

ベッドセンサによる生体信号分離手法に向けて

廣中 遼^{1,a)} 西田 健^{1,b)} 井上 創造^{1,c)}

概要: ベッド上の空気マットの圧力を測るベッドセンサを用いて、心拍、呼吸、体動の各生体信号を分離する手法を提案する。バンドパスフィルタを用いる既存手法は、計測対象である生体信号が他の生体信号の周波数帯域に重複すると、正確に計測できない。この問題に対して、用いる周波数帯域をカルマンフィルタを用いて動的に変化させる手法を用いて生体信号の分離を試みる。

1. はじめに

近年、高齢化の進行に伴い、医療費の増大が大きな問題となっている。これに対し、医療費抑制の観点から「予防医療」が注目されている。予防医療では日常の健康管理・維持や疾病の早期発見が重要となる。日常の人間の健康状態をモニタリングが可能となれば、得られた情報をフィードバックすることで健康管理や疾病の早期発見に繋がると考えられ、日常生活における生体情報のモニタリングに関する研究が多く行われている。日常的な長期間に及ぶ生体信号の計測は無意識のうちに行われることが望ましく、無侵襲・無拘束で計測を行う手法が必要である。

その中で、睡眠時の無侵襲な計測が可能であるデバイスとして、ベッド上の空気マットの圧力から心拍数や呼吸数を測る、ベッドセンサ [1] が挙げられる。しかし、既存の方法では空気圧値に対しバンドパスフィルタを用いているため、計測対象である生体信号が他の生体信号の周波数帯域に重複すると、正確に計測できないという問題がある。

この問題に対し、本稿では、ベッドセンサの空気圧値に対してカルマンフィルタを適用し、心拍数と呼吸数を推定する手法を提案する。カルマンフィルタは、現在の観測値だけでなく過去の内部状態（本稿では心拍数と呼吸数）を考慮して現在の内部状態を推定することができるため、観測値の急激な変化に対して頑健である。また、バンドパスフィルタのように周波数帯域が限定されることも無い。

2. カルマンフィルタ

本来のカルマンフィルタ [2] においては、さらなる係数

行列や制御入力に定義されるが、以下では簡単のために、本稿の説明に必要な程度に簡略化して説明する。

時刻 k の内部状態ベクトル x_k および観測値ベクトル y_k は、

$$x_k = x_{k-1} + w_k, \quad y_k = x_k + v_k$$

でモデル化される。ただし w_k および v_k はそれぞれ、平均 0 、共分散行列 Q 、または平均 0 、共分散行列 R の多変数正規分布に従うものとする。

以下では、カルマンフィルタを用いて内部状態 x_k をオンラインで推定する手続きを述べる。

まず最初に、内部状態 x と、誤差の共分散行列 P の初期値を適当に定めておき、毎時刻 k に、以下の手続きを繰り返す。ここで得られる x が、 x_k の推定値である。

- (1) $P \leftarrow P + Q$ (現在の誤差行列)
- (2) $S \leftarrow P + R$ (残差の共分散)
- (3) $K \leftarrow P \cdot S^{-1}$ (最適カルマンゲイン)
- (4) $x \leftarrow x + K \cdot (y - x)$ (状態の推定値)
- (5) $P \leftarrow (I - K) \cdot P$ (誤差の共分散)

3. ベッドセンサ信号へのカルマンフィルタの適用

本研究では、ベッドに敷いた空気マットの空気圧を計測できる装置を使用する。以下では、得られる空気圧値から、カルマンフィルタにより生体信号を分離する手法を述べる。なお、空気圧値からは心拍数、呼吸数、体動数が取得できると考えられるが、以下では心拍と呼吸に限定する。心拍数や呼吸数は1分あたりの周波数 (bpm) で扱うため、以下では圧力の周波数成分を対象とした処理を行う。

3.1 内部状態のモデル化

内部状態 x_k を、行列

¹ 九州工業大学
1-1, Sensui-cho, Tobata, Kitakyushu, 804-8550, Japan
^{a)} hironaka83@gmail.com
^{b)} nishida@cntl.kyutech.ac.jp
^{c)} sozo@mns.kyutech.ac.jp

$$x_k = \begin{bmatrix} \text{時刻 } k \text{ の心拍数 (bpm)} \\ \text{時刻 } k \text{ の呼吸数 (bpm)} \end{bmatrix}$$

のようにモデル化する。

内部状態の初期値は、 $x_1 = {}^t[80, 30]$ のように経験的に定める。

3.2 観測値の取得

各時刻 k において、一定区間のハニング窓を取り、これをフーリエ変換して振幅スペクトル $F_k(1/f)$ を得る。ただし f は周波数である。この F に対して、基本的には、その時点で振幅スペクトルが最大となる周波数を求め、これを観測値 y_k とするが、一時刻前の推定値に近い周波数帯域に限定するために、周波数の探索範囲を限定する。つまり、 α を定数として以下のように計算される。

$$y_k \leftarrow \arg f \max_{|f-x_{k-1}| \leq \alpha} F_k\left(\frac{1}{f}\right)$$

3.3 パラメータ設定

カルマンフィルタのパラメータ Q, R は、最適化が必要ではあるが、例えば $Q = R = I$ のように適当に定める。また誤差行列 P の初期値も、 $P = I$ のように定める。

4. 実験

実験にはジェピコ社のベッドセンサ [1] を用いる。これは、周期 0.1 秒でサンプリングした空気圧値にバンドパスフィルタを適用し、それぞれの最大周波数を心拍数と呼吸数と見なしている。この機器ではバンドパスフィルタを適用する前の波形を得ることができるため、この波形を便宜上、原波形と見なして処理する。

実験は、1 名の被験者の呼吸の速度を意図的に変化させて約 3 分間計測を行った。呼吸数の詳細は下記に示す。心拍数は開始時に約 80bpm であったが、心拍数については特に拘束は与えなかった。

- 0 秒-約 80 秒: 1 分間かけて 50bpm から 10bpm まで呼吸数を下げる。
- 約 80 秒-約 120 秒: 1 分間 10bpm を維持
- 約 120 秒-約 180 秒: 1 分間かけて 10bpm から 50bpm まで呼吸数を上げる

4.1 結果

一回の実験で得られたスペクトログラムおよび推定された心拍数 (Heart rate) と呼吸数 (Respiration) を図 1 に示す。カルマンフィルタの初期値は $x_0 = {}^t[88, 60]$ 、 $\alpha = 3$ とした。

図より、呼吸数については、最初の 80 秒間程度は 50bpm から 10bpm へとほぼ正しく遷移している。その後 10bpm から実際より少しずつ増加していくが、最後は 50bpm 程度に戻っている。このことから、呼吸数を様々な周波数帯域

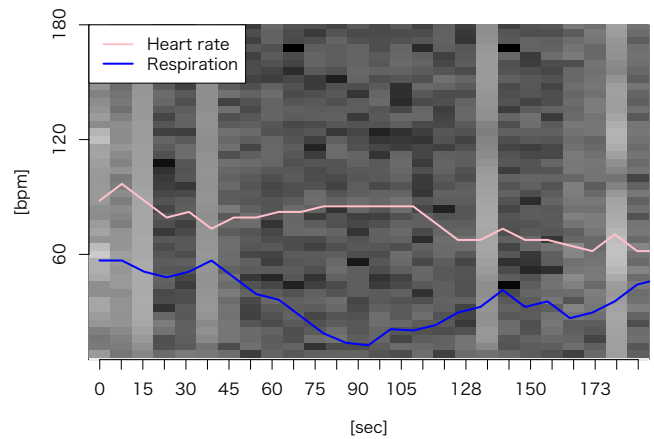


図 1 カルマンフィルタの適用により求められた心拍数 (Heart rate) と呼吸数 (Respiration)。スペクトログラムは濃淡で表し、薄い方が高い値となる。

に変化させてもほぼ追従できていることが分かる。また、心拍数については、ほぼ 60-80bpm 程度で安定していることがわかる。これは被験者の感覚とほぼ一致した。

4.2 考察

カルマンフィルタにおいては、初期値を最適な値に設定にする必要がある。今回の事例でも、初期値を変えると正しく追従できないという場合もあった。また別の事例では、生体信号同士が重なる、もしくは交差する場合、正しい計測ができない、という事例も存在した。これはカルマンフィルタの性質上、一旦 2 つの信号の内部状態が同じになると、その後は同じ挙動をしてしまうからであり、今後の課題である。

5. まとめ

本稿では、ベッドセンサによる生体信号の計測において、カルマンフィルタを用いた手法を提案した。既存手法は計測対象の信号がバンドパスフィルタの制限帯域を超えると計測できないという問題があったが、カルマンフィルタを用いることで様々な周波数に変化した場合にも生体信号を計測できることを示した。

参考文献

- [1] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Ando, T. Ishikawa, K. Kobayashi, "Noninvasive measurement of a heart beat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.52, no.12, pp.2100-2107, Dec. 2005.
- [2] Steffen L. Lauritzen. "Time series analysis in 1880. A discussion of contributions made by T.N. Thiele". International Statistical Review 49, 1981, 319-333.