

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-64405
(P2017-64405A)

(43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(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
G O 1 N 21/27 (2006.01)	G O 1 N 21/27	A
G O 1 N 21/359 (2014.01)	G O 1 N 21/359	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2016-189830 (P2016-189830)	(71) 出願人	000002130 住友電気工業株式会社
(22) 出願日	平成28年9月28日 (2016. 9. 28)		大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
(31) 優先権主張番号	特願2015-190954 (P2015-190954)	(71) 出願人	504132272 国立大学法人京都大学
(32) 優先日	平成27年9月29日 (2015. 9. 29)		京都府京都市左京区吉田本町36番地1
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100088155 弁理士 長谷川 芳樹
		(74) 代理人	100113435 弁理士 黒木 義樹
		(74) 代理人	100136722 弁理士 ▲高▼木 邦夫
		(74) 代理人	100174399 弁理士 寺澤 正太郎

最終頁に続く

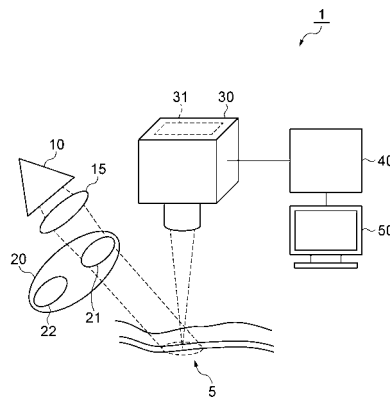
(54) 【発明の名称】 光学測定装置及び光学測定方法

(57) 【要約】

【課題】被検体内の組織をより簡便に識別する。

【解決手段】光学測定装置1は、近赤外光を出射する光源10と、光源10からの近赤外光の被検体5への照射によって被検体5から出射される被検体5からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得するカメラ部30と、画像データに基づいて、被検体5の各位置における組織を識別する分析部40と、分析部40により識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力部50と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近赤外光を出射する近赤外光源と、

前記近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を 2 次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像手段と、

前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析手段と、前記分析手段により識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力手段と、

を備える光学測定装置。

10

【請求項 2】

前記撮像手段は、前記近赤外光に含まれる第 1 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、前記第 1 の波長とは異なり前記近赤外光に含まれる第 2 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、

前記分析手段は、前記第 1 の波長の透過光又は反射光の強度分布及び前記第 2 の波長の透過光又は反射光の強度分布に基づいて、前記被検体の組織を識別する請求項 1 に記載の光学測定装置。

【請求項 3】

前記被検体へ照射される前記近赤外光には、波長 1380 nm ~ 1500 nm 及び波長 1880 nm ~ 2100 nm の波長帯域の光が含まれない請求項 1 又は 2 に記載の光学測定装置。

20

【請求項 4】

前記撮像手段は、波長 1000 nm ~ 1140 nm から選ばれる第 1 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、波長 1240 nm ~ 1300 nm から選ばれる第 2 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、

前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における血管の位置を特定する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の光学測定装置。

【請求項 5】

前記撮像手段は、波長 1190 nm ~ 1220 nm 及び波長 1700 nm ~ 1780 nm から選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、

30

前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置を特定する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の光学測定装置。

【請求項 6】

前記撮像手段は、波長 1490 nm ~ 1550 nm、波長 1610 nm ~ 1650 nm 及び波長 1790 nm ~ 1820 nm から選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、

前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における病巣の位置を特定する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の光学測定装置。

【請求項 7】

前記撮像手段が、波長 1000 nm ~ 1140 nm から選ばれる第 1 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、波長 1240 nm ~ 1300 nm から選ばれる第 2 の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す第 1 の画像データと、前記撮像手段が、波長 1190 nm ~ 1220 nm 及び波長 1700 nm ~ 1780 nm から選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す第 2 の画像データと、を取得し、

40

前記分析手段は、前記撮像手段より取得された前記画像データに基づいて、前記被検体における血管における脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置を特定し、

前記出力手段は、前記分析手段により識別された組織を示す情報を出力する請求項 1 に記載の光学測定装置。

【請求項 8】

前記撮像手段は、波長 1180 nm ~ 1220 nm 及び波長 1270 nm ~ 1310 nm

50

mから選ばれる2波長以上の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、
前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における神経の位置を特定する請求項1～3のいずれか一項に記載の光学測定装置。

【請求項9】

前記撮像手段は、波長1280nm～1320nm及び波長1380nm～1420nmから選ばれる2波長以上の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、
前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における筋肉の位置を特定する請求項1～3のいずれか一項に記載の光学測定装置。

【請求項10】

近赤外光源からの近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を撮像手段において2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像ステップと、

前記撮像ステップにおいて取得された前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析ステップと、

前記分析ステップにより識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力ステップと、

を備える光学測定方法。

【請求項11】

前記撮像ステップにおいて、前記近赤外光に含まれる第1の波長の透過光又は反射光の強度分布と、前記第1の波長とは異なり前記近赤外光に含まれる第2の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、

前記分析ステップにおいて、前記第1の波長の透過光又は反射光の強度分布及び前記第2の波長の透過光又は反射光の強度分布に基づいて、前記被検体の組織を識別する請求項10に記載の光学測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の組織の識別を行う光学測定装置及び光学測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内の組織を評価する方法として、例えば特許文献1記載の発明のように、ハンドヘルドプローブを用いて生体に対して近赤外光を照射することで標的組織内に導入された造影剤からの光を収集することで評価を行う方法が知られている。特許文献1記載の発明では、同時にハンドヘルドプローブとは別に、可視光データ、第1の組の近赤外光データ及び第2の組の近赤外光データを取得する3つの撮像装置が設けられ、ハンドヘルドプローブにより取得された近赤外光による情報と、3つの撮像装置により取得された情報とを組み合わせ出力する構成が示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2013-514156号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1に記載の方法では、ハンドヘルドプローブの他に3つの撮像装置を設ける必要があり、装置構成が大型且つ複雑であり、実現に際するコストも増大する可能性がある。また、特許文献1に記載の方法では、造影剤を予め患者に投与する必要があり、患者への負担も生じる。

【0005】

本発明は上記を鑑みてなされたものであり、被検体内の組織をより簡便に識別すること

10

20

30

40

50

が可能な光学測定装置及び光学測定方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本願発明の一態様に係る光学測定装置は、
 近赤外光を出射する近赤外光源と、
 前記近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像手段と、
 前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析手段と、
 前記分析手段により識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力手段と、
 を備える光学測定装置、
 である。

10

【0007】

本願発明の一態様に係る光学測定方法は、
 近赤外光源からの近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像ステップと、
 前記撮像ステップにおいて取得された前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析ステップと、
 前記分析ステップにより識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力ステップと、
 を備える光学測定方法、
 である。

20

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、被検体内の組織をより簡便に識別することが可能な光学測定装置及び光学測定方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係る光学測定装置の構成を示す概略説明図である。

【図2】血管、脂肪及び筋肉に係る近赤外帯域の反射率スペクトルを示すグラフである。

【図3】図3(A)は、手の指の可視光画像であり、図3(B)は、本発明の実施形態に係る光学測定装置による測定により作成された図3(A)に対応する画像である。

【図4】図4(A)は、食肉の上に脂肪を載せた試料の可視光画像であり、図4(B)は、本発明の実施形態に係る光学測定装置による測定により作成された図4(A)に対応する画像であり、図4(C)は、図4(A)の試料の脂肪の上にさらに食肉を載せた試料の可視光画像であり、図4(D)は、本発明の実施形態に係る光学測定装置による測定により作成された図4(C)に対応する画像である。

【図5】正常細胞及び2種類の癌細胞(癌細胞1、癌細胞2)の培養細胞を計測して得られた吸光度スペクトルの2階微分値を求めた結果を示すグラフである。

【図6】厚さ50 μ mの水に対して近赤外光を照射した際の透過スペクトルを示すグラフである。

【図7】図7(A)は血管及びその周辺の疑似RGB画像であり、図7(B)及び図7(C)は、複数波長の反射率を利用した演算を行い、グレースケールで表示したものである。

【図8】ブタ組織の反射率スペクトルを標準正規変量に変換したスペクトルを示すグラフである。

【図9】図9(A)は、ブタ組織に係る可視画像であり、図9(B)は、図9(A)と同じ領域について、反射率スペクトルの標準正規変量の1200nmにおける値を1290

30

40

50

n mにおける値で除した値の分布を示した画像である。

【図10】ブタ組織の反射率吸光度スペクトルの2次微分値を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

[本願発明の実施形態の説明]

最初に本願発明の実施態様を列記して説明する。

【0011】

本願発明に係る光学測定装置は、近赤外光を出射する近赤外光源と、前記近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像手段と、前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析手段と、前記分析手段により識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力手段と、を備えることを特徴とする。ここで、本願において、「反射」は「拡散反射」を含む。

10

【0012】

上記の光学測定装置によれば、近赤外光源からの近赤外光の被検体への照射によって被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得した後に、画像データに基づいて、被検体の各位置における組織が識別される。したがって、従来の装置のように複数の撮像装置を設けることなく、且つ被検体への事前の薬剤投与等を行うことなく、組織の識別が可能となるので、被検体内の組織をより簡便に識別することが可能となる。

20

【0013】

また、前記撮像手段は、前記近赤外光に含まれる第1の波長の透過光又は反射光の強度分布と、前記第1の波長とは異なり前記近赤外光に含まれる第2の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記第1の波長の透過光又は反射光の強度分布及び前記第2の波長の透過光又は反射光の強度分布に基づいて、前記被検体の組織を識別する態様とすることができる。

【0014】

複数の波長の光の透過光又は反射光の強度分布を用いて被検体の組織を識別する構成とすることで、例えば被検体の凹凸等に由来する透過光又は反射光の強度の変化の影響を低減することができ、より高い精度で被検体の組織の識別を行うことができる。

30

【0015】

また、前記被検体へ照射される前記近赤外光には、波長1380nm～1500nm及び波長1880nm～2100nmの波長帯域の光が含まれない態様とすることができる。

【0016】

波長1380nm～1500nm及び波長1880nm～2100nmの波長帯域の光は、水がエネルギーを吸収する割合が大きい光である。したがって、光学測定装置が上記の構成を備えることで、被検体が吸収する光のエネルギーを低減することができる。したがって、被検体が加熱されることによって熱傷等が発生することを防ぐことができる。

40

【0017】

また、前記撮像手段は、波長1000nm～1140nmから選ばれる第1の波長の透過光又は反射光の強度分布と、波長1240nm～1300nmから選ばれる第2の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における血管の位置を特定する態様とすることができる。

【0018】

上記の構成を備えることで、被検体の組織のうち、血管の位置をより簡便に識別することが可能となる。

【0019】

50

また、前記撮像手段は、波長1190nm～1220nm及び波長1700nm～1780nmから選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置を特定する態様とすることができる。

【0020】

上記の構成を備えることで、被検体の組織のうち、脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置をより簡便に識別することが可能となる。

【0021】

また、前記撮像手段は、波長1490nm～1550nm、波長1610nm～1650nm及び波長1790nm～1820nmから選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における病巣の位置を特定する態様とすることができる。

10

【0022】

上記の構成を備えることで、被検体の組織のうち、病巣の位置をより簡便に識別することが可能となる。

【0023】

また、前記撮像手段が、波長1000nm～1140nmから選ばれる第1の波長の透過光又は反射光の強度分布と、波長1240nm～1300nmから選ばれる第2の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す第1の画像データと、前記撮像手段が、波長1190nm～1220nm及び波長1700nm～1780nmから選ばれる波長の透過光又は反射光の強度分布を示す第2の画像データと、を取得し、前記分析手段は、前記撮像手段より取得された前記画像データに基づいて、前記被検体における血管における脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置を特定し、前記出力手段は、前記分析手段により識別された組織を示す情報を出力する態様とすることができる。

20

【0024】

上記の構成を備えることで、被検体における血管における脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置に係る情報を組み合わせて出力することが可能となる。

【0025】

また、前記撮像手段は、波長1180nm～1220nm及び波長1270nm～1310nmから選ばれる2波長以上の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における神経の位置を特定する態様とすることができる。

30

【0026】

上記の構成を備えることで、被検体の組織のうち、神経の位置をより簡便に識別することが可能となる。

【0027】

また、前記撮像手段は、波長1280nm～1320nm及び波長1380nm～1420nmから選ばれる2波長以上の透過光又は反射光の強度分布を示す画像データを取得し、前記分析手段は、前記画像データに基づいて、前記被検体における筋肉の位置を特定する態様とすることができる。

40

【0028】

上記の構成を備えることで、被検体の組織のうち、筋肉の位置をより簡便に識別することが可能となる。

【0029】

本願発明に係る光学測定方法は、近赤外光源からの近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を撮像手段において2次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する撮像ステップと、前記撮像ステップにおいて取得された前記画像データに基づいて、前記被検体の各位置における組織を識別する分析ステップと、前記分析ステップにより識別された組織の位置を示す情報を分析結果として出力する出力ステップと、を備える。

50

【 0 0 3 0 】

上記の光学測定方法によれば、近赤外光源からの近赤外光の被検体への照射によって被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を2次元配置された画素によって取得した後に、画像データに基づいて、被検体の各位置における組織が識別される。したがって、従来の装置のように複数の撮像装置を設けることなく、且つ被検体への事前の薬剤投与等を行うことなく、組織の識別が可能となるので、被検体内の組織をより簡便に識別することが可能となる。

【 0 0 3 1 】

また、前記撮像ステップにおいて、前記近赤外光に含まれる第1の波長の透過光又は反射光の強度分布と、前記第1の波長とは異なり前記近赤外光に含まれる第2の波長の透過光又は反射光の強度分布と、を示す画像データを取得し、前記分析ステップにおいて、前記第1の波長の透過光又は反射光の強度分布及び前記第2の波長の透過光又は反射光の強度分布に基づいて、前記被検体の組織を識別する態様とすることができる。

10

【 0 0 3 2 】

複数の波長の光の透過光又は反射光の強度分布を用いて被検体の組織を識別する構成とすることで、例えば被検体の凹凸等に由来する透過光又は反射光の強度の変化の影響を低減することができ、より高い精度で被検体の組織の識別を行うことができる。

【 0 0 3 3 】

[本願発明の実施形態の詳細]

本発明に係る光学測定装置の具体例を、以下に図面を参照しつつ説明する。なお、本発明はこれらの例示に限定されるものではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内での全ての変更が含まれることが意図される。

20

【 0 0 3 4 】

図1は、本発明の一実施形態に係る光学測定装置1の構成を示す概略説明図である。光学測定装置1は、光源10（近赤外光源）、フィルタ部20、カメラ部30（撮像手段）、分析部40（分析手段）、及び出力部50（出力手段）を含んで構成される。この光学測定装置1は、観察対象物を非侵襲で観察するためのシステムである。被検体5としては、例えば、血管内壁等が挙げられる。

【 0 0 3 5 】

光源10は、波長1000nm～2500nmの波長域の光（近赤外光）を出射する光源である。光源10は、より広帯域の光を出射可能であるとより好ましい。光源10として、例えば、ハロゲンランプ、キセノンランプ、及びSC（Supercontinuum）光源等が好適に用いられる。

30

【 0 0 3 6 】

光源10から出射される光は、コリメータレンズ15によりコリメートされた後、フィルタ部20に入射する。

【 0 0 3 7 】

フィルタ部20は、光源10からの光の光路上に配置され、光源10から出射された光を入力し、特定波長の光のみを被検体5に対して出力する。フィルタ部20には、回折格子や波長可変フィルタ等が用いられる。図1では、フィルタ部20の一例として、複数のフィルタ21, 22を含んで形成されたフィルタホイールを示している。光源10からの入射光に対し、フィルタ21, 22の位置を変更することによって、特定波長の光を取り出して被検体5の観察対象となる部位に対して出力する。フィルタ部20の制御は、例えば分析部40が行う構成とすることができるが、カメラ部30と連動して動作する構成であってもよい。なお、フィルタ部20は、特定の波長を選択して撮像するための波長選択素子であれば特に限定されず、例えば、フィルタホイールに代えて、AOTF（Acousto-Optic Tunable Filter）、光路選択装置、又は、複数のバンドパスフィルタ等を用いてもよい。

40

【 0 0 3 8 】

カメラ部30は、被検体5の観察部位において拡散反射された光を入力し、被検体5に

50

係る画像を取得する手段である。具体的には、光源 10 からの近赤外光を被検体 5 に対して照射することで被検体 5 からの拡散反射光の強度分布を示す画像を撮像して画像データを出力する撮像手段としての機能を有する。カメラ部 30 には、光を電流に変換して出力する InGaAs 又は HgCdTe 等の受光素子が 2 次元に配置された受光面 31 が設けられる。カメラ部 30 において取得された上記の画像データは分析部 40 へ送られる。

【0039】

なお、カメラ部 30 は、観察対象物の各位置で生じた光のスペクトル情報を有するハイパースペクトル画像を取得する所謂ハイパースペクトルカメラであってもよい。この場合、フィルタ部 20 に代えて、プリズムやグリズム、回折格子、フーリエ分光器等の分光素子を含む分光器をカメラ部 30 に設け、入力した光を波長毎に分光した後に受光面 31 にて受光する構成とすることで、被検体 5 に係るハイパースペクトル画像を得ることができる。

10

【0040】

分析部 40 は、カメラ部 30 において受光された光に係る画像データに基づいて、被検体 5 の各位置における組織を識別する分析手段としての機能を有する。分析部 40 における分析の方法については後述する。分析の結果は、分析部 40 から出力部 50 へ送られる。

【0041】

出力部 50 は、分析部 40 により識別された組織の位置を示す情報を外部へ出力する機能を有する。出力部 50 は、例えばモニタ等により構成される。なお、分析部 40 での組織の位置を示す情報を外部に出力する際に、例えば特定の組織を強調表示するための処理等を行う機能を有してもよい。

20

【0042】

上記の光学測定装置 1 による光学測定方法は以下の通りである。まず、カメラ部 30 において、光源 10 (近赤外光源) からの近赤外光の被検体への照射によって前記被検体から出射される当該被検体からの透過光又は反射光の強度分布を示す画像を 2 次元配置された画素によって取得することで画像データを取得する(撮像ステップ)。その後、取得された画像データに基づいて、分析部 40 において、被検体の各位置における組織を識別する(分析ステップ)。そして、分析部 40 において識別された組織の位置を示す情報を、出力部 50 において分析結果として出力する(出力ステップ)。

30

【0043】

上記の光学測定装置 1 による分析の対象は、例えば生体組織であり、具体的には、血管、筋肉及び脂肪等である。生体におけるこれらの組織は表面からは識別が困難である。本実施形態に係る光学測定装置 1 は、上記の生体組織について、非侵襲で組織ごとに識別することを目的とする。

【0044】

光学測定装置 1 のカメラ部 30 において取得された画像データに基づく分析部 40 における分析方法について説明する。まず、カメラ部 30 では、被検体 5 に係る画像データとして、近赤外光の波長帯域から選ばれる第 1 の波長及び近赤外光の波長帯域から選ばれる第 2 の波長における反射率に係る情報を被検体 5 の位置毎に取得する。すなわち、測定の際には少なくとも 2 種類の波長の近赤外光を光源 10 から被検体 5 に対して照射する。また、光源 10 からの 2 種類の波長の近赤外光に対する被検体 5 からの拡散反射光をカメラ部 30 ではそれぞれ受光する。これにより、被検体 5 の位置毎に 2 種類の波長における反射率に係る情報を取得することができる。なお、光学測定装置 1 による組織の識別は、1 種類の波長の近赤外光を用いた分析でも可能である。ただし、2 種類の波長の近赤外光を用いた場合、その精度が向上する。以下の実施形態では、2 種類の波長の近赤外光を用いた測定について主に説明する。

40

【0045】

上記の情報を取得するためには、被検体 5 に対して照射される近赤外光を 1 波長ずつ切り替えていき、カメラ部 30 において 2 回撮像する構成としてもよい。また、被検体 5 の

50

各位置に対応したスペクトル情報を取得する構成としてもよい。この場合、スペクトル情報を利用した補正等を行うことができるため、組織の識別精度を高めることが可能となる。スペクトル情報の補正方法としては、2階微分やSNV (Standard Normal Variate : 標準正規変量) 処理等が挙げられる。波長方向に対する2階微分値を用いる場合、オフセット等の補正を行うことなく、組織識別に有用な情報を得ることができる。また、SNVを用いて補正を行う場合には、光源10から被検体へ照射される近赤外光の不均一性や表面凹凸形状等に由来する反射光強度の変動を除去することができる。なお、補正方法は、これらに限定されない。

【0046】

なお、光学測定装置1において各位置に対応したスペクトル情報を取得する構成とする場合には、カメラ部30をハイパースペクトルカメラとし、ハイパースペクトル画像を取得する構成とすることが好ましい。

10

【0047】

上記の2種類の波長とは、識別したい組織に係る吸収スペクトルにおける吸収ピークに対応した第1の波長と、当該吸収ピークとは異なる波長である第2の波長とする。第1の波長の光における反射率のみを用いる場合のように1種類の波長の光に係る反射率のみを用いる場合、被検体5の凹凸やその他に由来した拡散反射光の強度が変化することを考慮できないためである。したがって、第2の波長の光における反射率も用いる。なお、吸収ピークの幅は概ね30nm以内であることから、第2の波長は、第1の波長に対して30nm以上離れていることが好ましい。なお、第1の波長と第2の波長との差は200nm

20

【0048】

分析部40では、第1の波長の光における反射率及び第2の波長の光における反射率に基づいて、組織の識別を行う。具体的には、第1の波長の光における反射率と第2の波長の光における反射率との比率が所定の範囲内にあるか否かに基づいて分類を行う。

【0049】

光学測定装置1を用いた分析の実施例を参照しながら、さらに説明する。実施例として、哺乳類動物を切開し、血管、脂肪及び筋肉に係る近赤外帯域の反射率スペクトルを計測し、各波長の反射率を全波長の標準偏差で除した値を計算した結果を図2に示す。

30

【0050】

図2に示すグラフによれば、血管は波長帯域1000nm~1140nmにおいて、周辺の筋肉及び脂肪組織より反射率が低いため、識別に利用できることがわかる。また、波長帯域1240nm~1300nmでは、どの生体組織においても強い吸収ピークがない(緩やかなカーブである)ため、波長帯域1000nm~1140nmにおける反射光強度に対する基準の反射光強度として利用できることがわかる。すなわち、波長帯域1000nm~1140nmから第1の波長を選択し、波長帯域1240nm~1300nmから第2の波長を選択すると、血管を好適に識別することができる。

40

【0051】

また、脂肪においては、特徴的な吸収ピーク(下向きのピーク)が波長帯域1190nm~1220nm又は1700nm~1780nmにあるため、この波長帯域の反射光強度を利用して脂肪の部分を特定することができる。脂肪の部分を特定することにより、脂質を多く含む組織又は動脈硬化部を特定することが可能となる。なお、脂質を多く含む組織とは、オイルレッドO染色で染色される組織のことを言う。また、筋肉その他については、血管又は脂肪とは識別されない領域を筋肉その他であると判断することにより、識別を行うことができる。

【0052】

次に、本実施形態に係る光学測定装置1を用いて手の指の血管を観察した結果及び可視光画像を図3に示す。図3(A)は、通常の可視光画像であり、図3(B)は、光学測定

50

装置 1 を用いて波長 1 1 1 0 n m 及び波長 1 2 6 0 n m を含む波長帯域での反射スペクトルを取得し、S N V 処理を行った後に、波長 1 2 6 0 n m における反射率に対する波長 1 1 1 0 n m における反射率の比を位置毎に求め、結果をグレースケールで画像化したものである。図 3 (A) の可視光画像では、指の血管の位置がはっきりと判別ができない。一方、図 3 (B) の画像では血管の位置が白く表示されている。すなわち、光学測定装置 1 を用いることで、皮膚下の表面から見るできない血管を明瞭に表示することができることが確認された。

【 0 0 5 3 】

図 4 は、本実施形態に係る光学測定装置 1 を用いて食肉の上に脂肪を載せた試料及びさらに、食肉によって食肉上の脂肪を被覆した試料を観察した結果及び可視光画像である。図 4 (A) (食肉上に脂肪を載せた試料) 及び図 4 (C) (さらに、食肉によって脂肪を被覆した試料) は、通常の可視光画像であり、図 4 (B) (図 4 (A) に対応する画像) 及び図 4 (D) (図 4 (C) に対応する画像) は、光学測定装置 1 を用いて波長 1 2 1 0 n m を含む波長帯域での反射スペクトルを取得した後に波長 1 2 1 0 n m における反射光強度の 2 階微分を求め、その結果をグレースケールで画像化したものである。図 4 (B) 及び図 4 (D) では、脂肪が周囲の筋肉と明瞭に識別画像化できていることがわかる。特に、図 4 (C) 及び図 4 (D) によれば、何らかの組織等により被覆されているために可視光では識別が困難な隠れた組織についても、本実施形態に係る光学測定装置 1 を用いた測定が有効であることが確認できる。

10

【 0 0 5 4 】

さらに、本実施形態に係る光学測定装置 1 では、分析に用いる波長を変更することで、組織に何らかの病巣がある場合の病巣部分を特定することも実現する。病巣部分としては、例えば癌化している部分等が挙げられる。ここで、光学測定装置 1 を用いて正常細胞及び 2 種類の癌細胞 (癌細胞 1、癌細胞 2) の培養細胞を計測して得られた吸光度スペクトルの 2 階微分値を求めた結果を図 5 に示す。図 5 によれば、波長帯域 1 4 9 0 n m ~ 1 5 5 0 n m、波長帯域 1 6 1 0 n m ~ 1 6 5 0 n m 及び波長帯域 1 7 9 0 n m ~ 1 8 2 0 n m のそれぞれにおいて、癌細胞と正常細胞では異なる吸光度 2 階微分値を持ち、且つ、2 種類の癌細胞とも正常細胞より大きい若しくは小さい値を持つことが確認された。したがって、これらの波長帯域における反射スペクトルを取得して、吸光スペクトルを算出した後に、吸光度 2 階微分値を求めることで、これを利用して癌の疾患部位等の病巣を特定して表示することが可能となる。

20

30

【 0 0 5 5 】

図 6 では、厚さ 5 0 μ m の水に対して近赤外光を照射した際の透過スペクトルを示す。図 6 によれば、波長帯域 1 3 8 0 n m ~ 1 5 0 0 n m 及び 1 8 8 0 n m ~ 2 1 0 0 n m において透過率が大きく減少していることから、吸収率が高いことがわかる。この図 6 のグラフに基づけば、波長によらず出力が一定である光源を光学測定装置 1 の光源 1 0 として用いた場合、波長帯域 1 0 0 0 n m ~ 2 4 0 0 n m の光が厚さ 5 0 μ m の水に吸収されるエネルギーのうちの 5 8 % が上記の波長帯域の光が吸収されたことによるものである。したがって、被検体 5 に対して照射する光から上記の波長帯域の光を除去することで、被検体 5 が吸収する光のエネルギーを低減することができる。したがって、被検体 5 が加熱されることによって熱傷等が発生することを防ぐことができる。

40

【 0 0 5 6 】

なお、生体の組織識別を行う場合には、上記の手法を組み合わせることができる。このとき、特定の組織をより明確に識別するために、複数の波長における反射率の組み合わせに重み付けを行ってもよい。

【 0 0 5 7 】

図 7 では、血管及びその周辺に係る分析を行った例を示す。図 7 (A) は血管及びその周辺の疑似 R G B 画像 (可視光画像に相当する) である。血管は図 7 (A) では領域 A 1 に存在する。また、図 7 (B) 及び図 7 (C) は、複数波長の反射率を利用した演算を行い、グレースケールで表示したものである。具体的には、図 7 (B) は、光学測定装置 1

50

を用いて波長帯域 1000 nm ~ 2300 nm において反射スペクトルを取得し、SNV 処理を行った後に、波長 1658 nm、波長 1727 nm 及び波長 1796 nm における反射率を位置毎に求め、以下の数式 (1) :

$$[(\text{波長 } 1658 \text{ nm の反射率} + \text{波長 } 1796 \text{ nm の反射率}) / 2 - \text{波長 } 1727 \text{ nm の反射率}] / 2 \quad \dots (1)$$

を算出し、結果をグレースケールで画像化したものである。上記の数式 (1) により、反射率スペクトルにおける脂肪吸収ピーク (1727 nm) の深さを算出することが可能であり、主に脂肪が存在する領域、すなわち図 7 (B) における領域 A2 を識別可能な数式である。しかしながら、図 7 (B) では、血管を示す領域 A1 は識別しづらくなっているという問題がある。

【0058】

これに対して、図 7 (C) では、上記の数式 (1) に対してヘモグロビンの吸収に対応した項と強調度合いを調節するための係数とを含めた以下の数式 (2) :

$$5 \times (\text{波長 } 1286 \text{ nm の反射率} / \text{波長 } 1109 \text{ nm の反射率}) \times [(\text{波長 } 1658 \text{ nm の反射率} + \text{波長 } 1796 \text{ nm の反射率}) / 2 - \text{波長 } 1727 \text{ nm の反射率}] / 2 \quad \dots (2)$$

を算出し、結果をグレースケールで画像化した。上記の数式 (2) のうち 5 は強調度合いを調節するための係数であり、(波長 1286 nm の反射率 / 波長 1109 nm の反射率) は、ヘモグロビンの吸収を強調するための項である。この結果、図 7 (C) では、脂肪に対応する領域 A2 に対して血管に対応する領域 A1 を強調することができているため、血管内の脂質を多く含む組織すなわち動脈硬化部をより明瞭に識別することができる。

【0059】

このように、特に識別したい組織がある場合、それを強調することができるように、複数波長の反射率を用いた演算を行うことが好ましい。図 7 に示す例では、波長 1658 nm、波長 1727 nm 及び波長 1796 nm における反射率を利用している。このように、図 7 に示す分析例では、波長 1658 nm 及び波長 1727 nm の 2 つの波長を第 1 の波長として利用し、波長 1796 nm を第 2 の波長として用いている。図 7 に示すように血管及びその周辺の分析を行う場合には、波長 1658 nm を含む波長帯域 1650 nm ~ 1670 nm から選ばれる波長と、波長 1727 nm を含む波長帯域 1720 nm ~ 1740 nm から選ばれる波長と、を第 1 の波長とし、当該第 1 の波長における反射率を組み合わせて分析に用いることができる。また、波長 1796 nm を含む波長帯域 1790 nm ~ 1810 nm から選ばれる波長を第 2 の波長とし、当該第 2 の波長における反射率を分析に用いることができる。

【0060】

図 8 にブタ組織の反射率スペクトルを標準正規変量に変換したスペクトルのグラフを示す。図 8 によると、波長 1180 nm ~ 1220 nm 及び波長 1270 nm ~ 1310 nm におけるスペクトルが神経、筋肉、脂肪及び血管壁のそれぞれで異なっている。したがって、特に上記の波長帯域を選択することで神経の画像化が可能となる。また、反射率スペクトルの標準正規変量の 1200 nm における値を 1290 nm における値で除した値の分布を示した結果を図 9 に示す。図 9 (A) は、ブタ組織に係る可視画像であり、図 9 (B) は、図 9 (A) と同じ領域について、反射率スペクトルの標準正規変量の 1200 nm における値を 1290 nm における値で除した値の分布を示した画像である。図 9 に示すように、標準正規変量を用いて得られる数値を画像化することにより、神経の位置を特定可能である。

【0061】

また、同じくブタ組織の反射率吸光度スペクトルの 2 次微分のグラフを図 10 に示す。図 10 によると、波長 1280 nm ~ 1320 nm 及び波長 1380 nm ~ 1420 nm での 2 次微分値は、筋肉とその他の組織との間で異なっている。したがって、2 次微分値及びその他組織間での差が無い波長をリファレンスとして計算した値を画像化することにより筋肉の位置を特定することが可能となる。

10

20

30

40

50

【0062】

なお、出力部50において、分析部40による分析の結果を出力する際には、被検体5の位置毎の演算結果を画像として出力する構成としてもよい。また、例えば、被検体5の可視光画像を他の装置で撮像する場合には、光学測定装置1による演算結果を画像化したものと、他の装置で撮像された可視光画像とを並べて又は重ね合わせて表示する構成としてもよい。このように、出力部50による演算結果の出力方法は適宜変更することができる。

【0063】

以上のように、上記の光学測定装置1及び光学測定装置1による光学測定方法によれば、光源10からの近赤外光の被検体への照射によって被検体から出射される当該被検体5からの反射光の強度分布を示す画像を受光面31に2次元配置された画素によって取得した後に、分析部40において画像データに基づいて、被検体5の各位置における組織が識別されて、その結果が出力部50から出力される。したがって、従来の装置のように複数の撮像装置を設けることなく、且つ被検体への事前の薬剤投与等を行うことなく、組織の識別が可能となるので、被検体内の組織をより簡便に識別することが可能となる。特に、被検体5の撮像から出力までをリアルタイムで実行する構成とした場合、例えば、手術中に医師が被検体5の内部組織の種類を確認しながら処置を行うことが可能となる。

10

【0064】

また、上述したように、組織の識別に用いる波長を選択することで、血管の位置を示す情報、脂質を多く含む組織又は動脈硬化部の位置を示す情報、及び、病巣の位置を示す情報を求めることが可能となる。さらに、これらの情報に基づいて、筋肉の位置を示す情報を得ることも可能となる。この場合、出力部50から、複数の情報を組み合わせて出力することで、光学測定装置1のユーザは複数の種類の組織の識別を一度に認識することができる。

20

【0065】

また、光学測定装置1において被検体5に照射される近赤外光には波長1380nm～1500nm及び波長1880nm～2100nmの波長帯域の光が含まれない構成とすることで、被検体が吸収する光のエネルギーを低減することができる。したがって、被検体が加熱されることによって熱傷等が発生することを防ぐことができる。

【0066】

なお、本発明に係る光学測定装置は上記実施形態に限定されない。例えば、上記実施形態のように光学測定装置1における光源10、フィルタ部20、カメラ部30、分析部40、及び出力部50の配置は特に限定されない。例えば、上記実施形態では、光源10とカメラ部30とが被検体5に対して同じ側に配置されている例を示したが、光源10とカメラ部30とが被検体5に対して互いに異なる側に配置されていてもよい。この場合、カメラ部30は、光源10からの近赤外光が被検体5を通過した後の透過光を撮像する構成とすることができる。上記実施形態では、カメラ部30において拡散反射光を撮像して、反射率を用いて演算を行ったが、カメラ部30において透過光を撮像する場合には、透過光の強度分布を利用して吸収率又は透過率を用いて組織を識別することが好ましい。

30

【0067】

また、フィルタ部20は、光源10とカメラ部30との間の光路上のいずれかに配置されていればよい。ただし、被検体5よりも光源10側、すなわち図1に示す配置とした場合、被検体5に対して照射する光の波長を制限することができるため、被検体5に対して照射する光の光量を低減することができる。

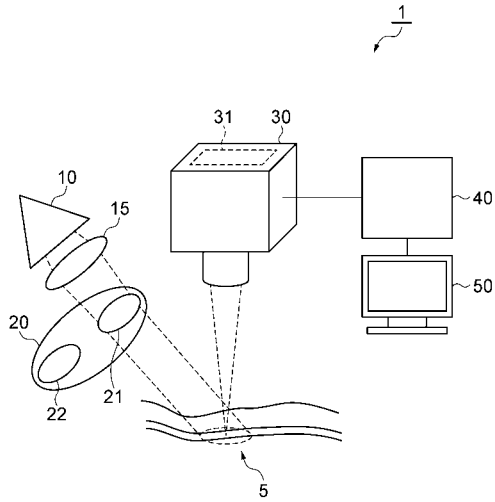
40

【符号の説明】

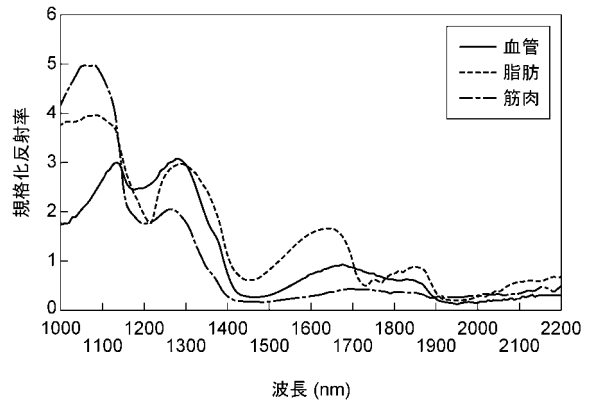
【0068】

1...光学測定装置、10...光源、20...フィルタ部、30...カメラ部、40...分析部、50...出力部。

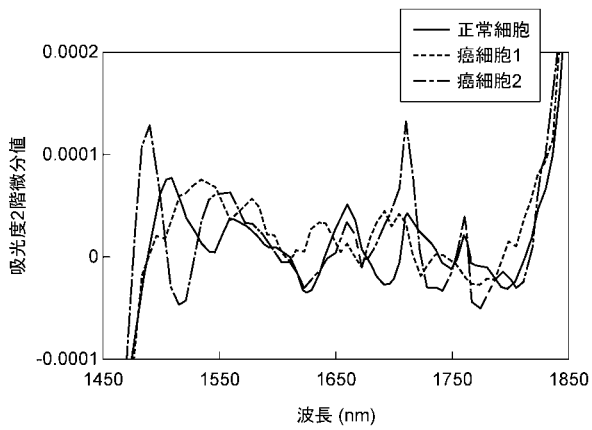
【 図 1 】



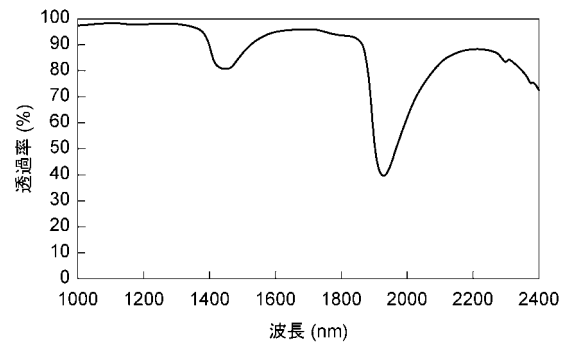
【 図 2 】



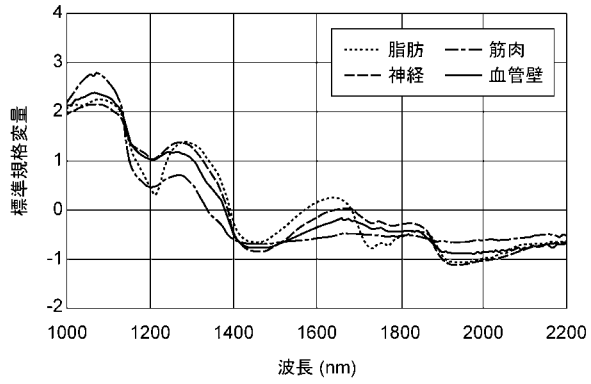
【 図 5 】



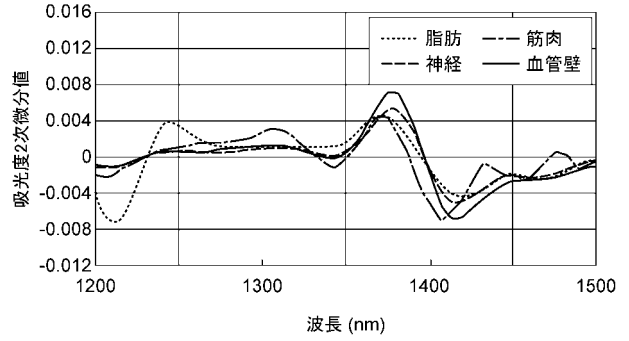
【 図 6 】



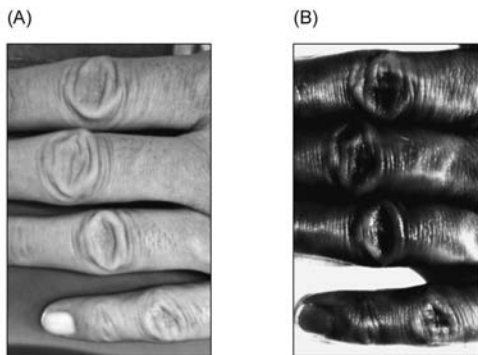
【 図 8 】



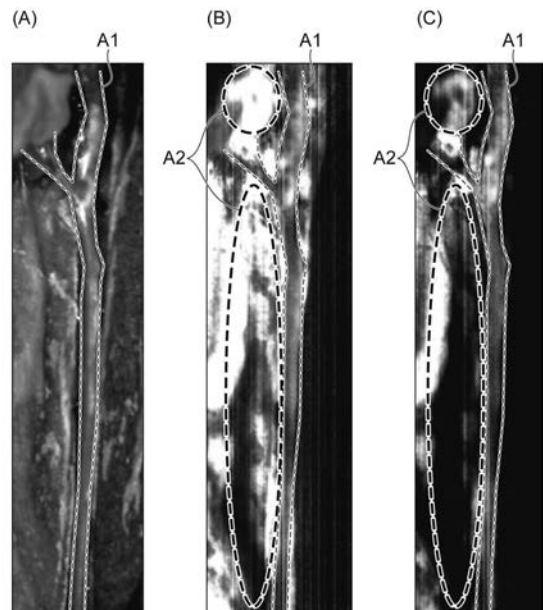
【 図 10 】



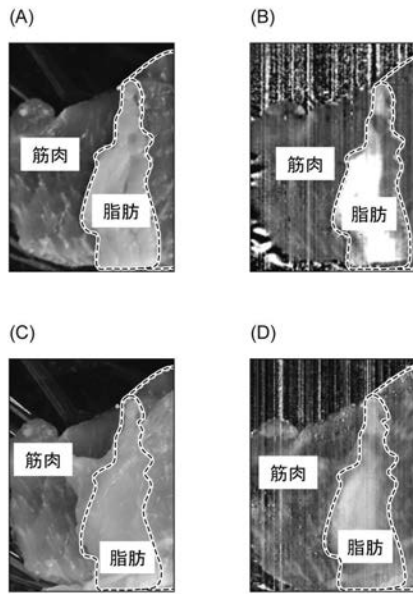
【 図 3 】



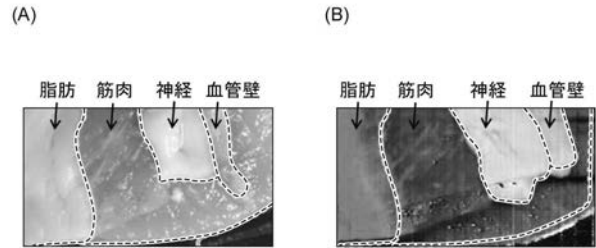
【 図 4 】



【 図 7 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 奥野 拓也

神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

(72)発明者 翁 由奈

神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

(72)発明者 祖川 伊知郎

神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

(72)発明者 菅沼 寛

神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

(72)発明者 千原 英夫

京都府京都市左京区吉田本町3番地1 国立大学法人京都大学内

(72)発明者 石井 暁

京都府京都市左京区吉田本町3番地1 国立大学法人京都大学内

Fターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 EE01 EE02 EE11 FF01 HH01 HH06 JJ02
JJ05 JJ06 JJ11 KK04 MM01