

## 電子内視鏡における病変部の分類に適した分光感度の検討

三本木将夫\*<sup>1</sup>・五十嵐 誠\*<sup>1</sup>・小尾 高史\*<sup>1</sup>・山口 雅浩\*<sup>1</sup>・大山 永昭\*<sup>2</sup>・小林 雅彦\*<sup>3</sup>・  
佐野 寧\*<sup>4</sup>・吉田 茂明\*<sup>4</sup>・後野 和弘\*<sup>5</sup>

\*<sup>1</sup> 東京工業大学像情報工学研究施設 〒226-8503 横浜市緑区長津田町 4259

\*<sup>2</sup> 東京工業大学フロンティア 〒226-8503 横浜市緑区長津田町 4259

\*<sup>3</sup> 自衛隊中央病院内科 〒154-0001 東京都世田谷区池尻 1-2-24

\*<sup>4</sup> 国立がんセンター東病院内視鏡部 〒277-8577 柏市柏の葉 6-5-1

\*<sup>5</sup> オリンパス光学工業(株) 〒192-8507 八王子市石川町 2951

## The Design of Spectral Sensitivity Functions of Endoscopic Imaging System Optimized for the Discrimination of Cancerous Regions

Masao SAMBONGI\*<sup>1</sup>, Makoto IGARASHI\*<sup>1</sup>, Takashi OBI\*<sup>1</sup>, Masahiro YAMAGUCHI\*<sup>1</sup>, Nagaaki OHYAMA\*<sup>2</sup>, Masahiko KOBAYASHI\*<sup>3</sup>, Yasushi SANO\*<sup>4</sup>, Shigeaki YOSHIDA\*<sup>4</sup> and Kazuhiro GONO\*<sup>5</sup>

\*<sup>1</sup> Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 226-8503

\*<sup>2</sup> Frontier Collaborative Research Center, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 226-8503

\*<sup>3</sup> Department of Internal Medicine, Self-Defense Force Central Hospital 1-2-24 Ikejiri, Setagaya-ku, Tokyo 154-0001

\*<sup>4</sup> Digestive Endoscopy Division, National Cancer Hospital East, 6-5-1 Kashiwanoha, Kashiwa 277-8577

\*<sup>5</sup> Product Development Department, Endoscope Division, Olympus Optical Co., Ltd., 2951 Ishikawa-cho, Hachioji, 192-8507

In this paper, we present a method to design the spectral sensitivities of endoscopic color imaging system, such that the discrimination ability of normal and early cancer regions is maximized. The optimal set of sensitivity characteristic is obtained from the analysis of a large number of spectral data of mucous membrane, which are measured by the endoscopic spectroscopy system. We propose to apply a preprocessing method that emphasizes the difference between the normal and early cancer regions, before Foley-Sammon transform is employed to calculate the optimal sensitivity functions. As a result of computer simulation with using the proposed preprocessing, we confirm that the effective enhancement of the ability of classification using the optimized set of spectral sensitivity functions.

**Key words:** endoscopic diagnosis, endoscopic spectroscopy system, spectral reflectance, Foley-Sammon transform, spectral sensitivity functions

### 1. はじめに

医療用内視鏡は非観血に人体内部を観察できる装置であり、また早期の小さな病変であれば、外科的手術を必要とせず内視鏡を通じて挿入した鉗子などを用いて切除することも可能であることから、その医療的効果は大きい。近年、内視鏡先端に CCD を装着した電子内視鏡が普及し、生体内腔の粘膜表面をカラー画像として取得することが可

能となり、デジタル画像処理技術の適用も進んでいる。

内視鏡画像の色は、浅い病変や粘膜面の発赤、テクスチャーパターンの乱れといった早期病変の診断に重要な情報を有している。これに対して、生体粘膜の色に関する性質を明らかにするために、経内視鏡的分光測光システムを用いた胃粘膜および大腸粘膜の分光反射率の測定と解析が行われている<sup>1,2)</sup>。これまでに、正常部と病変部の分光反射

特性の統計的な差異に基づいて正常部と病変部を分類する方法や、電子内視鏡の分光感度を最適化する方法などが報告されている<sup>3,4)</sup>。

面順次方式とよばれる電子内視鏡では、光ファイバーを通じて生体内を照明する光源装置に3種類の色フィルターを時分割で挿入し、これと同期させて画像を入力することでカラー画像を取得する。このため、電子内視鏡の分光感度は、光源装置に挿入する色フィルターの特性によって制御することができる。そこで、この色フィルターの分光透過特性を制御することにより、自然な色再現を行うことや、正常部と病変部の差異を強調することが可能になる。

筆者らは、経内視鏡的分光測光システムによる測定条件や生体粘膜の個体差などによるデータのばらつきについて検討し、測定された分光データに対して前処理を適用することにより、正常部と病変部の違いがより明らかになることを示した<sup>2,5)</sup>。本論文では、電子内視鏡の分光感度の設計を行う際に、前処理の適用を考慮することで、正常部と病変部の分類能が改善されることを示す。なお、ここで、分光感度とは照明系-観測系すべてを含めたシステム全体の特性を表す。具体的には、前処理を適用した分光データに対してFS (Foley-Sammon) 変換を適用し分光感度の検討を行い、実際の分光データを用いた計算機シミュレーションを行う。その結果、少ないバンド数のデータからでも分光データを用いた場合と同等な分類能が得られた。FS変換を用いて内視鏡の分光感度を設計する手法は提案されているが<sup>3)</sup>、本論文では、分光データに対する前処理と同等の処理を実際の内視鏡画像に適用するという点で異なる。

## 2. 分光反射率の解析

本章では、分光感度の設計を行うにあたって、それを行うために必要となる分光データの解析手法について述べる。最初に生体粘膜の分光データを取得する経内視鏡的分光測光システムについての説明、次に分光データの前処理

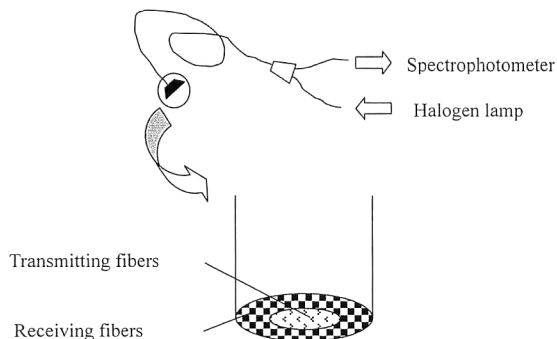


Fig. 1 The schematic of optical probe.

について説明する。

### 2.1 経内視鏡的分光測光システム

本節では、厚生省がん克服新10年戦略プロジェクトの一貫として開発された、経内視鏡的分光測光システム (ESS) の概要を示す。このシステムは、経内視鏡的に生体粘膜の色を分光計測するものであり、通常臨床検査時に併用して用いることができるように、内視鏡システム側のボタン操作により簡単に、内視鏡システムのみを用いた通常の臨床検査モードと、本システムも併用した分光測光モードを切り替えることができる。これにより、臨床検査に影響を与えない分光測定を可能としている。Fig. 1に測定プローブの先端部の構造を示す。

内視鏡用光源はキセノン光源であるが、分光測定では出力光の安定性や分光特性などを考慮してハロゲン光を使用するが多い。そのため、本測定システムでは、ハロゲン光源を内視鏡用光源とは別に用意している。分光反射率  $f(\lambda)$  は、以下の式のように計算される。

$$f(\lambda) = \frac{S(\lambda) - D}{S_{\text{ref}}(\lambda) - D} \quad (1)$$

ここで、 $S(\lambda)$  は測定された分光強度であり、 $S_{\text{ref}}(\lambda)$  は白色リファレンスデータ、 $D$  は測定器のフォトダイオードに流れる暗電流、 $\lambda$  は波長を表す。 $f(\lambda)$  を以下では“分光データ”とよぶ。式(1)から求められる分光データは原理的には分光反射率であるが、 $S(\lambda)$  と  $S_{\text{ref}}(\lambda)$  の測定のジオメトリーが厳密には一致しておらず、正確には絶対量としての分光反射率とはなっていない。また、得られた分光データを400~680 nmの帯域において2 nm間隔で離散化された141次元ベクトル  $\mathbf{f} = [f(\lambda_1), f(\lambda_2), \dots, f(\lambda_{141})]^t$  で表す。[ ]<sup>t</sup> はベクトルや行列の転置を表す。現在までに、胃粘膜・大腸あわせて約5000例の測定を行っている。Fig. 2に測定された分光データの一例を示す。

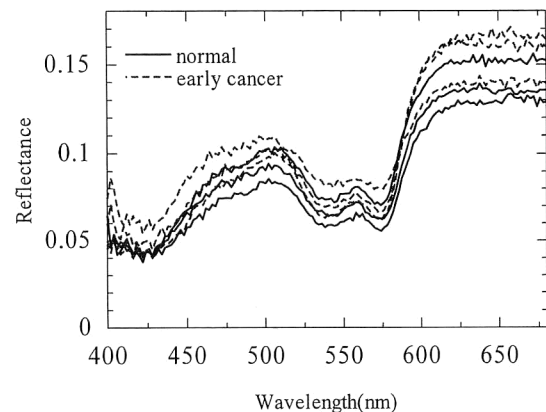


Fig. 2 Example of spectral data.

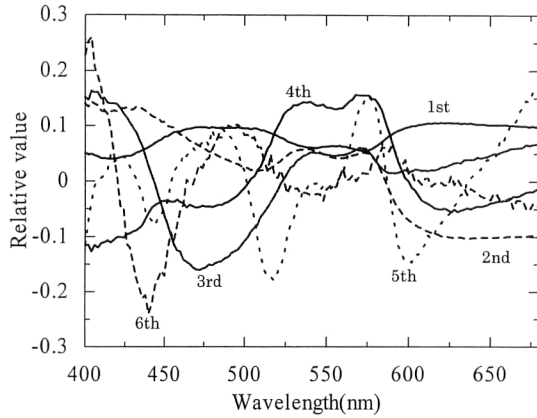


Fig. 3 Six principal components of spectral data at stomach.

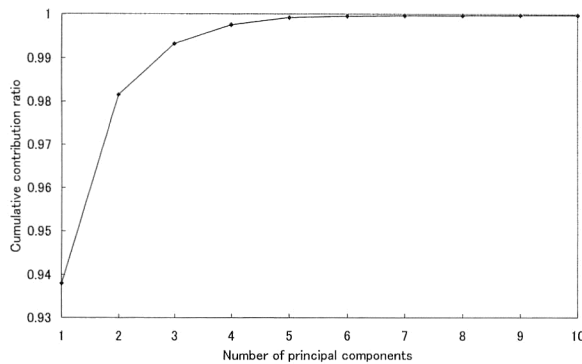


Fig. 4 Cumulative contribution ratio of principal components in spectral data at stomach.

## 2.2 データの前処理

まず、ここではデータ解析を行ううえでの前処理について述べる。Fig. 2 から、測定した分光データの形状は比較的似ていることがわかる。このことから、分光データは 141 次元空間の一部に局在していると考えられ、より少ない次元で表現が可能であると考えられる。実際、過去の文献でも粘膜の分光反射率を KL 展開し、少数の基底で表現できることが明らかになっている<sup>6,7)</sup>。KL 変換<sup>8)</sup>は、次式に示す分光データの共分散行列の固有値展開により行われる。

$$R(\mathbf{ff}) = \langle (\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})(\mathbf{f} - \bar{\mathbf{f}})^t \rangle = \sum_{i=1}^N v_i \mathbf{e}_i \mathbf{e}_i^t \quad (2)$$

ここで、 $\bar{\mathbf{f}}$  は測定した全分光データの平均、 $\langle \rangle$  はアンサンブル平均、 $v_i$ 、 $\mathbf{e}_i$  はそれぞれ共分散行列  $R$  の  $i$  番目の固有値、固有ベクトルである。任意の分光データ  $\mathbf{f}$  は、KL ベクトルを直交基底として次式のように展開できる。

$$\mathbf{f} = \sum_{i=1}^N \alpha_i \mathbf{e}_i + \bar{\mathbf{f}} \quad (3)$$

ここで、 $\alpha_i$  は各 KL ベクトルに対する展開係数である。

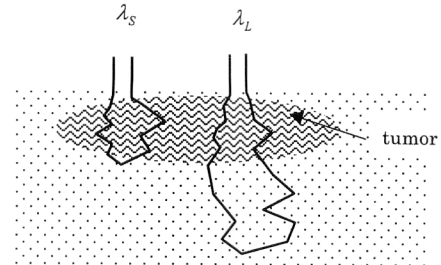


Fig. 5 The model of a mucous membrane.

この基底を用いて分光データ  $\mathbf{f}$  を少数の基底で近似することができる。分光データを上位  $m$  本の基底で展開したとき、

$$\tilde{\mathbf{f}} = \sum_{i=1}^m \alpha_i \mathbf{e}_i + \bar{\mathbf{f}} \quad (4)$$

となる。この近似の精度は、次式で示される累積寄与率により評価することができる。

$$\chi_m = \frac{\sum_{i=1}^m v_i}{\sum_{j=1}^N v_j} \quad (5)$$

Figs. 3, 4 に、胃粘膜の分光データに対して、6 本の KL ベクトルと使用した基底数  $m$  を変化させたときの累積寄与率の変化を示す。5~6 本の基底で平均的に分光データを精度よく近似できていることがわかる。

Fig. 2 のデータは正常部、早期がん部に対してそれぞれ粘膜のほぼ同一箇所測定されたものであるが、データにばらつきが生じているのがわかる。この原因として、今回用いた測定プローブは非接触で計測する方式のため粘膜面との測定距離や角度を一定に保つことが困難であり、これらの測定環境の変化が影響していることが考えられる。また、個人ごとに正常粘膜の色に違いがあるため、個人差を考慮せずに解析を行うと、正常部・病変部に対する有意な差を得ることは難しい。そこで、KL 6 本で展開した分光データに対して、データのばらつきを考慮する規格化手法<sup>9)</sup>、個人差を考慮するデータ補正手法<sup>9)</sup>について簡単に説明する。

まず、データのばらつきを考慮して、病変部の特徴を抽出するための規格化処理手法を示す。Fig. 5 に粘膜の簡単なモデル図を示す。早期がんは粘膜内より発生し、粘膜下層以下では正常組織と同様の構造をもつと考えられる。測定用プローブで粘膜の分光反射率を測定する際、短波長側の光は粘膜表層で散乱されやすく、長波長側の光は粘膜下層以下深部まで達すると考えられる。このことから、早期がんなどの病変部の影響は、長波長側に比べ、短波長側に表れると予想される。そこで、式 (4) の処理後の分光デ

ータ  $\tilde{f}$  に対し、長波長側の分光データの値  $f_0$  を基準とし、その値と他の波長における分光データとの比

$$\tilde{f}' = \tilde{f}/f_0 \quad (6)$$

を求める。これによって、病変部の特徴が短波長側のベクトルに表れると考えられる。

また、個人差による分光反射率の違いの補正については、主成分の第1成分を取り除くなどの処理があるが<sup>3)</sup>、本論文では、式(7)に示すように測定した分光データから各個人の正常部を複数回測定し、その分光データ(式(4)および式(6)の処理適用後)の平均値  $\tilde{f}'^n$  を引くことによって行う。

$$\tilde{f}'_{\text{sub}} = \tilde{f}' - \tilde{f}'^n \quad (7)$$

ここで、 $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  は補正後のデータを表す。以上のように前処理は以下の3段階からなる。

- ① 高次主成分の打ち切り [式(4)]
- ② 長波長の値による規格化処理 [式(6)]
- ③ 個人差を考慮した補正処理 [式(7)]

これらの前処理を行った分光データに対して、次章で説明する分光感度の設計手法を適用する。

### 3. 電子内視鏡の分光感度の設計

#### 3.1 FS変換を用いた最適な分光感度の設計

ここでは、2章で説明した前処理後の生体粘膜の分光データを用いて、病変部と正常部を分類するのに最適な分光感度の設計方法を明らかにする。

まず、電子内視鏡の撮像系を定式化する。ここでは簡単のため内視鏡撮像系の特性が線形であるものとし、その分光感度と照明光の分光輝度特性をそれぞれ  $S(\lambda)$ 、 $E(\lambda)$  とし、 $k$  番目のフィルターの分光透過率を  $t_k(\lambda)$ 、粘膜の分光反射率を  $r(\lambda)$  とする。このとき、内視鏡画素値  $g_k$  は次式で与えられる。

$$g_k = \int t_k(\lambda) E(\lambda) S(\lambda) r(\lambda) d(\lambda) \quad (k=1, 2, \dots, M) \quad (8)$$

通常、内視鏡は R, G, B の3バンドで撮影を行っているが、ここでは一般化して M バンドにおける内視鏡撮像系を考える。ここで、

$$h_k(\lambda) = t_k(\lambda) E(\lambda) S(\lambda) \quad (9)$$

とおくと、式(8)は以下のようになる。

$$g_k = \int h_k(\lambda) r(\lambda) d(\lambda) \quad (k=1, 2, \dots, M) \quad (10)$$

次に、数学的な取り扱いを簡単にするために、式(10)を離散化すると、

$$\mathbf{g} = \mathbf{H}^t \mathbf{r} \quad (11)$$

となる。ここで、 $\mathbf{g} = [g_1, g_2, \dots, g_M]^t$ 、 $\mathbf{h}_k = [h_k(\lambda_1), h_k(\lambda_2), \dots, h_k(\lambda_N)]^t$ 、 $\mathbf{H} = [\mathbf{h}_1, \mathbf{h}_2, \dots, \mathbf{h}_M]$ 、 $\mathbf{r} = [r(\lambda_1), r(\lambda_2), \dots, r(\lambda_N)]^t$  である。式(11)は、 $N$  次元の分光反射率  $\mathbf{r}$  をある行列  $\mathbf{H}$  で  $M$  次元の出力値  $\mathbf{g}$  に線形射影することに対応している。

ここで、式(11)の  $\mathbf{r}$  を前処理後のデータ  $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  に置き換えると、

$$\mathbf{g}' = \mathbf{H}^t \tilde{f}'_{\text{sub}} \quad (12)$$

となる。そして、式(12)を、線形射影行列  $\mathbf{H}$  を用いて、病変部と正常部の分類に適した  $M$  次元の出力値  $\mathbf{g}$  を求める系と考えることにする。本研究では、複数クラスのデータ集合を最適に分類するものとしてベイズ決定則に従う判別関数を考える。すなわち、 $\mathbf{H}$  により射影された  $M$  次元空間においてベイズ決定則で分類を行ったとき、最も分類能が高くなるような  $M$  次元の部分空間を用いる。その際の  $\mathbf{H}$  を  $\mathbf{H}^{\text{opt}} = [\mathbf{h}_1^{\text{opt}}, \mathbf{h}_2^{\text{opt}}, \dots, \mathbf{h}_M^{\text{opt}}]$  としたとき、出力値  $\mathbf{g}'^{\text{opt}} = [g_1^{\text{opt}}, g_2^{\text{opt}}, \dots, g_M^{\text{opt}}]^t$  は、

$$\mathbf{g}'^{\text{opt}} = [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \tilde{f}'_{\text{sub}} \quad (13)$$

となる。

データが複数の正規分布からなるクラスから発生したと仮定すると、あるデータが  $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  がクラス  $i$  に属するかどうかを判別する判別関数  $\psi_i(\tilde{f}'_{\text{sub}})$  は、

$$\psi_i(\tilde{f}'_{\text{sub}}) = \tilde{f}'_{\text{sub}}{}^t \mathbf{W}_i \tilde{f}'_{\text{sub}} + \mathbf{w}_i{}^t \tilde{f}'_{\text{sub}} + w_{i0} \quad (14)$$

となる。式(14)を用いて、分類能の評価を行う。ここで、

$$\begin{aligned} \mathbf{W}_i &= -\frac{1}{2} \boldsymbol{\Sigma}_i^{-1}, \quad \mathbf{w}_i = \boldsymbol{\Sigma}_i^{-1} \boldsymbol{\mu}_i \\ w_{i0} &= -\frac{1}{2} \boldsymbol{\mu}_i{}^t \boldsymbol{\Sigma}_i^{-1} \boldsymbol{\mu}_i - \frac{1}{2} \log |\boldsymbol{\Sigma}_i| + \log P_i \end{aligned} \quad (15)$$

であり、 $\boldsymbol{\Sigma}_i$  はクラス  $i$  の共分散行列、 $\boldsymbol{\mu}_i$  はクラス  $i$  の平均、 $P_i$  はクラス  $i$  の発生確率、 $|\boldsymbol{\Sigma}_i|$  は行列  $\boldsymbol{\Sigma}_i$  の行列式を示す。

2章2節のKL展開の例からもわかるように、 $\mathbf{f}$  や  $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  などの分光データは、独立性がそれほど高くない。このため、 $M$  次元の部分空間  $\mathbf{g}' \in R^M$  へ射影し判別関数を適用した際の分類能が、もとの  $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  に対する判別関数の分類能と比較して、それほど低下しないことが予想される。式(14)で  $\tilde{f}'_{\text{sub}}$  のかわりに  $\mathbf{g}'$  を代入すると、

$$\psi_i(\mathbf{g}') = \mathbf{g}'{}^t \mathbf{W}_i' \mathbf{g}' + \mathbf{w}_i'{}^t \mathbf{g}' + w_{i0}' \quad (16)$$

ここで、

$$\begin{aligned} \mathbf{W}_i' &= -\frac{1}{2} \boldsymbol{\Sigma}_i'^{-1} \\ \mathbf{w}_i' &= \boldsymbol{\Sigma}_i'^{-1} \boldsymbol{\mu}_i' \\ w_{i0}' &= -\frac{1}{2} \boldsymbol{\mu}_i'{}^t \boldsymbol{\Sigma}_i'^{-1} \boldsymbol{\mu}_i' - \frac{1}{2} \log |\boldsymbol{\Sigma}_i'| + \log P_i \end{aligned} \quad (17)$$

であり、 $\boldsymbol{\Sigma}_i'$ 、 $\boldsymbol{\mu}_i'$  は  $\mathbf{g}'$  で構成された共分散行列および平

均を表す。2クラスの場合、同じ共分散行列  $\Sigma_1 = \Sigma_2$  の正規分布に従う場合は、Fisher の線形判別関数がベイズ決定則による分類能を最大にするものとなる<sup>10)</sup>。分光データに対しては、一般に  $\Sigma_1 = \Sigma_2$  とならず、必ずしも分類能を最大にする空間とはならないが、Fisher 比をもとに部分空間を求めていく手法である Foley-Sammon (FS) 変換<sup>11)</sup> を用いることによって近似的に分類能を上げる部分空間を求めていると考えられる。したがって、FS 変換を用いて行列  $\mathbf{H}$  を構成、すなわち  $\mathbf{H} = [\mathbf{h}_1, \mathbf{h}_2, \dots, \mathbf{h}_M]$  の各  $\mathbf{h}_i$  が FS 変換の  $i$  番目の基底となるように  $\mathbf{H}$  を構成すれば、データ  $\tilde{\mathbf{f}}_{\text{sub}'}$  をある部分空間に投影して判別関数を求めても判別率にそれほど差はないと考えられる。

以上のような考え方に基づき、内視鏡撮像系の最適な分光感度を求めることができる<sup>3)</sup>。もし、式 (11) の  $\mathbf{H}$  を  $\mathbf{H}^{\text{opt}}$  に置き換えて得られる  $\mathbf{g}^{\text{opt}} = [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \mathbf{r}$  から式 (13) の  $\mathbf{g}^{\text{opt}}$  を求めることができれば、実際の内視鏡から得られる出力値、すなわち画素に式 (16) の判別関数による分類を行うことができる。

### 3.2 前処理の適用

3章1節で求めた  $\mathbf{H}^{\text{opt}}$  は、2章2節で説明した前処理後の分光データが行列  $\mathbf{H}$  により線形射影される場合に対して最適化したものである。しかし、前処理後の分光データを、最適化されたフィルターに物理的に入射させることは不可能である。そこで、本節では、 $\mathbf{H}^{\text{opt}}$  で構成された電子内視鏡から取得した値に対する演算により、前処理後の分光データを、最適化された分光感度に物理的に入射させた場合と同等の処理ができることを示す。

以下では、簡単のため、実際の内視鏡表面の分光反射率  $\mathbf{r}$  と2章1節のシステムで取得された  $\mathbf{f}$  は同等であるものとし、 $\mathbf{g}^{\text{opt}} = [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \mathbf{r}$  として議論を進める。生体粘膜上のある箇所分光データ  $\mathbf{f}$  に対する前処理のうち、以下の2つの処理

- 規格化処理： $\mathbf{f}' = \mathbf{f}/f_0$ ,  $f_0 = 1/(b-a+1) \sum_{i=a}^b f(\lambda_i)$ ,  $a, b$  はそれぞれ 640 nm, 680 nm に対応する。
- 個人差の考慮：正常部の画像から推定した分光反射率を  $\mathbf{f}^n$  とすると、 $\mathbf{f}_{\text{sub}'} = \mathbf{f}' - \mathbf{f}^n$ 。ただし、 $\mathbf{f}'^n = \mathbf{f}^n / f_0^n$  である。

に相当する処理を実際の内視鏡に適用させる。式 (13) から、

$$\begin{aligned} \mathbf{g}'^{\text{opt}} &= [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \mathbf{f}_{\text{sub}'} \\ &= [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \left( \frac{\mathbf{f}}{f_0} - \frac{\tilde{\mathbf{f}}^n}{f_0^n} \right) \\ &= \frac{1}{f_0} [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \mathbf{f} - \frac{1}{f_0^n} [\mathbf{H}^{\text{opt}}]^t \tilde{\mathbf{f}}^n \\ &= \frac{1}{f_0} \mathbf{g}^{\text{opt}} - \frac{1}{f_0^n} \mathbf{g}^{\text{nopt}} \end{aligned} \quad (18)$$

となる。ここで、 $\mathbf{g}^{\text{opt}}$  は分光感度特性が  $\mathbf{H}^{\text{opt}}$  で与えられる内視鏡からの出力値であるため、 $f_0$  を何らかの方法で求めることができれば、式 (18) を用いてカメラから得られたデータから分光データの規格化に相当する処理を行うことができる。 $f_0$  を取得するためのひとつの方法として、Fig. 6 に示すように、FS の分光感度のほかに長波長の値を取得できるフィルターを用意し、その値を  $f_0$  として用いるなどが考えられる。また、式 (18) より、個人差を考慮する際、正常部のデータが必要となるが、正常部と思われる箇所を画像から取得し、その画素値を式 (18) の右辺第2項に用いることによって対処できると考えられる。手法の有効性を確認するため、正常部と早期がんの2クラスに対して実験を行う。

## 4. シミュレーション結果

### 4.1 分光データを用いたシミュレーション

ここでは、測定した分光データを用いて、3章で述べた方法で最適な  $\mathbf{H}^{\text{opt}}$  を求め、提案する手法の有効性を示

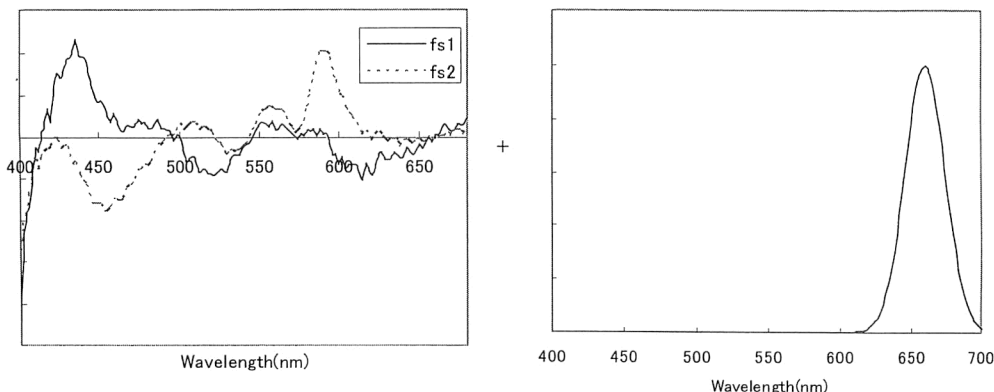


Fig. 6 The example of filter.

Table 1 The detail of spectral data at gastric and colon patients.

	Number of patient at stomach	Number of data at stomach	Number of patient at colon	Number of data at colon
Normal	88	418	83	611
Early cancer	24	85	14	82
Adenoma	5	18	34	154
Erosion	15	54	3	12

Table 2 The results of classification for the spectral data on stomach.

True positive	True negative	False positive	False negative
157	141	39	37
True positive rate (%)	True negative rate (%)	False positive rate (%)	False negative rate (%)
80.9	78.3	21.7	19.1

The data number of normal is 73, early cancer is 77.

す。3章の手法により求められる  $H^{opt}$  は負の部分が存在するが、これを仮想的なカメラのシステム特性とし、計算機シミュレーションを行った。また、分光感度設計は計算機シミュレーションであるが、使用した分光データはESSシステムを用いて測定したものである。分光データは胃粘膜・大腸あわせて約5000例となっている。Table 1にデータの概要を示す。今回シミュレーションに用いた分光データは、胃粘膜の早期がんとその周辺部の正常部のデータである。また、分光データは、2章に示した前処理を行った。実験では、分類の方法を以下のように行った。

1. ESSで計測した分光データをトレーニングデータとテストデータに分ける。
2. トレーニングデータを用いて判別関数を作成し、テストデータを用いて分類を行う。
3. 1と2を5回繰り返す。
4. 5回繰り返した分類結果を足し合わせて結果を表示する。

最初に、測定した分光データに対しての分類結果を示すため、計測した分光データに対して、規格化処理・個人差の考慮を行い、そのデータに対して式(14)の判別関数を用いてデータを分類した。その結果をTable 2に示す。ここで、true positiveは早期がんを早期がんとして正しく判別したもの、false negativeは早期がんを誤って正常と判別したもの、true negativeは正常部を正常部として正しく判別したもの、false positiveは正常部を誤って病変部として判別したものを表す。次に、これらのデータに対してFS変換を行い、2軸まで求めた(Fig. 7)。このFS1, 2軸を  $H^{opt}$  とし、前処理後の分光データにこの

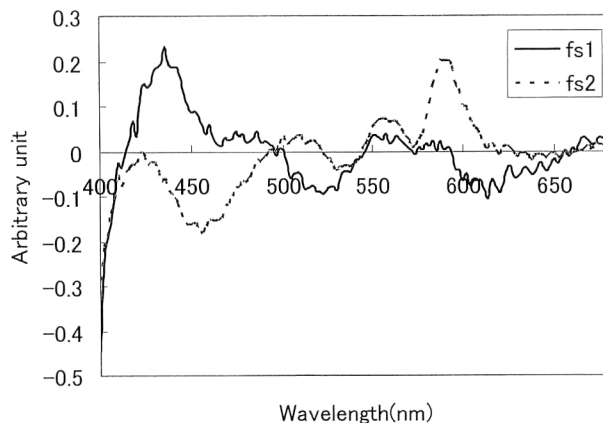


Fig. 7 The 1st and 2nd FS axis.

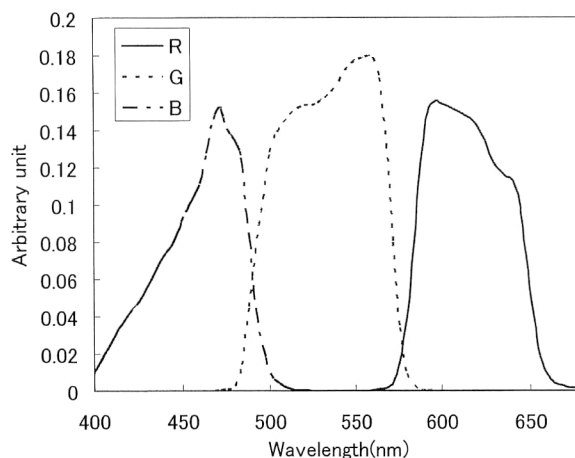


Fig. 8 Spectral radiance of illumination light of the CCD endoscope.

$H^{opt}$  を作用させ、この二次元の投影値を用いて式(16)の判別関数を作成し、判別を行った結果をTable 3に示す。また、比較のため、電子内視鏡システムで用いられている分光感度(Fig. 8)で分光データを取得した際のデータに対して、同様に判別関数を用いて分類した結果をTable 4に示す。

本来、データの次元を削減していないTable 2の結果が最もよくなることが予測されるが、実際にはTable 3のほうが正常部の判別率が高かった。これは、式(14)、(16)の判別関数はガウス分布を仮定しており、もし分光データの分布がガウス分布であれば、データの次元数が多いTable 2の結果が一番良好となるはずであるが、実際の分光データはガウス分布ではなく、ノイズなどの判別に対して意味のない成分が含まれていたものと思われる。FS変換を行うことによって判別に不必要な成分が切り落とされるため、このような結果が得られたものと思われる。一方、Table 3とTable 4を比較してみると、 $H^{opt}$  では二次元、内視鏡システムでは三次元の出力値であるが、

Table 3 The results of classification for the projection values on the 1st and 2nd FS axis.

True positive	True negative	False positive	False negative
156	157	23	38
True positive rate (%)	True negative rate (%)	False positive rate (%)	False negative rate (%)
80.4	87.2	12.8	19.6

Table 4 The results of classification for the RGB data of spectral data.

True positive	True negative	False positive	False negative
138	140	40	56
True positive rate (%)	True negative rate (%)	False positive rate (%)	False negative rate (%)
71.1	77.8	22.2	28.9

$H^{opt}$  を用いて分類を行った結果が良好であった。

以上の結果から、FS 変換の基底を用いて  $H^{opt}$  を構成し、前処理後の分光データに作用させて得られた値を分類する方法は、識別に有効な成分を失わずに次元数を削減できるものと考えられる。

#### 4.2 前処理を適用したシミュレーション

ここでは、実際の内視鏡への適用を考え、3章で説明した前処理を組み込んだ手法を適用する。用いたデータは、先ほどと同様に、胃粘膜の早期がんとその周辺部の正常部のデータである。まず、分光データに対して、Fig. 6 のような仮想的な分光感度を作用させ内視鏡から取得した値とする。次に、このデータに対して式 (18) の処理を適用し  $g'$  を得る。このデータを用いて判別関数を作成し、判別を行った結果を Table 5 に示す。

Table 5 と Table 3 を比較すると、正常部の正判別率は Table 5 のほうが高くなっているが、これは大きな差ではなく、有意なものではないと考えられる。しかし、早期がんの正判別率は約 10 ポイント低下している。これは、Table 5 では Fig. 6 のようなフィルターを作用させて  $f_0$  を取得しており、Table 3 で用いた  $f_0$  の値とは異なることが原因と考えられる。Fig. 6 の  $f_0$  を取得するフィルターの形状によって、Table 3 の分類結果に近づけることも可能であると考えられる。3章で提案した、実際の内視鏡に適用できる手法の有効性を確認できた。

#### 5. 考 察

シミュレーション結果において FS 変換の基底を仮想的な分光感度とした場合、その分光感度を用いて取得したデータから分類を行った結果は、分光データを用いた分類結果と同等であった。また、内視鏡システムの分光感度から

Table 5 The results of classification of spectral data applied preprocessing.

True positive	True negative	False positive	False negative
139	162	18	55
True positive rate (%)	True negative rate (%)	False positive rate (%)	False negative rate (%)
71.6	90.0	10.0	28.4

得られたデータと比較してみると、FS 基底では二次元、内視鏡システムでは三次元の情報にもかかわらず、FS 基底を用いて分類を行った結果が良好であった。また、前処理を実際の内視鏡に適用できる手法を提案し、その効果を確認した。分光感度として用いた FS の基底は負の部分があり、実際に電子内視鏡の分光感度として用いるためには、波長方向に対してすべて正の値をとる必要がある。式 (11) から、 $H$  が張る空間は、分光データが張る多次元空間の中で部分空間を生成している。 $H$  の各要素が負の値をもっているも、 $H$  が張る部分空間を形成し、なおかつ正の値をもった軸を探すことは可能であると考えられる。色彩光学の分野でも、最適なフィルターを求める際に各フィルターの値が正になるような最適化を行っており<sup>12,13)</sup>、これらの考えに基づいた手法で分光感度が得られると考えられる。本論文で提案した分光感度を用い、電子内視鏡から取得した値に対する演算を行えば、従来の観察用の内視鏡装置ではなく、出力値から分類を行う計測用の内視鏡装置として臨床に適用できると考えられる。

#### 6. ま と め

内視鏡画像診断における病変部の強調・診断に有益な定量値の取得を目的とした、最適な分光感度の検討を行った。病変部と正常部を判別するのに最適な分光感度の設計方法として FS 変換を用いた手法を提案し、さらに前処理の適用を行った。実際に計測した分光データを用いてシミュレーションを行った結果、FS 変換の基底を用いて  $H^{opt}$  を構成し、分光データに作用させて得られた値を分類した結果は、分光データを用いて分類した結果と同等であった。

#### 文 献

- 1) Y. Miyake, T. Sekiya, T. Yano, S. Kubo and T. Hara: "A new spectrophotometer for measuring the spectral reflectance of gastric mucous membrane," J. Photogr. Sci., **37** (1989) 134-138.
- 2) 三本木将夫, 西澤秀和, 鬼頭伸一郎, 小尾高史, 山口雅浩, 大山永昭, 田尻久雄, 吉田茂昭, 後野和弘, 田中秀樹: "生体粘膜の分光特性の解析 (I)", 第 45 回応用物理学学会関係連

- 合講演会講演予稿集 (1998) p. 948.
- 3) S. Kikuchi and N. Ohya: "Statistical spectrum discrimination for endoscopic imaging," *Bioimaging*, **3** (1995) 25-34.
  - 4) 羽石秀昭, 山田智子, 津村徳道, 三宅洋一: "ファイバースコープ内視鏡の光源分光特性の最適設計", *光学*, **3** (1998) 164-171.
  - 5) 三本木将夫, 西澤秀和, 小尾高史, 長谷川玲, 山口雅浩, 大山永昭, 小林正彦, 田尻久雄, 吉田茂昭, 後野和弘: "生体粘膜の分光特性の解析 (II)", 第59回応用物理学会学術講演会講演予稿集 (1998) p. 896.
  - 6) 津村徳道, 羽石秀昭, 三宅洋一: "重回帰分析によるマルチバンド画像からの分光反射率の推定", *光学*, **7** (1998) 384-391.
  - 7) 松林浩二, 鬼頭伸一郎, 小田紀彦, 山口雅浩, 大山永昭: "電子内視鏡を用いた色調定量測定", *Med. Imaging Technol.*, **4** (1994) 543.
  - 8) S. Watanabe: "Karhunen-Loeve expansion and factor analysis: Theoretical remarks and application," *Trans. on 4th Prague Conf. Information Theory, Statistic Decision Functions, and Random Processes* (Prague, 1965) pp. 635-660.
  - 9) 三本木将夫, 小尾高史, 山口雅浩, 大山永昭, 小林雅彦, 佐野 寧, 吉田茂昭, 後野和弘: "光散乱の波長依存性を利用した生体粘膜の分光反射率の解析", *Optics Japan '99 講演予稿集* (1999) pp. 434-435.
  - 10) 大津 展之: "パターン認識における特徴抽出に関する数理的な研究", 電子技術総合研究所研究報告 (1981).
  - 11) D. H. Foley and J. W. Sammon Jr.: "An optimal set of discriminant vectors," *IEEE Trans. Comput.*, **C-24** (1975) 281-289.
  - 12) H. J. Trussell: "Application of set theoretic methods to color systems," *Color Res. Appl.*, **16** (1991) 31-41.
  - 13) G. Sharama and H. J. Trussell: "Set theoretic estimation in color scanner characterization," *J. Electron. Imag.*, **5** (1996) 479-489.