

血圧変動要因の時間的差異を考慮した光電容積脈波による常時血圧推定

近藤 里帆

指導教員：小栗 宏次

1 はじめに

血圧値は健康管理に重要な指標であり、血圧の常時モニタリングが求められている。しかしながら、一般的に血圧測定に用いられるカフはユーザに負担がかかってしまう上、連続計測が困難である。そこで我々は低侵襲で連続的に計測が可能である単一の光電容積脈波センサを用いたカフレス血圧推定に着目する。横井らはこの脈波からの血圧変動量推定において血圧変動要因に着目した。変動要因（負荷、温度、日内）における血圧の決定要素の違いから変動要因の分離の必要性について述べた（図 1）[1]。しかしながら、日中活動下において血圧変動要因は混合して起きるため、その把握は困難である。また、Zheng らは、脈波伝播時間を用いた 24h 血圧推定において日中は夜間と比較して推定精度が低くなることを示した[2]。そこで、本研究では光電容積脈波センサを用いた日中生活下における血圧常時モニタリングに向けて、血圧変動要因に着目した変動量の分離による推定手法の提案と検証を行う。

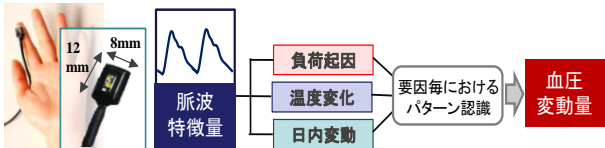


図 1 光電容積脈波センサを用いた血圧推定

2 血圧変動要因

生体は 1 日の中でも様々な要因で変化する。これは運動やストレスのような身体的変化に合わせて体内環境を保つ仕組みである生体恒常性と、内在する体内時計による変動リズムであるサーカディアンリズムに大きく分類される。生体恒常性は日中における様々な活動に依存し、高周波数で変動する、また、サーカディアンリズムは 1 日を通じて低周波数で緩やかに変動する。そこで本研究では、この変動の時間的差異に着目し、1 日の中における血圧変動について、生体恒常性における血圧変動を短期変動、サーカディアンリズムによる血圧変動を長期変動と定義し、これらを分離して推定する手法について提案する。

3 提案推定手法

3.1 脈波特徴量

脈波特徴量として、光電容積脈波と特徴を明確化するために二回微分した加速度脈波から、ピーク波高やピーク間時間を算出する。更に、脈波間隔に対して周波数解析を行い、自律神経系に関する指標も抽出し、推定に用いる。

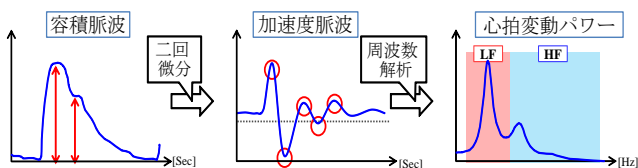


図 2 脈波特徴量

3.2 学習

学習に用いるデータとして、日中を通じて血圧値と光電容積脈波を 15 分毎に取得する。 $t = 1 \dots L$ (L は計測回)とした場合、血圧値 $BP(t)$ は、周波数帯で分離される長期変動と短期変動の和で成り立つと定義する（式 1）。尚、本研究で推定を行うのは、1 回目の計測からの変化量 $BPV(t)$ である（式 2）。まず、 $BPV(t)$ カットオフ周波数 1/7200Hz のローパスフィルタを適用することで長期血圧変動量 $LBPV(t)$ を算出する（式 3）。次に、各計測点において実測血圧変動量と長期血圧変動量の差分を算出した値を短期血圧変動量 $SBPV(t)$ とする（式 4）。図 3 に血圧変動分離の概要図を示す。また、学習器はステップワイズ変数選択法に基づいた重回帰分析で構築する。血圧値と同時に計測された脈波から抽出した各脈波特徴量 $PPGV(t)$ にも同様の分離手法を適用し、各変動を推定するために重回帰式を 2 つ構築する。フローチャートを図 4 に示す。また、変動を周波数帯において長期と短期に分離している例を表すパワースペクトルを、血圧と 1 つの脈波特徴量について図 5 に示す。

$$BP(t) = LPF(BP(t)) + HPF(BP(t)) \quad (1)$$

$$BPV(t) = BP(t) - BP(1) \quad (2)$$

$$LBPV(t) = LPF(BPV(t)) \quad (3)$$

$$SBPV(t) = BPV(t) - LBPV(t) \quad (4)$$

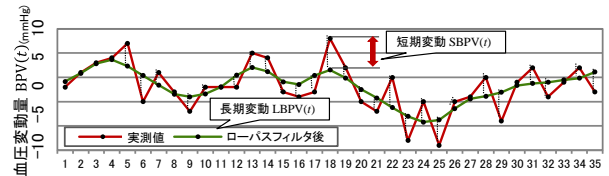
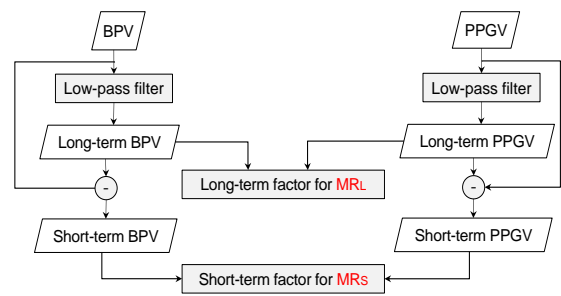
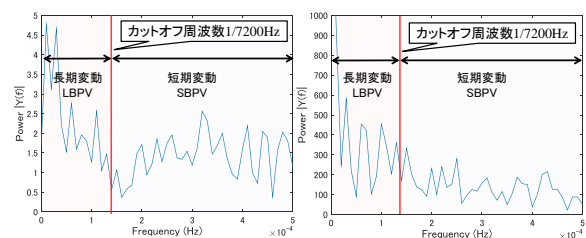


図 3 血圧変動の分離概念図

図 4 フローチャート (MR_LとMR_Sの構築)図 5 パワースペクトル (左: $BPV(t)$, 右: $PPGV(t)$)

3.3 推定

構築された重回帰式 MR_L と MR_S を用いて、脈波波形から長期血圧変動量と短期血圧変動量を推定する(式 5, 6). 本研究ではこのように分離された $LBPV_e(t)$ と $SBPV_e(t)$ をそれぞれ推定し、和を算出することで全体の推定血圧変動量とする(式 7).

$$LBPV_e(t) = MR_L(LPF(PPGV(t))) \quad (5)$$

$$SBPV_e(t) = MR_S(HPF(PPGV(t))) \quad (6)$$

$$BPV_e(t) = LBPV_e(t) + SBPV_e(t) \quad (7)$$

4 検証実験

提案手法の有効性を検証するために 9 名の健常な被験者(22.6±0.9 歳)に対して、日中生活下における約 9 時間の生体信号計測実験を行った. アンケートによって個人情報を得た後、左手人差し指から光電容積脈波を取得し(1kHz)、右上腕からカフにより血圧値を取得した(15 分毎). 被験者に計測機器を装着した状態で、普段通りの生活を送ってもらった. 計測器の装着図を図 6 に示す.

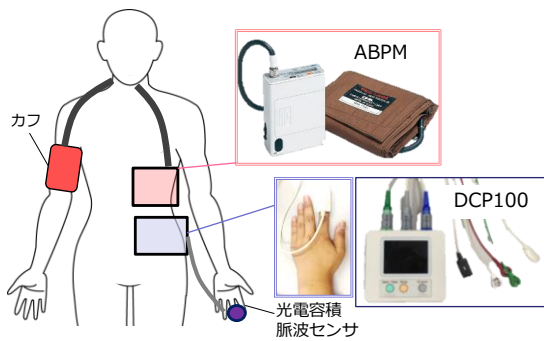


図 6 装着図

推定結果について、分離なしでの結果と、提案手法による分離ありの結果、また分離された長期変動と短期変動の結果をそれぞれ図 7 に示す. 尚、推定は K 分割交差検証法における個人外推定を行った.

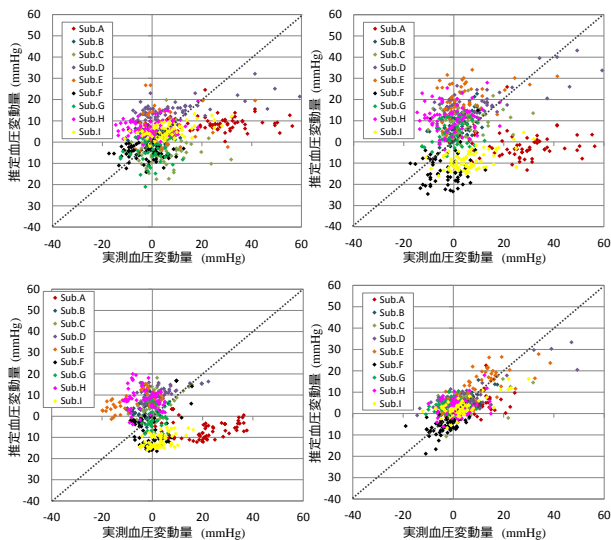


図 7 推定結果 (左上:分離なし, 右上:分離あり, 左下: 長期変動, 右下: 短期変動)

推定精度をカフでの実測値との相関係数 (R), 誤差平均 (MDE), 誤差標準偏差 (SDE) から評価する (表 1). 提案手法では推定値がばらついてしまい精度の向上は見られないが、分離された短期変動において実測値との高い追従性が確認された.

表 1 推定精度

	分離なし	分離あり	長期変動	短期変動
R	0.35	-0.22	-0.21	0.66
MDE (mmHg)	-1.63	-0.46	-0.88	0.42
SDE (mmHg)	12.2	16.9	14.0	6.28

5 考察

検証実験の結果、提案手法において短期変動は追従性が高いことから、長期変動が全体の推定精度の低下を引き起こしていると考えられる. しかし、被験者毎に推定誤差が類似した傾向を持つことから、個人差が影響していると考えられる. そこで、本研究で長期変動と定義したサーカディアンリズムについて、血圧推定における個人差の影響を調査するための追実験を行った. 被験者 5 名において、10 時から 17 時の間において 1 時間毎に安静状態における生体信号を計 8 回×5 日間計測した. 個人外推定における結果と、個人内で日外推定を行った結果について個人毎に推定精度を図 8 に示す. 個人内推定にすることで全被験者において推定精度の向上が確認された. 特に個人外推定では追従性が低かった被験者 C, D において大幅に精度が向上していることから、サーカディアンリズムにおいて血圧と脈波変動の関係に個人差が大きく影響していることが示唆された. ここから、サーカディアンリズムは個人毎に学習することで推定できる可能性が示された.

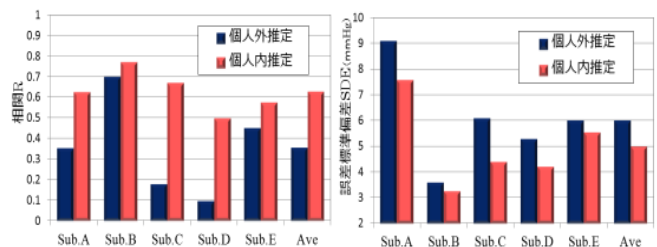


図 8 推定精度 (個人外推定, 個人内推定)

6 おわりに

光電容積脈波を用いた常時血圧モニタリングに向けて、血圧変動を要因の時間的差異に着目して分離する推定手法を提案した. その結果、本手法により日中の活動における生体恒常性が引き起こす急激な血圧変動を検知できることが示唆された. また、追加検証の結果から個人内でキャリブレーションを行うことで、サーカディアンリズムを含む変動をより高精度に推定し、血圧変動をモニタリングすることができると考えられる. これらより、日中活動下における血圧常時モニタリングの実現可能性が高まった.

参考文献

- [1] 横井都司如, 愛知県立大学大学院, 平成24 年度修士論文
- [2] Y. Zheng, B. P. Yan, Y. Zhang, C. M. Yu, and C. C. Y. Poon, Int'l Conf. IEEE EMBS, 2013