

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4575474号  
(P4575474)

(45) 発行日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(24) 登録日 平成22年8月27日(2010.8.27)

(51) Int. Cl.		F I		
<b>GO 1 N</b>	<b>21/35</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>GO 1 N</b>	<b>21/35</b> <b>Z</b>
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b> <b>3 0 0 D</b>

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-152420 (P2008-152420)	(73) 特許権者	304021417 国立大学法人東京工業大学 東京都目黒区大岡山2丁目12番1号
(22) 出願日	平成20年6月11日(2008.6.11)	(73) 特許権者	504179255 国立大学法人 東京医科歯科大学 東京都文京区湯島1-5-45
(65) 公開番号	特開2009-300131 (P2009-300131A)	(73) 特許権者	000002130 住友電気工業株式会社 大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
(43) 公開日	平成21年12月24日(2009.12.24)	(74) 代理人	110000626 特許業務法人 英知国際特許事務所
審査請求日	平成21年9月3日(2009.9.3)	(72) 発明者	小杉 幸夫 横浜市緑区長津田町 4259 国立大学 法人東京工業大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織識別装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織から赤外スペクトル情報を取得する赤外スペクトル取得手段と、  
前記赤外スペクトル取得手段により得られた赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段と、を有する生体組織識別装置であって、  
前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出し、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値に基づいて前記生体組織の正常・異常を識別する、  
ことを特徴とする生体組織識別装置。

【請求項2】

前記赤外スペクトル取得手段は、  
赤外領域で中心波長を掃引可能な赤外光源と、  
赤外領域の感度を有する赤外光検出手段と、  
を有し、

前記赤外光源からの赤外光を前記生体組織に照射し、前記生体組織で反射、透過または散乱した測定光を前記赤外光検出手段により検出することにより前記赤外スペクトル情報を取得する、  
ことを特徴とする請求項1記載の生体組織識別装置。

【請求項3】

前記赤外光検出手段は、赤外光を検出可能な撮像手段であり、

10

20

前記赤外スペクトル取得手段は、前記撮像手段による撮像画像の各画素における前記赤外スペクトル情報を取得する、  
ことを特徴とする請求項2記載の生体組織識別装置。

【請求項4】

前記赤外スペクトル情報は、1200 - 1320 nmの波長範囲の赤外スペクトル情報である、  
ことを特徴とする請求項1～3いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項5】

前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報のスペクトルパターンを、予め記憶されている正常組織の標準スペクトルパターンと比較するスペクトルパターン比較部をさらに有し、

10

前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値と、前記スペクトルパターン比較部の比較結果とに基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する、  
ことを特徴とする請求項1～4いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項6】

前記スペクトルパターン比較部は、前記スペクトルパターンと前記標準スペクトルパターンとを相関係数に基づいて比較する、  
ことを特徴とする請求項5記載の生体組織識別装置。

【請求項7】

前記演算手段は、学習分類型アルゴリズムを用いて、前記生体組織の正常・異常を識別する、  
ことを特徴とする請求項5又は6に記載の生体組織識別装置。

20

【請求項8】

前記生体組織は、生きた組織(in vivo)である、  
ことを特徴とする請求項1～7いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項9】

前記赤外スペクトル取得手段は、内視鏡により生体内の生体組織の赤外スペクトル情報を取得する、  
ことを特徴とする請求項1～8いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項10】

30

前記生体組織は、生体から切り出した組織(in vitro)である、  
ことを特徴とする請求項1～7いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項11】

前記演算手段において、異常として識別される生体組織は消化器系の腫瘍である、  
ことを特徴とする請求項1～10いずれか記載の生体組織識別装置。

【請求項12】

赤外スペクトル取得手段により得られた生体組織からの赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段を有する生体識別装置が行う生体組織識別方法であって、

前記演算手段による演算は、前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出するステップと、

40

前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値に基づいて前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、  
からなる生体組織識別方法。

【請求項13】

赤外スペクトル取得手段により得られた生体組織からの赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段を有する生体識別装置が行う生体組織識別方法であって、

前記演算手段による演算は、前記赤外スペクトル情報の前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出する

50

ステップと、

前記赤外スペクトル情報のスペクトルパターンを、予め記憶されている正常組織の標準スペクトルパターンと比較するスペクトルパターン比較ステップと、

前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値と前記スペクトルパターン比較ステップの比較結果とに基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、  
からなる生体組織識別方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、赤外スペクトル情報により生体組織（in vivo、in vitro）が正常組織であるか異常組織（腫瘍等）であるかを識別する生体組織識別装置及び方法に関する。 10

【背景技術】

【0002】

スペクトル情報から生体組織の正常・異常を識別する従来技術として、可視光領域でのハイパースペクトル内視鏡画像から、正常組織と悪性腫瘍とを判別しようという試みが、M E. Martin 等（非特許文献1）によってなされている。しかしながら、非特許文献1の方法では、可視光領域のみの観測によっていることと、ハイパースペクトル観測に必要な強度の照明光を安全に体内に導入する手段がないために、反射率のスペクトル変化だけでは顕著な差異を見出せていない。このため、腫瘍に特異的に吸収される蛍光物質porphyrinを注入し、これによって発生する蛍光を観測する間接的な手法がとられ、動物実験での有効性が示されている。しかしながら、porphyrinは光毒性を有することから、人体への高濃度投与には危険が伴う。非特許文献2では生体の可視域ハイパースペクトル画像から、糖尿病由来の潰瘍の診断指標を算出しているが、この方法では、600nm～800nm付近で異なる酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収特性を顕在化させて、患部の微小循環の診断を行うもので、組織本来の悪性度を評価することはできない。 20

【非特許文献1】M E. Martin et al.: "Development of an Advanced Hyperspectral Imaging (HSI) System with Application for Cancer Detection", Annals of Biomedical Engineering, Vol.34, No.6, pp.1061-1068 (2006)

【非特許文献2】L. Khaodhiar et al.: "The Use of Medical Hyperspectral Technology to Evaluate Microcirculatory Changes in Diabetic Foot Ulcers and to Predict Clinical Outcomes, Diabetes Care, Vol.30, No.4, pp.903-910 (2007) 30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上述の通り、従来の腫瘍の識別技術では、スペクトル情報として可視光のスペクトル情報を用いているので、血液（特に、ヘモグロビン）の影響を受けやすく、生体組織そのもののスペクトル情報を取得しにくい。生体組織そのものの情報を得やすくするために、患者に蛍光物質を投与しているが、蛍光物質そのものが人体にとって好ましくない可能性がある。また、事前に蛍光物質を患者に投与しなくてはならないので、患者への負担が大きい。 40

【0004】

本発明は上記問題を解決し、蛍光物質を用いなくても、スペクトル情報に基づいて生体組織の正常・異常（腫瘍）を識別できる生体組織識別装置および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】

【0005】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を有する。

【0006】

第1の手段は、生体組織から赤外スペクトル情報を取得する赤外スペクトル取得手段と、前記赤外スペクトル取得手段により得られた赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体 50

組織の正常・異常を識別する演算手段（演算装置 11）と、を有する生体組織識別装置であって、前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出し、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値に基づいて前記生体組織の正常・異常を識別する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

第 1 の手段によれば、蛍光物質を用いなくても、赤外スペクトル情報の微小周期の変動成分に基づいて生体組織の正常か異常（腫瘍等）かの識別ができる。赤外光、特に 1000 nm 以上の波長の赤外光を用いているため、血液中のヘモグロビンの吸収の影響を受けにくく、組織そのもののスペクトル情報が得られる。本発明者は、正常組織と異常組織（腫瘍、癌組織等）の赤外スペクトル情報を実際に測定して比較した結果、異常組織には、正常組織には無いスペクトルの微小周期の変動成分があることを見出した。図 1 の実際に測定した正常組織と異常組織（胃癌組織）の赤外スペクトル情報のグラフの例に示されるように、異常組織のスペクトルでは、波長が 1200 nm - 1320 nm 付近に、正常組織には無い細かな変動（微小周期の変動成分）があることがわかる。本発明は、このスペクトルの細かい変動（微小周期の変動成分）に基づいて異常組織と正常組織とを識別するものである。なお、前述の例では波長が 1200 nm - 1320 nm 付近の微小周期の変動成分に着目したが、この波長域に限られず、他の赤外波長域の微小周期の変動成分でも良いことは言うまでも無い。例えば、波長が 1500 nm - 1600 nm 付近にも同様な微小周期の変動成分があることがわかる。

【 0 0 0 7 】

第 2 の手段は、前記赤外スペクトル取得手段は、赤外領域で中心波長を掃引可能な赤外光源と、赤外領域の感度を有する赤外光検出手段と、を有し、前記赤外光源からの赤外光を前記生体組織に照射し、前記生体組織で反射、透過または散乱した測定光を前記赤外光検出手段により検出することにより前記赤外スペクトル情報を取得する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

第 2 の手段によれば、赤外光源の側で中心波長を掃引して特定の波長の赤外光を生体組織に照射するため、生体組織には限られた波長の赤外光のみが照射されることになり、余分な光エネルギーが生体組織に照射されない。したがって、光検出手段の側で分光するのに比べて、照射光による生体組織への熱的影響が少ない。

【 0 0 0 8 】

第 3 の手段は、第 2 の手段において、前記赤外光検出手段は、赤外光を検出可能な撮像手段であり、前記赤外スペクトル取得手段は、前記撮像手段による撮像画像の各画素における前記赤外スペクトル情報を取得する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

第 3 の手段によれば、撮像手段により 2 次元画像の各画素ごとに赤外スペクトル情報を取得することができ、より高い精度で異常組織を識別できる。赤外光源の側で波長掃引してスペクトル情報を得ているため、撮像手段の方には分光手段は不要であり、通常の赤外撮像手段（CCD など）を用いることができる。

【 0 0 0 9 】

第 4 の手段は、第 1 ~ 3 の手段のいずれかにおいて、前記赤外スペクトル情報は、1200 - 1320 nm の波長範囲の赤外スペクトル情報である、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

第 4 の手段によれば、発明者の実験により、この波長範囲において特に、正常組織と異常組織のスペクトル情報の微小周期の変動成分の差違、および、正常組織と異常組織のスペクトルパターンの差違が顕著であることを見出した。

【 0 0 1 1 】

第 5 の手段は、第 1 ~ 4 の手段のいずれかの手段において、前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報のスペクトルパターンを、予め記憶されている正常組織の標準スペクトルパターンと比較するスペクトルパターン比較部をさらに有し、前記演算手段は、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値と前記スペクトルパターン比較部の比較結果とに基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する、ことを特徴とする生体組織識別装置であ

10

20

30

40

50

る。

第5の手段によれば、発明者の実験により、正常組織と異常組織とで赤外スペクトル情報のスペクトルパターンが異なることが見出された。赤外スペクトルの微小周期の変動成分の比較に加えて、スペクトルパターンを比較することにより、より高い精度で生体組織の正常・異常が識別できた。

【0012】

第6の手段は、第5の手段において、前記スペクトルパターン比較部は、前記スペクトルパターンと前記標準スペクトルパターンとを相関係数に基づいて比較する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

【0013】

第7の手段は、第5又は6の手段のいずれかにおいて、前記演算手段は、学習分類型アルゴリズムを用いて、前記生体組織の正常・異常を識別する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

【0014】

第8の手段は、第1～7の手段のいずれかにおいて、前記生体組織は、生きた組織(in vivo)である、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

【0015】

第9の手段は、第1～8の手段のいずれかにおいて、前記赤外スペクトル取得手段は、内視鏡により生体内の生体組織の赤外スペクトル情報を取得する、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

【0016】

第10の手段は、第1～7の手段のいずれかにおいて、前記生体組織は、生体から切り出した組織(in vitro)である、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

【0017】

第11の手段は、第1～10の手段のいずれかにおいて、前記演算手段において、異常として識別される生体組織は消化器系の腫瘍である、ことを特徴とする生体組織識別装置である。

第11の手段によれば、本発明者の実験により、本発明の生体組織の正常・異常の識別が、胃癌などの消化器系の腫瘍の識別に特に有効であることを見出した。消化器系の腫瘍は、例えば内視鏡によって検査が可能である。

【0018】

第12の手段は、赤外スペクトル取得手段により得られた生体組織からの赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段を有する生体識別装置が行う生体組織識別方法であって、前記演算手段による演算は、前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出するステップと、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値に基づいて前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、とからなる生体組織識別方法である。

【0019】

第13の手段は、赤外スペクトル取得手段により得られた生体組織からの赤外スペクトル情報に基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別する演算手段を有する生体識別装置が行う生体組織識別方法であって、前記演算手段による演算は、前記赤外スペクトル情報をウェーブレット変換することにより前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値を算出するステップと、前記赤外スペクトル情報のスペクトルパターンを、予め記憶されている正常組織の標準スペクトルパターンと比較するスペクトルパターン比較ステップと、前記赤外スペクトル情報の高周波成分の分散値と前記スペクトルパターン比較ステップの比較結果とに基づいて、前記生体組織の正常・異常を識別するステップと、とからなる生体組織識別方法である。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、蛍光物質を用いなくても、赤外スペクトル情報に基づいて生体組織の

10

20

30

40

50

正常・異常（腫瘍）を識別できる。スペクトル情報として赤外光のスペクトル情報を用いているので、血液（特に、ヘモグロビン）の影響を受けにくく、蛍光物質を用いなくても生体組織そのもののスペクトル情報を取得しやすい。蛍光物質を用いないので、人体に対する影響が少なく、検査も簡便になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明は、赤外域における反射率スペクトルパターンが正常組織と悪性腫瘍組織とは異なるとの知見に基づくものであり、図1に示すように、特に、1200～1320nmの範囲のスペクトル分布曲線が正常組織では、比較的滑らかなのに比し、腫瘍組織では、細かな変動が顕著に見られる。図2は、この変動を定量化するために、ウェーブレット変換により、高周波成分のみの分散値を多数の画素について評価し、ヒストグラムとして表示したものであり、腫瘍組織での分散値が正常域よりも大になっていることが分る。

10

【0022】

また、複数のサンプルについて比較した場合、正常組織の1200～1320nm付近における反射率スペクトルのパターンはほぼ同一であるのに対して、腫瘍組織についての大きなうねり（低周波成分）には、首尾一貫した傾向は見出されないものの、チャンネルごとの細かい変動（高周波成分）がどの腫瘍サンプルについても顕著に観察された。ハイパースペクトル撮影には、通常強い強度の照明が必要であるが、内視鏡検査では、組織に損傷を与えないようするため、光源側の波長を観測に必要な範囲に限定する方が良い。例えば、文献「J. Zuzak et al.: Characterization of a Near-Infrared Laparoscopic Hyperspectral Imaging System for Minimally Invasive Surgery, Analytical Chemistry, Vol.79, No.12, pp.4709-4715, (2007)」に示されている受光側に波長可変フィルターを入れたハイパースペクトル内視鏡装置では、光源から組織へ過大なエネルギーが照射されてしまう。

20

【0023】

次に、本発明における腫瘍組織域の検出について赤外スペクトル情報の微少周期の変動成分をウェーブレット変換を用いて検出する例を説明する。

まず、各ピクセルの持つ反射スペクトル曲線Sを以下の式に従って、ウェーブレット変換し、高域成分D1、中域成分D2、低域成分D3および残差A3のように展開する。なお、基底としてはウェーブレットは直交ウェーブレットの一つであるDaubechies-3 Wavelet関数を用いた。

30

【0024】

【数1】

$$S = A_1 + D_1$$

$$= A_2 + D_2 + D_1$$

$$= A_3 + D_3 + D_2 + D_1$$

$$x_a(t) = \int_{\mathbb{R}} WT_{\psi}\{x\}(a, b) \cdot \psi_{a,b}(t) db$$

$$\psi_{m,n}(t) = a^{-m/2} \psi(a^{-m}t - nb).$$

40

$$WT_{\psi}\{x\}(a, b) = \langle x, \psi_{a,b} \rangle = \int_{\mathbb{R}} x(t) \overline{\psi_{a,b}(t)} dt$$

$$x(t) = \sum_{m \in \mathbb{Z}} \sum_{n \in \mathbb{Z}} \langle x, \psi_{m,n} \rangle \cdot \psi_{m,n}$$

【0025】

図3は、正常組織（左図）と腫瘍組織（右図）のウェーブレット変換例を示すグラフであり、900nmから1700nmの波長の範囲の照射を行ったときの、高域成分D1として周期およそ17nm、中域成分D2として35nm、低域成分D3として70nmの

50

各照射波長における成分を表したものである。

同図に示すように、ウェーブレット変換の結果を見ると、特に1200 - 1320 nmの範囲では、高域の変化を表すD1が、正常(左図)に比し、腫瘍(右図)では高振幅になっていることが分る。

【0026】

図4は、ウェーブレット変換D1成分の1200 - 1320 nmにおける分散値を画像化した胃内部組織画像である。

同図に示すように、白色部が分散の大きな部分であり、腫瘍組織を表している。

なお、ウェーブレット変換を用いて赤外スペクトルの微小周期の変動を検出する例を説明したが、微小周期の変動を検出する手段として、ウェーブレット変換に限らず他の公知の手段を用いてもよい。

【0027】

次に、撮動照明時の反射輝度の時間変化(分散値)より悪性部位を検出するための生体組織識別装置を図5を用いて説明する。

本装置は、帯域幅5 nmの狭帯域照明光の中心波長を1200 nmから1320 nmの範囲で変化させ、5 nm間隔で取得した連続画像間の画像差分の2乗から、組織の反射スペクトル曲線の粗さを評価し、画像化するものである。

【0028】

同図において、フェムト波赤外光源1は一般的にはSC光源とも呼ばれる物である。フェムト秒の赤外単色レーザーを高非線形光ファイバに入射させると自己位相変調という非線形光学効果により単色のレーザー光は広帯域の白色光に変換される。ここでは波長1550 nmのフェムト秒レーザーを種光源として非線形光ファイバにより波長変換を行い、波長1100 - 2500 nmの白色光を得ている。フェムト波赤外光源1で発生した光は、分光器2で可動スリット3面上に展開される。可動スリット3は、静電型アクチュエータ4で、三角波状に駆動され、連続スペクトル1200 - 1320 nmから半値幅ずれた中心波長1205 - 1315 nmの範囲の光が取り出され、集光レンズ5で照明用赤外ファイバー6に導かれる。この光で照明された観測対象物7の画像は、赤外多芯ファイバーと対物レンズからなる赤外ファイバースコープ8を通して、赤外CCDカメラ9によって電気信号に変換され、画像入力ボード10を経て、演算装置11に導かれる。

演算装置11では、隣り合うフレーム間の画像差分を、ピクセル毎に2乗し、その結果を過去45フレーム分平均化し、画像表示装置12上に表示する。なお、静電アクチュエータ4の制御回路13には、画像入力ボード10の画像取り込みと同期して、1画面入力ごとに、5 nmの波長変化が得られるように、クロック信号が送られる。すなわち、制御回路13からは、周期0.75秒の対称三角波が出力され、その振幅は、可動スリット3からの出力光中心波長が、1205 - 1315 nmになるように、可変減衰器R(14)で調整される。

【0029】

同装置によれば、照明側の波長帯域幅を十分に狭く設定することが可能なため、観測対象物7に加えられる照射エネルギーは十分に低く抑えることができ、受光側の波長帯を限定する前記ハイパースペクトル内視鏡と比べ、観測対象物への熱的影響を格段に低減することができる。また、波長差分を画像情報として扱うため、通常用いられるハイパースペクトル画像処理装置に比べ、画像バッファや演算機構を簡素化することができ、実時間性の優れた観測が実現される。なお、本例では、画像取得を1フレーム1/60秒としているが、高速撮像カメラを用いる、あるいは、差分量の平均化の演算を、指数荷重平均にするなどの変更により実時間性をより高めることも可能である。

【0030】

なお、本発明の赤外スペクトル取得手段は、フェムト波赤外光源1、分光器2、可動スリット3、静電アクチュエータ4、集光レンズ5、照明用赤外ファイバー6、赤外ファイバースコープ8、赤外CCDカメラ9、画像入力ボード10、制御回路13、可変減衰器14に対応し、演算手段は演算装置11に対応し、赤外光源はフェムト波赤外光源1、分

10

20

30

40

50

光器 2、可動スリット 3、静電アクチュエータ 4、集光レンズ 5、照明用赤外ファイバー 6 に対応し、赤外光検出手段は赤外ファイバースコープ 8、赤外 CCD カメラ 9 に対応する。

【 0 0 3 1 】

次に、本発明におけるスペクトルパターンの差違による正常組織と異常組織の検出について説明する。本発明では、以下に説明するスペクトルパターンの差違による正常組織と異常組織の検出を、先に述べた赤外スペクトル情報の微小周期の変動による検出とを組み合わせることにより、より精度の高いものとすることができる。

【 0 0 3 2 】

最初に、1200nm～1320nmの範囲のスペクトル特徴から検査正常組織と異常組織の対象の反射率系列を $f_i$  ( $i=1 \cdots N$ )、正常組織の標準反射率パターンを $g_i$  ( $i=1 \cdots N$ )、とすると、例えば、「熊谷、小杉ほか：「パターンマッチング法を用いたADPによる血小板凝集能の判定」、医用電子と生体工学、Vol.24, No.5, pp.321-326 (1986)」等において知られているように、以下の相関係数 $R$  ( $-1 < R < 1$ )を用いて、正常からのずれの尺度として利用することが可能である。ここに各添え字 $i$ は観測波長帯を表すインデックスで、 $i=1$ が1200nm、 $i=N$ が1320nmに相当する。

【 0 0 3 3 】

【数 2】

$$R = \sum_{i=1}^N \frac{(f_i - f_0)(g_i - g_0)}{(S_1 S_2)^{1/2}}$$

但し、

$$S_1 = \sum_{i=1}^N (f_i - f_0)^2, \quad S_2 = \sum_{i=1}^N (g_i - g_0)^2, \quad f_0 = \sum_{i=1}^N f_i, \quad g_0 = \sum_{i=1}^N g_i$$

【 0 0 3 4 】

図 6 は、上記相関係数 $R$ に基づいて、正常組織のスペクトルと相関値の低いエリア（腫瘍部）を表示する図である。

【 0 0 3 5 】

次に、赤外のスペクトル特徴を、正常サンプルおよび腫瘍サンプルを教師データとした多層パーセプトロン等のニューラルネットワークあるいはサポートベクタマシン (SVM) 等の学習型分類器で画素ごとに分類した結果を示す。SVMの追実験では、波長をこの範囲に限定すると、ウェーブレット法よりも悪い結果となった。

図 7 (a) は、胃がん内壁のハイパースペクトル画像を、教師付分類で腫瘍領域 (灰色の島状部) と正常組織に分類した結果を示す画像であり、図 7 (b) に示す通常のカラー画像に比べて、腫瘍領域 (緑色) と正常組織とが明瞭に区別されている。また、以上の処理結果を、病理検査結果と比較した。

【 0 0 3 6 】

図 8 は、腫瘍を含む胃の組織をスライスし、組織内部の状況から、腫瘍と判定される部分をマークし、これに対し、スライス操作を行う前に、ハイパースペクトル画像から、SVM処理によって、腫瘍領域と判別された部分をパー (下段) で表示したものである。(実際の腫瘍部は上段にパー表示。) 若干の差異は見られるが、表面からのスペクトル検査で、病理検査で腫瘍と判断される部分をほぼ正確に捉えることが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 赤外域における反射率スペクトルパターンが正常組織と悪性腫瘍組織とでは異なる特性を示す図である。

【 図 2 】 ウェーブレット変換により、高周波成分のみの分散値を多数の画素について評価

10

20

30

40

50

した、ヒストグラムを表示したものである。

【図3】正常組織（左側）と腫瘍組織（右）のウェーブレット変換例を示すグラフである。

【図4】ウェーブレット変換D1成分の1200 - 1320 nmにおける分散値を画像化した胃内部組織画像である。

【図5】撮動照明時の反射輝度の時間変化（分散値）より悪性部位を検出するための生体組織識別装置の構成を示す図である。

【図6】相関係数Rに基づいて、正常組織のスペクトルと相関値の低いエリア（腫瘍部）を表示した画像である。

【図7】胃がん内壁のハイパースペクトル画像を、教師付分類で腫瘍領域（灰色の島状部）と正常組織に分類した分類画像、および通常の色画像である。

【図8】腫瘍を含む胃の組織をスライスし、組織内部の状況から、腫瘍と判定される部分をマークし、スライス操作前に、ハイパースペクトル画像から、SVM処理によって、腫瘍領域と判別された部分をバー（下段）で表示したものである。実際の腫瘍部は上段にバー表示。

【符号の説明】

【0038】

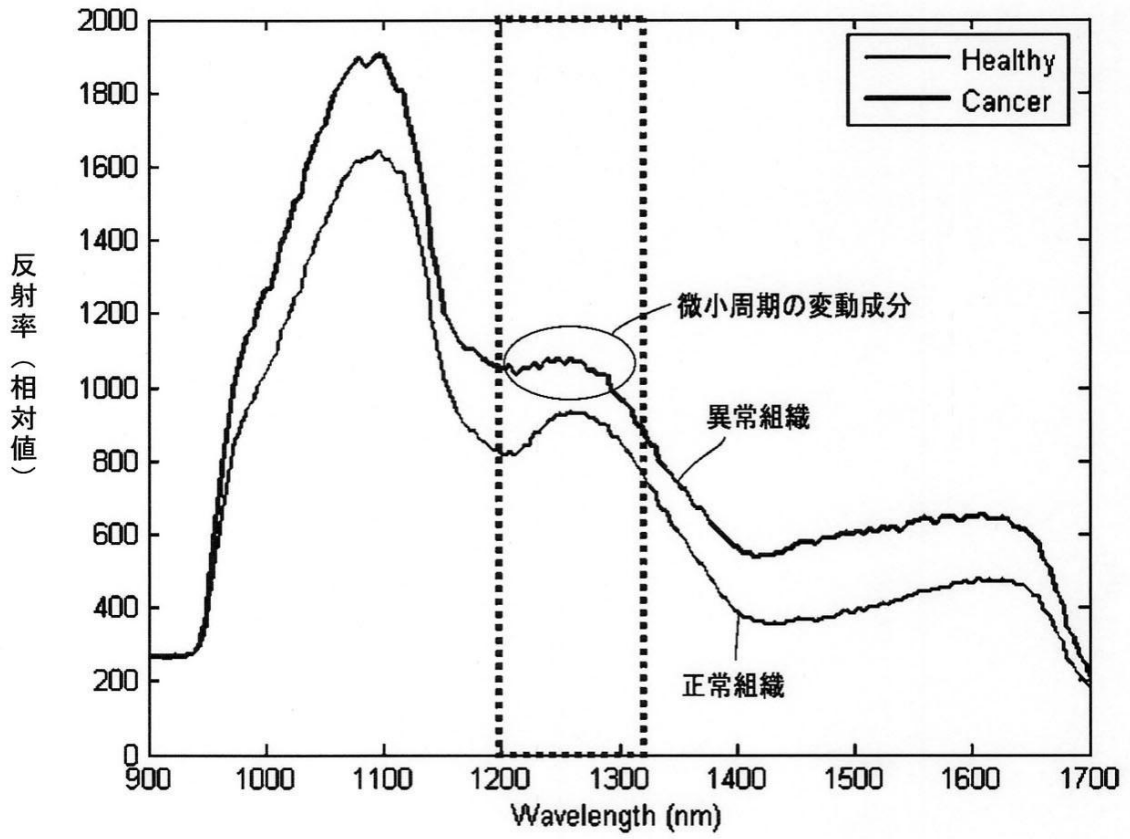
- 1 フェムト波赤外光源
- 2 分光器
- 3 可動スリット
- 4 静電型アクチュエータ
- 5 集光レンズ
- 6 照明用赤外ファイバー
- 7 観測対象物
- 8 赤外ファイバースコープ
- 9 赤外CCDカメラ
- 10 画像入力ボード
- 11 演算装置
- 12 画像表示装置
- 13 制御回路
- 14 可変減衰器R

10

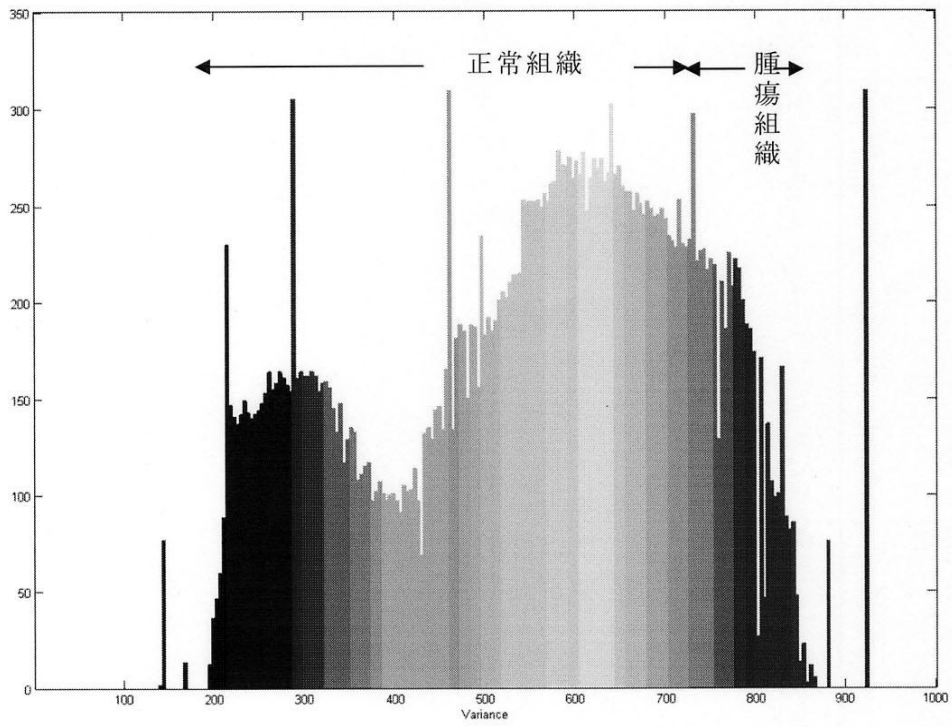
20

30

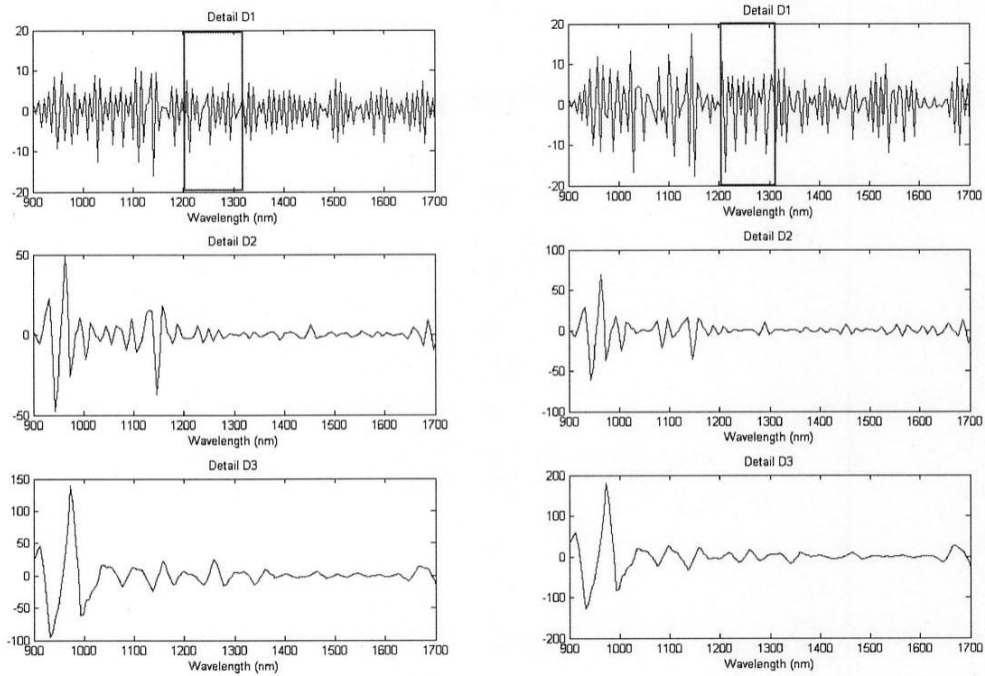
【図1】



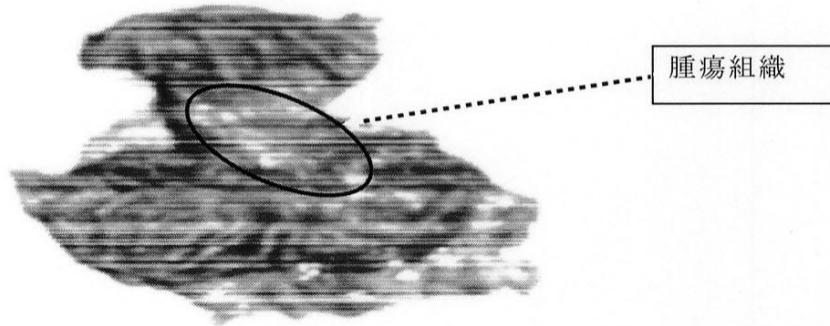
【 図 2 】



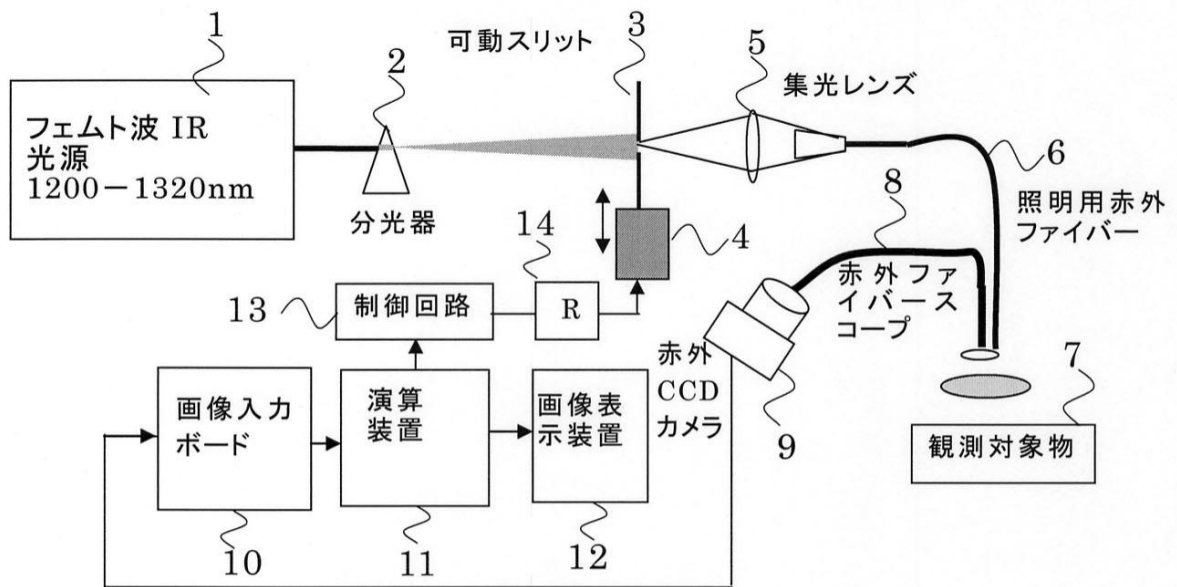
【 図 3 】



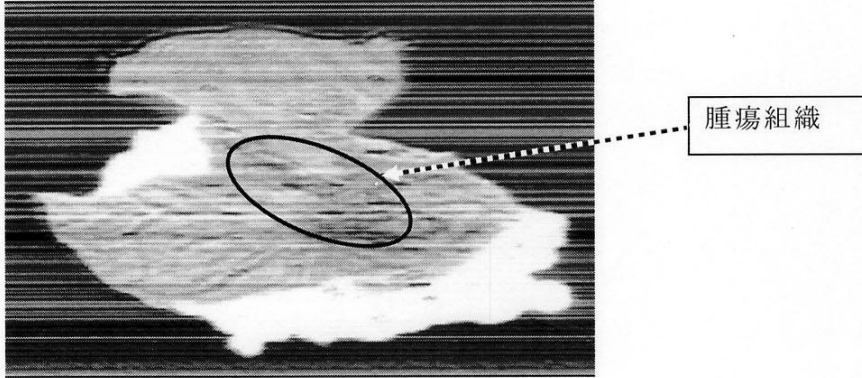
【図4】



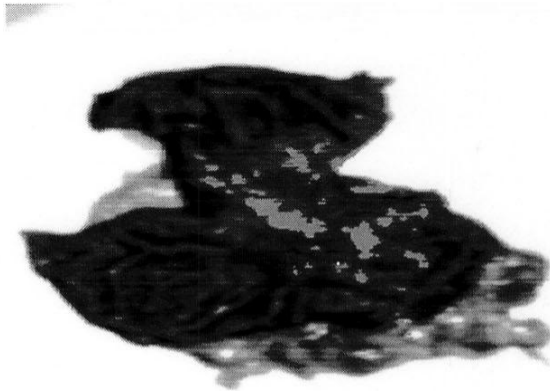
【図5】



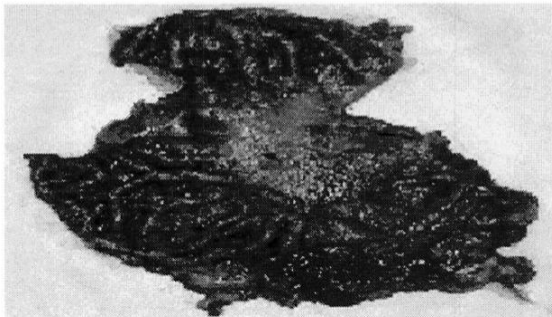
【図6】



【図7】

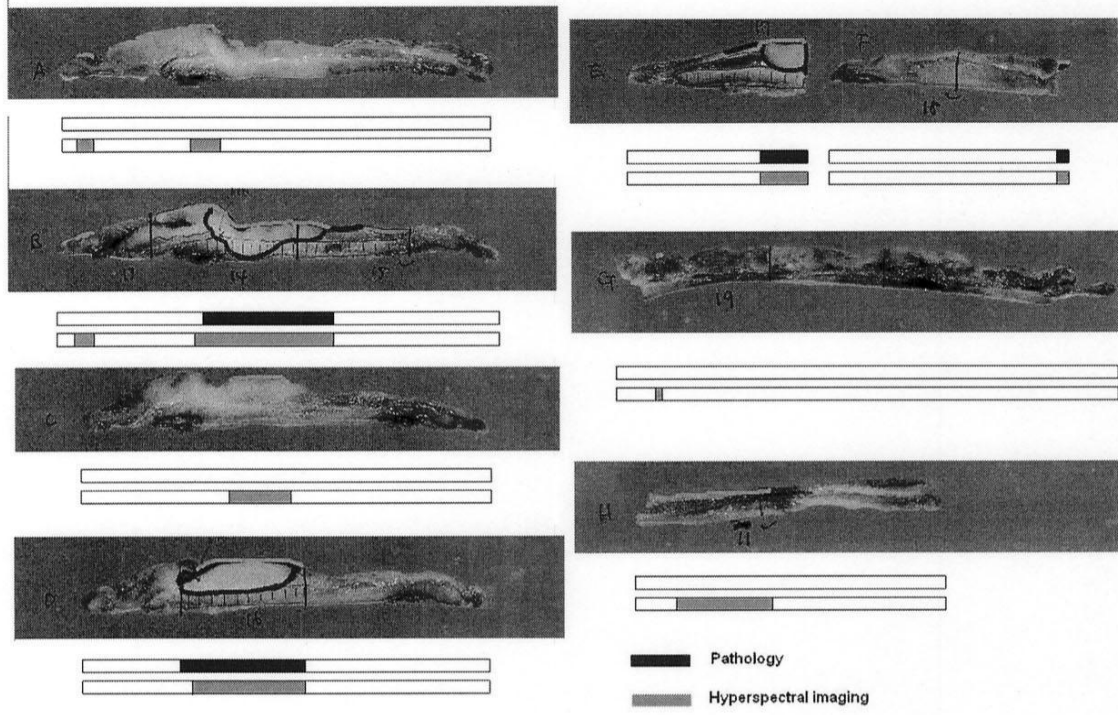


(a) 赤外ハイパー分類結果



(b) 通常のカラー画像

【 図 8 】



## フロントページの続き

- (72)発明者 ハメッド アクバリ  
横浜市緑区長津田町 4 2 5 9 国立大学法人東京工業大学内
- (72)発明者 小嶋 一幸  
東京都文京区湯島 1 - 5 - 4 5 国立大学法人東京医科歯科大学内
- (72)発明者 斎藤 達彦  
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 田中 正人  
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

審査官 横尾 雅一

- (56)参考文献 特表 2 0 0 1 - 5 2 1 7 7 2 ( J P , A )  
特表 2 0 0 4 - 5 3 0 8 7 5 ( J P , A )  
特表 2 0 0 5 - 5 1 5 4 7 3 ( J P , A )  
特表 2 0 0 2 - 5 3 5 6 4 5 ( J P , A )  
特開平 1 0 - 1 5 3 5 4 7 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 6 / 1 1 3 4 7 6 ( W O , A 2 )  
国際公開第 2 0 0 7 / 0 2 0 6 4 3 ( W O , A 3 )

## (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

G 0 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 6 1

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 ( J D r e a m I I )