

フリッカレスアクティブLED照明による ハイパースペクトルイメージング

大崎 誠^{1,a)} 長原 一¹ 池田 哲夫² 谷口 倫一郎¹

概要 :

多波長の分光画像を取得するハイパースペクトルイメージングは、RGB カメラによるカラー画像計測と比べてより多くの情報を取得できるため様々な分野で応用されている。ハイパースペクトルイメージング手法として分光素子を用いたものやフィルタを用いたものが提案されてきたが、計測に時間がかかることや装置が大型であるという問題があった。本研究ではスペクトルが異なる複数のLED 照明を切り替えながら撮影することで分光情報を取得するフリッカレスアクティブLED 照明方式を提案する。この方式では照明にLED を用いることで安価で小型の装置を実現でき、2次元画像も高速に取得できる。アクティブ照明方式ではフリッカが発生し得るが、提案手法では分光画像取得には直接関係のない複数のLED を照明に加えることで、照明間の色差を小さくしフリッカを抑制する。試作したフリッカレスLED 照明を用いたハイパースペクトルイメージングによる指のうっ血識別実験により、提案手法の実現性を示した。

1. はじめに

人間は光源から直接あるいは物体に反射して眼に届いた光を三種類の錐体細胞によって知覚する。光の三原色と呼ばれるものが存在するのもこのためである。一般的なカメラも同様で、RGB の三つの成分の組み合わせとして色を表現する。言い換えれば、人間や一般的なカメラは光をRGB の三つの成分として計測している。しかし、実際の自然界の光はこのようなRGB の合成ではなく、連続したスペクトルとして存在する。RGB の3チャンネルしか計測できない一般的なカメラに対し、十数から数十のスペクトル成分を計測できるカメラはハイパースペクトルカメラと呼ばれ、それを用いた画像計測はハイパースペクトルイメージングと呼ばれる。ハイパースペクトルイメージングは一般的なRGB カメラよりも多いスペクトル情報を利用することによって、人間には識別できないような特徴を抽出したり、可視化することができる。このような利点から、ハイパースペクトルイメージングはリモートセンシングや食品 [1]、農業 [2]、宇宙 [3] など様々な分野で応用されてきた。ハイパースペクトルイメージングは医療分野でも利用されている。医療分野において体組織の正常部と異常部の識別は非常に重要である。例えば手術の際に異常な部分を識別し、その部分にのみ施術をすることで患者の負担を最

小限に抑えることができる。ハイパースペクトルイメージングで得られる多くの情報を利用すればより細かな識別も可能であり、手術の成功率を高められる。Panasyuk ら [4] は医療用ハイパースペクトルイメージング装置を利用して胸の腫瘍識別を行う方法を示した。他にも胆嚢摘出手術や腎部分切除手術などにハイパースペクトルイメージングが応用されている [5]。

ハイパースペクトルイメージングには、様々な撮影方式がこれまで提案されてきた。ライン分光方式 [6] は、スリットを通過してライン状となった光をプリズムやグレーティングといった光学素子で分光することでハイパースペクトルイメージを得る方式である。水平方向に限っては空間情報と分光情報を同時に取得することができ、分光解像度も高いが、対象の2次元画像を得ようとした場合には対象全体をスキャンする必要があり、時間がかかるうえに空間解像度も悪くなる。また、使用する光学素子は高価であるという欠点もある。フィルタ方式 [7] [8] では CCD カメラなどの前に、特定の波長域の光のみを通すフィルタを設置して撮影することで分光画像を得る。解像度の高い CCD カメラを使用することで空間解像度の高い分光画像を得られるが、一般にはフィルタの特性により分光解像度は高くない。フィルタを切り替えながら撮影を繰り返すことでハイパースペクトルイメージを取得でき、そのフィルタにはフィルタホイールや液晶チューナブルフィルタが用いられる。フィルタホイールの場合は物理的にフィルタを

¹ 九州大学大学院システム情報科学研究院

² 九州大学病院

^{a)} ohsaki@limu.ait.kyushu-u.ac.jp

回転させるため、切り替え速度に問題があり、装置も大型化しやすい。液晶チューナブルフィルタの場合は透過させる波長域を電氣的に制御するため、フィルタホイールより切り替え速度が速いが、生産コストが高いという問題がある。安価な方式としては異なるスペクトルを持つ照明を切り替えながら撮影してハイパースペクトルイメージを得るアクティブ照明方式 [9] がある。照明の切り替えは、液晶チューナブルフィルタと同様に電氣的に制御するため、対象の 2 次元分光画像を高速に取得できる。しかし、ライン分光方式やフィルタ方式と異なり他の照明や太陽光といった環境光の影響を受けてしまうため、屋外では利用できない。また、色の異なる複数の照明を切り替えるため、撮影速度によっては色フリッカが発生してしまう。一般にスペクトル情報を得るためにはスペクトルの異なる照明を切り替える必要があり、それが色の変化となってフリッカが発生する。

医療分野においてハイパースペクトルイメージングは主に体組織の正常部と異常部の識別に利用される。対象の 2 次元分光画像の取得が中心となり、手術で利用する場合には高速に分光画像を取得することが重要となる。しかし、これまでは 2 次元分光画像を高速に取得できるアクティブ照明方式ではなく光学素子やフィルタを用いた方式が利用されてきた。アクティブ照明方式ではフリッカが発生し手術の妨げとなるためである。本研究では狭帯域 LED を用いて照明を作成し、アクティブ照明方式によるハイパースペクトルイメージングを行う。LED を用いることで低コストで小型の装置を実現し、2 次元分光画像を高速に取得する。さらに複数の LED を組み合わせることで照明間の色差を小さくし、撮影時に発生するフリッカを抑制する。

2. 関連研究

ハイパースペクトルカメラに求められる要素として、空間解像度、分光解像度、撮影速度の 3 つがあげられる。空間解像度が高いほど鮮明な画像が取得できるため、対象に関するより詳細な情報を取得できる。また分光解像度が高いほどより多くのスペクトル情報を利用できるため物体の識別精度を高められる。撮影速度が速ければリアルタイムに分光情報を利用することができ、応用先が広がる。したがって高空間解像度かつ高分光解像度な分光画像を高速に取得することが望ましいが、一般的にこれらの要素はトレードオフの関係にある。両解像度や撮影速度の向上はハイパースペクトルイメージングにおいて重要であり、特に空間解像度の高い分光画像の取得は長年研究対象とされてきた。

光学素子により分光するライン分光方式は分光解像度は高いが、対象を 2 次元画像として観測する場合には空間解像度は低く、長い撮影時間を要する。単純に対象の反射光を光学素子で分光してイメージセンサで取得する場合、セ

ンサ上では分光された光が干渉してしまう。ライン分光方式ではスリットを通すことでこの干渉を防いでおり、空間情報を一度に 1 次元しか取得できないのはこのためである。Du ら [10] は光学素子を用いて 2 次元分光画像を高速に取得するために、ホールアレイマスクを利用した。これにより分光解像度の高い 2 次元分光画像の高速な取得が実現したが、空間解像度が低いという問題があった。Cao ら [11] はこのハイパースペクトルカメラに空間解像度が高いカメラを組み合わせ、高空間解像度かつ高分光解像度な 2 次元分光画像を取得する方法を示した。しかし、カメラ 2 台に加えてビームスプリッターやホールアレイマスクなどが必要で装置が大型化してしまうという問題がある。また分光素子やカメラなどの位置や角度の設定も複雑である。フィルタ方式においても、より空間解像度の高い分光画像の取得に関する研究が行われてきた。川上ら [12] は空間解像度の高い RGB 画像と分光画像の行列因子分解を利用して空間解像度の高い分光画像を取得する方法を示した。しかし、装置には可動部が必要であり電氣的な制御のみの場合と比べて撮影に時間がかかる。また、行列計算にも時間がかかるという問題がある。本研究のアクティブ LED 照明方式では対象と照明やカメラの位置関係に制約が少なく、装置も小型化しやすい。高解像度のカメラと合わせることで容易に空間解像度の高い分光画像を高速に取得できる。

アクティブ照明方式によるハイパースペクトルイメージングを扱った研究には Goel ら [13] の研究がある。Goel らは LED を用いて安価で実用的なハイパースペクトルイメージング装置を作成した。高速な 2 次元分光画像の取得が実現したが、切り替える照明の色は考慮されていない。照明の色が異なる場合には切り替え時にフリッカが発生し得る。フリッカを抑えるためには、スペクトルが異なっても人間には同じ色に見えるような照明を利用すればよい。本研究ではスペクトルの異なる照明間の色差を抑えるために条件等色の考えを利用する。宮崎ら [14] は条件等色による擬似的な陰影を発生させるために明度の差が最大になるように絵具の混合比を求めた。本研究では絵具のモデルを LED に応用し、逆に明度を含め色差が最小となるような LED の混合比を求めて照明を作成する。

3. アクティブ照明方式による分光画像の取得

アクティブ照明方式でハイパースペクトルイメージングを行うためには、スペクトルの異なる複数の照明を用意する必要がある。 n 種類の狭帯域 LED を組み合わせることで m 種類のスペクトルの異なる照明を作成する。 $n = m$ のときには混合照明下で撮影した画像から n 種類の LED の波長における分光画像を復元できる。

3.1 照明の合成モデル

スペクトルを i 個で離散化する場合、照明のスペクトル L

は

$$L = \begin{pmatrix} l_1 & l_2 & \cdots & l_i \end{pmatrix} \quad (1)$$

で表せる. n 種類の LED を組み合わせて m 種類の照明を作成する場合, LED の組み合わせパターンは以下の $m \times n$ 行列 P で表現できる.

$$P = \begin{pmatrix} p_{11} & p_{12} & \cdots & p_{1n} \\ p_{21} & p_{22} & \cdots & p_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ p_{m1} & p_{m2} & \cdots & p_{mn} \end{pmatrix} \quad (2)$$

従って照明の合成モデルは以下の式で表せる.

$$\begin{pmatrix} L'_1 \\ L'_2 \\ \vdots \\ L'_m \end{pmatrix} = P \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_n \end{pmatrix} \quad (3)$$

3.2 分光画像の取得

L' のスペクトルを持つ照明を用いて撮影した画像の輝度値 I は

$$I = L'QR^T \quad (4)$$

で表される. ここで Q はカメラの分光感度特性のスペクトルであり, R は撮影対象の分光反射率のスペクトルである.

$$Q = \text{diag}(q_1, q_2, \dots, q_i) \quad (5)$$

$$R = \begin{pmatrix} r_1 & r_2 & \cdots & r_i \end{pmatrix} \quad (6)$$

式 (3), 式 (4) より以下の関係が成り立つ.

$$\begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \vdots \\ I_m \end{pmatrix} = P \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_n \end{pmatrix} QR^T \quad (7)$$

$n = m$ のとき LED の組み合わせパターン行列 P は正方行列となる. P に逆行列が存在するとき式 (8) が成り立つため, 撮影した画像から各 LED の主波長における分光画像を求めることができる.

$$P^{-1} \begin{pmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \vdots \\ I_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_n \end{pmatrix} QR^T \quad (8)$$

環境光の影響のある場所でもアクティブ照明方式によって分光画像を取得することができる. 環境光を特定のスペクトルを持つ LED の一種と見なし, $n + 1$ 種類の LED を組み合わせて照明を作成する. この照明を切り替えて撮影することで, 環境光の影響がない場合と同様に分光画像を取得することができる.

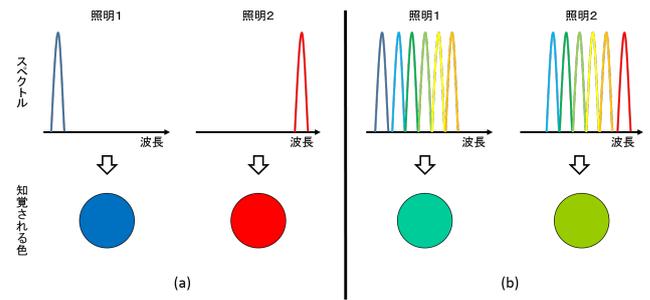


図 1: (a) 単純な LED 照明のスペクトルと色差
(b) 余分な LED を加えた LED 照明のスペクトルと色差

4. フリッカレス LED 照明の設計

第 3 章で述べたように LED を組み合わせて複数の照明を作成し, それらを切り替えて撮影することで分光画像を取得することができるが, 切り替える照明間で色差が大きい場合, フリッカが発生してしまう. フリッカレスな照明を作成するためには照明間での色差をできる限り小さくすればよい. 色差を扱うためにはまず色や色差を定量的に表現する必要がある. CIE (国際照明委員会) が定めた XYZ 表色系に基づき照明の色を数値として表現する. その数値を同じく CIE が定めた $L^*U^*V^*$ 表色系における色座標上の数値に変換し, 色差を色座標上でのユークリッド距離として扱う. 色差をユークリッド距離として扱うことで, 色差を最小化する LED の組み合わせ最適化が可能となる. n バンドの分光画像を取得するには, n 種類の LED で十分だが, 分光画像取得には直接関係のない余分な LED を組み合わせることで照明間の色差を小さくできる. 図 1 に余分な LED の有無により生じる差のイメージを示す. 余分な LED は環境光と同様に扱うことで, 分光画像を取得する.

4.1 XYZ 表色系

人間は光源から直接あるいは物体に反射して眼に届いた光を三種類の錐体細胞によって知覚する. 三種類の錐体細胞はそれぞれ赤, 緑, 青に該当する波長に最も高い反応を示す. 光の三原色が赤, 緑, 青となっているのはこのためである. CIE (国際証明委員会) は人間の標準的な色覚を数値化するために RGB 表色系を定めた. CIE は R(700nm), G(546.1nm), B(435.8nm) を原色として等色実験を行い, 人間の色覚を等色関数として定義した. しかし RGB 表色系では正確に表現できない波長域が存在するという欠点があったため, その波長域を表現可能にする XYZ 表色系が定義された. XYZ 表色系では X, Y, Z という実在しない原刺激の混色量で色を表現する. 390-830nm の波長域において, 波長を λ として等色関数を $\bar{x}(\lambda), \bar{y}(\lambda), \bar{z}(\lambda)$ とすると, X, Y, Z はそれぞれ式 (9), 式 (10), 式 (11) で表される.

$$X = \int_{390}^{830} \bar{x}(\lambda)s(\lambda)d\lambda \quad (9)$$

$$Y = \int_{390}^{830} \bar{y}(\lambda)s(\lambda)d\lambda \quad (10)$$

$$Z = \int_{390}^{830} \bar{z}(\lambda)s(\lambda)d\lambda \quad (11)$$

ここで $s(\lambda)$ は対象の分光分布である．式 (9)，式 (10)，式 (11) を i 個で離散化した場合を式 (12) に示す．

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \bar{x}_1 & \bar{x}_2 & \dots & \bar{x}_i \\ \bar{y}_1 & \bar{y}_2 & \dots & \bar{y}_i \\ \bar{z}_1 & \bar{z}_2 & \dots & \bar{z}_i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_1 \\ s_2 \\ \vdots \\ s_i \end{pmatrix} \quad (12)$$

4.2 L*u*v*表色系

色の判定には X, Y, Z の混色比を利用した xy 色度図が用いられるが，この色度図の色空間は均等であるとはいえず，色空間での距離が人間が感じる色の差とうまく対応していない．そこで CIE は均等色空間の一つとして L*u*v*表色系を定めた．三原刺激 X, Y, Z を色座標 L^*, u^*, v^* へ変換することで色を定量的に表現する．XYZ から L*u*v* への変換式は式 (13) で表される．ここで X_n, Y_n, Z_n は標準光源の三刺激値である． L^* は明度指数であり， u^*, v^* によって色度図での色が決まる．基準となる白色では $u^* = 0, v^* = 0$ である．L*u*v*表色系では色差は L*u*v*座標上でのユークリッド距離として定義される．

$$\begin{aligned} L^* &= \begin{cases} (\frac{29}{3})Y/Y_n, & Y/Y_n \leq (\frac{6}{29})^3 \\ 116(Y/Y_n)^{1/3} - 16, & Y/Y_n \geq (\frac{6}{29})^3 \end{cases} \\ u^* &= 13L^*(u' - u'_n) \\ v^* &= 13L^*(v' - v'_n) \\ u' &= \frac{4X}{X + 15Y + 3Z}, u'_n = \frac{4X_n}{X_n + 15Y_n + 3Z_n} \\ v' &= \frac{9Y}{X + 15Y + 3Z}, v'_n = \frac{4X_n}{X_n + 15Y_n + 3Z_n} \end{aligned} \quad (13)$$

4.3 色差を考慮した LED 照明

分光画像を取得するために必要な条件を満たす LED の組み合わせの中で，色差が最小となる組み合わせを求める．色差を小さくするために分光画像取得には直接関係のない LED を組み合わせるが，その LED は環境光と同様に扱うことができる．以下では n 種類の LED を用意して，特定の 2 波長における分光画像を取得する場合を考える．特定の 2 波長を主波長に持つ狭帯域 LED のスペクトルをそれぞれ $L_{\lambda_1}, L_{\lambda_2}$ とし，分光画像取得には直接関係のない LED のスペクトルを L_{ex} とする． L_{ex} が残りの LED の組み合わせによるスペクトルであるとき， L_{ex} は

$$L_{ex} = P' \begin{pmatrix} L_{\lambda_3} \\ L_{\lambda_4} \\ \vdots \\ L_{\lambda_n} \end{pmatrix} \quad (14)$$

で表される．このとき第 3 章の式 (3) は式 (15) のようになり，式 (4)-(8) に当てはめることで波長 λ_1 と λ_2 の分光画像を取得できる．

$$\begin{pmatrix} L'_1 \\ L'_2 \\ L'_3 \end{pmatrix} = P \begin{pmatrix} L_{\lambda_1} \\ L_{\lambda_2} \\ L_{ex} \end{pmatrix} \quad (15)$$

P および P' がそれぞれ一つに定まるとき 3 種類の照明のスペクトルが定まる．式 (12) より照明ごとの X, Y, Z が求まり，式 (13) によって照明間の色差を計算することができる．従って，色差を最小にする P および P' を求めることで，フリッカレス LED 照明を構成する LED の組み合わせを求めることができる．本研究ではこの問題を制約付き非線形多変数関数の最適化問題として扱い，SQP 法を用いて解く．本研究では P および P' のとり得る範囲を 0 から 1 とし，各 LED の混合比として扱う．分光画像の SN 比の低下を抑えるため， L_{λ_1} と L_{λ_2} の割合に下限を設ける．本研究では照明に対象の L_{λ_1} と L_{λ_2} の LED が 50% 以上含まれる組み合わせを求めるようにした．さらに P の逆行列を安定して求めるために， P の条件数を 5 以下に制限した．

5. 実験

5.1 LED のスペクトル測定

LED 照明はデータシートに記載されている特性と実際の特性が異なることがある．正しいスペクトル特性を知るために，照明に用いる LED のスペクトルを測定した．測定は暗室内で行い，27 種類の LED を 1 種類ずつ分光器で測定した．分光器には Ocean Optics 社の jaz 分光器モジュールを使用した．測定した LED にはスペクトル特性が似ているものが存在したため，27 種類の LED の中から 15 種類の LED を選択した．選択した 15 種類の LED のスペクトルを図 2 に示す．

5.2 分光画像の取得

5.2.1 フィルタ方式による分光画像取得

LED 照明を利用したアクティブ照明方式によって分光画像を取得できるかどうかを確かめる必要がある．比較対象とするために，液晶チューナブルフィルタ (LCTF) を利用して成人男性の腕の分光画像を取得した．使用した液晶チューナブルフィルタは CRi 社の Varispec であり，測定波長域は 400-720nm である．本実験では 653nm における分光画像を取得した．赤色光付近の波長域では人体内部に進行した光が静脈中の還元ヘモグロビンに吸収されるた

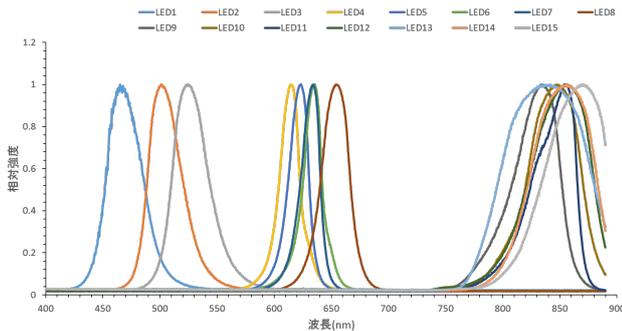


図 2: 15 種類の LED のスペクトル

め、静脈部分の反射光が弱くなり、分光画像中では静脈部分が暗く写るためである。撮影は暗室内で行い、撮影には Apogee 社の冷却 CCD カメラ Alta260 を使用し、光源にはセリック社の人工太陽照明灯 SOLAX XC-100E 形を使用した。撮影時の CCD センサの温度は -20 度、露光時間は 2 秒である。撮影した画像にはノイズが含まれているので、シャッターを閉じて同条件で撮影したノイズ画像を減算した。結果を図 (3) の (a) に示す。画像では静脈部分が暗く映っていることが確認できる。

5.2.2 アクティブ LED 照明方式による分光画像取得

単純なアクティブ照明方式によって腕の分光画像を取得した。主波長が 653nm の赤色光 LED と主波長が 834nm の赤外光 LED を用いて照明を作成した。各 LED を 8 個ずつブレッドボードに配置し、arduino を用いて切り替えを行った。単純なアクティブ照明方式における LED の組み合わせパターン行列 P は単位行列である。撮影は暗室内で行い、フィルタ方式と同様に Apogee 社の冷却 CCD カメラ Alta260 を使用した。センサ温度は -20 度で露光時間は 0.04 秒である。単純なアクティブ照明方式で取得した 653nm 分光画像を図 3 の (b) に示す。フィルタ方式による画像と同様に、静脈が暗く映っていることが確認できる。

続いてフリッカレス LED 照明を作成した。主波長が 653nm の LED と主波長が 834nm の LED を対象の LED とし、残りの 13 種類の LED を分光画像取得には直接関係のない余分な LED として、提案手法により LED の組み合わせを求めた。得られた P と P' をそれぞれ式 (16) と式 (17) に示す。

$$P = \begin{pmatrix} 0.75 & 0.00 & 0.25 \\ 0.00 & 0.50 & 0.50 \\ 0.43 & 0.39 & 0.18 \end{pmatrix} \quad (16)$$

$$P' = (0\ 0\ 0\ 0.38\ 0\ 0.38\ 0\ 0.22\ 0\ 0\ 0\ 0) \quad (17)$$

計算結果に基づき 5 種類の LED をブレッドボードに配置した照明を作成し、arduino で制御した。LED の明るさは PWM により調整した。作成した照明を図 4 に示す。また、LED 照明の切り替え時のフリッカの比較をした結果を図 5 に示す。図 5 の (a) は単純な LED 照明として作成した 2

種類の照明の画像を並べて切り替えの様子を再現したものであり、(b) はフリッカレス LED 照明として作成した 3 種類の照明の画像を並べて切り替えの様子を再現したものである。単純な LED 照明に比べてフリッカが抑えられていることが確認できる。撮影には同様の冷却 CCD カメラを使用し、暗室内で撮影を行った。センサ温度は -20 度で露光時間は 0.04 秒に設定した。フリッカレスアクティブ LED 照明方式で取得した 653nm 分光画像を図 3 の (c) に示す。等色関数の値および LED のスペクトル値は 390nm から 830nm まで 10nm 刻みの値を用いた。他の画像と同様に静脈が暗く映っていることが確認できる。

5.2.3 ヘモグロビンのスペクトル特性を利用したうっ血の識別

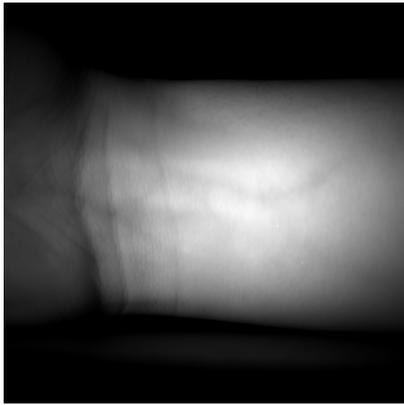
より実際の応用に近い状況を想定した実験としてうっ血の識別を行った。うっ血の識別にはヘモグロビンのスペクトル特性を利用した。ヘモグロビンには酸素と結合した酸化ヘモグロビン HbO_2 と、酸素と結合していない還元ヘモグロビン Hb が存在する。ヘモグロビンのうち酸化ヘモグロビンとなっている割合は酸素飽和度と呼ばれており、血中の酸素濃度を知る指標となる。各ヘモグロビンの吸光特性を図 6 に示す。図 6 が示すように、赤色光付近では吸光度の差が大きい、赤外光付近では吸光度の差はほとんどない。これにより、赤外光付近の波長で分光した画像には正常時と異常時でほとんど差はないが、赤色光付近の波長で分光した画像には酸素飽和度の違いによって正常時と異常時で明度に差が生じる。二つの分光画像の差を求め、正常時と比較することで酸素飽和度の変化を知ることができる。

酸素飽和度が低下した状態として身近なものにうっ血がある。輪ゴムで縛りうっ血させた指と、何もしていない指を同時に撮影し、取得した分光画像からスペクトルの差を求めて比較した。撮影には作成した単純な LED 照明とフリッカレス LED 照明を用いた。 653nm における分光反射率 \bar{R}_{653} と 834nm における分光反射率 \bar{R}_{834} はそれぞれ式 (18) と式 (19) で求めた。

$$\bar{R}_{653} = \frac{I_{653}}{I_{653}^R} \quad (18)$$

$$\bar{R}_{834} = \frac{I_{834}}{I_{834}^R} \quad (19)$$

ここで I_{653} と I_{834} はそれぞれ対象の 653nm における分光画像と 834nm における分光画像を表し、 I_{653}^R と I_{834}^R はそれぞれ標準白色版の 653nm における分光画像と 834nm における分光画像を表す。標準白色版の分光反射率は測定波長域において一定である。式 (18) より求めた 653nm 分光画像と式 (19) より求めた 834nm 分光画像をそれぞれ図 7 の (a) と (b) に示す。また、通常の RGB カメラで撮影した画像と式 (20) より求めた分光反射率の差の画像をそれぞれ図 8 の (a) と (b) に示す。



(a)LCTF による分光画像



(b) 単純な LED 照明による分光画像



(c) フリッカレス LED 照明による分光画像

図 3: フィルタ方式とアクティブ LED 照明方式の比較

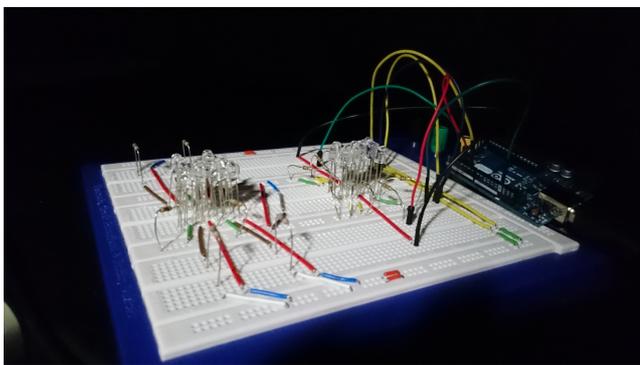


図 4: 作成した LED 照明

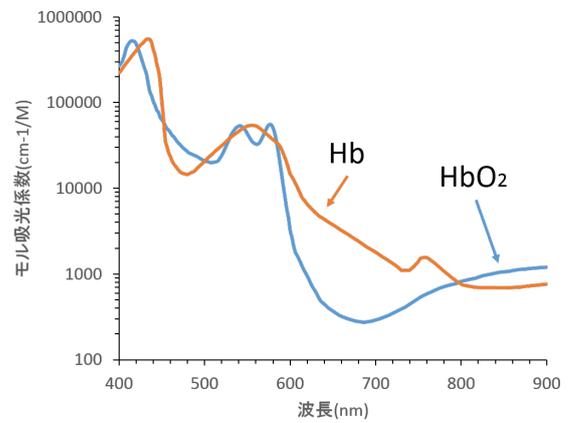
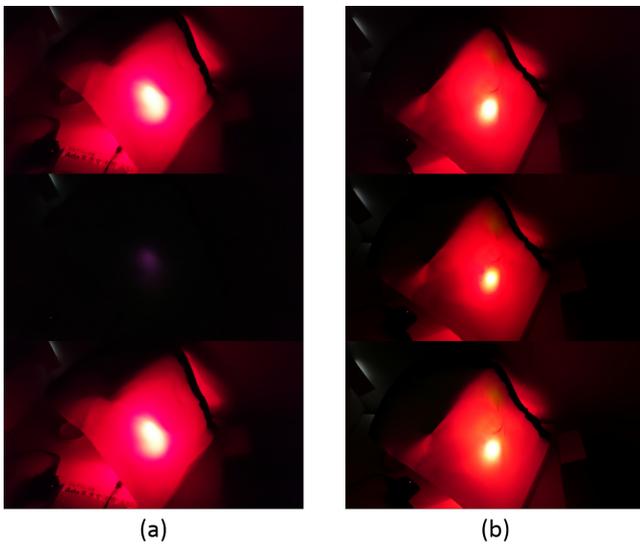


図 6: ヘモグロビンの吸光特性



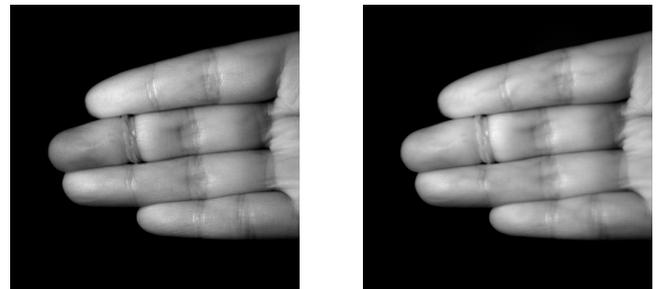
(a)

(b)

図 5: (a) 通常の LED 照明の切り替えの様子
(b) フリッカレス LED 照明の切り替えの様子

$$\bar{R}_d = \bar{R}_{834} - \bar{R}_{653} \quad (20)$$

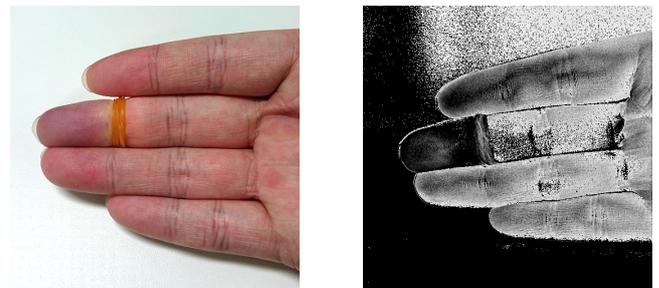
正常部には酸化ヘモグロビンが多く含まれるため 2 波長間の分光反射率の差が大きく、画像では明るく映る。一方でうっ血により静脈血が溜まると還元ヘモグロビンの割合が大きくなるため 2 波長間の分光反射率の差が小さくなり画



(a)653nm 分光画像

(b)834nm 分光画像

図 7: 撮影画像から求めた分光画像



(a)RGB 画像

(b) 分光反射率の差の画像

図 8: 指の比較画像

像では暗く映る。

6. まとめ

本研究では分光画像取得の際、照明の切り替え時に発生するフリッカを抑えたフリッカレスアクティブLED照明方式を提案した。提案方式では複数のLEDの混合照明下で撮影した画像から狭帯域LED下画像を復元することで分光画像を得る。また、照明間の色差を最小化するLEDの組み合わせと混合比を最適化により求めることでフリッカレス照明を設計する。作成した照明を用いたフリッカレスアクティブLED照明方式により分光画像を取得できることを実験で確かめた。しかし、作成したLED照明には改善の余地がある。LEDはひとつひとつ特性が異なっており、複数のLEDの輝度や方向をそろえるのは難しい。また、複数のLEDを配置して切り替える都合上、光源の位置にずれが生じてしまう。近距離の撮影ではその影響は無視できない。フリッカを抑えるためにはLEDの合成にもよく注意しなければならない。効率の良い照明の設計と作成が実現すれば、医療分野だけでなく人間に関わる様々な分野での利用が期待できる。

参考文献

- [1] Mehl, P. M., Chen, Y.-R., Kim, M. S. and Chan, D. E.: Development of hyperspectral imaging technique for the detection of apple surface defects and contaminations, *Journal of Food Engineering*, Vol. 61, No. 1, pp. 67–81 (2004).
- [2] Lelong, C. C., Pinet, P. C. and Poilvé, H.: Hyperspectral imaging and stress mapping in agriculture: a case study on wheat in Beauce (France), *Remote sensing of environment*, Vol. 66, No. 2, pp. 179–191 (1998).
- [3] Barnsley, M. J., Settle, J. J., Cutter, M., Lobb, D. R., Teston, F. et al.: The PROBA/CHRIS mission: A low-cost smallsat for hyperspectral multiangle observations of the earth surface and atmosphere, *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, Vol. 42, No. 7, pp. 1512–1520 (2004).
- [4] Panasyuk, S. V., Yang, S., Faller, D. V., Ngo, D., Lew, R. A., Freeman, J. E. and Rogers, A. E.: Medical hyperspectral imaging to facilitate residual tumor identification during surgery, *Cancer biology & therapy*, Vol. 6, No. 3, pp. 439–446 (2007).
- [5] Lu, G. and Fei, B.: Medical hyperspectral imaging: a review, *Journal of biomedical optics*, Vol. 19, No. 1, pp. 010901–010901 (2014).
- [6] Ye, X. and Sakai, K.: Application of Hyperspectral Imaging in Agriculture, *The Institute of Image Information and Television Engineers*, Vol. 69, No. 5, ITE, pp. 464–469 (2015).
- [7] Brauers, J., Schulte, N. and Aach, T.: Multispectral filter-wheel cameras: Geometric distortion model and compensation algorithms, *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 17, No. 12, pp. 2368–2380 (2008).
- [8] Slawson, R. W., Ninkov, Z. and Horch, E. P.: Hyperspectral Imaging: Wide-Area Spectrophotometry Using a Liquid-Crystal Tunable Filter, *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*, Vol. 111, No. 759, pp. 621–626 (1999).
- [9] Park, J.-I., Lee, M.-H., Grossberg, M. and Nayar, S. K.: Multispectral imaging using multiplexed illumination, *IEEE 11th International Conference on Computer Vision (ICCV)*, IEEE, pp. 1–8 (2007).
- [10] Du, H., Tong, X., Cao, X. and Lin, S.: A prism-based system for multispectral video acquisition, *IEEE 12th International Conference on Computer Vision*, IEEE, pp. 175–182 (2009).
- [11] Cao, X., Tong, X., Dai, Q. and Lin, S.: High resolution multispectral video capture with a hybrid camera system, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, pp. 297–304 (2011).
- [12] Kawakami, R., Wright, J., Tai, Y.-W., Matsushita, Y., Ben-Ezra, M. and Ikeuchi, K.: High-resolution hyperspectral imaging via matrix factorization, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, pp. 2329–2336 (2011).
- [13] Goel, M., Whitmire, E., Mariakakis, A., T Saponas, S., Joshi, N., Morris, D., Guenter, B., Gavrilu, M., Borriello, G. and Patel, S.: HyperCam: hyperspectral imaging for ubiquitous computing applications, *The 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, ACM (2015).
- [14] Miyazaki, D., Saneshige, T., Baba, M., Furukawa, R., Aoyama, M. and Hiura, S.: Metamerism-based shading illusion, *14th IAPR International Conference on Machine Vision Applications (MVA)*, IEEE, pp. 255–258 (2015).