

マイクロ波ドップラーセンサを用いた 非接触心拍計測手法

Contactless heart rate measurement method using microwave Doppler sensor

経営システム工学専攻
13N7100007G 酒井 亘

1 はじめに

現在の日本は、65歳以上の人口が年々増加し高齢化が進んでいる。高齢化社会によって医療費の増大および孤独死の増加などの問題がある。

この対策のために近年注目されているのが、健康を日々監視し異常時に発見できる見守りシステムである。本研究では健康を示す指標の中から心拍に着目した。心拍を計測するには、装着型のセンサをつけるのが一般的である。しかし毎日計測を行うにはストレスや不快感を感じやすい。そこで非接触での心拍の計測が期待される。本研究ではマイクロ波ドップラーセンサという機器を使用し、心拍を非接触で計測を行う。

マイクロ波ドップラーセンサは、ドップラー効果を利用したセンサで対象物の速度を計測できる。心拍の動きは胸部を中心に表れるため、このセンサを胸部にあてることで心拍の計測を行う。ただし胸部には呼吸の動きも含まれているためこれを取り除かなければならない。

従来研究として大久保ら(2009)[1]は、FFT(高速フーリエ変換)およびバンドパスフィルタを用いて呼吸成分を取り除き、心拍波形を抽出して心拍を計測している。従来研究の多くはセンサを5-10cmなど至近距離に設置している。見守りシステムの観点からより長い距離で心拍を計測できる必要がある。また従来研究では周波数領域の手法が中心だが、この手法では距離が伸びると心拍の周波数のピークが不鮮明となり、心拍数を正確に計測できない恐れがある。

よって本研究では先行研究の課題から、センサとの距離を1mに設定して更に周波数領域ではない新しい手法を提案して心拍の計測を行う。

2 マイクロ波ドップラーセンサ

マイクロ波ドップラーセンサは、まず速度を計測したい対象物に向けてマイクロ波を送信する。対象物に当たるとマイクロ波は反射して、センサがそのマイクロ波を受信する。物体が動いているならばドップラー効果により送信波と受信波は異なる。この送信波と受

信波の差の周波数をセンサは出力し、速度を計測する仕組みである。

本研究では直行検波方式を用いたセンサで以下のI信号とQ信号を出力する。式の $R(t)$ はセンサとの距離を表し、 λ は波長、 ϕ_0 は初期位相である。

$$I(t) = A(t) \cos\left(-\frac{4\pi R(t)}{\lambda} + \phi_0\right) \quad (1)$$

$$Q(t) = A(t) \sin\left(-\frac{4\pi R(t)}{\lambda} + \phi_0\right) \quad (2)$$

3 提案手法

本研究の提案手法について図1に示した。本研究では時系列モデルの一種のベイズ型季節調整法と、時間領域の手法の拡張カルマンフィルタを組み合わせた。

- 1 ドップラーセンサからI信号(式(1))とQ信号(式(2))が、サンプリング周波数に応じて出力される。
- 2 出力された信号に対して、ベイズ型季節調整法(BAYSEA)を用いて呼吸成分を除去する。
- 3 ベイズ型季節調整法で呼吸成分を除去した信号に、心拍の変位モデルを当てはめ、そのパラメータを拡張カルマンフィルタによって推定する。
- 4 推定したパラメータから心拍数を計測する。

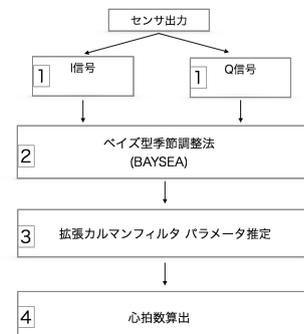


図1: 提案手法について

3.1 ベイズ型季節調整法

季節調整法とは、時系列データを長期的変動傾向(トレンド)、季節変動、不規則変動の3種類に分解する。図2は呼吸している時と、呼吸を止めて心拍の動きだけを計測した時のドップラー信号である。呼吸ありの

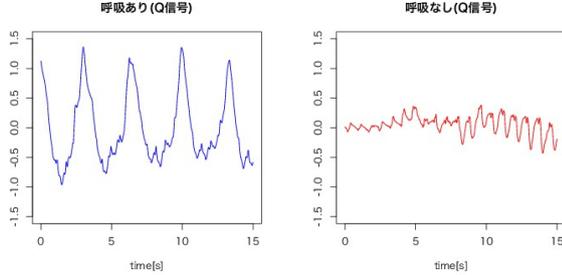


図2: 呼吸ありと呼吸なしのドップラーQ信号(15秒間)

信号は、呼吸を止めている時よりも波形の周期が長いことためトレンド成分に該当すると考えられる。また呼吸ありの信号には心拍の信号も含まれているため、呼吸ありの信号からトレンド成分を差し引けば心拍の成分が抽出できる(図3)。トレンド成分および季節変動に

$$y(i) = \underbrace{T(i)}_{\text{トレンド}} + \underbrace{S(i)}_{\text{季節変動}} + \underbrace{I(i)}_{\text{不規則変動}} + \underbrace{\text{心拍及びノイズ}}_{\text{呼吸}}$$

図3: ドップラー信号の季節調整法の適用

分解する方法として、本研究ではベイズ型季節調整法を用いた。ベイズ型季節調整法では以下の式(3)を最小化するように季節分解を行う。

$$\sum_{i=1}^N (y_i - T_i - S_i)^2 + u^2 \sum_{i=1}^N (\Delta^k T_i)^2 + v^2 \sum_{i=1}^N (\Delta^l S_i)^2 + w^2 \sum_{i=1}^N \left(\sum_{j=0}^{p-1} S_{i-j} \right)^2 \quad (3)$$

この時、 T_i および S_i はパラメータで、 k, l, u^2, v^2, w^2 はパラメータを決める超(ハイパー)パラメータである。ハイパーパラメータの決め方として、周辺尤度に基づくABICという指標がある。ABICが最小になるハイパーパラメータが最も良いとされる。

このベイズ型季節調整法のプログラム「BAYSEA」は公開されており、本研究でもBAYSEAを使用してトレンド成分を推定する[2]。BAYSEAでは、ハイパーパラメータは制御変数に置き換えられる。本研究ではPERIODという周期を表す制御変数だけ100,120,140,160

の4種類を適用する。これは呼吸の周期が人によって異なるためである。ABIC(AVABIC)が最小の時のPERIODを用いてトレンド成分を推定する。

3.2 拡張カルマンフィルタ

カルマンフィルタとは、実際に観測されたデータから、観測することができないシステムの真の状態を、データが与えられるたびに逐次的に推定する手法である。状態空間モデルを使用し、予測ステップと更新ステップを繰り返すことで推定を行う。非線形に拡張したものを拡張カルマンフィルタという。

BAYSEAで呼吸成分を除去したため、ドップラー信号の式に心拍のモデル式を組み込んでそのパラメータを推定する。心拍のモデル式は以下の式(4)である。

C は振幅、 f_c は心拍の周波数、 θ_1 は初期位相である。

$$C \sin(2\pi f_c t + \theta_1) \quad (4)$$

状態方程式は以下の通りである。

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (5)$$

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} A \\ C \\ f_c \\ \theta_1 \\ \phi_0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

観測方程式は以下の通りである。 d_0 は一定距離を示す。

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{h}(\mathbf{x}_k) + \mathbf{w}_k \quad (7)$$

$$\mathbf{h}(\mathbf{x}) = \begin{bmatrix} A \cos(-\frac{4\pi}{\lambda}(C \sin(2\pi f_c t + \theta_1) + d_0) + \phi_0) \\ A \sin(-\frac{4\pi}{\lambda}(C \sin(2\pi f_c t + \theta_1) + d_0) + \phi_0) \end{bmatrix} \quad (8)$$

システムノイズ(\mathbf{v}_k)の分散共分散行列 \mathbf{Q}_k 、観測ノイズ(\mathbf{w}_k)の分散共分散行列 \mathbf{R}_k 、誤差分散共分散行列 \mathbf{P} の初期値は、以下の様に設定する。

$$\mathbf{Q}_k = \begin{bmatrix} 10^{-4} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10^{-16} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10^{-8} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10^{-12} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10^{-14} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{R}_k = \begin{bmatrix} 5 \times 10^{-3} & 0 \\ 0 & 5 \times 10^{-3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{P}(0) = \begin{bmatrix} 10^{-2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10^{-2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 10^{-2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10^{-2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 10^{-2} \end{bmatrix}$$

また振幅 (C) と心拍の周波数 (f_c) に関しては, 心拍の動きだけを捉えるよう次の制約を設ける.

$$0.0001 \leq C \leq 0.001, \quad 0.8 \leq f_c \leq 2.5$$

3.3 心拍数の算出

図4は実際に心拍センサで計測を行って取得した心電図である. 図4の赤い点はR波で, 本研究ではこのR波を使用する. このR波とR波の間隔をRR間隔と言い, RR間隔から1分間あたりの心拍数(BPM)を算出する.

$$\text{心拍数 (BPM)} = 60(\text{秒}) \div \text{RR 間隔 (秒)} \quad (9)$$

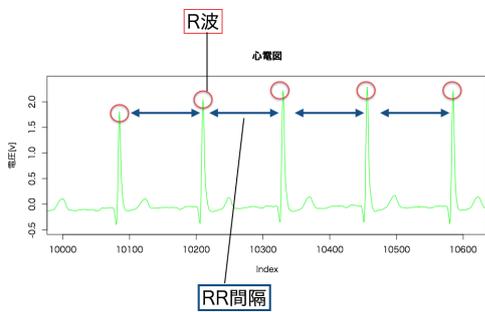


図4: 心電図

提案手法での心拍数計測について述べる. 拡張カルマンフィルタで推定したパラメータ ($A, C, f_c, \theta_1, \phi_0$) から心拍の動きの周波数部分 f_c に着目する. 心拍1拍が1周期のため, 1秒間に変換したものが心拍の周波数 (f_c) となっている. よって心拍数を以下の式で算出する.

$$\text{心拍数 (BPM)} = 60(\text{秒}) \times f_c(\text{心拍の周波数})(\text{Hz}) \quad (10)$$

f_c が 1Hz の場合は 60 拍 (BPM), 1.5Hz では 90 拍 (BPM) となる.

4 実験および結果

実験を行い提案手法および比較のために既存手法 [1] でも心拍数を算出して精度を評価する. 実験に使用するマイクロ波ドップラーセンサは, 沖電気工業株式会社製の 24GHz 帯高感度電波型センサ (4YA6024-3698G001)(図5)である. 精度を評価するために実際の心拍数を計測する. 計測に用いるのは, マイクロ・メディカル・デバイス株式会社製のワイヤレス生体センサ (心拍セン



図5: 高感度電波型センサ

サ:RF-ECG)である. 実験の被験者は3名(A,B,C)でいずれも20代男性である. 被験者には, 直衣のまま仰向けの体勢で安静にしてもらい通常行っている呼吸をしてもらった. 計測は5分間(300秒)行い, ドップラーセンサと正解データ用の生体センサとを時刻を同期させて行った. サンプル周波数はドップラーセンサが200Hzで生体センサは204Hzである. ドップラーセンサは被験者の胸部真上1mに設置し, 生体センサは胸部に取り付けた. 実験の様子を表したものが図6である.

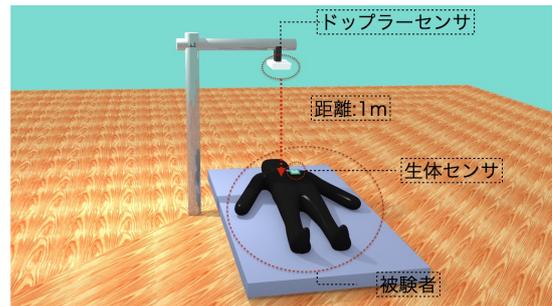


図6: 実験の様子

図7は, 被験者Aの計測したデータと, ABICが最小になったPERIODを用いてBAYSEAを適用したものである. BAYSEA適用後の信号が滑らかになっている.

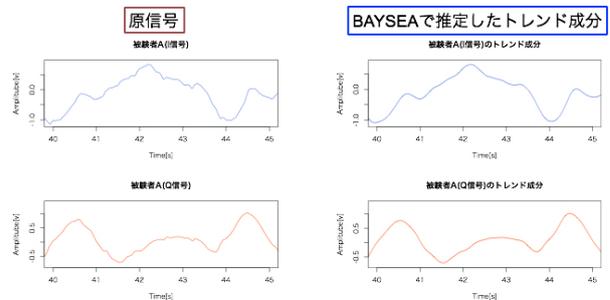


図7: 計測データ(左)とBAYSEA適用後(右)

るのが確認できる。計測データからこのトレンド成分を推定した信号を除去する。トレンド成分を除去した信号が図8である。振幅が小さくなり、波形の周期が

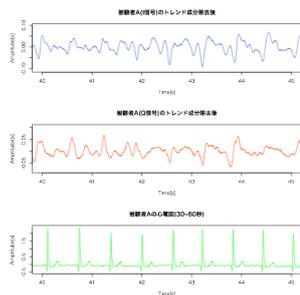


図 8: 呼吸成分除去後の信号および心電図

心拍と同等の長さとなっていることが確認できる。この除去後の信号に拡張カルマンフィルタを適用し、心拍の周波数を推定して心拍数を算出する。

算出した結果が以下の表である。1分間毎と5分間の平均心拍数を算出している。

表 1: 被験者 A の平均心拍数

機器	0-60 秒	60-120 秒	120-180 秒	180-240 秒	240-300 秒	5分間
心電図 (正解)	97.13	96.94	99.44	97.93	94.98	97.29
ドップラー	96.67	90.42	91.99	95.06	94.92	93.81

表 2: 被験者 B の平均心拍数

機器	0-60 秒	60-120 秒	120-180 秒	180-240 秒	240-300 秒	5分間
心電図 (正解)	85.86	89.86	88.18	87.76	86.08	87.55
ドップラー	87.94	86.31	86.07	86.54	93.70	88.11

表 3: 被験者 C の平均心拍数

機器	0-60 秒	60-120 秒	120-180 秒	180-240 秒	240-300 秒	5分間
心電図 (正解)	70.38	77.25	77.52	78.94	79.13	76.65
ドップラー	71.68	66.48	79.84	78.44	77.78	74.86

5分間の平均心拍数をみると、正解の心拍数との誤差は1-3拍程度である。

5 評価および考察

提案手法と既存手法 [1] の精度評価を行う。精度評価には以下の誤差率の式を用いる。

ER:誤差率, DP:ドップラーから算出した心拍数, HR:心拍センサから得られた心拍数, n :秒。

$$ER(n)(\%) = \frac{|DP(n) - HR(n)|}{HR(n)} \times 100(\%) \quad (11)$$

被験者 A, 被験者 B, 被験者 C の3人も提案手法と既存手法を比べた結果、5分間の平均誤差率は提案手法の方が低く、その差は3-7%ほどであった(図9)。さらに誤差率の最大値も提案手法によって25-46%近く低下した(図10)。

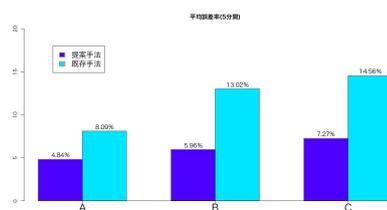


図 9: 平均誤差率の棒グラフ (5分間)

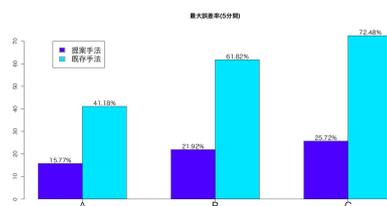


図 10: 最大誤差率の棒グラフ (5分間)

結果について考察する。既存手法では、距離が伸び心拍の周波数のピークを捉えづらくなり誤差率が増加したと考えられる。一方提案手法では、呼吸成分をBAYSEAで除去することによって、心拍成分を抽出しやすくなり、誤差率の低下につながった。

6 おわりに

本研究は、先行研究の課題から人とセンサの距離を1mに設定して周波数領域の手法ではない新しい手法を提案し、非接触で心拍の計測を行った。被験者3名で実験を行い提案手法と既存手法で解析した。その結果、提案手法のほうが平均誤差率が3-7%ほど低く、また最大誤差率も大幅に低下していた。このことから本研究の提案手法での心拍数計測の有効性が確認できた。

今後の課題としてより高精度に心拍の計測を目指すために、拡張カルマンフィルタの初期値や誤差共分散行列の設定の最適化や、体動があった時の処理方法などが挙げられる。

参考文献

- [1] 大久保和也・西本哲也 (2009), 「実車シートを用いた非接触心拍測定」, 『Dynamics and Design Conference 2009』, pp. "417-1"- "417-3".
- [2] 石黒真木夫 (1986), 「ベイズ型季節調整プログラムBAYSEA」, 『統計数理』, 第34巻第2号, pp.241-254.