

RGB-NIR アレイフィルタカメラによる フィッツパトリック分類タイプ VI の画像脈波からの脈拍数推定

丹羽 悠介 指導教員：河中 治樹

1 はじめに

現在の代表的な脈波計測法は、LED と光センサを指の先に接触させ、受光量の変化から脈波を計測する光電容積脈波法である。センサに指先を接触させる必要があるため、計測時には指先を固定させる必要がある。近年では非接触による脈波計測を目的として、カメラ画像を用いた手法が多く提案されている。

先行研究では、RGB カメラを用いて顔画像を撮影し、撮影した画像の平均輝度値を時系列順に並べたもの画像脈波とし、画像脈波から脈拍数を推定している [1][2]。しかしながらこれらの研究では、肌の色によって推定精度や信号対雑音比 (SNR) が異なることを指摘している。肌の色が薄い方が脈拍の変動を捉えやすく、脈拍数が推定しやすい。対して、肌が黒くなるほど脈波の変動が小さくなり、推定精度が低下する。そこで、本研究では、複数波長を用いることで様々な肌タイプの人の画像脈波から脈拍数を推定することを目的とする。

2 フィッツパトリック分類タイプ VI

肌の色は日焼けの仕方によって VI つのタイプに分けられている [3]。タイプ I からタイプ VI までの分類を図 1 に示す。タイプが大きくなるにつれて日焼けしづらくなる。タイプ III では時々赤くなり、必ず皮膚色が濃くなるのに対し、タイプ VI は決して日焼けをしない。肌の表皮層にはメラニンがあり、メラニンの量によって肌の色や日焼けへの強さが決まる。メラニンは、可視光や近赤外光を吸収する特性があり、肌の色が濃くなるにつれてメラニンの量も増加する。タイプ VI では、毛細血管や細動脈まで光が到達する前に多くの光がメラニンで吸収されるため、画像脈波が計測できなくなる。

3 タイプ VI の脈拍数推定手法

3.1 RGB-NIR アレイフィルタカメラ

照射する光の強度を高めることで、毛細血管まで光が届くようになるが、人間の顔に直接光を照射すると眩しいため、人間には知覚することができない近赤外光を使用することにした。本研究では、可視光と近赤外光を同時に計測することができる RGB-NIR アレイフィルタカメラ (IMEC-HS-4-CL) を使用する。RGB-NIR アレイフィルタカメラの仕様を表に示す。画像脈波の輝度値変化はごく微小であるため、階調やフレームレートを高め、画素数を抑えた。また、画素数は可視光と近赤外光の合計画素数であり、波長ごとの画素数は 250×250 pixel である。

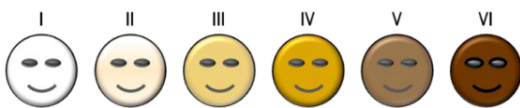


図 1 フィッツパトリック分類 I~VI[3]

表 1 画像センサ IMEC-HS-4-CL の仕様

サイズ	$7 \times 7 \times 3$ cm
波長域	RGB + NIR
画素数	500×500
フレームレート	120 fps
センサー	CMOS
出力階調	10bit(0-1023)

3.2 テンプレートマッチングを用いた同一領域の取得

計測画像は、呼吸などの体動によってわずかに変動している。そこで、同一領域から画像脈波を抽出するため、正規化相互相関を用いたテンプレートマッチングで体動による位置変化を除去する。テンプレート画像には皮膚にシールを貼ったものとする。正規化相互相関による類似度の算出方法を下記式 1 に示す。入力画像とテンプレート画像の類似度 R であり、入力画像の輝度値 $I(x, y)$ 、テンプレート画像の輝度値 $T(x, y)$ とする。テンプレート画像の幅 w 、高さ h 、画像のチャンネル数 C とする。実際にテンプレートマッチングを行った結果を図 2 に示す。図 2 より、シール領域をテンプレート画像として類似度を算出し、最大となった 0.897 を黄色の矩形で囲む。この時の皮膚領域を赤色の矩形で囲み、画像脈波が含まれない領域としてシール領域を黄色で囲んだ。

$$R(d_x, d_y) = \frac{\sum_{k=1}^C \sum_{x=1}^w \sum_{y=1}^h (I_k(d_x + x, d_y + y) T_k(x, y))}{\sqrt{\sum_{k=1}^C \sum_{x=1}^w \sum_{y=1}^h (I_k(d_x + x, d_y + y))^2 \sum_{x=1}^w \sum_{y=1}^h (T_k(x, y))^2}} \quad (1)$$

3.3 画像脈波からの脈拍数推定

画像脈波は 255 次の 0.65-4Hz バンドパスフィルタ後に高速フーリエ変換を行い、周波数スペクトルのピークから脈拍数を推定する。しかし、ピークが脈拍成分ではなく、2 倍周波数にピークが発生することがある。脈拍成分が含まれないシール領域の周波数スペクトルにも脈拍数がピークとなった。そのため、2 倍周波数のピークは心臓の拍動による皮膚表面の影響と考え、2 倍周波数にピークが発生した場合は 1/2 倍周波数を脈拍数として推定した。

4 脈拍数の精度評価推定実験

光源の照度を高めた際のフィッツパトリック分類タイプ VI の脈拍数の推定を実験した。実験では、タイプ III に対し、照度 100Lux の下で安静 1 分間を 3 試行、タイプ VI で照度 100Lux

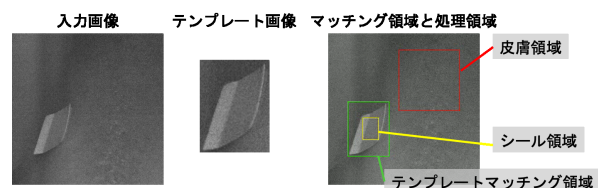


図 2 テンプレートマッチングによる位置変化の除去



図 3 タイプ III およびタイプ VI の鼻部画像

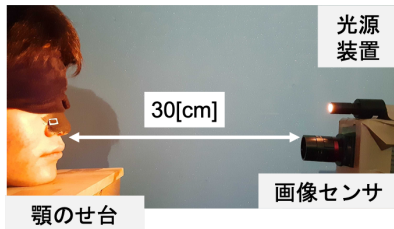


図 4 画像脈波の計測環境

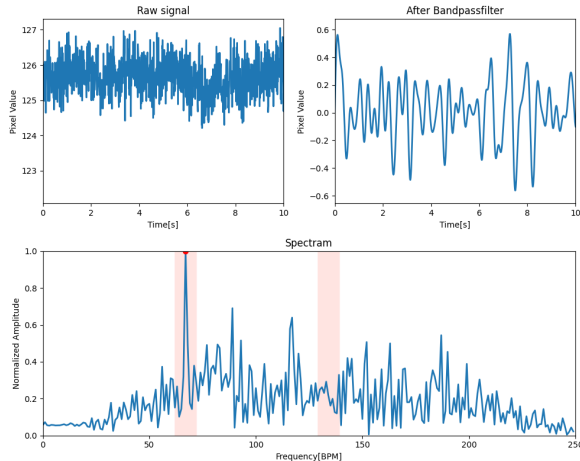


図 5 緑色の画像脈波およびスペクトル

下で安静 1 分間を 3 試行, 3000Lux 下で安静 1 分間の順に計 9 回計測した。

被験者は, 21 ± 0 歳の健常者 3 名 (男性 2 名, 女性 1 名) である。計測環境を図 4 に示す。図 4 より RGB と近赤外光の画像を RGB-NIR アレイフィルタカメラによって計測した。さらに, 正解値は Polymate を用いて心電図の R 波数を計測した。被験者は顔全体に可視光および近赤外光を照射するため, 目の保護のためにアイマスクを装着する。また, 体動の影響を減らすために, 顎のせ台に顔を置いて計測した。

COVID-19 の影響でタイプ VI の被験者を実験に呼ぶことが難しい状況であったため, タイプ III の被験者に MITSUYOSHI のフェースケキブブラックをスポンジで皮膚に塗ることで化粧してタイプ VI を模擬した。タイプ III とタイプ VI を模擬した鼻部を図 3 に示す。図 3 よりタイプ VI の場合, 皮膚が黒くすなわち, 反射光量が減少しており, タイプ VI のメラニンによる反射光量の減少を模擬できている。

画像脈波とスペクトルを図 5 に示す。波形は 126 付近で輝度値が変動し, 基線も 126 付近で変動する。バンドパスフィルタ

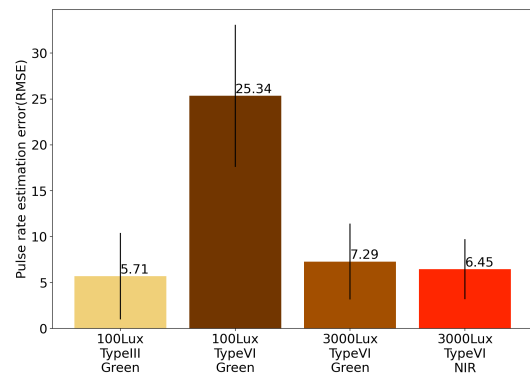


図 6 脈拍数の推定誤差 (RMSE)

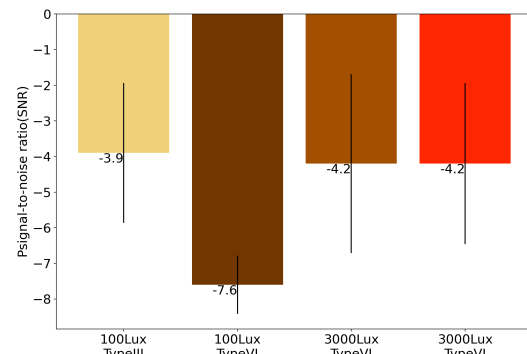


図 7 信号対雑音比 (SNR)

後の波形では, 指尖脈波のようにピーク数が脈波数と同等にならない。周波数のピークが 1.1Hz で推定脈拍数が 69, 正解値の脈拍数が 70 となり誤差 1 となった。脈拍数の推定誤差と信号対雑音比を図 6 および図 7 に示す。図 6 より 100Lux 下では, タイプ VI の推定誤差は 25.34 であったが, 3000Lux 下だと 7.29 となった。近赤外光の場合も推定精度が 6.45 となった。SNR も同様に 100Lux 下では, タイプ VI の SNR は -7.6 であった。3000Lux だと, 緑色では -4.2 となり, 近赤外光でも同様に -4.2 となった。

5 おわりに

本研究では, RGB-NIR アレイフィルタカメラを用いて, 光の強度が強い状態で可視光と近赤外光を同時に計測することで画像脈波の信号を計測し, 脈拍数を推定した。

評価実験として, フィッツパトリック分類 VI において, 光の強度を高めた際の脈拍数の推定精度の検証を行った。結果として, 推定精度が 25.34 から 6.45 となり, 推定精度が向上した。よって, 本研究により RGB-NIR アレイフィルタカメラを用いることで, 脈拍数の推定精度の向上が見込めることを示唆した。今後の課題は, 実際のフィッツパトリック分類タイプ VI の被験者での検証があげられる。

参考文献

- [1] Addison, J Clin Monit Comput, Vol.32, No.5, pp871-880, 2018
- [2] Haan, IEEE, Vol.60, No.30, pp.2878-2886, 2013
- [3] John, Int J Mol Sci, Vol.14, No.6, pp.12222-12248, 2013