

内視鏡画像における動き情報を基にした色の強調処理

大高 洸輝[†] 長 篤志[†] 三池 秀敏[†] 杉村 敦彦^{††} 西川 潤[‡] 坂井田 功[‡]

[†] 山口大学大学院理工学研究科 〒755-8611 山口県宇部市常盤台 2-16-1

^{††} 徳山工業高等専門学校 〒745-8585 山口県周南市学園台

[‡] 山口大学大学院医学系研究科 〒755-8505 山口県宇部市南小串 1-1-1

E-mail: [†] {r504we, osaa, miike}@yamaguchi-u.ac.jp, ^{††} sugimura@tokuyama.ac.jp,

[‡] {junnis, sakaida}@yamaguchi-u.ac.jp

あらまし 人の視覚には、モーションシャープニング現象と呼ばれるものがある。これは、注目対象が静止した状態で観察するより、移動している状態で連続的に観察した方が対象物体をより鮮明に捉え得るという現象である。これまで我々の研究グループでは、この現象を説明する視覚モデルを基に、動きによる鮮鋭化処理をデジタル画像処理アルゴリズムとして実現しており、カラー画像処理化手法についても議論してきた。しかし、内視鏡画像を対象とした際、病変部位における色の強調効果が十分に得られていなかった。そこで本研究では、動きによる鮮鋭化処理で色の強調をおこなう際、正常部位と病変部位の画像の色分布を分析し、その分析結果に従って強調方法を決定する手法を提案する。そして、その効果を主観評価にて確認している。

キーワード 色強調処理, モーションシャープニング, 主成分分析, 動画像処理, 主観評価

1. はじめに

デジタル画像処理による画像強調には、色に対する処理や形に関する処理がある。色の強調処理では、空の青さや葉の緑、花々などを現実より鮮やかにすることがしばしばおこなわれる。一方、形の強調処理では、画像中の物体の境界をより鮮明に観察させる鮮鋭化処理がよくおこなわれる。マッハバンド効果と呼ばれる錯視現象を人は知覚する。この錯視現象は濃淡値の階調が変化している境界において、その濃淡値変化を実際の明るさ変化よりも強調して見てしまうというものである。物体境界の鮮鋭化処理は、このマッハバンド効果をもたらす人の知覚特性に依存している。画像の鮮鋭化処理としてよく用いられるアンシャープマスキング (unsharp masking, 以下USM) は、マッハバンド効果をもたらす人間の視覚特性をさらに強調する処理である。USMは、マッハバンド効果を説明する際によく用いられる、視覚における側抑制機構と同等の処理を画像処理によって実現している。このように鮮鋭感の主観的であり、画像強調のためには視覚特性を考慮する必要がある。

注目対象が静止している状態で観察するよりも、移動している状態で観察した方が対象物体をより鮮明に捉えることがある。これは視覚心理学の分野においてモーションシャープニング現象と呼ばれ、この現象を説明するモデルがこれまでに議論されている[1]~[5]。我々の研究グループは視覚心理の実験結果によってこれまでに推測されているモーションシャープニング現象モデルの中から画像処理に適したモデルを選択し、そのモデルを基に画像鮮鋭化手法を開発した[6]。この手法は、USMと同様

に、視覚機能を考慮した上で鮮鋭感を向上させている。また計算コストが低いという特徴もある。計算アルゴリズム上は、USMを時間方向へ拡張した形になっているため、この手法を時間的アンシャープマスキング (Temporally unsharp masking, 以下t-USM) と呼ぶ。t-USMは、モノクロ動画像の個々のフレームにおいてエッジとコントラストを強調可能であることが確認されている[6]。また、これまでに筆者ら[7]によりt-USMの効果を時空間方向へと拡張した時空間アンシャープマスキング (Spatio-temporally unsharp masking, 以下st-USM) が開発され、さらに、内視鏡画像を対象としたt-USMやst-USMにふさわしいカラー画像処理化手法の提案ならびにその効果について議論されている。胃内部の内視鏡検査時に医師が病変部の判断基準としているのは、粘膜表層の毛細血管の走行状態と色の変化であるが、筆者ら[7]の手法では粘膜表層の毛細血管の走行状態の鮮鋭化に成功している。しかし、胃における病変部診断時により重要な手掛かりとなるのは色変化であり、筆者らの手法ではその強調効果は十分に得られなかった。

本研究では、t-USMを拡張することによる病変部と正常部の色の変化を強調する手法を提案し、その効果について議論する。

2. 動き情報を基にした色の強調処理

2.1. モーションシャープニング現象モデル

視覚心理学の分野においてモーションシャープニング現象を説明するモデルがいくつか提案されている。中でも、Hammettらによる説明[4]が、現在、最も多くの実験結果を説明しうるモデルとなっている。しかしこのモデ

ルは、現象を説明するために設定すべきパラメータが多く複雑である。一方で、Pääkkönen らによる説明[5]は、瞬間提示された視覚刺激に対し、抑制性の信号の波が、興奮性の信号の波よりも早く伝搬するという双極性インパルス応答モデルによるものである。このモデルでは説明しきれない実験結果が存在すると指摘されている[3]ものの、単純な線形モデルで表わされており画像処理アルゴリズムとして実現しやすいものと考え、我々の研究グループでは Pääkkönen らによって提案されたモデルを基に、画像処理アルゴリズムを開発した[6]。

2.2. 時間的アンシャープマスキング

Pääkkönen らが提案したモデル[5]では、視覚の時間応答特性が抑制性の信号と興奮性の信号の重ね合わせにより説明できる。Pääkkönen らはこの時間応答特性によってモーションシャープニング現象がおけると述べている。視覚の側抑制機構により、網膜像の空間方向へ difference of Gaussians (DOG) が重畳されマッハバンドの錯視現象を引き起こしているように、視覚の時間応答特性は、網膜像の時間変化へ DOG フィルタを重畳して観測しているのと等価である。モーションシャープニング現象はこのように起こっているといえることができる。長ら[6]は、時間方向の DOG フィルタを簡略化した画像鮮鋭化処理アルゴリズムを開発した。

$f(x, y, t)$ を画像関数とする。まず、(1)式により時刻 t を中心として局所的な時間窓 $\delta T + 1$ の間の平均値 $f_{iAV}(x, y, t)$ を求める。次に(2)式によってフィルタリング後の画像 $f_{stUSM}(x, y, t)$ を算出する。ここで、 α は強調の度合いを表すパラメータである。この計算アルゴリズムは、USM を画像データの時間変化へのフィルタリング処理へと拡張したものに等しい。

$$f_{iAV}(x, y, t) = \frac{1}{\delta T + 1} \sum_{j=-\delta T/2}^{\delta T/2} f(x, y, t + j) \quad (1)$$

$$f_{stUSM}(x, y, t) = (1 + \alpha)f(x, y, t) - \alpha f_{iAV}(x, y, t) \quad (2)$$

2.3. 時空間アンシャープマスキング

人の視覚においては、空間方向に側抑制機構が働き、時間方向へはモーションシャープニングが起こり、これら時空間への処理の結果、対象物体を鮮鋭化して観察していることになる。また、胃の粘膜表層における毛細血管の走行状態はどの部位においても同様な状態が続くことが予測される。そこで、USM と t-USM を組み合わせた [7]。これを時空間アンシャープマスキング (Spatio-temporally unsharp masking, 以下 st-USM) と呼ぶ。

まず、(3)式により平滑化フィルタ処理をした画像 $f_{sAV}(x, y, t)$ を求める。(3)式中の $g(x, y)$ は、図 1 のように定義した

平滑化フィルタのコンボリューションカーネルを表す。この平滑化フィルタ処理は、時刻 t を中心として $t - \delta T/2$ から $t + \delta T/2$ フレーム間の各画像に対して施す。次に平均値 $f_{sAV}(x, y, t)$ を(4)式から算出し、フィルタリング後の画像 $f_{stUSM}(x, y, t)$ を(5)式により算出する。

$$f_{sAV}(x, y, t) = f(x, y, t) \otimes g(x, y) \quad (3)$$

$$f_{sAV}(x, y, t) = \frac{1}{\delta T + 1} \sum_{j=-\delta T/2}^{\delta T/2} f_{sAV}(x, y, t + j) \quad (4)$$

$$f_{stUSM}(x, y, t) = (1 + \alpha)f(x, y, t) - \alpha f_{sAV}(x, y, t) \quad (5)$$

0	1/5	0
1/5	1/5	1/5
0	1/5	0

図 1 平均化フィルタのコンボリューションカーネル

2.4. 色の強調手法 (提案手法 1)

我々の研究グループは、これまでに画像の輝度情報と色情報が分離された表色系である YUV 表色系を用いてその輝度 (Y) チャンネルのみ st-USM によって強調することで、原画像の色味を保持したまま粘膜表層の毛細血管の走行状態が鮮鋭化できることを確認した[7]。ただし、その時 YUV 表色系における V 軸においても t-USM や st-USM によって強調すれば、V 軸がいわゆる赤-緑軸であるから、胃内部における色の強調につながることを期待したが、病変部と正常部の色の境界を強調するような色強調の効果は得られなかった。st-USM で色強調を掛ける場合、病変部と正常部の色の違いを分析した後に、その違いを強調する処理が必要であると考えられる。

そこで、まず図 2 のような内視鏡画像から正常部 (図 2A) と病変部 (図 2B) を切り出し、その RGB 各チャンネルの濃淡値を RGB 色空間上にプロットした。プロット結果を図 3 に示す。図 3 ではプロットする際、明度の影響を除去するため、RGB から輝度 (Y) を算出する換算式 ((6)式) 中の 3 係数値を通る平面上に画像から得られる RGB 濃淡値を投影している。なお、本研究ではこの平面を等輝度平面と呼ぶ。

次に、等輝度平面上に投影された病変部の分布の主成分分析をおこなった。ここで得られる第 1 主成分 (PC₁) と第 2 主成分 (PC₂)、そして輝度 (Y) の 3 つを軸とする YPC₁PC₂ 表色系を定義し、この色空間の PC₁ 画像に対して st-USM による強調処理をおこなった。RGB の 3 チャンネル画像から YPC₁PC₂ の 3 チャンネル画像を算出する換算式を(6)~(8)式に示す。ここで、画像における第

1 固有ベクトルを $\mathbf{v}_1 = (v_{1R}, v_{1G}, v_{1B})$, 第2固有ベクトルを $\mathbf{v}_2 = (v_{2R}, v_{2G}, v_{2B})$ とする.

$$Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B \quad (6)$$

$$PC_1 = v_{1R}R + v_{1G}G + v_{1B}B \quad (7)$$

$$PC_2 = v_{2R}R + v_{2G}G + v_{2B}B \quad (8)$$

2.5. 色の強調手法 (提案手法 2)

2.4. で述べた色境界の強調手法では, 主に病変部と正常部における彩度差を大きくする効果が期待できる. この病変部と正常部における色の違いの強調を彩度だけではなく, 色相の違いとして提示できればさらに識別が容易になると予想できる. そこで, YPC_1PC_2 表色系の PC_1 画像に対して st-USM による強調処理をおこなった後 PC_1 画像の平均値を 0 とする処理を加えた.

以下にこの手法を説明する. PC_1 画像を st-USM により強調した画像を $PC_{1stUSM}(x, y, t)$ とする. $PC_{1stUSM}(x, y, t)$ を用いて(9)式により, 画像内の平均値 $PC_{1AV}(t)$ を算出する. ここで n は画像の x 方向の画素数を, m は画像の y 方向の画素数を表す. そして, (10)式により PC_1 の平均値を 0 へシフトさせた画像 $PC_{1S}(x, y, t)$ を求める.

$$PC_{1AV}(t) = \frac{1}{n \times m} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m PC_{1stUSM}(x_i, y_j, t) \quad (9)$$

$$PC_{1S}(x, y, t) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \{PC_{1stUSM}(x_i, y_j, t) - PC_{1AV}(t)\} \quad (10)$$

3. 結果と考察

3.1. 内視鏡画像に対する適用

本研究では, 内視鏡を用いて撮影された胃内部の画像を対象とした (図 4(a)). 医師が内視鏡を用いて胃における病変部位を診断する際, 胃内部の異常な凹凸や色の变化, 粘膜表層の毛細血管の走行状態などを詳しく観察する. 検診中医師は内視鏡で撮影した胃内部を動画像で見ているが, 病変と疑われる部位においては, 記録用に静止画像が撮影される. 図 4(a)においては図中右下部 (枠部) に病変と思われる部位が確認できる. この図における病変部と正常部の色の境界は図 4(b)の破線部である. なお, 画像の解像度は 720×480 ピクセルであり, 24 ビットカラー画像であった.

この対象を既存の表色系である YUV 表色系を用いて強調した結果が図 4(c)(d)である. 色情報のチャンネルである U・V のうち V チャンネルを st-USM で強調した. 図 4(c)(d)ともに α として 3 を使用した. そして, 図 4(c)には δT として 2 を, 図 4(d)には δT として 8 を使用した. 両画像とも原画像に比べ彩度が上昇していた. しかし, 全

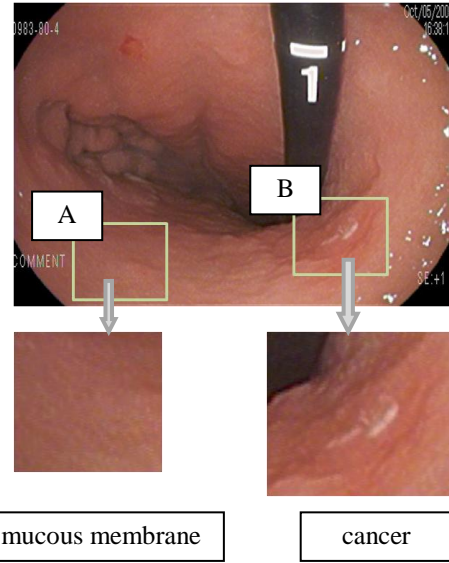


図 2 内視鏡画像における正常部および病変部

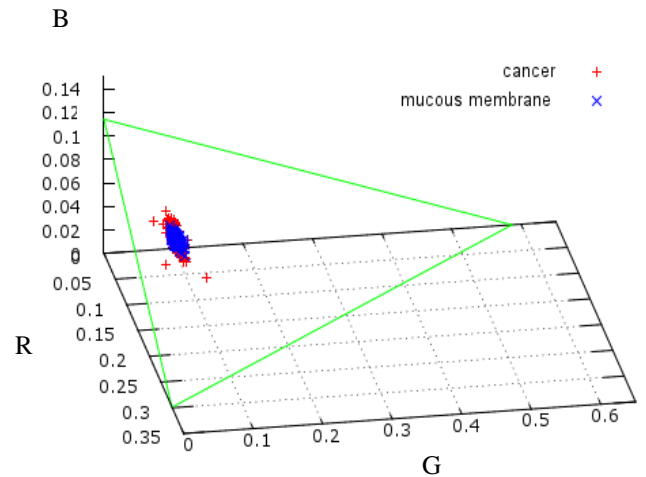


図 3 等輝度面における正常部および病変部の色分布 (正常部: 青マーカ, 病変部: 赤マーカ)

体的に赤くなるため病変部・正常部の色の違いは原画像と比べて見やすくなったかどうか不明瞭であった.

図 4(e)(f)は, YPC_1PC_2 表色系を用いて強調した結果である (提案手法 1). PC_1 に st-USM を適用した. 図 4(e)については δT として 2 を, α として 3 を使用した. 図 4(f)については δT として 8 を, α として 3 を使用した. 図 4(a)の原画像に比べ, 図 4(e)(f)では彩度の上昇が見受けられた. 病変部・正常部の境界線については, 原画像よりも若干識別しやすくなっているように見えた. 図 4(e)(f)の間で色の境界の識別しやすさに違いはほとんど見受けられなかった. また, 既存の表色系を用いた強調結果である図 4(c)(d)と同程度の色強調効果であるように見えた. 一方で, 図 4(f)は, 本研究で使用した内視鏡画像の B チ

チャンネルに多く発生しているノイズが目につく印象を受けた。

図 4(g)(h)は、YPC₁PC₂表色系において PC₁ を st-USM にて強調した後、その平均値を 0 へシフトさせる処理を適用した結果である (提案手法 2)。図 4(g)は δT として 2 を、 α として 3 を使用した。図 4(h)は δT として 8 を、 α として 3 を使用した。図 4(g)(h)は、原画像や他の色強調画像よりも色の境界を識別しやすいように見えた。図 4(g)と (h) を比較すると、病変部・正常部の境界線の認識しやすさに大きな違いは感じられないが、若干 δT を 8 とした画像の方が色境界を認識しやすいように見えた。

3.2. 主観評価実験

色境界の強調処理の効果を議論するため、Thurstone の一対比較法[8]による主観評価実験をおこなった。実験参加者は大学生・大学院生 20 名 (工学部学生 21~29 歳, 男性: 13 名, 女性: 7 名) であった。観察用モニタには、sRGB 表色系を再現した EIZO ColorEdge CG243W を用いた。あらかじめモニタ付属のカラーキャリブレーション機能によって色校正をおこなった。

参加者はモニタ正面の 60cm 離れた位置で顎を固定され、画像を観察し評価をおこなった。評価項目は実験者が設定した「色の境界の識別しやすさ」であり、参加者はモニタの左右に表示された 2 枚の画像を比較し色の境界を識別しやすい方を選択した。なお、色の境界部分については画像の観察前に図 4(b)のように目安となる境界線を教示した。参加者が評価をおこなった画像は図 4 に示した内視鏡画像から (a) 図中右下部の病変部を切り出した画像 7 種類である。画像評価時の様子を図 5 に示す。

3.3. 主観評価実験の結果と考察

一対比較の結果を表 1 に示す。ここで、表中の O は原画像を、V は V チャンネルの強調画像、PC₁ は提案手法 1 の PC₁ チャンネル強調画像、PC_{1s} は提案手法 2 の PC₁ チャンネル強調後、その平均値を 0 へシフトさせた画像を表わす。表中の数値は、各列の画像が各行の画像に対して「色の境界が識別しやすい」と答えた参加者の数を表す。この結果から色境界の識別しやすさの心理尺度値を求めたのが図 6 である。図 6 より、V 画像の st-USM による強調処理はある程度色境界の強調効果を得ることができることもあれば、 δT の選び方によっては原画像よりも色の境界の識別が困難になることが示された。一方、PC₁ および PC_{1s} の画像に対する st-USM による強調処理は δT が 2 であっても 8 であっても、原画像や V 画像強調よりも色の境界を識別しやすくなっていたことがわかる。PC₁ 画像に対する強調処理においては、 δT が 2 でも 8 でも得られる色変化の強調効果は同程度であった。提案手法 2 の PC_{1s} に対する強調処理は、原画像や他の強調画像に比べ病変部と正常部の色変化の強調効果が大きいことがわかった。また、 δT は 2 を使用した場合より 8 を

使用した方が強調効果は大きいことが確認できた。

以上より、提案手法、特に PC_{1s} 画像に対する st-USM による強調処理は胃内部を撮影した内視鏡画像における病変部と正常部の色変化の強調処理として有効である可能性が示唆された。ただし、画像の色の境界を観察する際、病変部の凹凸によるエッジを色の境界として見てしまうという意見を参加者の数名から得た。本提案手法とこれまでに我々が提案してきた st-USM による輝度強調を組み合わせた際、エッジの強調によって色の変化の識別が困難になる可能性がある。

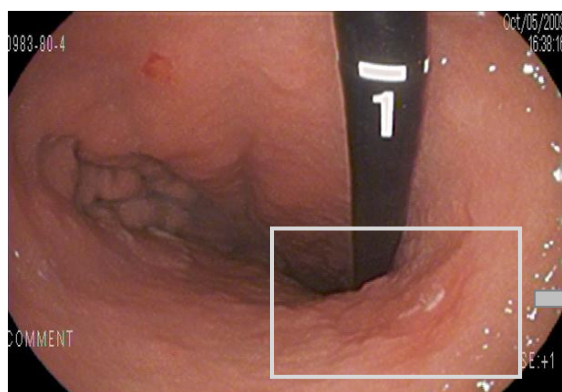
4. おわりに

本研究では、胃の内視鏡検査の際、病変部診断において重要な手掛かりとなる病変部と正常部の色の変化を内視鏡画像における動き情報を基に強調する手法を提案した。また、提案手法適用画像の主観評価によりその効果を検証した。その結果として、提案手法 1 による彩度の強調処理や提案手法 2 による色の強調を色相の変化に適用した処理の場合、病変部と正常部の色変化が識別しやすくなることを確認した。

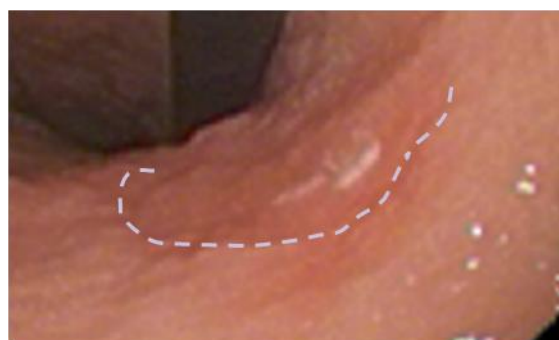
最後に、今後の課題について述べる。主観評価時、参加者から病変部の凹凸によるエッジを色の境界として見てしまうという意見を得た。本提案手法に、これまでに我々が提案してきた輝度チャンネルの強調を組み合わせた際、輪郭強調と色強調のバランスに関して今後検討が必要である。また、色のコントラストを議論する定量的な指標の導入についても検討が必要である。

文 献

- [1] V. S. Ramachandran, V. M. Rao, T. R. Vidyasagar, Sharpness constancy during movement perception (short note), Perception, vol. 3, no. 1, pp. 97-98, 1974.
- [2] S. T. Hammett, M. A. Georgeson, and A. Gorea, Motion blur and motion sharpening: temporal smear and local contrast non-linearity, Vision Res., vol. 38, pp.2099-2108, 1998.
- [3] M. A. Georgeson, and S. T. Hammett, Seeing blur: 'motion sharpening' without motion, Proc Biol Sci, vol. 269, no. 1499, pp.1429-1434, 2002.
- [4] S. T. Hammett, M. A. Georgeson, S. Bedingham, and G. S. Barbieri-Hesse, Motion sharpening and contrast: Gain control precedes compressive non-linearity?, Vision Res., vol. 43, pp.1187-1199, 2003.
- [5] A. K. Pääkkönen, and M. J. Morgan, Linear mechanisms can produce motion sharpening, Vision Res., vol. 41, pp.2771-2777, 2001.
- [6] 長篤志, 三浦一幸, 杉村敦彦, 西橋賢祐, 三池秀敏, “モーションシャープニング現象モデルによる画像の先鋭化,” 画像電子学会研究会予稿, pp.49-54, Febr.2009.
- [7] 大高洗輝, 長篤志, 三池秀敏, 杉村敦彦, 西川潤, 坂井田功, “動き情報を基にした鮮鋭化処理における安定化とカラー画像処理への拡張,” The 13th IEEE Hiroshima Student Symposium, pp.326-329, Nove.2011.
- [8] 感覚・知覚心理学ハンドブック, 大山正, 今井省吾, 和気典二 (編), pp.46-49, (株) 誠信書房, 東京, 2007.



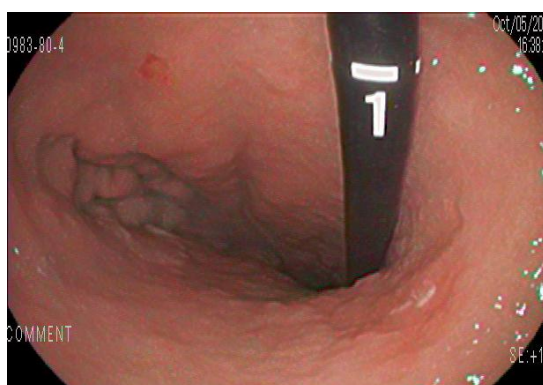
(a) 原画像



(b) 病変部・正常部の境界線の目安



(c) V 強調 ($\delta T=2$)



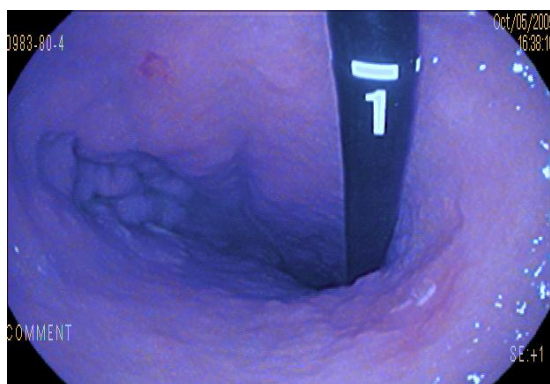
(d) V 強調 ($\delta T=8$)



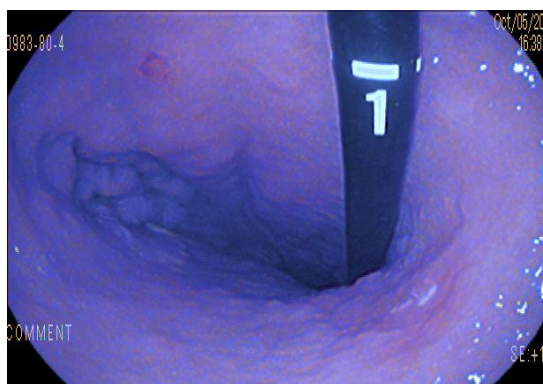
(e) PC₁ 強調 ($\delta T=2$)



(f) PC₁ 強調 ($\delta T=8$)



(g) PC_{1s} 強調 ($\delta T=2$)



(h) PC_{1s} 強調 ($\delta T=8$)

図4 内視鏡画像の st-USM による色強調結果

表1 色の境界の識別しやすさを評価した一対比較結果

(O : 原画像, V : V強調画像, PC₁ : PC₁強調画像, PC_{1s} : PC₁強調後平均値を0へシフトさせた画像, 各列の画像が各行の画像より「色の境界が識別しやすい」と答えた参加者の数を表す)

が より	O	V ($\delta T=2$)	V ($\delta T=8$)	PC ₁ ($\delta T=2$)	PC ₁ ($\delta T=8$)	PC _{1s} ($\delta T=2$)	PC _{1s} ($\delta T=8$)
O		9	11	13	10	13	16
V ($\delta T=2$)	11		12	11	12	18	17
V ($\delta T=8$)	9	8		12	10	14	16
PC ₁ ($\delta T=2$)	7	9	8		11	16	15
PC ₁ ($\delta T=8$)	10	8	10	9		14	16
PC _{1s} ($\delta T=2$)	7	2	6	4	6		10
PC _{1s} ($\delta T=8$)	4	3	4	5	4	10	
total	48	39	51	54	53	85	90

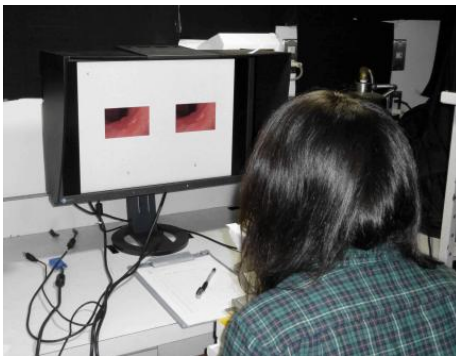


図5 画像評価時の様子

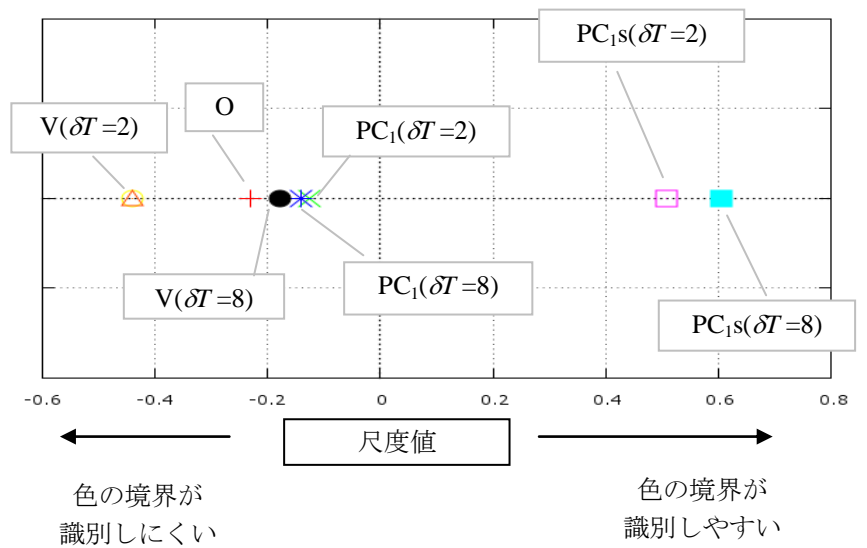


図6 色境界の識別しやすさの心理尺度値