 λ_1 及び波長 λ_2 は、血液中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、吸光度（モル吸光係数）が相互に略同一となる800nmから930nmまでの間に

10

20

30

40

50

において、相互に異なる値 ($\lambda_1 \neq \lambda_2$) であり、かつ、差分の絶対値 ($|\lambda_1 - \lambda_2|$ の値) ができるだけ大きくなるような値として夫々選択されるものであるとする。(但し、本実施形態においては、波長 λ_1 及び λ_2 として、800 nm 及び 930 nm の2つの波長が選択されることが望ましい。) 血液中の酸化ヘモグロビン (HbO_2) の濃度とヘモグロビン (Hb) の濃度とに応じた吸光度 (モル吸光係数) の波長依存性は、例えば図2に示すようなものとなる。

【0020】

また、波長 λ_1 の照明光及び波長 λ_2 の照明光は、同一の照明光発生部21から出射される構成に限らず、別体的に設けられた照明光発生部から夫々出射されるものであってもよい。換言すると、本実施形態のユニット2においては、一の照明光発生部から波長 λ_1 の照明光が出射され、他の照明光発生部から波長 λ_2 の照明光が出射される構成を具備するものであってもよい。

10

【0021】

さらに、波長 λ_1 の照明光及び波長 λ_2 の照明光は、夫々連続波の光に限るものではなく、例えばパルス光であっても良い。

【0022】

そして、照明光発生部21は、任意波形発生部4からの光源駆動信号に基づき、波長 λ_1 (または波長 λ_2) の照明光をハーフミラー22に対して出射する。

【0023】

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。

20

【0024】

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において反射した後、ハーフミラー22に参照光として入射される。

【0025】

ハーフミラー22から超音波トランスデューサ26側へ透過した照明光は、超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26aの中央部に設けられた開口部を通過した後、生体組織101に対して出射される。

【0026】

なお、本実施形態において、ユニット2 (の音響レンズ26a側) と生体組織101との間は、光イメージング装置1の各部により生体組織101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。

30

【0027】

一方、超音波トランスデューサ26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101へ出射する。そして、超音波トランスデューサ26から出射された所定の超音波は、音響レンズ26aにより収束されつつ、周期的な粗密波として生体組織101の内部を伝播した後、生体組織101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。

40

【0028】

なお、超音波トランスデューサ26から出射される所定の超音波は、連続波に限るものではなく、例えばパルス超音波であっても良い。また、本実施形態において、各照明光の出射方向と、超音波の出射方向とは、生体組織101に対して同一の角度をなすものに限らず、生体組織101に対して異なる角度をなすものであってもよい。

【0029】

本実施形態の音響レンズ26aは、例えばスキャニングユニット3の制御により、生体組織101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するものとする。

【0030】

50

一方、ユニット 2 から出射された照明光は、生体組織 101 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 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。すなわち、ハーフミラー 22 を透過した照明光は、生体組織 101 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 22 に入射される。

【0031】

そして、ハーフミラー 22 は、参照ミラー 25 側から入射される参照光と、超音波トランスデューサ 26 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 27 側へ出射する。

10

【0032】

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するとともに、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。

【0033】

スキャンユニット 3 は、スキャン信号発生部 9 からのスキャン信号が入力される毎に、超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26a の位置（スキャン位置）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。

【0034】

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 26 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。

20

【0035】

任意波形発生部 4 は、信号処理部 6 からの制御信号が入力されたタイミングにおいて、生体組織 101 へ出射される照明光を一の波長から他の波長へ切り替えて駆動させるための光源駆動信号を照明光発生部 21 へ出力する。

【0036】

また、任意波形発生部 4 は、スキャンユニット 3 におけるスキャン範囲の終端に達した際に、トリガ信号を信号処理部 6 へ出力する。

【0037】

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 26 に対して出力する。

30

【0038】

信号処理部 6 は、演算等を行う演算部 6a と、演算部 6a による演算結果等のデータを格納可能なメモリ 6b と、を有して構成されている。

【0039】

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演算部 6a は、一のスキャン位置における一の波長の照明光の出射に伴って光検出部 27 から出力される第 1 の干渉信号を検出し、干渉光の光強度に相当する値としての該第 1 の干渉信号の信号レベルを算出した後、該信号レベルの算出結果をメモリ 6b に書き込む。また、演算部 6a は、前記第 1 の干渉信号の信号レベルの算出結果をメモリ 6b に書き込んだタイミングにおいて、生体組織 101 へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部 4 へ出力する。

40

【0040】

その後、演算部 6a は、一のスキャン位置における他の波長の照明光の出射に伴って光検出部 27 から出力される第 2 の干渉信号を検出し、干渉光の光強度に相当する値としての該第 2 の干渉信号の信号レベルを算出する。そして、演算部 6a は、前記第 1 の干渉信号の信号レベルと前記第 2 の干渉信号の信号レベルとの差分値に対して FFT（高速フーリエ変換）を施すことにより、一のスキャン位置におけるドップラーシフト量の変化量を算出する。なお、前記ドップラーシフト量の変化量の算出に関する詳細な説明は、後程行

50

うものとする。

【0041】

さらに、演算部6aは、前記ドップラーシフト量の変化量に対して所定の算術処理を施すことにより、一のスキャン位置における画像データを生成するとともに、生成した該画像データを、スキャンングユニット3によりスキャン可能な範囲内の位置を示す情報である、スキャン位置情報と関連付けつつメモリ6bに格納する。

【0042】

そして、演算部6aは、一のスキャン位置が、スキャンングユニット3におけるスキャン範囲の末端でない場合（スキャンが完了していない場合）には、スキャン位置を該一のスキャン位置から（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）他のスキャン位置へ変更させるための制御をスキャンング信号発生部9に対して行うとともに、生体組織101へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部4へ出力する。

10

【0043】

また、演算部6a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6bに格納された各画像データ、及び、該各画像データに関連付けられたスキャン位置情報を用いてマッピングを行うことにより1画面分の画像データを生成し、該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

【0044】

スキャンング信号発生部9は、信号処理部6の制御に基づき、スキャン位置を変更させつつ超音波及び照明光を出射させるためのスキャンング信号をスキャンングユニット3に対して出力する。

【0045】

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。

【0046】

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

【0047】

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。

【0048】

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26へ出力する。

40

【0049】

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って、所定の超音波を生体組織101へ出射する（図6のステップS1）。そして、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は、周期的な粗密波として生体組織101の内部を内部を伝播した後、生体組織101の深さ方向（図1のz軸方向）における所定の領域に相当する位置である、 $z = Z_0$ の位置において収束する。

【0050】

一方、任意波形発生部4は、前記指示に基づき、波長 λ_1 の照明光をユニット2から出力させるための光源駆動信号を生成し、照明光発生部21に対して出力する。

50

【0051】

照明光発生部21は、任意波形発生部4からの光源駆動信号に基づき、波長 λ_1 の照明光をハーフミラー22に対して出射する（図6のステップS2）。

【0052】

照明光発生部21から出射された波長 λ_1 の照明光は、ハーフミラー22及び参照ミラー25等を介した後、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。

【0053】

生体組織101に対して出射された波長 λ_1 の照明光は、 $z = Z_0$ の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。

10

【0054】

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、第1の干渉光として光検出部27に入射される。

【0055】

光検出部27は、ハーフミラー22から出射される第1の干渉光をヘテロダイン検出する（図6のステップS3）とともに、検出した該第1の干渉光を、電気信号としての第1の干渉信号に変換して信号処理部6へ出力する。

【0056】

20

ここで、一のスキャン位置の深さ方向（図1のz軸方向）の位置を $z = Z_0$ とし、さらに、厚さ（太さ）dの光吸収物体としての血管が $z = Z_0$ の位置より表層側（ $z < Z_0$ ）に存在する場合を考慮すると、波長 λ_1 の照明光の強度は、例えば下記数式（1）のA（ λ_1 ）として示すように、厚さdの増加に伴って指数関数的に減少する。

【0057】

$$A(\lambda_1) = \exp(-\alpha(\lambda_1) \cdot d) \quad \dots (1)$$

30

なお、上記数式（1）における $\alpha(\lambda_1)$ は、所定の関数 $\alpha(\lambda)$ の λ に波長 λ_1 を代入して得られる定数であるとする。また、深さ方向の位置 $z = Z_0$ の表層側に光吸収物体としての血管が無い場合については、厚さdは0であるとする。

【0058】

そして、上記数式（1）のA（ λ_1 ）は、第1の干渉信号の信号レベルにおける交流成分に対して乗算される値である。したがって、演算部6aは、第1の干渉信号の直流成分をDCとし、深さ方向の位置 $z = Z_0$ の表層側に光吸収物体としての血管が無い場合における、該第1の干渉信号の交流成分の振幅を $m(Z_0)$ とし、波長 λ_1 の照明光の位相を ϕ_1 とした場合に、第1の干渉光の光強度に相当する値としての第1の干渉信号の信号レベルを、下記数式（2）の $I(\lambda_1, Z_0)$ として算出する（図6のステップS4）。

40

【0059】

$$I(\lambda_1, Z_0) = DC + A(\lambda_1) \cdot m(Z_0) \cos\{2\pi \Delta f(\lambda_1) \cdot t + \phi_1\} \quad \dots (2)$$

演算部6aは、第1の干渉光の光強度に相当する値としての第1の干渉信号の信号レベルを示す、上記数式（2）の値をメモリ6bに書き込む。そして、演算部6aは、上記数式（2）の値をメモリ6bに書き込んだタイミングにおいて、生体組織101へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部4へ出力する。

50

【0060】

任意波形発生部4は、信号処理部6からの制御信号が入力されたタイミングにおいて、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26へ出力した後、生体組織101へ出射される照明光を波長 λ_1 から波長 λ_2 へ切り替えて駆動させるための光源駆動信号を照明光発生部21へ出力する。

【0061】

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って、所定の超音波を生体組織101へ出射する（図6のステップS5）。その後、照明光発生部21は、任意波形発生部4からの光源駆動信号に基づき、波長 λ_2 の照明光をハーフミラー22に対して出射する（図6のステップS6）。 10

【0062】

照明光発生部21から出射された波長 λ_2 の照明光は、ハーフミラー22及び参照ミラー25等を介した後、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。

【0063】

生体組織101に対して出射された波長 λ_2 の照明光は、波長 λ_1 の照明光と同様に、 $z = Z_0$ の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。

【0064】

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、第2の干渉光として光検出部27に入射される。 20

【0065】

光検出部27は、ハーフミラー22から出射される第2の干渉光をヘテロダイン検出する（図6のステップS7）とともに、検出した該第2の干渉光を、電気信号としての第2の干渉信号に変換して信号処理部6へ出力する。

【0066】

ここで、波長 λ_2 の照明光の強度は、例えば下記数式（3）の $A(\lambda_2)$ として示すように、厚さdの増加に伴って指数関数的に減少する。

【0067】

$$A(\lambda_2) = \exp(-\alpha(\lambda_2) \cdot d) \quad \dots (3)$$

なお、上記数式（3）における $\alpha(\lambda_2)$ は、前述した所定の関数 $\alpha(\lambda)$ の λ に波長 λ_2 を代入して得られる定数であるとする。また、上記数式（1）の場合と同様に、深さ方向の位置 $z = Z_0$ の表層側に光吸収物体としての血管が無い場合については、厚さdは0であるとする。

【0068】

そして、上記数式（3）の $A(\lambda_2)$ は、第2の干渉信号の信号レベルにおける交流成分に対して乗算される値である。したがって、演算部6aは、第2の干渉信号の直流成分をDCとし、深さ方向の位置 $z = Z_0$ の表層側に光吸収物体としての血管が無い場合における、該第2の干渉信号の交流成分の振幅を $m(Z_0)$ とし、波長 λ_2 の照明光の位相を ϕ_2 とした場合に、第2の干渉光の光強度に相当する値としての第2の干渉信号の信号レベルを、下記数式（4）の $I(\lambda_2, Z_0)$ として算出する（図6のステップS8）。 40

【0069】

$$I(\lambda_2, Z_0) = DC + A(\lambda_2) \cdot m(Z_0) \cos\{2\pi\Delta f(\lambda_2) \cdot t + \phi_2\} \quad \dots (4)$$

ところで、所定の関数 $\alpha(\lambda)$ は、血液に対する吸光度（モル吸光係数）の波長依存性を示す関数、すなわち、図 2 に示すグラフの基となる関数である。そのため、 $\alpha(\lambda)$ の値は、図 2 のグラフの縦軸として示す吸光度（モル吸光係数）の値と一致する。

【0070】

また、照明光発生部 21 から出射される照明光の波長 λ_1 及び λ_2 は、血液中の酸素飽和度の変化に対する感度が低く、吸光度（モル吸光係数）が相互に略同一となる 800 nm から 930 nm までの間において夫々選択されている。そのため、上記数式（1）における定数 $\alpha(\lambda_1)$ の値と、上記数式（3）における定数 $\alpha(\lambda_2)$ の値とが略一致する。

10

【0071】

これに伴い、 $\alpha(\lambda_1) = \alpha(\lambda_2)$ とした場合、上記数式（1）及び上記数式（3）の右辺の値が各々等しくなる。さらに、 $A(\lambda_1) = A(\lambda_2) = A_0$ とすると、上記数式（2）及び数式（4）は、下記数式（5）及び数式（6）として書き換えることができる。

【0072】

20

$$I(\lambda_1, Z_0) = DC + A_0 \cdot m(Z_0) \cos\{2\pi\Delta f(\lambda_1) \cdot t + \phi_1\} \quad \dots (5)$$

$$I(\lambda_2, Z_0) = DC + A_0 \cdot m(Z_0) \cos\{2\pi\Delta f(\lambda_2) \cdot t + \phi_2\} \quad \dots (6)$$

これにより、演算部 6a は、メモリ 6b に格納された内容を参照しつつ、上記数式（5）と数式（6）との差分値 ΔI を、下記数式（7）に示されるものとして算出する（図 6 のステップ S9）。

30

【0073】

$$\begin{aligned} \Delta I &= I(\lambda_1, Z_0) - I(\lambda_2, Z_0) \\ &= A_0 \cdot m(Z_0) [\cos\{2\pi\Delta f(\lambda_1) \cdot t + \phi_1\} - \cos\{2\pi\Delta f(\lambda_2) \cdot t + \phi_2\}] \\ &\quad \dots (7) \end{aligned}$$

40

そして、演算部 6a は、上記数式（7）の右辺に対して FFT（高速フーリエ変換）を施すことにより、一のスキャン位置におけるドップラーシフト量の変化量 Δf_{ds} を、下記数式（8）に示されるものとして算出する（図 6 のステップ S10）。

【0074】

$$\Delta f_{ds} = \Delta f(\lambda_1) - \Delta f(\lambda_2) \quad \dots (8)$$

50

なお、上記数式（８）における $\Delta f(\lambda 1)$ は、波長 $\lambda 1$ の照明光が深さ方向の位置 $z = Z_0$ において反射した際に生じるドップラーシフト量であるとする。また、なお、上記数式（８）における $\Delta f(\lambda 2)$ は、波長 $\lambda 2$ の照明光が一のスキアン位置において反射した際に生じるドップラーシフト量であるとする。

【００７５】

一方、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の速度を V_{us} とし、該所定の超音波の波長を λ_{us} とし、波長 λ の照明光が入射した場合の腫瘍組織における屈折率を $n(\lambda)$ とし、超音波の出射に応じて生じる該屈折率の変化量を $\Delta n(\lambda)$ とした場合、ドップラーシフト量 $\Delta f(\lambda 1)$ 及び $\Delta f(\lambda 2)$ は、下記数式（９）及び数式（１０）として示されるものとなる。

10

【００７６】

$$\Delta f(\lambda 1) = \{2V_{us}(n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1))\} / \lambda_{us} \quad \dots (9)$$

$$\Delta f(\lambda 2) = \{2V_{us}(n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2))\} / \lambda_{us} \quad \dots (10)$$

そして、演算部６aは、上記数式（９）及び上記数式（１０）を上記数式（８）に代入し、さらに $\lambda_{us} / 2V_{us}$ を用いて除することにより、下記数式（１１）を得る。

20

【００７７】

$$\Delta f_{ds} \cdot \lambda_{us} / 2V_{us} = (n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1)) - (n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2))$$

$$\dots (11)$$

演算部６aは、上記（１１）の右辺の値、すなわち、波長 $\lambda 1$ の照明光を出射した場合に腫瘍組織において生じる屈折率の変化量から、波長 $\lambda 2$ の照明光を出射した場合に腫瘍組織において生じる屈折率の変化量を減じた値を、一のスキアン位置の画素値としてみなしつつ、該一のスキアン位置における画像データを生成する（図６のステップＳ１１）。そして、演算部６aは、生成した前記画像データを、スキヤニングユニット３によりスキアン可能な範囲内の位置を示す情報である、スキアン位置情報と関連付けつつメモリ６bに格納する。

30

【００７８】

演算部６aは、画像データを取得した際のスキアン位置がスキヤニングユニット３におけるスキアン範囲の終端であるか否かを判定する（図６のステップＳ１２）。そして、演算部６aは、画像データを取得した際のスキアン位置がスキヤニングユニット３におけるスキアン範囲の終端でない場合（スキアンが完了していない場合）には、スキアン位置を該一のスキアン位置から（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）他のスキアン位置へ変更させるための制御をスキヤニング信号発生部９に対して行う（図６のステップＳ１３）とともに、生体組織１０１へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部４へ出力する。そして、これ以降、スキアン位置がスキヤニングユニット３のスキア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。

40

【００７９】

その後、演算部６a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ア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

50

でメモリ 6 b に格納された各画像データ、及び、該各画像データに関連付けられたスキャン位置情報を用いてマッピングを行うことにより 1 画面分の画像データを生成し、該 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 6 のステップ S 1 4）。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。

【0080】

ところで、腫瘍組織 1 0 1 a と血管 1 0 1 b とが同一断面上において重なって存在する図 3 に示すような場合に、単一の波長の照明光を用いてドップラーシフト量を取得すると、該ドップラーシフト量に基づいて生成される断層画像は、例えば図 4 に示すようなものとなる。

10

【0081】

図 4 に示す画像においては、腫瘍組織 1 0 1 a の一部が血管 1 0 1 b により隠されて見え難い状態になっているとともに、血管 1 0 1 b において照明光の一部が吸収されることに伴い、血管 1 0 1 b の存在する位置以深の深部領域 1 0 1 c が黒抜けしてしまっている。さらに、図 4 に示す画像においては、ドップラーシフト量に応じて得られる情報のダイナミックレンジが狭いため、腫瘍組織 1 0 1 a の境界に相当する領域と、他の領域との輝度の差が小さくなってしまっている。

【0082】

すなわち、単一の波長の照明光を用いてドップラーシフト量を取得し、該ドップラーシフト量に基づいて断層画像を生成した場合においては、腫瘍組織 1 0 1 a の形状等が判別し辛い断層画像が表示部 8 に表示されてしまうこととなる。

20

【0083】

これに対し、光イメージング装置 1 においては、前述した条件に適合する 2 種類の照明光である、波長 λ_1 の照明光及び波長 λ_2 の照明光を用いて血管 1 0 1 b を同定した後、波長 λ_1 の照明光を用いて得られたドップラーシフト量と、波長 λ_2 の照明光を用いて得られたドップラーシフト量との差分を取ることで、血管 1 0 1 b に相当する像、及び、深部領域 1 0 1 c における黒抜けを併せて除去している。

【0084】

すなわち、前述した構成及び作用を有する光イメージング装置 1 によれば、ドップラーシフト量に応じて得られる情報のダイナミックレンジを広くとることができるため、例えば図 5 に示すような、腫瘍組織 1 0 1 a の形状等が判別し易い断層画像を表示部 8 に表示することができる。その結果、本実施形態の光イメージング装置 1 は、腫瘍組織の観察を行う際の術者の負担を軽減することができる。

30

【0085】

また、前述した構成及び作用を有する光イメージング装置 1 によれば、スキャンユニット 3 のスキャン範囲内に光吸収物体としての血管 1 0 1 b が存在する場合であっても、血管 1 0 1 b 以深の深部領域 1 0 1 c における光散乱情報を高精度に検出することができる。

【0086】

なお、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 7 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っても良い。

40

【0087】

具体的には、光イメージング装置 1 A は、スキャンユニット 3 と、任意波形発生部 4 と、増幅部 5 と、信号処理部 6 と、表示部 8 と、スキャン信号発生部 9 と、照明光発生部 2 1 と、参照ミラー 2 5 と、超音波トランスデューサ 2 6 と、音響レンズ 2 6 a と、光検出部 2 7 と、に加え、光ファイバ 5 2 a、5 2 b、5 2 c 及び 5 2 d と、光カプラ 5 3 と、コリメートレンズ 5 6 と、を要部として有して構成されている。

【0088】

また、光カプラ 5 3 は、図 8 に示すように、第 1 カプラ部 5 3 a と、第 2 カプラ部 5 3

50

bと、を有して構成されている。

【0089】

光ファイバ52aは、図8及び図9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。

【0090】

光ファイバ52bは、図9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9に示すような状態として配置されている。

10

【0091】

光ファイバ52cは、図8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。

20

【0092】

光ファイバ52dは、図7及び図8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。

【0093】

前述した構成により、光イメージング装置1Aにおいて、照明光発生部21から発せられた波長 λ_1 の照明光は、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。

30

【0094】

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。

【0095】

一方、ファイババンドル60bを介して出射された波長 λ_1 の照明光は、生体組織101の深さ方向（図7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。

40

【0096】

そして、ファイババンドル60aから入射した物体光は、第2カプラ部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し、第1の干渉光として光検出部27に入射される。

【0097】

その後、光検出部27から出力される第1の干渉信号に対し、光イメージング装置1と同様の処理（上記数式（1）及び（2）に基づく処理）等が施されることにより、第1の干渉光の光強度に相当する値としての、該第1の干渉信号の信号レベルの値が算出され、メモリ6bに順次格納される。

【0098】

50

前記第1の干渉信号の信号レベルの値の算出が完了した後、信号処理部6から制御信号が出力されるに伴い、波長 λ_2 の照明光が前述した経路を伝播しつつ照明光発生部21から生体組織101に対して出射される。

【0099】

生体組織101に対して出射された波長 λ_2 の照明光は、波長 λ_1 の照明光が反射した位置と同じ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。また、ファイババンドル60aに入射された物体光は、第2カプラ部53bへ出射される。

【0100】

そして、ファイババンドル60aから入射した物体光は、第2カプラ部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し、第2の干渉光として光検出部27に入射される。

【0101】

その後、光検出部27から出力される第2の干渉信号に対し、光イメージング装置1と同様の処理（上記数式（3）及び（4）に基づく処理）等が施されることにより、第2の干渉光の光強度に相当する値としての、該第2の干渉信号の信号レベルの値が算出される。

【0102】

そして、上記数式（5）から（11）までに基づく処理が引き続き順次行われることにより、一のスキャン位置に相当する1画素分の画像データが生成される。さらに、1画素分の画像データを生成するための処理がスキャン範囲の終端に達するまでの間繰り返し行われることにより1画面分の画像データが生成され、該1画面分の画像データが映像信号に変換されつつ表示部8へ出力される。

【0103】

以上に述べた構成及び作用を有することにより、図7に示す光イメージング装置1Aにおいても、前述した（光イメージング装置1における）効果と同様の効果を得ることができる。

【0104】

（第2の実施形態）

図10及び図11は、本発明の第2の実施形態に係るものである。図10は、本発明の第2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11は、図10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。

【0105】

なお、以降の説明において、第1の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。また、本実施形態における光イメージング装置の構成は、第1の実施形態における光イメージング装置と類似の構成を有している。そのため、本実施形態においては、第1の実施形態における光イメージング装置と異なる部分について主に説明を行うものとする。

【0106】

光イメージング装置1Bは、図10に示すように、ユニット2と、スキャニングユニット3と、任意波形発生部4と、増幅部5と、信号処理部6Aと、表示部8と、スキャニング信号発生部9と、を要部として有している。また、信号処理部6Aは、演算部6aと、メモリ6bと、判別部6cと、を有して構成されている。

【0107】

判別部6cは、一のスキャン位置における第1の干渉信号の信号レベルの算出結果としてメモリ6bに書き込まれた値が有意な値であるか否かの判別を行う。

【0108】

そして、判別部6cは、一のスキャン位置における第1の干渉信号の信号レベルの算出結果としてメモリ6bに書き込まれた値が有意な値であることを検出した場合、ユニット

10

20

30

40

50

2に入射された物体光が検出可能な強度を有するものであると判断し、該一のスキャン位置における演算等を継続させるための指示である、演算継続指示を演算部6aに対して行う。

【0109】

また、判別部6cは、第1の干渉信号の信号レベルの算出結果として不明な値がメモリ6bに書き込まれていることを検出した場合、ユニット2に入射された物体光が実質的に検出不可能な強度を有するものであると判断し、スキャン位置を一のスキャン位置から他のスキャン位置へ変更させるための指示を演算部6aに対して行う。

【0110】

次に、本実施形態の光イメージング装置1Bの作用について説明を行う。

10

【0111】

光イメージング装置1Bの各部の電源が投入された後、図示しない操作部が有するスイッチ等がオンされることに伴い、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が行われる。

【0112】

任意波形発生部4は、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26へ出力する。

【0113】

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って、所定の超音波を生体組織101へ出射する（図11のステップS21）。

20

【0114】

一方、任意波形発生部4は、前記指示に基づき、波長 λ_1 の照明光をユニット2から出力させるための光源駆動信号を生成し、照明光発生部21に対して出力する。

【0115】

照明光発生部21は、任意波形発生部4からの光源駆動信号に基づき、一のスキャン位置において、波長 λ_1 の照明光をハーフミラー22に対して出射する（図11のステップS22）。

【0116】

その後、第1の実施形態と同様に、所定の超音波が収束した領域に相当する位置（ $z = Z_0$ の位置）における照明光の反射により生じた物体光がハーフミラー22に入射される。

30

【0117】

超音波トランスデューサ26及び音響レンズ26a側からハーフミラー22に入射した物体光は、参照ミラー25側から入射される参照光と干渉した後、第1の干渉光として光検出部27に入射される。

【0118】

光検出部27は、ハーフミラー22から出射される第1の干渉光をヘテロダイン検出する（図11のステップS23）とともに、検出した該第1の干渉光を、電気信号としての第1の干渉信号に変換して信号処理部6Aへ出力する。

40

【0119】

信号処理部6Aの演算部6aは、入力される第1の干渉信号に基づき、上記数式（2）の $I(\lambda_1, Z_0)$ として示した、該第1の干渉信号の信号レベルを算出した（図11のステップS24）後、得られた値をメモリ6bに書き込む。

【0120】

判別部6cは、一のスキャン位置における第1の干渉信号の信号レベルの算出結果としてメモリ6bに書き込まれた値が有意な値であるか否かの判別を行う（図11のステップS25）。

【0121】

そして、判別部6cは、一のスキャン位置における第1の干渉信号の信号レベルの算出

50

結果としてメモリ 6 b に書き込まれた値が有意な値であることを検出した場合、ユニット 2 に入射された物体光が検出可能な強度を有するものであると判断し、該一のスキャン位置における演算等を継続させるための指示である、演算継続指示を演算部 6 a に対して行う。

【0122】

また、判別部 6 c は、第 1 の干渉信号の信号レベルの算出結果として不明な値がメモリ 6 b に書き込まれていることを検出した場合、ユニット 2 に入射された物体光が実質的に検出不可能な強度を有するものであると判断し、スキャン位置を一のスキャン位置から他のスキャン位置へ変更させるための指示を演算部 6 a に対して行う。そして、演算部 6 a は、判別部 6 c から前記指示が入力された際に、図 11 のステップ S 33 に示す（後述の）処理を引き続き行う。

10

【0123】

一方、演算部 6 a は、第 1 の干渉信号の信号レベルの算出結果をメモリ 6 b に書き込んだ後、判別部 6 c から演算継続指示が入力された際に、生体組織 101 へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部 4 へ出力する。

【0124】

任意波形発生部 4 は、信号処理部 6 からの制御信号が入力されたタイミングにおいて、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 26 へ出力した後、生体組織 101 へ出射される照明光を波長 λ_1 から波長 λ_2 へ切り替えて駆動させるための光源駆動信号を照明光発生部 21 へ出力する。

20

【0125】

超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26 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って、所定の超音波を生体組織 101 へ出射する（図 11 のステップ S 26）。その後、照明光発生部 21 は、任意波形発生部 4 からの光源駆動信号に基づき、波長 λ_2 の照明光をハーフミラー 22 に対して出射する（図 11 のステップ S 27）。

【0126】

波長 λ_2 の照明光は、波長 λ_1 の照明光と同様に、 $z = Z_0$ の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 26 a 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。

30

【0127】

超音波トランスデューサ 26 及び音響レンズ 26 a 側からハーフミラー 22 に入射した物体光は、参照ミラー 25 側から入射される参照光と干渉した後、第 2 の干渉光として光検出部 27 に入射される。

【0128】

光検出部 27 は、ハーフミラー 22 から出射される第 2 の干渉光をヘテロダイン検出する（図 11 のステップ S 28）とともに、検出した該第 2 の干渉光を、電気信号としての第 2 の干渉信号に変換して信号処理部 6 A へ出力する。

【0129】

信号処理部 6 A の演算部 6 a は、入力される第 2 の干渉信号に基づき、上記数式（4）の $I(\lambda_2, Z_0)$ として示した、該第 2 の干渉信号の信号レベルを算出する（図 11 のステップ S 29）。また、演算部 6 a は、メモリ 6 b に格納された内容を参照しつつ、上記数式（5）として示した第 1 の干渉信号の信号レベルと、上記数式（6）として示した第 2 の干渉信号の信号レベルとの差分値 ΔI を、上記数式（7）により算出する（図 11 のステップ S 30）。

40

【0130】

そして、演算部 6 a は、上記数式（7）の右辺に対して FFT（高速フーリエ変換）を施すことにより、一のスキャン位置におけるドップラシフト量の変化量 Δf_{ds} を、上記数式（8）に示されるものとして算出する（図 11 のステップ S 31）。また、演算部 6 a は、上記数式（8）、（9）及び（10）を用いることにより、上記数式（11）に

50

示す演算結果を得る。

【0131】

その後、演算部6aは、上記(11)の右辺の値、すなわち、波長 λ_1 の照明光を出射した場合に腫瘍組織において生じる屈折率の変化量から、波長 λ_2 の照明光を出射した場合に腫瘍組織において生じる屈折率の変化量を減じた値を、一のスキャン位置の画素値としてみなしつつ、該一のスキャン位置における画像データを生成する(図11のステップS32)。そして、演算部6aは、生成した前記画像データを、スキャンユニット3によりスキャン可能な範囲内の位置を示す情報である、スキャン位置情報と関連付けつつメモリ6bに格納する。

【0132】

演算部6aは、画像データを取得した際のスキャン位置がスキャンユニット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11のステップS33)。そして、演算部6aは、画像データを取得した際のスキャン位置がスキャンユニット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、スキャン位置を該一のスキャン位置から(図10のx軸方向またはy軸方向のいずれかに対して異なる)他のスキャン位置へ変更させるための制御をスキャン信号発生部9に対して行う(図11のステップS34)とともに、生体組織101へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部4へ出力する。そして、これ以降、スキャン位置がスキャンユニット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1Bの各部において繰り返し行われる。

【0133】

なお、演算部6aは、ステップS25の処理の後、引き続きステップS33及びステップS34の処理を行う場合においては、(波長 λ_1 の照明光を照明光発生部21から再度出射させるために、)生体組織101へ出射される照明光の波長の切り替えを行わせるための制御信号を任意波形発生部4へ出力しないものとする。

【0134】

その後、演算部6a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6bに格納された各画像データ、及び、該各画像データに関連付けられたスキャン位置情報を用いてマッピングを行うことにより1画面分の画像データを生成し、該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11のステップS35)。これにより、表示部8には、図10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。

【0135】

以上に述べた構成及び作用を有することにより、図10に示す本実施形態の光イメージング装置1Bにおいても、第1の実施形態の光イメージング装置1の効果と同様の効果を得ることができる。

【0136】

なお、本実施形態の光イメージング装置1Bにおいては、例えばメモリ6bに書き込まれた値が不明であると所定の回数以上判断された場合に、1画面分の画像データを生成する処理(図11のステップS35の処理)をスキップすることにより、観察に適さない画像の生成を行わずとも良く、または、1画面分の画像データを生成する処理(図11のステップS35の処理)をスキップしつつ、観察に適した画像が取得できなかった旨の告知を行うものであっても良い。

【0137】

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。

【図面の簡単な説明】

【0138】

【図1】本発明の第1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】血液中の酸化ヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの濃度とに応じた吸光度の波長依存性を示す図。

【図 3】生体組織内における腫瘍組織及び血管の存在状態の一例を示す図。

【図 4】単一の波長の照明光を用いて取得されたドップラーシフト量に基づいて生成される断層画像の一例を示す図。

【図 5】図 1 の光イメージング装置により得られる断層画像の一例を示す図。

【図 6】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 7】本発明の第 1 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。

10

【図 8】図 7 の光カプラ周辺における詳細な構成を示す図。

【図 9】図 7 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 10】本発明の第 2 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 11】図 10 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。

【符号の説明】

【0139】

1, 1A, 1B 光イメージング装置

2 ユニット

3 スキャニングユニット

4 任意波形発生部

5 増幅部

6, 6A 信号処理部

6a 演算部

6b メモリ

6c 判別部

8 表示部

9 スキャニング信号発生部

21 照明光発生部

22 ハーフミラー

25 参照ミラー

26 超音波トランスデューサ

26a 音響レンズ

27 光検出部

101 生体組織

101a 腫瘍組織

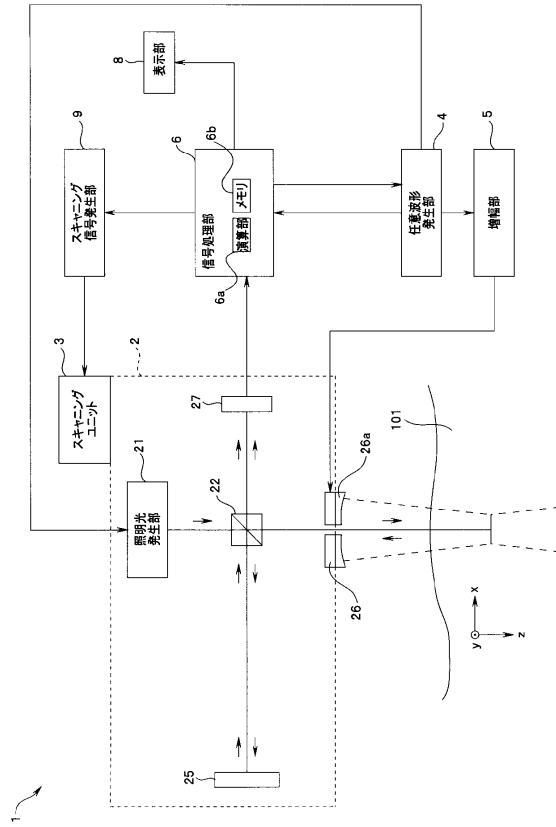
101b 血管

101c 深部領域

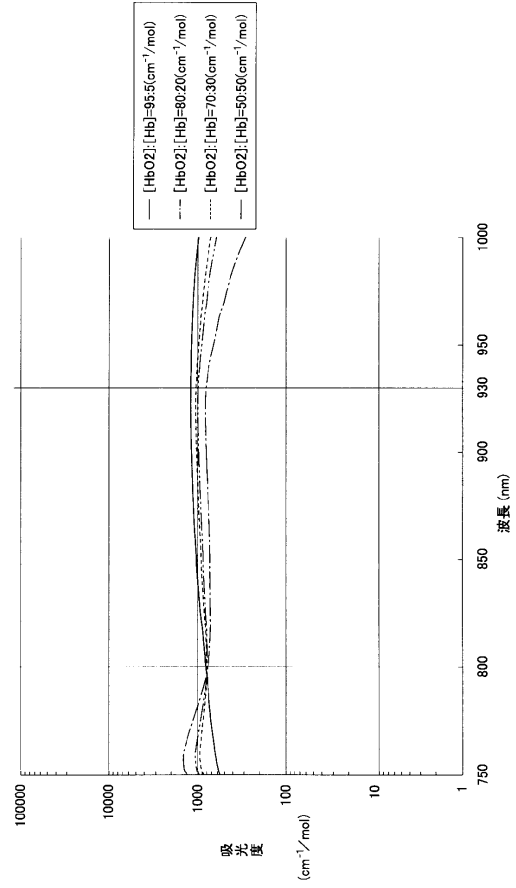
20

30

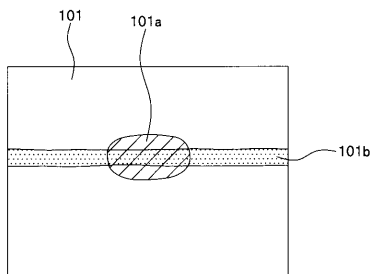
【図 1】



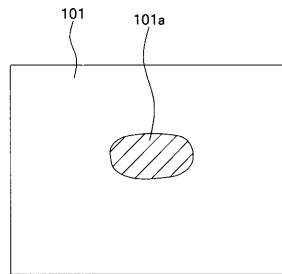
【図 2】



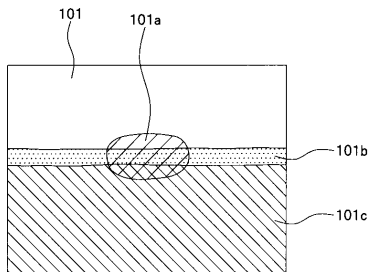
【図 3】



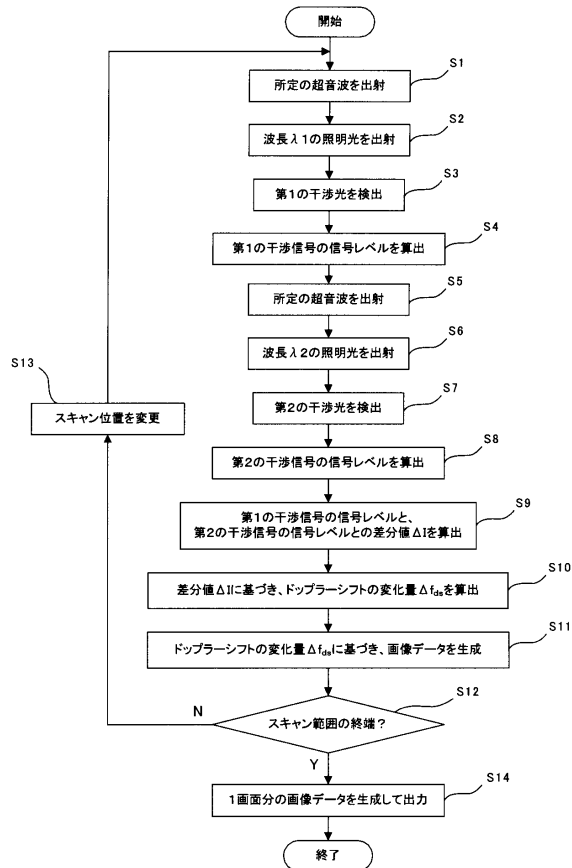
【図 5】



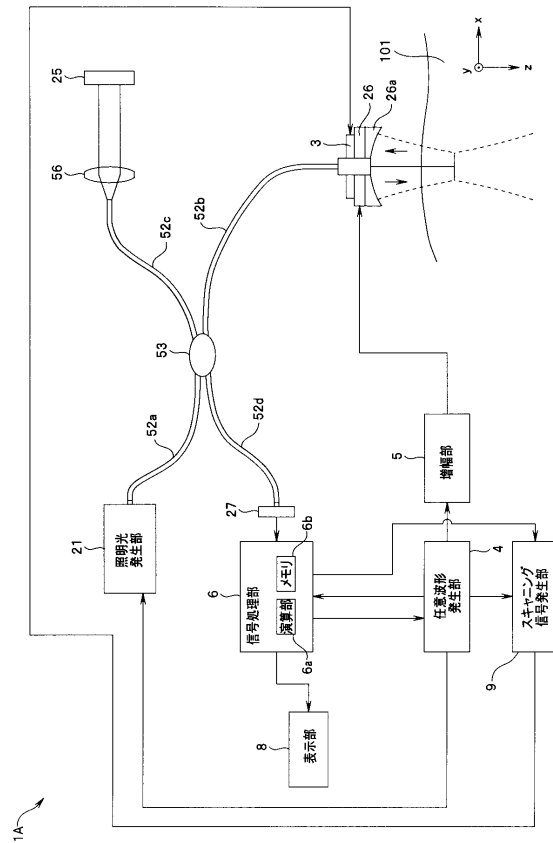
【図 4】



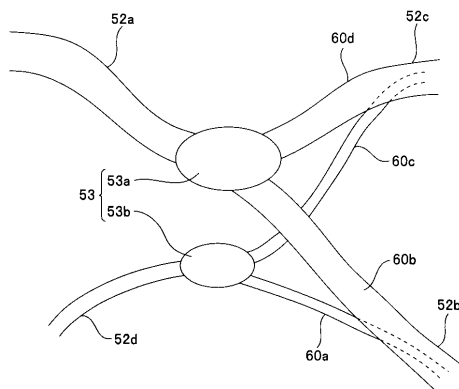
【図 6】



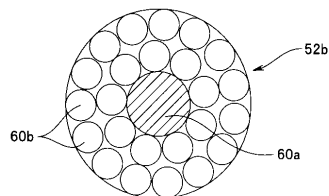
【図 7】



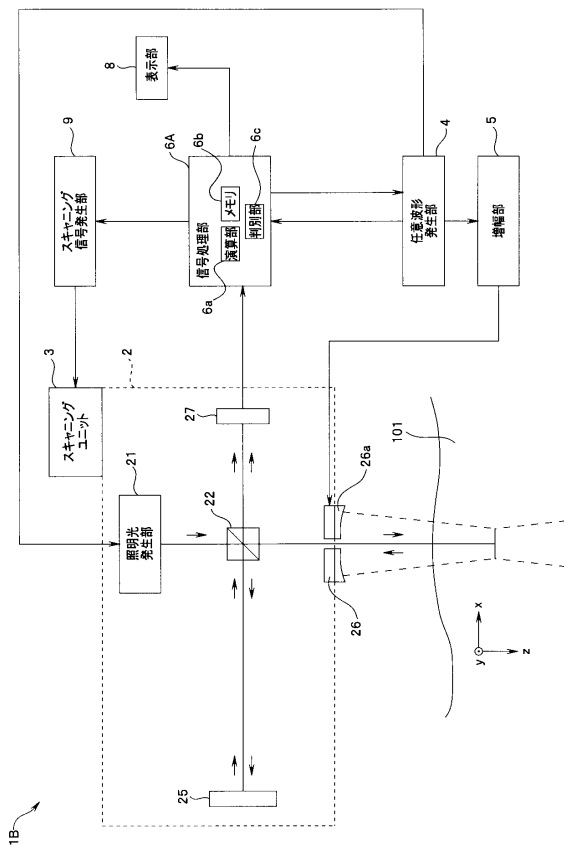
【図 8】



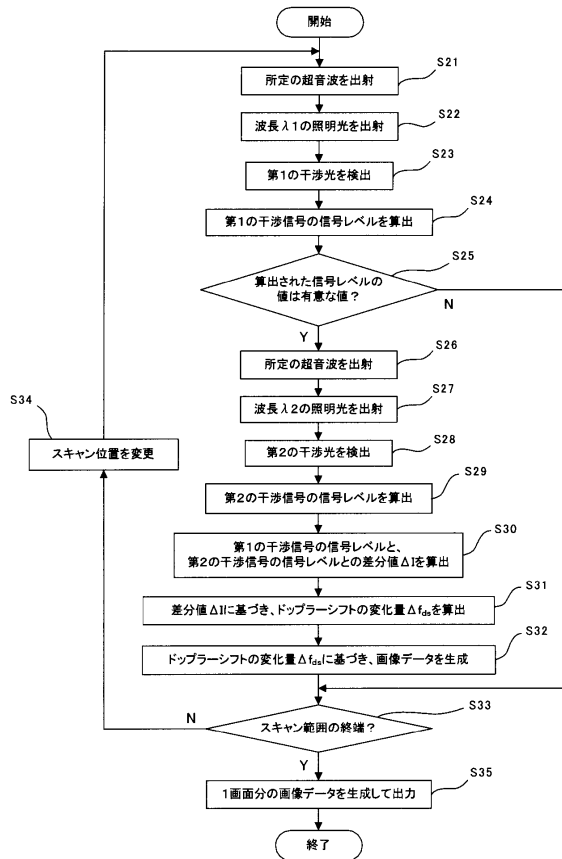
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2007-504883 (JP, A)
特開2007-216001 (JP, A)
特開2007-267761 (JP, A)
特開2005-224399 (JP, A)
特開2009-195617 (JP, A)
特開2008-170363 (JP, A)
特開2008-304439 (JP, A)
特開2008-168038 (JP, A)
特表2004-528542 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 10/00
A61B 8/00
G01N 21/17

专利名称(译)	被検体情報算出装置及び被検体情報算出方法		
公开(公告)号	JP5340648B2	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	JP2008154432	申请日	2008-06-12
[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		
当前申请(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		
CPC分类号	G01N21/1717 A61B5/0068 A61B5/0073 A61B5/0095 A61B8/08 G01N21/1702 G01N21/4795 G01N29/0672 G01N29/2418 G01N2021/1787		
FI分类号	A61B10/00.E A61B8/00 G01N21/17.630 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB13 2G059/CC18 2G059/DD15 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/FF01 2G059/FF09 2G059/GG01 2G059/GG09 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/LL01 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C601/BB03 4C601/DE16 4C601/HH02 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009297231A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够在观察肿瘤组织时减轻操作者的负担的对象信息计算设备等。根据本发明的物体信息计算装置包括：超声波发生单元，用于向物体发射超声波;预定波长的第一光，用于受超声波影响的部分，并且发射不同于第一光的第二光的发光单元，检测第一光的反射光的检测单元，以及第二光的反射光，以及第一光的反射以及计算单元，其基于第二光的光和反射光计算对象的特征信息。 [选图]图1

$$A(z) = \exp(-\alpha(z)) \cdot A_0(z)$$