

THE IEICE TRANSACTIONS ON ELECTRONICS (JAPANESE EDITION)

IEICE 電子情報通信学会
論文誌 エレクトロニクス

VOL. J101-C NO. 11

NOVEMBER 2018

本PDFの扱いは、電子情報通信学会著作権規定に従うこと。

なお、本PDFは研究教育目的（非営利）に限り、著者が第三者に直接配布することができる。著者以外からの配布は禁じられている。

エレクトロニクスソサイエティ

一般社団法人 **電子情報通信学会**

THE ELECTRONICS SOCIETY

THE INSTITUTE OF ELECTRONICS, INFORMATION AND COMMUNICATION ENGINEERS

人体表面変位の高調波成分に着目した超広帯域ドップラレーダ による非接触心拍間隔測定

大石健太郎^{†a)} 奥村 成皓[†] 阪本 卓也^{†,††} 佐藤 亨[†]
水谷 研治^{†††} 井上 謙一^{†††} 福田 健志^{†††} 酒井 啓之^{†††}

Non-contact Interbeat Interval Measurement Using Higher Harmonic Components
of Body Surface Displacement with Ultra-Wideband Doppler Radar

Kentaro OISHI^{†a)}, Shigeaki OKUMURA[†], Takuya SAKAMOTO^{†,††}, Toru SATO[†],
Kenji MIZUTANI^{†††}, Kenichi INOUE^{†††}, Takeshi FUKUDA^{†††}, and Hiroyuki SAKAI^{†††}

あらまし レーダを用いて非接触で心拍数や呼吸等のバイタル情報をモニタリングするシステムの開発が注目を集めている。レーダは体表面の微小変位を測定してバイタル情報を推定することができる。近年、超広帯域ドップラレーダを用いて、体表面の微小な変位を観測し、その繰り返しパターンから心拍間隔を推定する方法が提案された。提案された方法では、呼吸による影響を除くためにフィルタが用いられている。本研究では、高周波成分を強調するフィルタを用いることで測定精度が改善することを報告する。心拍数が1.2Hz程度である8人の被験者を測定し、従来法のフィルタを用いた場合と1.2, 3.6, 6.2, 8.4Hzを中心周波数とする四つのフィルタを用いた場合の推定精度を評価した。その結果、高次高調波成分を用いることで、基本波・低次高調波を用いる場合と比べて心拍間隔推定精度が大きく改善することが明らかとなった。

キーワード 超広帯域ドップラレーダ, 非接触, 瞬時心拍間隔

1. ま え が き

近年、孤独死の増加や健康意識の向上等により、心拍数や呼吸等のバイタル情報を定常的にモニタリングするシステムの重要性が高まっている[1]。バイタル情報を測定する方法として、現在は心電計やスマートウォッチ、呼吸計といった接触型の測定が一般的である。しかし、これらの接触型バイタルモニタは常に身

につけておく必要があるため、かぶれや不快感等の問題が生じる。そのため、定常的にストレスなくバイタル情報を測定できる方法として、非接触型のバイタルモニタが重要となっている。

非接触でバイタル情報を測定する方法として、近年マイクロ波を用いた方法が多く報告されている[2]~[6]。その中でも、高い距離分解能をもち、体表面の微小変位まで観測することができる超広帯域レーダが注目されており、心拍・呼吸推定の研究が多数報告されている[7]~[11]。これらは心臓の拍動や呼吸による体表面の変位をマイクロ波により観測することで心拍間隔や呼吸数を推定するものであるが、呼吸による体表面の変位は心拍による体表面の変位の10倍以上あり、心拍成分に呼吸成分の干渉が発生するため、多くの従来技術では十分な精度での心拍間隔の推定が困難であった。

そのような中、マイクロ波帯の超広帯域ドップラレーダを用いて非接触で高精度な心拍間隔の測定を行う方法[12]がSakamotoらにより提案された。この方

[†] 京都大学大学院情報学研究所, 京都市
Graduate School of Informatics, Kyoto University, Yoshida-Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto-shi, 606-8501 Japan

^{††} 兵庫県立大学大学院工学研究科, 姫路市
Graduate School of Engineering, University of Hyogo, 2167 Shosha, Himeji-shi, 671-2280 Japan

^{†††} パナソニック株式会社テクノロジーイノベーション本部センサ・デバイス研究所, 守口市
Institute for Sensors and Devices, Technology Innovation Division, Panasonic Corporation, 3-1-1 Yakumo-Naka, Moriguchi-shi, 570-8501 Japan

^{††††} パナソニック株式会社全社 CTO 室, 門真市
Groupwide CTO Office, Panasonic Corporation, 1006 Oaza Kadoma, Kadoma-shi, 571-8501 Japan

a) E-mail: kooishi@sato-lab.0t0.jp

法を本論文ではトポロジー法と呼ぶ。トポロジー法では、マイクロ波帯の超広帯域レーダを用いて測定した体表面変位の極値や停留点等の繰り返しパターンに着目して高精度な心拍間隔の推定を実現した。

提案された手法を用いて心拍間隔を推定するためには、レーダで測定される体表面の変位から雑音や呼吸に由来する成分を抑圧する必要がある、フィルタが用いられる。しかし、先行研究 [12] ではこのフィルタの設計が最適化されておらず、呼吸による体表面変位 (0.1–0.3Hz 程度) の高調波成分が心拍による体表面変位 (1–1.4Hz 程度) の基本波成分と重なった場合に心拍間隔の推定が困難となっていた。そこで、本研究では心拍の基本波成分ではなく、高調波成分を用いることで呼吸成分を抑圧し、高精度な心拍間隔の推定が可能となることを示す。設計したフィルタを 8 人の被験者から得られた信号に適用し、性能評価を行う。

本論文の構成は以下のとおりである。2. では、本研究で行った心拍間隔の測定法について簡単に説明する。3. では心拍成分の高調波を強調するフィルタについて説明する。4. では、実験の概要と評価に用いた指標について説明する。5. ではフィルタを通過した信号に対しトポロジー法を適用し、従来法との比較を行う。6. では提案法に関する考察を述べ、最後に 7. で結論を記す。

2. 超広帯域ドップラレーダを用いた非接触心拍測定法

本章では、超広帯域ドップラレーダを用いた非接触心拍間隔測定法について説明する。

2.1 フィルタの適用

呼吸や心拍の影響による体表面の微小な変位はレーダ受信信号の位相回転に現れる。体表面の変位 $s_0(t)$ は受信信号の位相時系列 $s_p(t)$ とレーダの中心周波数の波長 λ を用いて次式で表される。

$$s_0(t) = \text{unwrap} \{s_p(t)\} \frac{\lambda}{4\pi} \quad (1)$$

レーダ受信信号から算出した体表面の変位 $s_0(t)$ は、心拍による成分に加えて体動や呼吸によって生じるトレンド成分を含む。そこで、 $s_0(t)$ に窓幅 t_1 秒のハンギング窓 $h_1(t)$ を畳み込むことでトレンド成分

$$s_t(t) = s_0(t) * h_1(t) \quad (2)$$

を推定し、これを $s_0(t)$ から減算することでトレンド成分の除去を行う。更に、トレンド成分を除去した信

号に窓幅 t_2 秒のハンギング窓 $h_2(t)$ を畳み込むことで雑音成分を抑圧する。トレンド成分・雑音成分とともに除去した信号 $s(t)$ は次式で表される。

$$s(t) = [s_0(t) - s_t(t)] * h_2(t) \quad (3)$$

この $s(t)$ にトポロジー法を適用し、心拍間隔の推定を行う。

2.2 トポロジー法の適用

トポロジー法では、極値 ($ds(t)/dt = 0$) 及び変曲点 ($d^2s(t)/dt^2 = 0$) からなる 6 種類の特徴点 [12] を検出し、位相信号の相関と特徴点の変化パターンの相関 (トポロジー相関) から心拍間隔を推定する。位相信号の相関に加えて特徴点の変化パターンの相関を用いることで、信頼度の低い推定点を除外し、精度の高い心拍間隔推定ができることがトポロジー法の特長である。

なお、先行研究 [12] では式 (2) のトレンド成分推定・式 (3) の雑音成分除去とも 2 種類のガウシアン

$$g(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma^2}\right) \quad (\sigma = \sigma_1, \sigma_2) \quad (4)$$

を畳み込むことで行っていた。ただし次章に示すように、先行研究 [12] ではこのフィルタは主にトレンドを除去し、20Hz を超える高周波成分を抑圧することのみを目的としていた。本研究では、これらのフィルタを用いて呼吸信号成分をより効果的に抑圧することを目的として、最適なフィルタ特性を検討する。フィルタの設計にあたって、トポロジー法は位相時系列の特徴点を用いて心拍間隔の推定を行うことから、時間応答でなるべく不要なリングングを抑え、かつ有限時間で応答が収束するフィルタであることが望ましい。このことから、本研究ではハンギング窓の畳み込みによってフィルタを実現した。

3. フィルタの設計

本章では、受信した位相信号に含まれる心拍成分を強調し、トポロジー法による瞬時心拍間隔推定を行うためのフィルタについて説明する。

2. で説明したとおり、本研究ではフィルタを実現するため、位相信号に対し 2 種類のハンギング窓 $h_1(t), h_2(t)$ の畳み込みを行う。ハンギング窓 $h_1(t), h_2(t)$ の全幅はそれぞれ t_1 秒、 t_2 秒とする。

表 1 に示した 8 人の被験者について、8 人の平均心拍数は 73bpm であり、これは約 1.2Hz に相当する。以下では心拍成分の基本波の周波数を 1.2Hz とする。

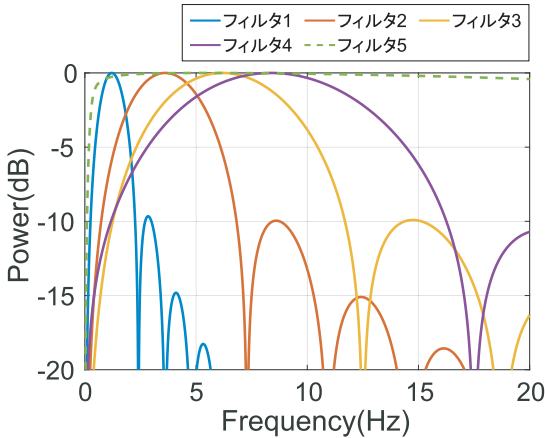


図1 各フィルタの周波数特性
Fig. 1 Frequency responses of the filters.

受信信号から心拍成分を強調するフィルタとして、呼吸成分の基本波と体動による成分のみを抑圧し、心拍成分の周波数付近に中心周波数をもつフィルタを $t_1 = 0.82s, t_2 = 0.83s$ で定義する。このフィルタの $-3dB$ 帯域は $0.60Hz - 1.9Hz$ であり、中心周波数は $1.2Hz$ である。以下、このフィルタをフィルタ 1 と呼ぶ。

また、心拍成分の 3 次高調波の周波数付近に中心周波数をもつフィルタを $t_1 = 0.27s, t_2 = 0.28s$ で、5 次高調波の周波数付近に中心周波数をもつフィルタを $t_1 = 0.13s, t_2 = 0.14s$ で、7 次高調波の周波数付近に中心周波数をもつフィルタを $t_1 = 0.11s, t_2 = 0.12s$ でそれぞれ定義する。 $-3dB$ 帯域はそれぞれ $1.8 - 5.5Hz, 3.3 - 11Hz, 3.9 - 13Hz$ であり、中心周波数はそれぞれ $3.6Hz, 6.2Hz, 8.4Hz$ である。以下、この 3 種のフィルタをそれぞれフィルタ 2, フィルタ 3, フィルタ 4 と呼ぶ。

先行研究[12] で用いられた従来のフィルタとして、体動によるトレンド成分を抑圧するフィルタを $\sigma_1 = 1.285s, \sigma_2 = 6.4ms$ で定義する。以下、このフィルタをフィルタ 5 と呼ぶ。各フィルタの周波数特性を図 1 に示す。

4. 実験概要

本研究では、中心周波数 $79GHz$ 、帯域幅 $2.0GHz$ 、距離分解能 $7.5cm$ 、パルス繰り返し間隔 $0.238ms$ の超広帯域ドップラレーダを使用した[13]。図 2 にレーダ装置の外観を示す。送信信号は疑似雑音 (PN; Pseu-

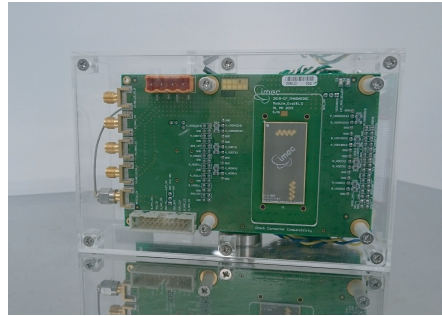


図2 レーダ装置の外観
Fig. 2 Appearance of the radar system.

表 1 各被験者の情報
Table 1 Characteristics of participants.

被験者	年齢	性別	BMI	平均心拍数
A	44	男	17.3	79bpm
B	46	女	23.9	71bpm
C	49	女	32.4	87bpm
D	44	男	19.2	64bpm
E	46	女	27.0	70bpm
F	45	男	28.0	65bpm
G	44	女	17.5	83bpm
H	49	男	30.8	72bpm

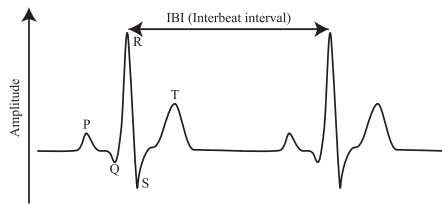


図3 IBI の定義
Fig. 3 Definition of the interbeat interval.

dorandom Noise) 系列で変調される。受信機は同一の PN 系列によって復調を行い、 $0.238ms$ ごとに I/Q データが保存される。本研究では、着座しており大きな動きがない状態での計測を行うことから、視線方向速度の最大値を $0.25m/s$ とし、32 点ごとにコヒーレント積分を行うことで $7.6ms$ 間隔でデータを取得した。

被験者はいずれも健康な 40 代の男女 4 人ずつの計 8 人とした。各被験者の情報を表 1 に示す。被験者の体型を簡易的に表す指標として、BMI (Body Mass Index) を用いた。

また、被験者の胸部にマイクロ・メディカル・デバイス社製のワイヤレス生体センサ RF-ECG2 を装着し、心電計として用いた。この装置は以下で単に ECG と称す。図 3 に一般的な心電位の波形を示す。R 波とそ

の一つ前の R 波の発生時刻の差 (RR 間隔) を心拍間隔とするのが一般的であり, 本研究でも同様に, ECG によって得られた心電位波形の RR 間隔を心拍間隔の真値とした. なお, ECG によって得られた心拍間隔の真値は 1 秒間隔程度の不連続な値となるが, これを線形補間したものを各時刻における心拍間隔の真値とした. トポロジー法は 2. で述べたとおり, 位相信号の 6 種類の特徴点から RR 間隔を推定する手法であり, 心電位の R 波に対応する体表面の変位のみから心拍間隔を求めるものではない. 以降, トポロジー法により推定した心拍間隔, ECG により求めた心拍間隔とともに瞬時心拍間隔 (IBI; InterBeat Interval) 値と呼ぶ.

実験は被験者 8 人それぞれについて, 被験者の正面にレーダを設置した場合と左側面に設置した場合の 2 通り実施した. 被験者の正面にレーダを配置した場合の実験風景例を図 4 に示す. 被験者は着衣で椅子に座り, 普通呼吸状態であった. また, レーダから被験者までの距離は約 70cm であった.

本研究では, 瞬時心拍間隔推定精度の指標として, 平均 2 乗誤差 (RMSE; Root Mean Square Error) と 3 種類の取得率 AR_{all} , AR_1 , AR (AR : Acquisition Rate) を定義した. RMSE は, トポロジー法による推定結果 (x_1, x_2, \dots, x_N) に対し, その各時刻における瞬時心拍間隔の真値 (X_1, X_2, \dots, X_N) との誤差の 2 乗和の平均の正の平方根であり, 以下の式で表される.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - x_i)^2} \quad (5)$$

なお, トポロジー法による推定結果と真値との差が 0.1s 以上である推定点は外れ値として RMSE の算出



図 4 被験者正面にレーダを配置した場合の実験風景例
Fig. 4 Experimental setup when the radar is located in front of the participant.

から除外した.

AR_{all} は, トポロジー法による全推定点数 N_p に対し, 真値との誤差が 5% 以下で推定できた点の割合とした. 真値との誤差が 5% 以下で推定できた点数を \hat{N}_p として, AR_{all} は次式で表される.

$$AR_{all} = \frac{\hat{N}_p}{N_p} \quad (6)$$

AR_1 は次のように定義した. 測定時間 T を時間幅 Δt で等分割し, 各区間において接触型心電計により得られた瞬時心拍間隔の真値との誤差が 5% 以内である点が少なくとも 1 点存在すれば, その区間は瞬時心拍間隔が推定できたとする. 推定できた区間の数を N として, AR_1 は次式で表される.

$$AR_1 = \frac{N\Delta t}{T} \quad (7)$$

一般に, 瞬時心拍間隔は時系列で変動し, 精神的ストレスがある場合には 0.03Hz–0.15Hz 程度の低周波成分が, リラックス時には 0.15Hz–0.45Hz 程度の高周波成分がそれぞれ高くなることが知られている [14], [15]. 瞬時心拍間隔変動の高周波成分を推定できれば, 精神的ストレスの評価に用いることができることから, 本研究ではサンプリング定理を考慮し $\Delta t = 1s$ とした.

トポロジー法による推定点数が多く, 推定点がランダムに分布している場合, AR_1 は誤って高く算出されるが, AR_{all} は低くなる. 逆に, 推定点数が少なく, 推定点が 1 点もない区間が多発し, 真値との誤差が 5% 以内である推定点の割合が高い場合は AR_{all} が高く算出されるが, AR_1 は低くなる. AR_{all} と AR_1 を合わせて評価するため, AR_{all} と AR_1 の積の 2 乗根を総合取得率 AR として定義した.

$$AR = \sqrt{AR_1 \times AR_{all}} \quad (8)$$

また, 今回の実験は, 成人に限定して行った. そのため, 瞬時心拍間隔が 0.6–1.3sec の範囲に収まると仮定し, トポロジー法の出力を制限した.

5. 実験結果

図 5 に被験者 1 の胸部, 左肩で測定された呼吸時の変位と胸部で測定された無呼吸時の変位を示す. 無呼吸時の変位が 0.1–0.2mm 程度であるのに対し, 呼吸時の胸部の変位は 1–2mm 程度, 左肩の変位は 0.5–1mm 程度であり, 呼吸の影響を大きく受けていることが分かる.

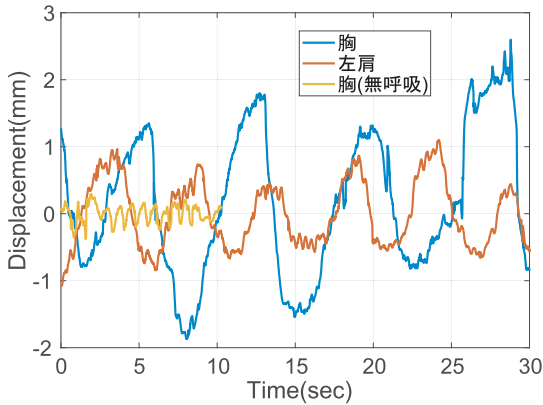


図 5 胸, 左肩における変位
Fig. 5 Displacement at chest wall and left shoulder.

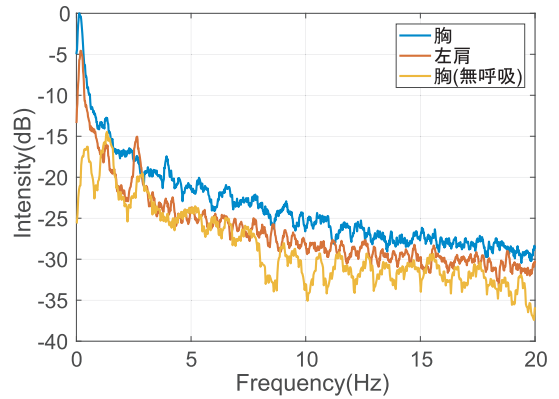


図 7 胸, 左肩における変位のスペクトル (0-20Hz)
Fig. 7 Spectrum of displacement at chest wall and left shoulder (0-20Hz).

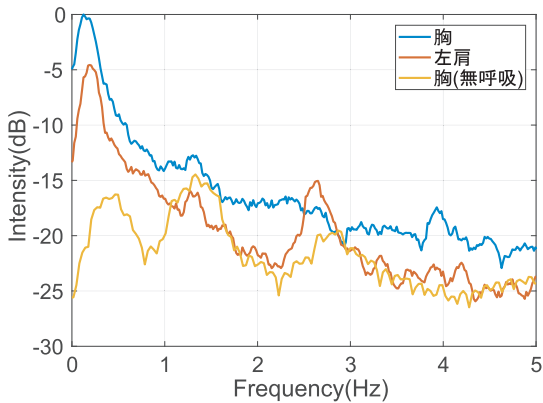


図 6 胸, 左肩における変位のスペクトル (0-5Hz)
Fig. 6 Spectrum of displacement at chest wall and left shoulder (0-5Hz).

図 6, 7 に被験者 1 の胸部, 左肩で測定された呼吸時の変位と胸部で測定された無呼吸時の変位の周波数スペクトルを示す. 呼吸時のスペクトルには胸部, 左肩とも 0.2Hz 付近に呼吸成分が見られ, その高調波の影響も大きい.

被験者 1 について, 以上 5 種類のフィルタ通過後の信号を用いて, トポロジー法により瞬時心拍間隔を推定した結果を図 8, 9 に示す. 図 8 が左肩からの反射信号を用いた場合, 図 9 が胸部からの反射信号を用いた場合である. なお, 図 8, 9 共に, (a), (b), (c), (d), (e) がそれぞれフィルタ 1, フィルタ 2, フィルタ 3, フィルタ 4, フィルタ 5 を用いた場合の結果を示す.

5 種類のフィルタを用いて 8 人の被験者にトポロジー法を適用した結果を表 2, 3, 4 に示す. * は各被

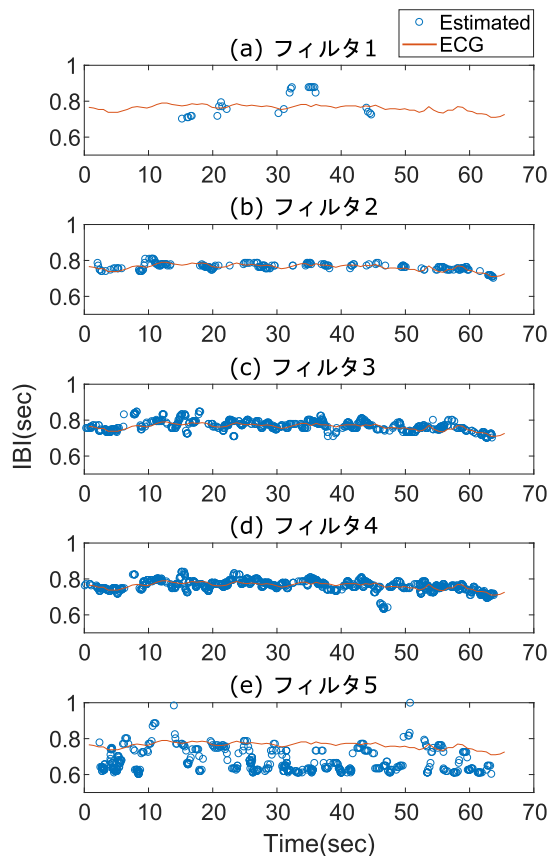


図 8 被験者 A・左肩の反射信号で 5 種類のフィルタを用いた場合の, 瞬時心拍間隔推定結果
Fig. 8 Estimation results of the IBI of participant A with five different filters when the left shoulder was measured.

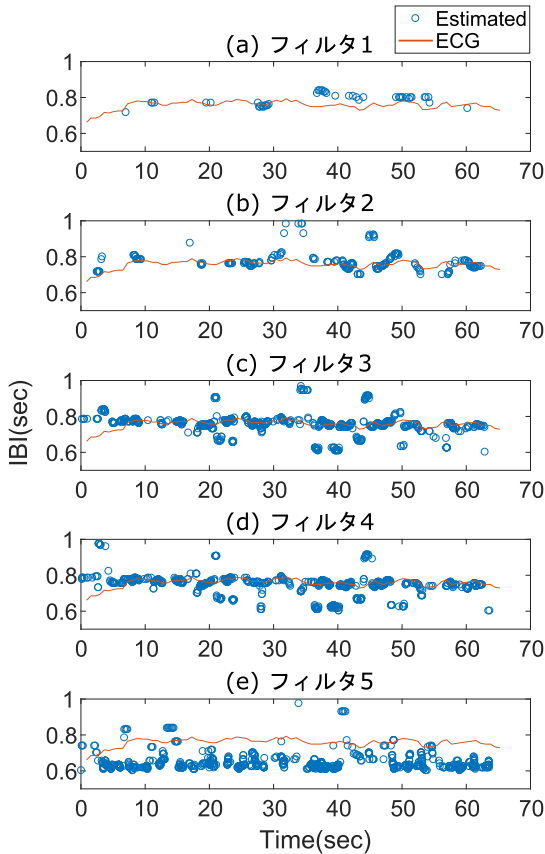


図9 被験者 A・胸部の反射信号で5種類のフィルタを用いた場合の、瞬時心拍間隔推定結果

Fig.9 Estimation results of the IBI of participant A with five different filters when the chest wall was measured.

験者に対して最も優れているフィルタを示す。表4の“—”は誤差0.1秒以内の推定点がなかったことを表す。

どの被験者・測定位置の組み合わせに対しても、従来法のフィルタ・心拍の基本波成分を強調するフィルタと比較して心拍の高調波成分を含む高周波成分を強調するフィルタを用いた場合に AR_1 が向上した。また、多くの場合で AR_{all} , $RMSE$ も従来法のフィルタ・心拍の基本波成分を強調するフィルタに比べて推定精度が向上した。

表5に AR_1 , AR_{all} の平均値についての総合取得率 AR を示した。どの測定位置・フィルタの組み合わせに対しても、高周波成分を強調するフィルタを用いた場合に AR が向上した。

表2 実験結果 (AR_1)

Table 2 Experimental results (AR_1).

被験者	測定位置	フィルタ				
		1	2	3	4	5
A	胸部	19%	48%	75%	79%*	19%
	左肩	9%	66%	94%	97%*	35%
B	胸部	5%	15%	31%*	19%	17%
	左肩	9%	51%	88%*	83%	14%
C	胸部	14%	8%	40%	59%*	17%
	左肩	11%	12%	70%*	67%	61%
D	胸部	0%	14%	22%*	9%	2%
	左肩	9%	25%	91%*	89%	51%
E	胸部	3%	3%	34%*	34%*	6%
	左肩	32%	33%	53%*	46%	26%
F	胸部	2%	2%	9%*	9%*	0%
	左肩	19%	28%	54%*	51%	20%
G	胸部	3%	21%	46%	61%*	29%
	左肩	3%	23%	88%*	85%	28%
H	胸部	20%	15%	42%*	29%	14%
	左肩	17%	11%	83%*	83%*	20%
平均値	胸部	8%	16%	37%*	37%*	13%
	左肩	14%	31%	78%*	75%	32%

表3 実験結果 (AR_{all})

Table 3 Experimental results (AR_{all}).

被験者	測定位置	フィルタ				
		1	2	3	4	5
A	胸部	61%	77%	73%	74%*	4%
	左肩	32%	95%	89%	94%*	16%
B	胸部	15%	27%	41%*	15%	10%
	左肩	65%	97%	85%	89%*	11%
C	胸部	78%*	17%	44%	61%*	3%
	左肩	65%	13%	72%	77%*	51%
D	胸部	0%	31%*	14%	6%	0.1%
	左肩	59%	96%*	87%	86%	23%
E	胸部	7%	4%	28%*	22%	2%
	左肩	52%*	49%	34%	30%	17%
F	胸部	7%	8%*	5%	6%	0%
	左肩	49%	62%*	49%	42%	8%
G	胸部	30%	53%	55%	64%*	11%
	左肩	29%	91%	93%*	92%	20%
H	胸部	46%	59%*	33%	23%	5%
	左肩	66%	41%	79%	84%*	4%
平均値	胸部	31%	34%	37%*	34%	4%
	左肩	52%	68%	74%*	74%*	19%

6. 考察

前節で、高周波を強調するフィルタを用いた方が推定精度が向上することを述べた。本論文の主張点はトポロジー法を用いる場合、フィルタの低周波側の遮断特性で推定精度が大きく変化するということである。

従来はトレンド成分の除去のみを行い、心拍の基本波成分を含む信号を用いて推定を行っていた [12] が、カットオフ周波数をより高周波側に寄せ、呼吸や体動の成分の影響を強く受ける心拍の基本波成分も抑圧

表 4 実験結果 (RMSE)
Table 4 Experimental results (RMSE).

被験者	測定位置	フィルタ				
		1	2	3	4	5
A	胸部	47ms	26ms	24ms*	25ms	73ms
	左肩	53ms	15ms*	22ms	20ms	52ms
B	胸部	63ms	50ms	40ms*	62ms	43ms
	左肩	34ms	23ms*	28ms	25ms	43ms
C	胸部	25ms*	36ms	43ms	39ms	79ms
	左肩	45ms	34ms	17ms	15ms*	38ms
D	胸部	—	47ms*	53ms	47ms	3ms*
	左肩	40ms	26ms*	28ms	26ms*	42ms
E	胸部	80ms	59ms	52ms*	60ms	64ms
	左肩	39ms*	42ms	50ms	51ms	55ms
F	胸部	69ms	61ms*	69ms	51ms*	—
	左肩	43ms	34ms*	35ms	37ms	57ms
G	胸部	46ms	38ms	37ms	32ms*	76ms
	左肩	56ms	12ms*	16ms	17ms	47ms
H	胸部	51ms	27ms*	44ms	60ms	55ms
	左肩	37ms	38ms	29ms	27ms*	51ms
平均値	胸部	55ms	43ms	45ms*	47ms	56ms
	左肩	43ms	28ms	28ms	27ms*	48ms

表 5 実験結果 (AR)
Table 5 Experimental results (AR).

被験者	測定位置	フィルタ				
		1	2	3	4	5
平均値	胸部	16%	23%	37%*	36%	7%
	左肩	27%	46%	76%*	75%	24%

した方 (すなわち、心拍の高調波成分を用いた方) が高精度な推定が可能であると考えられる。しかし、あまりに高い周波数成分を用いた場合、雑音強度が増加し、推定精度が劣化すると考えられる。そのため、高周波成分のカットオフ周波数の決定は今後の課題である。また、フィルタとしてハニング関数を用いるのが良いのか、バターワース関数を用いるのが良いのか等、フィルタの型状も最適化の余地がある。

前章で示したとおり、 AR_1 は全ての被験者・測定位置の組み合わせに対して、従来法・基本波成分を強調するフィルタよりも心拍の高調波成分を含む高周波成分を強調するフィルタの方が高くなった。しかし、 AR_{all} と RMSE は一部の組み合わせで従来法または基本波成分を強調するフィルタの方が高くなった。これらはいずれも AR_1 が低い、すなわちトポロジー法による推定点数が非常に少なく、心拍をごく短時間しか推定できていない場合である。多くの場合、高周波成分を強調することで AR_{all} 、RMSE は共に向上しており、正確に推定が行われていることが分かり、高周波成分を強調するフィルタの有効性が確認できる。

7. むすび

本論文では、79GHz 帯の超広帯域ドップラレーダを用いた瞬時心拍間隔の推定において重要となるフィルタの設計について述べた。従来は体動によるトレンド成分または呼吸による体表面変位の基本波成分を抑圧することを主眼においてフィルタが設計されていたが、心拍による体表面変位の高調波成分に着目することで瞬時心拍間隔の取得率が向上することを示した。

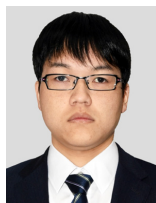
謝辞 本研究は JSPS 科研費 25249057, 15K18077, 15KK0243, 12J05687, 国立研究開発法人科学技術振興機構 (JST) の研究成果展開事業「センター・オブ・イノベーション (COI) プログラム」の支援によって行われた助成を受けたものです。

文 献

- [1] T. Suzuki, H. Tanaka, S. Minami, H. Yamada, and T. Miyata, "Wearable wireless vital monitoring technology for smart health care," 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), pp.1-4, March 2013.
- [2] J. Kranjec, S. Beguš, J. Drnovšek, and G. Geršak, "Novel methods for noncontact heart rate measurement: A feasibility study," IEEE Trans. Instrum. Meas., vol.63, no.4, pp.838-847, April 2014.
- [3] B.K. Park, O. Boric-Lubecke, and V.M. Lubecke, "Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature Doppler radar receiver systems," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.55, no.5, pp.1073-1079, May 2007.
- [4] W. Massagram, V.M. Lubecke, A. Høst-Madsen, and O. Boric-Lubecke, "Assessment of heart rate variability and respiratory sinus arrhythmia via Doppler radar," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.57, no.10, pp.2542-2549, Oct. 2009.
- [5] I.V. Mikhelson, P. Lee, S. Bakhtiari, T.W. Elmer, A.K. Katsaggelos, and A.V. Sahakian, "Noncontact millimeter-wave real-time detection and tracking of heart rate on an ambulatory subject," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol.16, no.5, pp.927-934, Sept. 2012.
- [6] J. Wang, X. Wang, Z. Zhu, J. Huangfu, C. Li, and L. Ran, "1-D microwave imaging of human cardiac motion: An ab-initio investigation," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.61, no.5, pp.2101-2107, May 2013.
- [7] J.C.Y. Lai, Y. Xu, E. Gunawan, E.C.P. Chua, A. Maskooki, Y.L. Guan, K.S. Low, C.B. Soh, and C.L. Poh, "Wireless sensing of human respiratory parameters by low-power ultrawideband impulse radio radar," IEEE Trans. Instrum. Meas., vol.60, no.3, pp.928-938, March 2011.

- [8] J. Salmi and A.F. Molisch, "Propagation parameter estimation, modeling and measurements for ultrawideband MIMO radar," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.59, no.11, pp.4257–4267, Nov. 2011.
- [9] P. Bernardi, R. Cicchetti, S. Pisa, E. Pittella, E. Piuze, and O. Testa, "Design, realization, and test of a UWB radar sensor for breath activity monitoring," *IEEE Sensors Journal*, vol.14, no.2, pp.584–596, Feb. 2014.
- [10] B. Schleicher, I. Nasr, A. Trasser, and H. Schumacher, "IR-UWB radar demonstrator for ultra-fine movement detection and vital-sign monitoring," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.61, no.5, pp.2076–2085, May 2013.
- [11] C. Li, Y. Xiao, and J. Lin, "Experiment and spectral analysis of a low-power Ka-band heartbeat detector measuring from four sides of a human body," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.54, no.12, pp.4464–4471, Dec. 2006.
- [12] T. Sakamoto, R. Imasaka, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Feature-based correlation and topological similarity for interbeat interval estimation using ultrawideband radar," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.63, no.4, pp.747–757, April 2016.
- [13] D. Guermandi, Q. Shi, A. Dewilde, V. Derudder, U. Ahmad, A. Spagnolo, A. Bourdoux, P. Wambacq, and W. vanThillo, "A 79GHz 2×2 MIMO PMCW radar SoC in 28nm CMOS," 2016 IEEE Asian Solid-State Circuits Conference (A-SSCC), pp.105–108, Nov. 2016.
- [14] D. Nagae and A. Mase, "Measurement of heart rate variability and stress evaluation by using microwave reflectometric vital signal sensing," *Review of Scientific Instruments*, vol.81, no.9, 094301, Sept. 2010.
- [15] M. Kumar, M. Weippert, R. Vilbrandt, S. Kreuzfeld, and R. Stoll, "Fuzzy evaluation of heart rate signals for mental stress assessment," *IEEE Trans. Fuzzy Syst.*, vol.15, no.5, pp.791–808, Oct. 2007.

(平成 30 年 2 月 1 日受付, 5 月 20 日再受付,
10 月 10 日公開)



大石健太郎

平 29 京大・工・電気電子卒。同年同大学院情報学研究所通信情報システム専攻修士課程入学。レーダによるバイタル信号測定に関する研究に従事。



奥村 成皓

平 25 京大・工・電気電子卒。平 30 同大学院情報学研究所通信情報システム専攻博士課程了。京都大学博士 (情報学)。



阪本 卓也 (正員)

平 12 京大・工・電気電子卒。平 17 同大学院情報学研究所通信情報システム専攻博士課程了。同大学院にて日本学術振興会特別研究員 PD を経て、平 18 同大学院情報学研究所通信情報システム専攻助手、平 19 より同助教。平 23 から平 25 まで日本学術振興会海外特別研究員としてオランダ王国デルフト工科大学客員研究員兼任。平 27 より兵庫県立大学大学院工学研究科電子情報工学専攻准教授。また同年より京大大学院情報学研究所通信情報システム専攻非常勤研究員兼任。平 29 米国ハワイ大学マノア校客員研究員兼任。平 30 より兵庫県立工業技術センター兵庫県技術開発指導員兼任。レーダ画像化及びレーダ信号処理の研究に従事。アンテナ伝播国際シンポジウム最優秀論文賞 (平 24)、電子情報通信学会通信ソサイエティ活動功労賞 (平 27)、堀場雅夫賞 (平 28) 各受賞。IEEE シニア会員。電気学会正員。日本超音波医学会正会員。京都大学博士 (情報学)。



佐藤 亨 (正員：フェロー)

昭和 51 京大・工・電気第二卒。昭和 56 同大学院博士課程了。同超高層電波研究センター助手、工学部講師、同助教を経て、平成 10 年より同大学院情報学研究所通信情報システム専攻教授。レーダによる大気のリモートセンシング並びに室内環境計測等のレーダ信号処理の研究に従事。電気学会、地球電磁気・地球惑星圏学会、IEEE、米国気象学会等会員。工博。



水谷 研治

平成 2 京大・工・情報卒。平成 4 同大学院博士前期課程了。松下電器産業 (株) 中央研究所に入社し、音声対話システムの研究開発に従事。平成 9–11 年本社 Business Incubation Unit にて、コミュニケーションロボットの Proof of Concept 開発を担当。人工知能をベースとしてマルチフィジックスシミュレーション、非接触生体センサの研究開発に従事。情報処理学会会員。



井上 謙一 (正員)

平成 12 年京大・工・電気電子卒。平成 14 年同大学院修士課程修了。同年、松下電器産業(現・パナソニック)入社。半導体レーザ・遠赤外線イメージセンサ等の光デバイスの研究開発を経て、現在 UWB レーダシステムの開発及び応用研究に従事。電子情報通信学会、応用物理学会会員。



福田 健志

平成 5 年阪大・工・電子卒。平成 7 年同大学院修士課程了。松下電子工業(株)電子総合研究所に入社し、化合物半導体デバイスの研究開発に従事。平成 12 年より高周波化合物半導体回路の研究開発に従事。平成 15 年より自動車レーダ用ミリ波化合物半導体回路及びレーダシステムの開発を担当。現在パナソニック(株)テクノロジーイノベーション本部にて生体センシング向けレーダシステムの研究開発に従事。



酒井 啓之

昭和 59 阪大・基礎工・電気卒。昭和 61 年同大学院博士前期課程了。松下電器産業(株)半導体研究センターに入社し、化合物半導体デバイスの研究開発に従事。平成 10-12 年米国スタンフォード大学客員研究員。平成 29 年までパナソニック株式会社先端研究本部にてミリ波レーダ・システムの研究開発に従事。現在同社本社 CTO 室技術渉外部産学連携推進課課長。IEEE 会員。