超広帯域ドップラアレイレーダを用いた 複数人体の呼吸情報非接触測定

 村垣 政志[†]
 奥村 成皓[†]
 阪本 卓也^{††}
 水谷 研治^{†††}
 井上 謙一^{†††}

 福田
 健志^{†††}
 酒井
 啓之^{†††}
 佐藤
 亨[†]

†京都大学大学院情報学研究科 〒 606-8501 京都府京都市左京区吉田本町京都大学大学院情報学研究科通信情報システム専攻

┼┼ 兵庫県立大学工学研究科 〒 671-2280 姫路市書写 2167 兵庫県立大学工学研究科電子情報工学専攻

+++ パナソニック株式会社先端研究本部 〒 619-0237 京都府相楽郡精華町光台3丁目4番地パナソニック株 式会社先端研究本部空間センシング研究部

E-mail: †{mmuragaki,sokumura}@sato-lab.0t0.jp, ††t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp,

 $\label{eq:constraint} \end{tabular} \end{t$

あらまし ヘルスケア分野において超広帯域ドップラレーダを用いた非接触呼吸情報測定は重要な技術である.レー ダは体表面の微小な動き追跡することができ,呼吸や心拍の測定が可能である.現実的な測定環境を考えた場合、本研 究では,アレイと Capon 法を用いて,同一レンジに存在する近接した複数の人体からの信号を分離する新たな手法を提 案する。Capon 法は複数の信号の到来方向を推定・分離する適応型信号処理の1つである。Capon 法は到来する信号 が無相関であることを仮定しているが,体表面から反射する信号は相関を持つため、推定精度が劣化する.そこで,到 来方向推定と信号の分離をする際,それぞれ異なる疑似雑音係数を導入することで,推定精度が上昇する手法を提案す る.70mm 離れた2人の呼吸を同時に測定する実験データを用いて提案法を評価した.その結果,従来法は3.12 mm 以 下の精度であるのに対し,提案法は0.14mm 以下であり,精度が20 倍向上したことが分かった.

キーワード ヘルスケア, 呼吸観測,UWB レーダ,Capon 法

Non-contact respiration measurement of multiple people using ultra-wideband Doppler array radar

M. MURAGAKI[†], S. OKUMURA[†], T. SAKAMOTO^{††}, K. MIZUTANI^{†††}, K. INOUE^{†††}, K.

FUKUDA^{†††}, H. SAKAI^{†††}, and T. SATO[†]

† Graduate School of Informatics, Kyoto University Voshidahonmachi, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8501, Japan
 †† Graduate School of Engineering, University of Hyogo 2167 Shosha, Himeji, Hyogo 671-2280, Japan

††† Sensing Technology Research Group, Advanced Research Division, Panasonic Corporation, Hikaridai 3-4, Seika-cho, Souraku-gun, Kyoto 619-0237, Japan

E-mail: [†]{mmuragaki,sokumura}@sato-lab.0t0.jp, [†]†t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp,

Abstract Contactless respiration monitoring using Doppler radar is an important technology for healthcare applications. In this study, we propose a new algorithm to separate multiple targets placed closely together at the same range but at different lateral positions using ultra-wideband array radar and the Capon method. We improve the performance by introducing two different diagonal loading factor values for direction of arrival estimation and weight vector calculation.

Key words Healthcare, respiration, ultra-wideband radar, Capon method

1. まえがき

近年,健康管理アプリケーションの1つとして、ドップラ レーダを用いた非接触でのバイタル情報測定が注目されてい る[1][2].ドップラレーダは体表面の微小な動きから心拍や呼 吸といったバイタル情報を測定することができる.この研究で は,特に呼吸の測定に焦点を当てる。[3].

家庭や病院での就寝時など、現実的な測定環境においてバイ タル情報の測定を行う場合、複数人のバイタル情報を同時に 計測する技術が広く求められている. 超広帯域レーダ (Ultra-Wide-Band:UWB) は高いレンジ分解能を持つため, 異なるレ ンジゲートに存在する複数のターゲットを容易に分離すること ができる [4]. しかし, 上記のような測定環境を考える場合、同 ーレンジゲートに複数のターゲットが存在する環境下での測定 技術が必要である.

そこで、同一レンジゲート内に存在する近接複数目標の位置、 信号を到来方向の差を利用してそれぞれ別々に推定する方法を 提案する.信号の到来方向を推定するため、アレイレーダを用 いる。Capon 法は高分解能到来方向推定方法の一つであり、測 定方向の応答を保持する拘束条件のもと、出力電力を最小化す る最適化問題を解くことで、各アンテナに適用する最適なウエ イトベクトルを計算することで高い角度分解能で信号の到来方 向を高い角度分解能で推定することができる。同様の原理を用 いて所望方向からの信号を保持する拘束条件下でのウエイトベ クトルを用いると、その方向以外からの信号を分離する事がで きる [5].

Capon 法は到来する信号間の相関が無いことを仮定してい る。しかし、複数人から反射波を考えた場合、それぞれの信号 間の相関は高いと考えられる。そこで、この問題を解決するた めに,複数の疑似雑音係数を用いたバイタル信号分離技術を提 案する。疑似雑音は角度分解能と測定の安定性を調整するパラ メータである [6]. 従来,Capon 法を用いて到来方向の推定と信 号の分離を行う場合、同一の疑似雑音を用いていた [7]。しか し,今回のアプリケーションの場合、信号の到来方向推定と分 離では求める性質が異なる.到来方向推定には高い角度分解能 が重要であるのに対し,信号の分離には安定性が重要である.

次に,ターゲットからの信号強度は呼吸によってターゲット の体表面の向きや距離が変わるため,それぞれのターゲットの 信号強度の大小関係は時間によって異なる.そのため、単純な しきい値処理を施して到来方向推定を行った場合、目標を見失 う時間ができる。こうした状況でもターゲットからの信号の到 来方向を推定するため,到来方向推定結果のヒストグラムを作 成し、ある時間幅の中で目標が存在する角度を推定する.

最後に, 到来方向推定結果には相関性に由来する誤差が含ま れているので, ヒストグラムから得られた角度とその近傍につ いて信号を分離し、分離済み信号の候補を作成し, それらにつ いて変位を計算するとともに, 最も信頼性の高いものを抽出す ることで, 安定した測定を実現する.本論文では, 提案法を実験 データで評価する.



図 1 実験のモデル図

2. UWB レーダを用いた呼吸測定

まず、レーダで変位を測定する方法について説明する.体表 面の微小な変位はレーダの位相回転に現れる [8].体表面の変位 l(t)は受信信号 s(t)と中心周波数における波長 λ を用いて次式 で与えられる.

$$l(t) = \text{unwrap}(\arg[s(t)])\lambda/4\pi \tag{1}$$

複数のターゲットからの信号が混信している場合, 正確に変位を 推定することができなくなるため, 信号を分離する必要がある.

2.1 Capon 法とヒストグラムを用いた到来方向推定

本論文では、同一レンジに存在するが視線方向が異なる2つ のターゲットからの信号をアレイレーダを用いて分離する.*M* 個の受信アンテナを持つアレイレーダの受信信号に適応型ビー ムフォーマを適用する.図1に実験のモデル図を示す.

Capon 法は適応型ビームフォーマ法の 1 つで, 所望方向から の応答を保持する拘束条件与えながら, 非所望方向からの信号 電力の寄与を最小化することで, 高分解能に信号を分離するこ とができる. 出力電力 $P_{\text{out}}(\theta, t)$ は, ウエイトベクトル w, 相関 行列 $\mathbf{R}(t)$, ステアリングベクトル $\mathbf{a}(\theta)$, 所望波方向 θ , 光速 c, 忘 却係数 β を用いて次式で与えられる.

$$P_{\text{out}}(\theta, t) = \min(\frac{1}{2}\mathbf{w}^{\text{H}}\mathbf{R}(t)\mathbf{w})$$
(2)

subject to $\mathbf{a}^{\mathrm{T}}(\theta)\mathbf{w}^* = 1$,

$$\mathbf{a}(\theta) = [1, \cdots, \exp(\frac{-j\omega d(M-1)\sin(\theta)}{c})], \tag{3}$$

$$\mathbf{R}(t) = \beta \mathbf{R}(t - \Delta t) + (1 - \beta) \mathbf{R}_0(t), \qquad (4)$$

$$\mathbf{R}_0(t) = \mathbf{s}(t)\mathbf{s}^{\mathrm{H}}(t),\tag{5}$$

$$\mathbf{s}(t) = [s_1(t)\cdots s_M(t)]^{\mathrm{T}},\tag{6}$$

式 (2) の最小化問題は, ラグランジュの未定乗数法法で解くこ とができる. したがって,Capon 法の出力電力は疑似雑音係数 η_{θ} を用いて次式で与えられる.

$$P_{\rm out}(\theta, t) = \frac{1}{\mathbf{a}^{\rm H}(\theta)(\mathbf{R}(t) + \eta_{\theta}\mathbf{I})^{-1}\mathbf{a}(\theta)},\tag{7}$$

疑似雑音係数は大きい値ほど与える雑音が大きくなり,角度分 解能は低下するが安定性が増す.出力電力はターゲットの到来 方向に近いほど大きな値になるので,角度に対する出力電力を 計算した場合,そのピーク値が到来方向を表している.

前述したとおり,信号強度は時間とともに変化するので,出力 電力のピークから2つの到来方向を常に推定することはできな い.そこで,ある時間についての出力電力のピークについてヒ ストグラムを作成し,正しい到来方向を推定する.各スナップ の到来方向は正しい到来方向近辺に出現するので,一定区間の ヒストグラムを作成しその最大値に対応する角度を到来方向推 定結果とすることで,時間による揺らぎを抑圧できる.

2.2 信号の分離と変位の推定

到来方向を推定することはできたが、到来波同士に相関があ るため推定精度は低い.そこで、求めた到来方向近傍の角度を 候補として加えることで、推定の安定性を向上する.本論文で は、それぞれの到来方向とその近傍を候補として取り出した.本 研究では候補を5つづつ選択した。このとき、候補である到来 方向は角度推定間隔 $\Delta \theta$,候補番号 i を用いて次のように与えら れる.

$$\theta_{k,i} = \theta_k + (i-2)\Delta\theta \tag{8}$$

これらの候補の角度についての Capon 法より得られる最適な ウエイトベクトルは疑似雑音係数を用いて次式で与えられる.

$$\mathbf{w}_{\text{opt}}(\theta_{k,i}) = \frac{(\mathbf{R}(t) + \eta_{w} \mathbf{I})^{-1} \mathbf{a}(\theta_{k,i})}{\mathbf{a}^{\text{H}}(\theta_{k,i})(\mathbf{R}(t) + \eta_{w} \mathbf{I})^{-1} \mathbf{a}(\theta_{k,i})}.$$
 (9)

到来波同士の相関性が高いとき,Capon 法はそれらすべてをキャ ンセルすることで出力電力を最小化してしまい,信号を分離で きなくなる.疑似雑音係数を到来方向推定で使用した値よりも 大きくすることで,測定の安定性を確保できる.

候補角に対する信号 $s_{k,i}(t)$ とその変位 $l_{k,i}(t)$ は次式で与えられる.

$$s_{k,i}(t) = \mathbf{w}_{\text{opt}}^{\text{H}}(\theta_{k,i})\mathbf{s}(t), \qquad (10)$$

$$l_{k,i}(t) = \operatorname{unwrap}(\arg[s_{k,i}(t)])\lambda/4\pi, \qquad (11)$$

候補角が真値に近い値の場合, そこから求められる変位は正し い値に近くなる. 一方, 候補角が正しくない場合は Capon 法は すべての信号を抑圧しようとするため, 分離された信号はラン ダム信号になる.

正しい到来方向を推定するため,候補角から得られる変位の 差を考える.このとき,*i*₁ 番目と *i*₂ 番目の変位の差は次式で与 えられる.

$$d_k(i') = \sum_{t=t_1}^{t_2} |l_{k,i_1}(t) - l_{k,i_2}(t)|, \qquad (12)$$

本研究では、候補を5つとしたため、 ${}_{5}C_{2} = 10$ 通りの組み合わせが得られる。これを、すべての組み合わせについて計算し、その中からが最小となる組み合わせを最終的な候補として選択する. 最終的に提案法における変位は次式で与えられる.

$$l_{\rm e}(t) = {\rm unwrap}(\arg[s_{k,i'_1}(t) + s_{k,i'_2}(t)])\lambda/4\pi, \qquad (13)$$

ここで、i'1, i'2 は最終的に選択された組み合わせである。



図2 実験の様子

3. 実験概要

図2に実験の様子を示す.2人の被験者をそれぞれ個別にレー ダで1分間測定した.その後取得データを線形加算することで,2 人で同時に測定した状況を模倣した.被験者はともに同一レン ジに存在し,視線方向距離は約500 mm で,ターゲット間の距 離は約70 mm であった.

使用するレーダについて,送信信号の中心周波数は 60.5 GHz, 帯域幅は 1.25 GHz, パルス繰り返し間隔は 7.3 ms, レンジ分解 能は 12 cm,受信素子の間隔は 3.3 mm,受信素子数は 4 つであ る.提案法で使用した疑似雑音係数は受信信号強度に対して, $\eta_{\theta} = -50 \text{dB}, \eta_{w} = -10 \text{dB}$ とした.角度推定間隔 $\Delta \theta = 1 \text{deg},$ 忘却係数は 0.5 秒分のデータを平均することに相当する $\beta = 0.99$ と定めた.

4. 結 果

図3に提案法, 従来法および高い疑似雑音係数を用いた Capon 法について到来方向推定結果を示す.従来法はノンアダプティブ なビームフォーマ法を用いた.提案法は疑似雑音係数 $\eta_{\theta} = -50$ dBに設定しており,二つのターゲットの位置を正しく示してい る様子が分かる.一方,提案法および疑似雑音係数を $\eta_{\theta} = -10$ dBに設定した場合は,それぞれの位置を特定できていない.

図4に到来方向推定結果のヒストグラムを示す.パルス繰り 返し間隔は7.3ms で相関行列の平均時間は0.5s なので,68 サン プルごとに独立なデータが得られる.提案法は二つのターゲッ トの位置を正確に表しているが,片方のターゲットの位置しか 推定できておらず、そのピークも鈍い.

図 5 に変位の推定結果を示す. 提案法は変位を正確に推定で きている. 平均最小二乗法を用いてターゲット 1 とターゲット 2 についての誤差を評価すると, 提案法の誤差は (ターゲット 1, ターゲット 2) = (0.08,0.14) mm で, 従来法は (ターゲット 1, ターゲット 2) = (3.13,0.70) mm であった. 提案法は疑似雑 音係数を $\eta_{\theta} = -10$ dB とし, 安定性を高めることで, 変位を正 確に推定することができたが, $\eta_{\theta} = -50$ dB とし, 角度分解能 を高めた場合は変位がランダムに動いており, 推定することが できていない.

図 3-5 の黒色の実践は疑似雑音係数を誤って設定した場合の 結果を示している.これらの結果は、呼吸測定においては、適切



図 3 提案法, 従来法および $\eta_{\theta} = -10$ dB としたときの到来方向推定 結果



な疑似雑音係数を用いることが重要であることを示している.

5. 結 論

本論文では, Capon 法を呼吸測定に適用する際, 到来方向の 推定と変位の推定で異なる疑似雑音係数を用いることとヒスト グラムを用いて安定性を挙げる手法を提案した.2人の呼吸を 測定したデータに提案法を適用し, 従来法のビームフォーマ法 は RMSE が 3.12mm 以下であったのに対し, 提案法は 0.14mm 以下での測定に成功し, 精度が 20 倍向上した.

文 献

- Jianxuan Tu, Taesong Hwang, and Jenshan Lin, "Respiration rate measurement under 1-d body motion using single continuous-wave doppler radar vital sign detection system," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 64, no. 6, pp. 1937-1946, 2016.
- [2] Changzhan Gu, Zeeshan Salmani, Hualiang Zhang, and Changzhi Li, "Antenna array technology for radar respiration measurement in motion-adaptive lung cancer ra- diotherapy," in Biomedical Wireless Technologies, Net- works, and Sensing Systems (BioWireleSS), 2012 IEEE Topical Conference on. IEEE,pp. 21-24, 2012.



図 5 提案法, 従来法および $\eta_{\theta} = -50$ dB の変位推定結果

- [3] Mari Zakrzewski, Antti Vehkaoja, Atte S Joutsen, Karri T Palovuori, and Jukka J Vanhala, "Noncon- tact respiration monitoring during sleep with microwave doppler radar," IEEE Sensors Journal, vol. 15, no. 10, pp. 5683-5693, 2015.
- [4] Takuya Sakamoto, Ryohei Imasaka, Hirofumi Taki, Toru Sato, Mototaka Yoshioka, Kenichi Inoue, Takeshi Fukuda, and Hiroyuki Sakai, "Accurate heartbeat mon- itoring using ultra-wideband radar," IEICE Electronics Express, vol. 12, no. 3, pp. 20141197-20141197, 2015.
- [5] Jack Capon, "High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis," Proceedings of the IEEE, vol. 57, no. 8, pp. 1408-1418, 1969.
- [6] Jian Li, Petre Stoica, and Zhisong Wang, "On robust capon beamforming and diagonal loading," IEEE Trans- actions on Signal Processing, vol. 51, no. 7, pp. 1702- 1715,2003
- [7] Masashi Muragaki, Shigeaki Okumura, Takuya Sakamoto, , and Toru Sato, "Non-contact respiration measurement using ultra-wideband array radar with adaptive beamforming technique for cancer radio- therapy," in Antennas and Propagation (ISAP), 2016 International Symposium on. IEEE, 2016.
- [8] Wansuree Massagram, Victor M Lubecke, Anders Hßst-Madsen, and Olga Boric-Lubecke, "Assessment of heart rate variability and respiratory sinus arrhythmia via doppler radar," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 57, no. 10, pp. 2542-2549, 2009.