

最適設計 LED 照明による血行の明瞭化と定量化

Clarification of the Blood Circulation by Optimally Designed LED Illuminant

2001013



研究代表者 千葉大学 フロンティアメディカル工学 教授 羽石 秀昭
研究開発センター

[研究の目的]

小腸などの管腔臓器における切除と再建手術の際、切除範囲の正確な健全性の判定が重要となる。この判定は、目視下における疾患領域の把握や血流の走行を判定材料とする臓器の色の違いに基づいて行われるが、識別部位の色の違いはわずかにしか現れないため、医師の経験と感覚に大きく左右される。そのため、目視診断に対する支援技術の開発が求められている。

そこで本研究では、照明光のスペクトルの最適化により注目部位の明瞭化を目指す。この際用いる光源として LED (Light Emitting Diode) を想定する。近年様々な分光特性をもつ LED が開発されつつあり、また、コンパクト性、耐久性の点でも優れている。手術室にも LED 光源を導入する動きがあり [1]、色温度の調節機能もあるが、前述の目的に対して最適化されたパラメータ設定が行えるわけではない。また研究分野では、従来のハロゲンランプと白色 LED 光源間の演色性評価 [2] などはあるが、積極的に診断や治療を支援するまでの最適化は行われていない。

本研究では、まず様々な血行状態のブタ小腸の分光反射率を取得し、この結果と様々な LED 光源の発光スペクトルデータを基に、最適な LED 光源をシミュレーションにより設計し、最適光源の効果を色差によって予測する。

[研究の内容, 成果]

1. 方法

分光特性が既知な数種類の LED 光源の重みづけ組み合わせにより目的関数を最大にする最適光源を設計する。Fig. 1 に最適化の流れを示す。まず、各 LED 光源 $E_n(\lambda)$, $n=1, \dots, N$ に対して重み $0 \leq k_n \leq 1$, $n=1, \dots, N$ を与え、式 (1) により合成して光源 $E_{op}(\lambda)$ を作成する。ここで、 N は LED 光源の種類数とする。

$$E_{op}(\lambda) = \sum_{n=1}^N k_n E_n(\lambda) \quad (1)$$

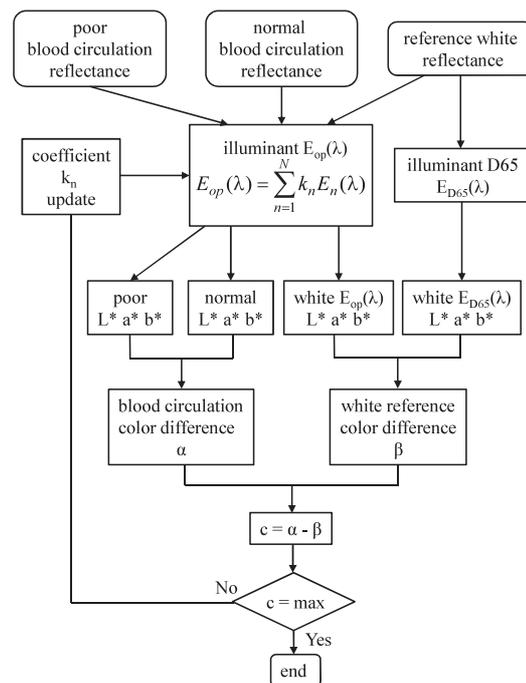


Fig. 1 Flow chart of illumination optimization

ただし、 $E_n(\lambda)$, $n=1, \dots, N$ はそれぞれピーク波長のエネルギーで正規化された特性とする。重み k_n を最適に設定し、最適光源 $E_{op}(\lambda)$ を設計する。

作成した光源の分光放射輝度を $E_{op}(\lambda)$ 、観察対象の分光反射率を $R(\lambda)$ とすれば、観察される色光はこれらの分光積 $E_{op}(\lambda)R(\lambda)$ で表される。これに対し、人は分光特性の異なる3種類の光受光器で色を知覚する。この知覚される色は三刺激値と呼ばれる。三刺激値は、色知覚の均等性が十分でないため、さらに CIE の均等色空間 CIELAB に変換する。

血行正常時と不良時の血色の違いを強調する光源が良いと考えられるため、血行正常時と不良時の CIELAB 空間上の色差 [3] を大きくするという条件を光源 $E_{op}(\lambda)$ に与えることとする。つまり、光源 $E_{op}(\lambda)$ 下における、血行が正常時の分光反射率から算出した測色値 L_n^* , a_n^* , b_n^* と、血行が不良時の分光反射率から算出した測色値 L_p^* , a_p^* , b_p^* を利用して、式 (2) に基づき算出した色差 α が大きくなる光源を好ましいと考える。

$$a(E_{op}(\lambda)) = [(L_n^* - L_p^*)^2 + (a_n^* - a_p^*)^2 + (b_n^* - b_p^*)^2]^{1/2} \quad (2)$$

一方、従来、手術は無影灯の白色光源下でなされてきたことから、光源の色が白色光源から大きくずれるのは慣れの観点から好ましくない。これらを考慮し、作成した光源 $E_{op}(\lambda)$ 下において完全拡散物体である白色板を観察したときの色が、従来の白色光源下の色になるべく近くなる光源が好ましいとする条件を追加する。具体的には D65 光源を従来光源として扱い、白色板の光源 $E_{op}(\lambda)$ 下における測色値 $L_{w,op}^*$, $a_{w,op}^*$, $b_{w,op}^*$ と D65 光源下における測色値 $L_{w,D65}^*$, $a_{w,D65}^*$, $b_{w,D65}^*$ から、式 (2) と同様に、それぞれの差の2乗和の平方根によって算出した色差 β が小さい光源を好ましいと考える [4]。

以上2つの観点に基づき、血行正常時と不良

時の色差 α を最大かつ、白色板色差 β を最小とするため

$$c(E_{op}(\lambda)) = \alpha(E_{op}(\lambda)) - \beta(E_{op}(\lambda)) \quad (3)$$

を目的関数として、 c が最大となるように Nelder-Mead の simplex 法 [4] を用いて係数 k_n を最適化し最適光源を作成する。

2. 実験および考察

ブタ小腸を対象に臓器の分光反射率データの収集を行い、事前に想定した仮想 LED 光源と実測 LED 光源の特性を利用して最適光源を設計した。また、最適光源の効果の評価には、算出した色差を利用した。

2.1. データ収集

ブタ小腸を対象に臓器の分光反射率データの収集を実施した。分光反射率測定は Ocean Optics 社製の小型分光器 USB2000 を用いて行った。測定にあたっては国際照明委員会 (CIE) の推奨する幾何学的条件 [5] に基づき、対象物体に対してハロゲンランプを斜め 45° に、プローブを垂直方向に固定した。さらに、小腸とプローブ先端の距離は 10 mm となるように固定した。Fig. 2 にプローブと光源の外観図を示す。

ブタ小腸を固定し、ある注目点について、近傍の腸間膜血流が正常な「normal」、一部の血

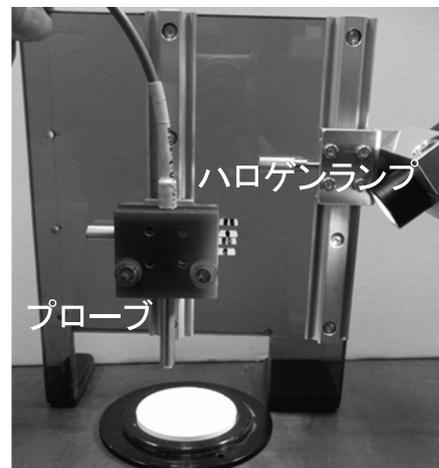


Fig. 2 External view of a probe and an illuminant

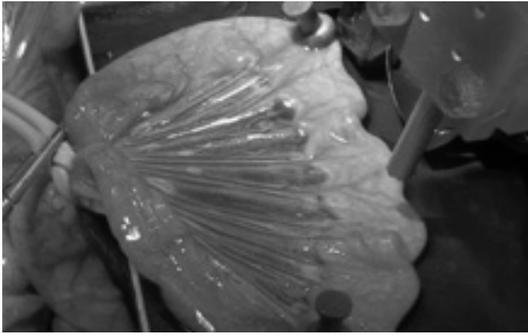


Fig.3 Intestine measured by a spectral photodetector. Blood flow is blocked at left in the picture

流を遮断した「level 1」、遮断開始から4分後の「level 2」、さらに遮断した「level 3」の4つの血行状態につき10~50回測定した。血行状態「level 1」の分光反射率測定環境を Fig.3 に示す。

その結果、ヘモグロビンの吸収特性[7]に基づき、長波長側で各遮断レベルによる分光反射率波形の大きな変化を確認した。分光反射率結果を Fig.4 に示す。

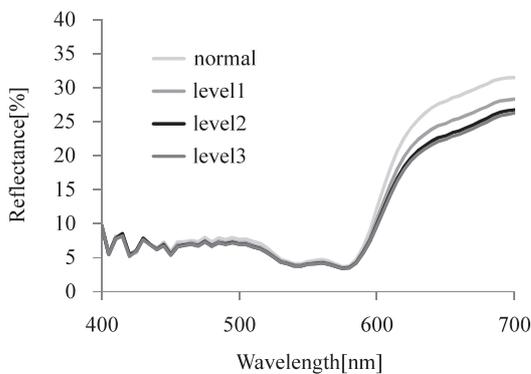


Fig.4 Spectral reflectance of a small intestine

2.2. 想定する LED の特性

LED 光源の設計は2つのケースについて行った。ひとつは市販の LED の分光特性を適当な関数で近似したもの、もうひとつは、3種類の分光特性をもつ実在の LED 照明を用い、その発光量を調節したものである。以下では、前者を仮想 LED、後者を実在 LED と呼ぶことにする。

仮想 LED 光源データは、実在する LED 光源を参考に、ピーク波長が 465, 525, 570,

590, 605, 650 nm の6種類の LED 光源波形をガウス関数で作成した。仮想 LED 光源波形を Fig.5 に示す。

実測 LED 光源データは、イマック社製の LED 装置 IHRGB-120-MIX を実測したものである。ピーク波長が 468, 520, 636 nm で発光色が青、緑、赤の3種類の強度変更が可能な LED 光源である。分光放射輝度計を用いてスペクトルをそれぞれ測定し、さらに各光源の最大強度を1となるように正規化を行った。この波形を Fig.6 に示す。

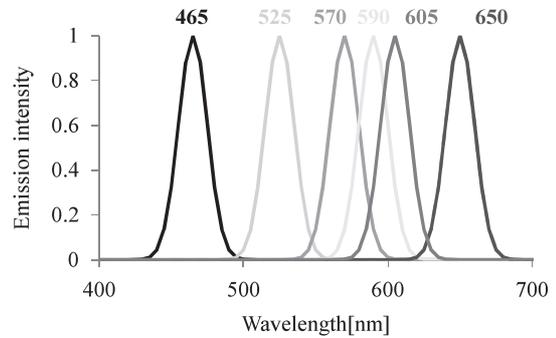


Fig.5 Intensity of the hypothetical LED illuminants

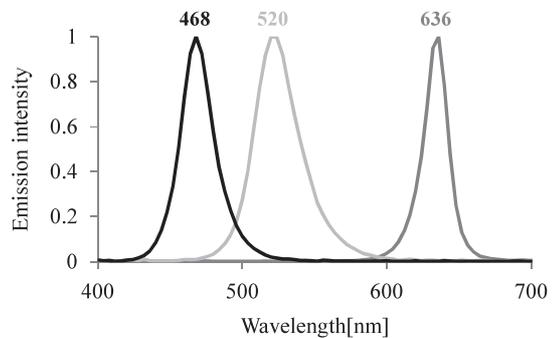


Fig.6 Measured intensity of the commercial LED

2.3. 評価法

作成した最適光源下の血色の違いを、式(1)から算出した色差から評価した。比較のために、D65光源下の場合の色差も算出した。

2.4. 結果

Fig.7 に仮想 LED 光源のスペクトル形状を破線で、また算出された最適光源のスペクトルを実線で示す。さらに Fig.8 に実測 LED 光源における結果を Fig.7 と同様に示す。血行状態

によらず最適光源波形は同様の結果を得た。また、白色板の色差は0.1以下となりカラーパッチからも白色性を保持していることを確認した。仮想LED光源では、分光反射率の差が小さい波長を強調するLED光源の係数が0となった。また、仮想LED光源と実測LED光源のどちらにおいても、長波長側にピーク波長を持つLED光源の係数が最大値となった。

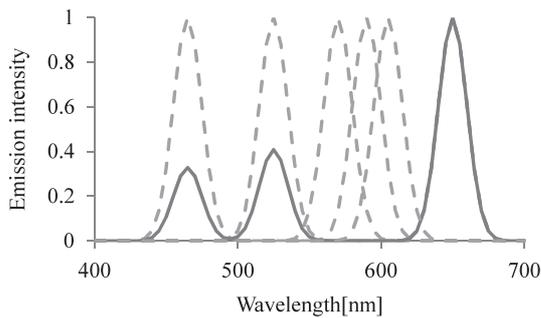


Fig. 7 Spectral intensity of the optimal combination of hypothetical LEDs

次に、D65光源および2種類の最適光源下での、小腸の各遮断レベルの色差をTable 1に示す。一般に人間は色差3以上で色の違いを知覚可能と考えられている。最適光源下では、色差3に近い値をもつD65光源よりも大きい色差を得た。

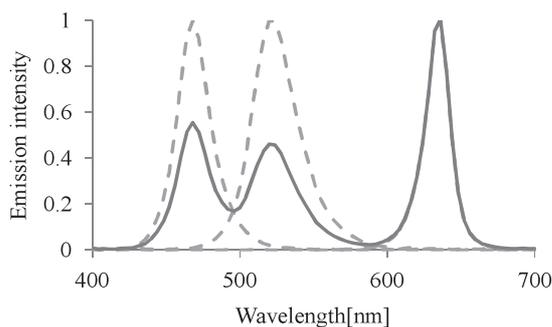


Fig. 8 Spectral intensity of the optimally weighted commercial RGB LEDs

Table 1 Color differences between normal and hemostatic small intestines under D65 and two optimal illuminants

Level	D65	Hypothetical LED	Commercial LED
1	3.0	4.3	3.9
2	4.7	6.9	6.3
3	5.2	7.8	7.1

2.5. 考察

仮想LED光源による最適光源は、実測LED光源よりも大きな色差を得た。ピーク波長650 nmの仮想LED光源は、ピーク波長636 nmの実測LED光源よりも大きな半値幅を持ち長波長側にピーク波長があるため、小腸の分光反射率の長波長側の違いをより強調したためと考えられる。実測LED光源の種類数を増加させることにより、実測LED光源による最適光源でさらなる明瞭化が可能と考えられる。

3. 結論

様々な血行状態のブタ小腸の分光反射率を取得し、この情報と仮想LED光源と実測LED光源を利用してLED光源の最適化を試みた。色差算出結果から、最適光源により、通常光源よりも大きい色差が生じ、明瞭化効果が期待できることを確認した。

[今後の研究の方向, 課題]

今回の研究で最適化手法を確立することができたが、最適パラメータの決定のためには、サンプルが不十分である。そこで、臓器の分光反射率データの増加、光源データの拡充の後、あらためて最適化を行う。この際、ブタだけでなく、ヒトを対象としたデータ収集も必要である。さらに、マルチバンドカメラを用いて臓器の分光反射率画像を収集し、照明を替えたときの見えの変化もシミュレーションし、空間情報も含めて最適照明の効果を検証する。

また、今後の研究開発構想として、外科医の術中診断支援のみならず、インテリジェント手術照明をカメラ撮影と連動させることで、対象物の色強調の他に、赤外光の利用やカメラとの組み合わせによる不可視情報の可視化や色の定量評価などを考えている。

.....

[成果の発表, 論文等]

- [1] 村井希名：最適 LED 光源設計による血行の明瞭化のための基礎検討, 2011 年情報フォトンクス研究会関東学生発表会, O1-4, 慶応大学. (2011. 3. 3)
- [2] 村井希名, 川平洋, 羽石秀昭：最適 LED 光源設計による血行の明瞭化のための基礎検討, 日本写真学会年次大会予稿集, pp. 136-137, 千葉大学. (2011. 5)
- [3] 村井希名, 川平洋, 羽石秀昭：血行の明瞭化のための LED 光源設計, 日本医用画像工学会年次大会, OP9-3, 国際医療福祉大学. (2011. 8)

[参考文献]

- [1] 奥村幸康：特開 2008-258169
- [2] C. Li, M. Strabl, S. Rauchenzauner, et al: Eva-

- luation of LED illumination for dental instruments. Lighting Research and Technology 41: 89-97. (2009)
- [3] 大田登：色彩工学, 電機大学出版社, 東京, 127-133 (1993)
- [4] 羽石秀昭, 山田智子, 津村徳道, et al: ファイバースコープ内視鏡の光源分光特性の最適設計. 光学第 27 巻第 3 号: 164-171. (1998)
- [5] W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky: Numerical Recipes in C, 技術評論社, 東京, 295-299 (2006)
- [6] 三宅洋一：分光画像処理入門, 東京大学出版会, 東京, 39-42 (2006)
- [7] 田村俊世, 山越憲一, 村上肇：医用機器 I, コロナ社, 東京, 83-86 (2006)