

主要信号抽出とウェーブレット変換による非接触脈拍数推定法

坂巻 燎[†] 藤田 悟[‡]法政大学大学院 情報科学研究科[†] 法政大学 情報科学部[‡]

1 はじめに

2020 年の新型コロナウイルス (SARS-CoV-2) の世界的流行により、個人の健康や感染防止の面からも非接触でバイタルサインを測定する技術が求められている。そこで、本研究ではスマートフォンで撮影した顔の動画像から被写体の脈拍数の推定を行う。そして、同じ被写体であれば皮膚のどの箇所を調べても脈拍数は等しいことと、脈拍数に対応する周波数は長期にわたって観測されることに着目し、特異値分解による主要信号の抽出とウェーブレット変換による脈拍数推定方法を提案する。

2 推定方法

2.1 皮膚領域の抽出

動画像から脈拍数を推定するにはまず顔のトラッキングとその中の皮膚領域を抽出する必要がある。顔の検出には Viola-Jones 法、トラッキングには KLT 法を用いる。そして、抽出する皮膚領域は鼻と両頬を含む矩形領域とする。

2.2 前処理

抽出した皮膚領域を 3×4 のブロックに分け、RGB 各 3 チャンネルについて輝度の信号列 (計 36 個) を得る。皮膚領域の i 行 j 列目のブロックの動画像 $V_{i,j}$ から輝度信号 $S_{i,j}$ への変換は式 (1) で行う。

$$S_{i,j} = [M_{i,j}(1), M_{i,j}(2), \dots, M_{i,j}(t), \dots, M_{i,j}(N)]$$

$$M_{i,j}(t) = \frac{1}{W_{i,j}H_{i,j}} \sum_{x,y} V'_{i,j,x,y}(t) \quad (1)$$

$$V'_{i,j,x,y}(t) = \text{medfilt}(V_{i,j}(t), x, y)$$

ただし、 $N, W_{i,j}, H_{i,j}$ は動画像の総フレーム数、 $V_{i,j}$ の横幅、縦幅である。また、 $V_{i,j}(t)$ は $V_{i,j}$ の t フレーム目の画像、 $\text{medfilt}(V_{i,j}(t), x, y)$ は、画像 $V_{i,j}(t)$ にフィルタサイズが 3×3 のメディアンフィルタを適用し、座標 (x, y) の値を取得する操作、 $V'_{i,j,x,y}(t)$ はメディアンフィルタ適用後の画像 $V_{i,j}(t)$ の座標 (x, y) での値を表す。式 (1) を動画像の RGB 成分に適用し、得られた輝度信号をそれぞれ $R_{i,j}, G_{i,j}, B_{i,j}$ とする。

次に、得られた信号にトレンド除去を行い、

Remote Pulse Rate Estimation Method Based on Principal Signal Extraction and Wavelet Transform

[†]Ryo Sakamaki, Graduate School of Computer and Information Sciences.

[‡]Satoru Fujita, Faculty of Computer and Information Sciences.

時間変化する直流成分の影響を抑える。トレンド除去は、信号の移動平均線を求めた後、元の信号の各値を移動平均線で割るという方法を用いる [1]。トレンド除去後の信号を $R_{i,j}^d, G_{i,j}^d, B_{i,j}^d$ とし、さらに式 (2) のクロミナンス信号 $S_{i,j}^{chrom}$ を生成する [1]。ここで、 $\sigma(\cdot)$ は標準偏差を表す。

$$X_{i,j} = 3R_{i,j}^d - 2G_{i,j}^d$$

$$Y_{i,j} = 1.5R_{i,j}^d + G_{i,j}^d - 1.5B_{i,j}^d$$

$$S_{i,j}^{chrom} = X_{i,j} - \alpha_{i,j}Y_{i,j} \quad (2)$$

$$\alpha_{i,j} = \sigma(X_{i,j})/\sigma(Y_{i,j})$$

2.3 主要な信号の抽出

2.2 節で得られた 12 個のクロミナンス信号は同じ被写体から得た信号であるため、脈拍数は等しいと仮定し、特異値分解を用いて主要な信号の抽出を行う。その際、特異値分解を行う前に各信号のピーク間隔の平均値を計算し、最も大きな外れ値を持つ信号を探索する。そして、外れ値と対応しているクロミナンス信号以外の信号 11 個をまとめ、 S^{chrom} という $N \times 11$ の行列にする。その後、 S^{chrom} に対して特異値分解を行い、主要な信号を抽出する。 S^{chrom} の特異値分解は式 (3) で表される。

$$S^{chrom} = U\Lambda V^T \quad (3)$$

ただし、 U は左特異行列、 Λ は特異値を降順で対角成分に並べた行列、 V は右特異行列である。そして、 $S_k^{chrom} = S^{chrom}V_k$ という変換をし、 $N \times k$ の行列へ変換する。ただし、 V_k は V を 11 行 k 列にした行列で、 k は特異値の累積寄与率が 90% を超える最小の値である。

2.3 脈拍数の決定

S_k^{chrom} から脈拍数を決定する。その前提として、脈拍は急激には変わらず長期にわたって観測されるとする。まず、長期にわたって観測されたということを表すために、 S_k^{chrom} の i 列目の信号 $x_i(t)$ ($1 \leq i \leq k$) のウェーブレット変換を考える、 $x_i(t)$ のウェーブレット変換は式 (4) で与えられる。

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x_i(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4)$$

ただし、 $a, b, \Psi(\cdot)$ はそれぞれ周波数に相当するスケールパラメータ、時間に相当するシフトパラメータ、マザーウェーブレットを表す。ここで、長期にわたって観測された周波数ということを表すために $||W(a, b)||$ を時間方向で積分する。

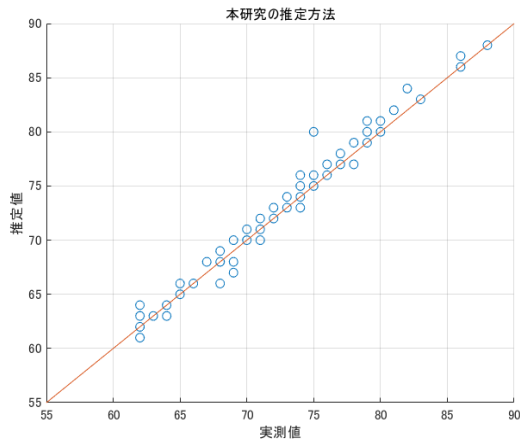


図 1 本研究の推定方法の散布図

これは式(5)で表される.

$$F_i(a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|W(a, b)|}{c(b)} db \quad (5)$$

ここで, $c(b)$ は式(6)を満たす.

$$c(b) = \max_{0 \leq a \leq fps/2} |W(a, b)| \quad (6)$$

ただし, fps は撮影時のフレームレートを表す. 次に, 得られた F_i をフィルタとして $x_i(t)$ をフーリエ変換して得られる振幅スペクトル X_i と掛ける. これは式(7)で表される.

$$X'_i = X_i \odot F_i \quad (7)$$

ただし, $\odot$ はアダマール積である. この時, 脈拍数以外の最大値を取らないようにするために, 脈拍数を検出する周波数の区間ではない部分の F_i の値は0にする. また, X_i を求める際, 1bpm単位で脈拍数を推定するために, 信号の長さが $60 \times fps$ となるように信号の末尾にゼロを追加する. そして, 式(8)に沿って X'_i ($1 \leq i \leq k$)の中で最大値を取る周波数 f を求める.

$$f = \operatorname{argmax}_{f_{\min} \leq f \leq f_{\max}} X^* \quad (8)$$

$$X^* = \operatorname{argmax}_{1 \leq i \leq k} (\max X'_i)$$

ただし, $f_{\min}$ と $f_{\max}$ は脈拍数として検出する周波数の最小値と最大値を表す. 最後に, f に60を掛けた値の整数部分を推定結果とする.

3 実験

3.1 実験内容

実験として本研究の推定方法とクロミナンス信号を用いた方法[1], 緑色信号を用いた方法[2], 独立成分分析を用いた方法[3]を比較する. 比較指標としては, 血圧計で取得した脈拍数の実測値との誤差の平均MAE, 平均絶対誤差率MAPE, 実測値との相関係数 r , 実測値との差の標準偏差SDを用いる. 実験ではiPhone8をカメラとして利用し, オムロンデジタル自動血圧計 HEM-711 で取得した脈拍数を実測値に用いる. 撮影条件とし

表 1 推定結果

	MAE (bpm)	MAPE (%)	r	SD (bpm)
本研究	0.762	1.04	0.987	0.899
文献[1]	0.914	1.24	0.978	1.20
文献[2]	1.17	1.60	0.934	2.11
文献[3]	1.34	1.80	0.839	3.35

て, カメラの fps 数は 30, 解像度は 1080p, カメラは三脚に固定しカメラと顔までの距離は 60cm とし, 白色蛍光灯を照明に使用している部屋で頭を静止した状態の動画像を 105 本撮影した. また, 撮影の開始は血圧計の測定ボタンを押した時, 終了は血圧計の測定の終了時とした. 実験に用いたパラメータとして, 移動平均線を求めるためのフィルタサイズは 30, 脈拍数を検出する帯域を 48bpm から 240bpm とした.

3.2 実験結果

実験より表 1 と図 1 が得られた. 表 1 は 1 列目に比較する手法, 2 列目は実測値との誤差の平均, 3 列目は平均絶対誤差率, 4 列目は実測値との相関係数, 5 列目は実測値との差の標準偏差を表している. また, 図 1 の横軸は実測値, 縦軸は推定値を表している. 表 1 より本研究の推定方法は MAE が 0.762bpm, MAPE が 1.04%, r が 0.987, SD が 0.899bpm となり, 関連研究のいずれの方法と比較しても推定精度を改善することができた.

4 まとめ

本研究では主要な信号の抽出とウェーブレット変換による脈拍数推定方法について述べた. 今後の課題として, 実生活の状況に近い撮影条件で推定した時に高精度で推定できるようにすることであると考えられる.

謝辞

本研究は JSPS 科研費 JP20K11777 の助成を受けたものです.

参考文献

- [1] G de Haan, and V Jeanne, "Robust Pulse Rate From Chrominance-Based rPPG", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013.
- [2] Verkruysse W, Svaasand LO, and Nelson JS, "Remote plethysmographic imaging using ambient light", Optics express, 2008.
- [3] McDuff D, Gontarek S, and Picard RW, "Improvements in Remote Cardiopulmonary Measurement Using a Five Band Digital Camera", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014.