

可視カメラ 30 fps 環境の rPPG に最適化した非対称サイン波モデルに基づく血圧推定

中澤 祐介

近年、スマートフォン等の汎用デバイスで心拍・血圧を非接触に推定する研究が進んでいる。可視光カメラによるリモートPPG (rPPG) は、皮膚表面での光反射強度の周期的变化を解析し、拍動に伴う微小な血流変化を光学的に捉える手法であり、RGB各成分の輝度変動から心拍関連信号を抽出する原理に基づく。ここで、いわゆる指尖脈波（コンタクトPPG）では、波形の形状解析や血行動態指標抽出のために 500 Hz以上（少なくとも100 Hz以上）が推奨されるサンプリング率が用いられてきた^[1]。一方で、可視光カメラを用いた rPPG では、反射光変化が極めて微小であるうえ、環境照明変動・皮膚色・体動などにより信号対雑音比 (SNR) が低下しやすく^[2]、その上 通常30~60 fps 程度という低周波数下にある。よって形状解析には不利な条件となるため、通常使用されるTHD や A_2/A_1 など周波数分解ベースの特徴量は照明変動・位相ゆらぎ・量子化ノイズに脆弱となりやすい^[3, 4]。そこで本研究は、形状の規範を先に定め、その規範からの最小モデル残差を用いる時間領域アプローチ①、または規範波形から血圧を直接算出するアプローチ②に着目した。低周波数・低 SNR 環境では高周波成分が失われやすいものの、PPG および動脈波に共通する「収縮と拡張の非対称性」は、心拍周期内の順行波と末梢反射波の干渉によって形成される低周波構造であり^[5, 6]、サンプリング劣化や光学ノイズに対して比較的頑健に保持される^[7]。この非対称性は、ガンマ関数やベータ関数など歪度をもつモデルで表現可能と報告されているが^[8, 9]、多パラメータによりノイズの影響を受けやすく、安定性に乏しいという課題がある。そこで本研究では、この時間的非対称性を单一パラメータで直接表現できる「非対称サイン波」モデルを導入し、収縮/拡張の時間比を位相進行の非線形変形として表現する。このモデルでは、D により上り/下り時間比（例：1:2）を制御し、振幅・基線・微小位相ずれは線形最小二乗で推定可能な形に整理することで、非線形探索の自由度を最小限に抑えつつ、滑らかで連続的な波形近似を実現する。

本研究の目的は、心拍および血圧を指標としたバイオフィードバックシステムの実現に向け、可視光カメラによる rPPG 波形から高精度かつ安定的に血圧を推定する手法を確立することである。本研究室ではこれまでに、スマートフォン前面カメラを用いて rPPG をリアルタイムに取得し、心拍間隔 (IBI) を平均絶対誤差 2.95% の精度で検出するアプリケーションを開発している。次の段階として、本研究ではこの rPPG 波形に対し、非対称サイン波モデルに基づく 2 種の血圧推定法を導入し、照明変動・位相ゆらぎ・量子化ノイズの影響を抑制した高安定な推定を目指す。

(提案法①では、各拍に非対称サイン波を IBI 同期・ピーク整合で当てはめ、理想波形との差の RMS 残差 E を算出する。さらに、E と拍振幅 A を組み合わせた $E\sqrt{A}$ を血管硬さの代理指標として導入し、線形回帰により血圧を算出する。E は形状逸脱量として反射波や血管硬化で増大し、 \sqrt{A} は信号明瞭度 (SNR) 差を補正するため、両者の積は生理的硬さに敏感かつ取得条件に頑健な指標となる。提案法②では、同様に IBI 同期・ピーク整合を行った非対称サイン波そのものを説明変数として線形回帰に用い、SNR 変動に対してより強靭で、周波数分解を必要としない血圧推定の有効性を検証する。)

評価実験では、409 Hz の光学式パルスオキシメータを基準として、rPPG 信号および非対称サイン波近似波形の平均絶対百分率誤差 (MAPE) を比較する。さらに、提案法①・②による推定血圧を連続血圧の計測値と対照し、精度および安定性を検証する。これにより、可視カメラ 30 fps という低周波数・低 SNR 環境においても、提案法が高い再現性と安定性を維持した血圧推定を実現できる可能性を評価する。

参考文献

- [1] Photoplethysmography Signal Processing and Synthesis
Elisa Mejia, John Allen, Karthik Budidha, Chadi El-Haj
- [2] DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera
Mayank Kumar 1,* , Ashok Veeraraghavan 1, Ashutosh Sabharwal 1
Biomed Opt Express. 2015 Apr 6;6(5):1565-1588.
- [3] Allen, J., “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” Physiological Measurement, vol. 28, no. 3, pp. R1-R39, 2007.
- [4] Elgendi, M., “On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals,” Current Cardiology Reviews, vol. 8, no. 1, pp. 14-25, 2012.
- [5] O’Rourke, M. F., and Nichols, W. W., McDonald’s Blood Flow in Arteries, 6th ed., Hodder Arnold, 2011.
- [6] Millasseau, S. C., Kelly, R. P., Ritter, J. M., and Chowienczyk, P. J., “Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis,” Clinical Science, vol. 103, no. 4, pp. 371-377, 2002.
- [7] Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., and Yoshida, M., “Wearable photoplethysmographic sensors—past and present,” Electronics, vol. 3, no. 2, pp. 282-302, 2014.
- [8] Basso, G., Haakma, R., and Vullings, R., “A skewed-Gaussian model for pulse decomposition,” Physiological Measurement, vol. 45, no. 11, 2024.
- [9] Tiinanen, T., Popa, A.-G., Käpylä, M., and Fränti, A., “Model selection for the pulse decomposition analysis of fingertip photoplethysmograms,” in Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC), 2017, pp. 1624-1627.