

ミリ波レーダを用いた非接触心拍測定のための アダプティブアンテナによるビーム形成技術

小西建太郎[†] 阪本 卓也^{††}

[†] 兵庫県立大学大学院 工学研究科 〒671-2280 兵庫県姫路市書写 2167

E-mail: [†]fei18v007@steng.u-hyogo.ac.jp, ^{††}t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp

あらまし レーダを用いた心拍測定技術が注目を集めているが、対象者の位置や姿勢によって心拍精度が著しく低下する場合は報告されている。本報告では距離カメラで撮影した人体形状数値モデルと物理光学法により散乱波を数値的に生成し、ミリ波帯のMIMOアレーレーダにより運動中の対象者の位置に適応的にビームを形成する手法を提案し、その性能を評価する。提案手法により、対象者の運動や姿勢により変化するエコー散乱位置に応じて適切なビーム形成を行うことで、対象者の姿勢や位置に依存しない高精度な非接触心拍測定技術の開発を可能にする。

キーワード ミリ波レーダ, アダプティブアレー, 物理光学法, 生体計測

Noncontact heart rate measurement using millimeter-wave adaptive array radar

Kentaro KONISHI[†] and Takuya SAKAMOTO^{††}

[†] Graduate School of Engineering, University of Hyogo 2167 Shosha, Himeji, Hyogo 671-2280, Japan

E-mail: [†]fei18v007@steng.u-hyogo.ac.jp, ^{††}t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp

Abstract Radar-based noncontact heart rate measurement technology has been attracting increasing attention. However, the authors have found that the accuracy in heart rate significantly deteriorates depending on the position and posture of the subject. In this report, scattering waves are numerically generated by applying the physical optics approximation to a numerical human body model obtained from a depth camera image. We assume a use of a millimeter-wave multiple-input multiple-output array radar and investigate the performance of an adaptive array technique for forming an optimal beam directed at the position of the dominant reflection position on the human body. Using the proposed method, it has been clarified that the array antenna pattern is automatically directed to the reflection position that changes over time. The simulation results indicate the remarkable tracking performance that allows for accurate noncontact heartbeat measurement that is robust against complicated motion of a human body.

Key words Millimeter-wave rader, adaptive array, physical optics (PO), vital monitoring

1. 序 論

先進国各国の高齢化は急速に進展し、長寿命が一般的になりつつある。近年、健康上の問題がない状態で生活を送ることができる健康寿命の延伸に注目が集まっている。長期に渡り健康を維持するためには、各種疾患の早期発見が極めて重要である。そういった疾患の検出に心拍の時間変動を用いることが有効であるとの報告がある。例えば、心拍数の時間変動を測定することによって、心臓病や糖尿病の兆候を事前に検知できることが知られている。現在、心拍測定には電極を皮膚に直接取り付け

て測定する心電計 (ECG : Electrocardiogram) が広く用いられているが、測定の際の接触による皮膚のかぶれや不快感、被験者の行動制限などの問題が指摘されている。

そこで、近年、超広帯域レーダを用いた遠隔心拍推定技術が注目を集めている [1] [2]。例えば、足の裏から心拍を測定できることが報告されている [3]。しかし、レーダによる非接触心拍測定の際、被験者の姿勢や方向によっては測定精度が著しく低下する可能性があることが報告されている [4]。その理由を解明するためには人体表面における電波の反射位置を特定する必要があるため、先行研究では距離カメラを用いて静止している人

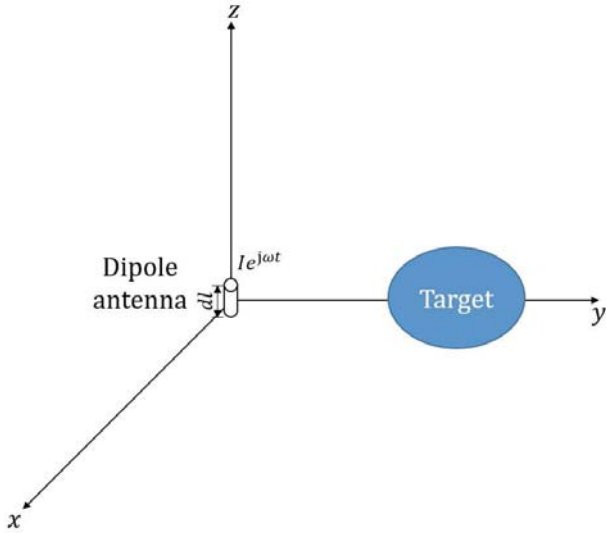


図 1: 電磁波散乱解析のためのシステムモデル

体を撮影し、そのデータに対して電磁波散乱解析を行うことによって電波反射位置を推定した [5]. 本研究では、睡眠中の測定を想定し、寝返り中の人体を距離カメラを用いて足側から撮影して電波反射位置を推定する. 更に、心拍推定精度向上のために、4 送信 4 受信の 16ch MIMO アレーラダを用いて、アダプティブアレー信号処理によって反射部位に自動的に追従する適応的ビームを形成することを試みる. 提案手法の性能を実データをを用いた数値実験により詳細に評価する.

2. 距離カメラを用いた電磁波散乱解析と適応的ビーム形成

2.1 物理光学近似による電磁波散乱解析

まず、距離カメラで人体を撮影し、人体表面の 3 次元の点群を得る. ただし、人体以外の部分に対応する点群データを削除する処理を行う. この点群データに対して、Muragaki ら [7] による距離カメラを用いた物理光学法による人体からの電磁波散乱解析手法を用いる. 数値計算のモデルを図 1 に示す. 送受信アンテナとして、原点に鉛直方向に置かれた太さ無限小、長さ dl 、その上を一様な電流 $Ie^{j\omega t}$ が流れている微小ダイポールを仮定する. ただし、 I は電流の振幅、 t は時刻、 ω は角周波数である. また、 y 軸上に位置する目標 (人体) を完全導体で近似する.

微小ダイポールから放射される磁界 \mathbf{H} の極座標系での各成分 (H_r, H_θ, H_ϕ) は、次式により算出される.

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= 0 \\ H_\phi &= \frac{Idl}{4\pi} \left(j\frac{\beta}{r} + \frac{1}{r^2} \right) \sin \theta e^{-j\beta r} \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、 β は波数である [6]. この放射磁界によって人体表面に発生する電流の電流密度 \mathbf{i} は、人体表面における法線ベクトル \mathbf{n} を用いて

$$\mathbf{i} = 2\mathbf{n} \times \mathbf{H} \quad (2)$$

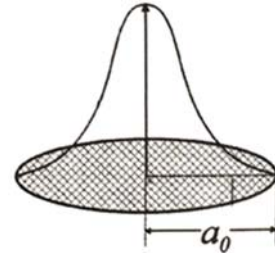


図 2: 人体表面電流の再放射積分に用いる重み関数の概形

によって近似される [8].

次に、式 (2) により近似される人体表面電流によって再放射され受信アンテナに到来する電界を求める. 人体表面に流れる電流ベクトルの向きがそれぞれ鉛直方向となるように回転すると、放射される電界 \mathbf{E} の極座標系での各成分 (E_r, E_θ, E_ϕ) は次式により算出される.

$$\begin{aligned} E_r &= \frac{Idl\eta_0}{2\pi} \left(\frac{1}{r^2} - j\frac{1}{\beta r^3} \right) \cos \theta e^{-j\beta r} \\ E_\theta &= \frac{Idl\eta_0}{4\pi} \left(j\frac{\beta}{r} + \frac{1}{r^2} - j\frac{1}{\beta r^3} \right) \sin \theta e^{-j\beta r} \\ E_\phi &= 0 \end{aligned} \quad (3)$$

ただし、 η_0 は真空の波動インピーダンスである [6]. これを直交座標系に変換することで、電界の各成分 (E_x, E_y, E_z) を得る. いま垂直偏波を考えているので、鉛直成分 E_z に着目する.

このとき、受信信号 E_R は次式により算出される.

$$E_R = \iint_{S_0} E_z(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}) dS \quad (4)$$

ただし、 S_0 は人体表面全体であり、 $E_z(\mathbf{r}_R, \mathbf{r})$ は人体表面上の \mathbf{r} における電流により受信アンテナ位置 \mathbf{r}_R に生じる電界の鉛直成分である.

2.2 人体における電波反射部位推定技術

前節で述べた電磁波散乱解析手法により受信アンテナに到来する電界信号が得られるが、人体表面のどの部分で反射しているかが不明である. そこで、Shijo ら [8] による物理光学法可視化技術を用いて電波反射位置推定を行う.

人体表面電流による再放射電界を積分する際、次式の重み関数 $w(\mathbf{r}_0, \mathbf{r})$ を用いる.

$$w(\mathbf{r}_0, \mathbf{r}) = \begin{cases} \frac{1}{2}(\cos(\pi|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/a_0) + 1) & (|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0| \leq a_0) \\ 0 & (|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0| > a_0) \end{cases} \quad (5)$$

この重み関数の概形を図 2 に示す. すなわち、人体表面上の $2a_0$ の幅内の局所的な電流値を用いて反射位置推定を行う. このとき、受信アンテナ位置における散乱電界の鉛直成分のうち人体表面位置 \mathbf{r}_0 近傍からの寄与は次式で計算される.

$$E_z(\mathbf{r}_0) = \iint_{S_0} w(\mathbf{r}_0, \mathbf{r}) \hat{E}_z(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}) dS \quad (6)$$

ただし、 $\hat{E}_z(\mathbf{r}_R, \mathbf{r})$ は人体表面上の \mathbf{r} における電流により受信

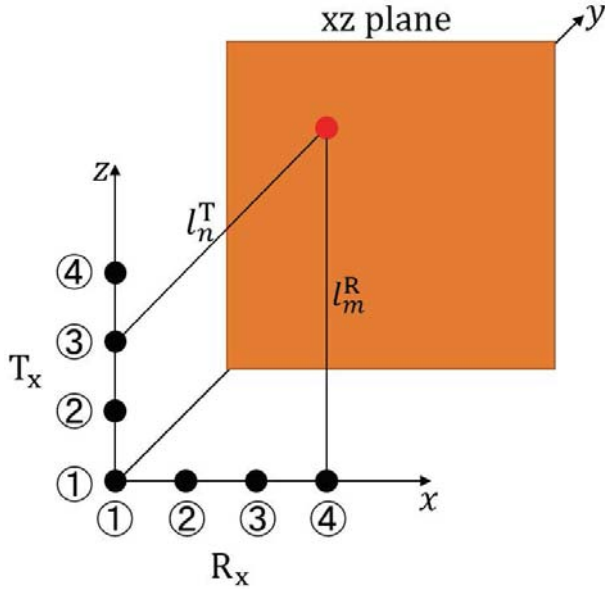


図 3: アダプティブアレイ信号処理のためのシステムモデル

アンテナ位置 \mathbf{r}_R に生じる電界の鉛直成分である。この手法により、人体表面における電波反射位置を推定することができる。

2.3 アレイアンテナによる適応的ビーム形成

受信アンテナに到来する電界信号を用いたアダプティブアレイ信号処理により、人体における反射部位に適応的にビームを形成する。システムモデルを図 3 に示す。送信アンテナ T_x を z 軸上に 4 箇所、受信アンテナ R_x を x 軸上に 4 箇所、それぞれ間隔を半波長として置く。このとき、 xz 平面上に形成されるビーム G は次式で計算される。

$$G = \sum_{n,m} W_{n,m} e^{j\beta(l_n^T + l_m^R)} \quad (n, m = 1, 2, 3, 4) \quad (7)$$

ただし、 l_n^T 、 l_m^R はそれぞれ送信アンテナ、受信アンテナとの距離であり、 $W_{n,m}$ は重み関数である。

式 (7) における重み関数 $W_{n,m}$ ($n, m = 1, 2, 3, 4$) を決定するのに、Takatori ら [9] [2] による最大固有値法を用いる。まず、送受信アンテナ $M = 4 \times 4 = 16$ ch からの受信信号を要素とする列ベクトル

$$\mathbf{X}(t) = \begin{pmatrix} x_1(t) & x_2(t) & \dots & x_M(t) \end{pmatrix}^T \quad (8)$$

を用意する。その共分散行列 $R_{xx} = \mathbf{X}(t)\mathbf{X}^H(t)$ を固有値展開すると

$$R_{xx} = \begin{pmatrix} \mathbf{v}_1 & \dots & \mathbf{v}_M \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_M \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{v}_1^H \\ \vdots \\ \mathbf{v}_M^H \end{pmatrix} \quad (9)$$

となり M 個の固有値 $\sigma_1 \sim \sigma_M$ ($\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_M$) が得られる。ただし、 \mathbf{v}_i ($i = 1, 2, \dots, M$) は全て正規化されている。このうち最大固有値に対応する固有ベクトル \mathbf{v}_1 を重みとして

$$y(t) = \mathbf{v}_1^H \mathbf{X}(t) \quad (10)$$

と信号を合成する。

表 1: 距離カメラ (Kinect v2 センサ) の規格

解像度	512 × 424
フレームレート	30 fps
測定距離	0.5-8.0 m
測定精度	±3 mm
水平測定可能角	± 35 度
垂直測定可能角	± 30 度

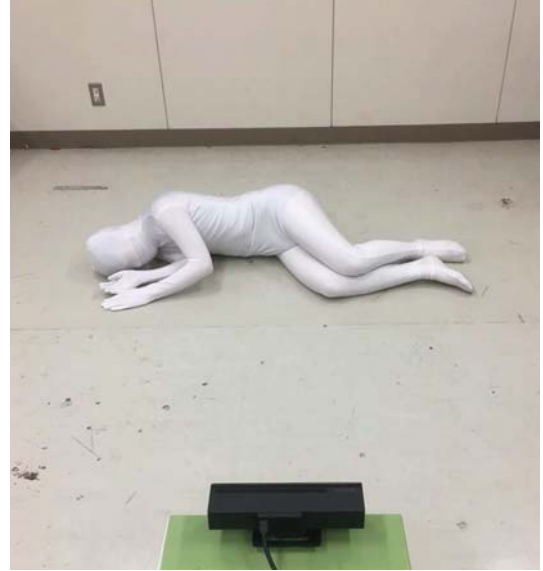


図 4: 測定環境

3. 静止人体への手法適用例

3.1 距離カメラによる人体の測定

原点に距離カメラ (Kinect v2 センサ) を設置し、 y 軸上の約 1.5 m 離れた位置に横たわった被験者を撮影する。同センサの規格を表 1 に、実際の測定環境の様子を図 4 に示す。撮影の際には被験者に全身タイツを着用させることで、服のシワによる影響を減らす。これにより得られる、人体以外の部分に対応するデータを削除した人体表面点群を図 5 に示す。更に、得られた点群データを 1 mm 間隔でリサンプリングし、ガウシアンフィルタを用いて平滑化した結果を図 6 に示す。

ここで、送受信アンテナとして、原点に鉛直方向に置かれた太さ無限小、長さ dl 、その上を一樣な電流 $Ie^{j\omega t}$ が流れている微小ダイポールを仮定する。人体表面の点群データにおいて、人体表面の法線ベクトルと原点に置かれたレーダ視線方向とのなす角を θ とする。このとき、送信アンテナと受信アンテナは同じ位置にあるため、 $\theta = \pi$ rad, すなわち $|\cos \theta| = 1$ を満たすとき、入射角と反射角が等しくなる。図 5 に示したデータに対して $|\cos \theta|$ を図 7 に示す。同図では、反射条件を満たす部位 (入射角と反射角が等しくなる部位) で値 1 をとる。すなわち、2 値判定で反射位置を推定している。

3.2 物理光学近似による電波反射部位推定および最大固有値法を用いた適応的ビーム形成結果

前節で得られた点群データに対して、2.1 節で述べた物理光

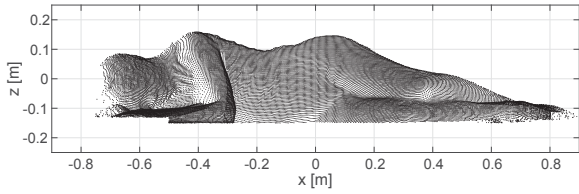


図 5: 人体表面点群

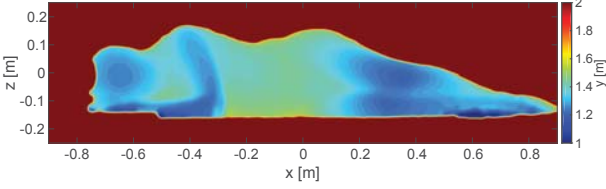


図 6: リサンプリング後の人体表面点群

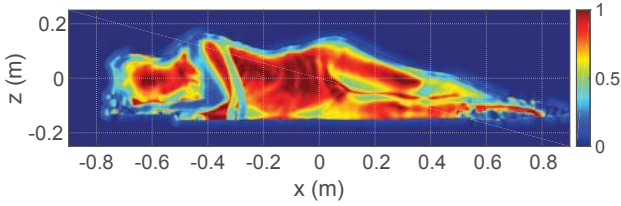


図 7: レーダの視線方向と法線ベクトルの余弦

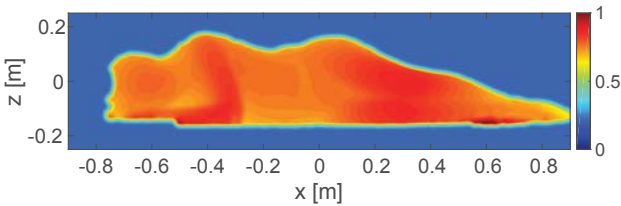


図 8: 人体表面の正規化入射磁界 $|H|$

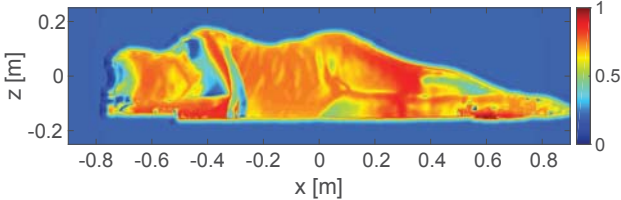


図 9: 人体表面に流れる正規化電流密度 $|i|$

学近似による電磁波散乱解析を行い、2.2節で述べた手法を用いることで人体表面における電波反射位置を推定する。送信周波数は 60 GHz とする。まず、微小ダイポールから放射され人体表面に入射する磁界 H を式 (1) より求め、 $|H|$ を正規化したものを図 8 に示す。更に、この磁界 H によって人体表面に流れる電流の電流密度 i を式 (2) より求め、 $|i|$ を正規化したものを図 9 に示す。

次に、式 (5) の重み関数 $w(r_0, r)$ における a_0 の値を 9 mm として、式 (6) により人体表面電流の再放射積分を行う。これは、人体表面における 18 mm の幅内の局所的な電流値から再放射電界を算出し反射の有無を推定することを意味する。その結果得られる人体の各部位のレーダ受信信号への寄与電力を図

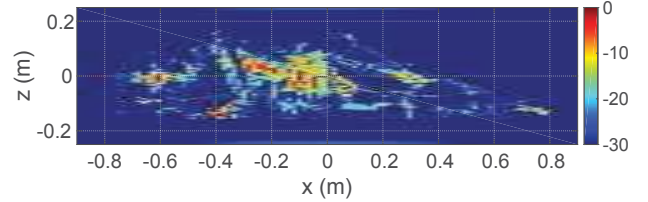


図 10: 物理光学法による反射位置推定結果 (dB 値)

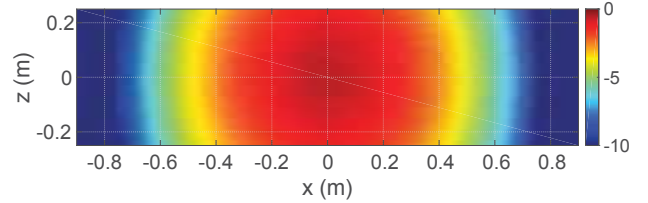


図 11: 一様励振のビーム (dB 値)

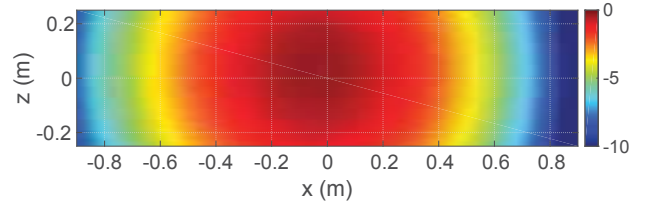


図 12: 最大固有値法による適応的ビーム形成結果 (dB 値)

10 に示す。同図を見ると、主に胴体や頭部、腕部から強い散乱が見られることがわかる。

更に、2.3 節で述べた最大固有値法を用いたアレーアンテナによる適応的ビーム形成を行う。なお、グレイティングローブの発生を抑制するために、送受信アンテナの間隔はそれぞれ半波長 (2.5 mm) とする。式 (7) における重み関数 $W_{n,m} = 1$ ($n, m = 1, 2, 3, 4$) としたときの様励振のビームを図 11 に、最大固有値法を用いた適応的ビームの形成結果を図 12 に示す。同図を見ると、最大固有値によるビームは反射部位に応じて適応的に形成されていることがわかる。

4. 運動人体への手法の適用

睡眠中の人の足の裏から心拍を測定することを想定し、図 13 に示す測定環境において、寝返り中の被験者を足側から約 1.67 秒間 (51 フレーム分) 距離カメラを用いて測定する。時刻 $t = 0.00$ s, $t = 0.33$ s, $t = 0.67$ s, $t = 1.00$ s における 4 フレームのデータに対して、3.2 節と同様にして求めた物理光学法による反射位置推定結果を図 14 に示す。このとき、見えている範囲には足が 2 つあるため複数波が干渉していると考えられる。このような状況において、様励振の固定ビームを用いると、寝返りによって目標がビーム外に移動することで S/N が低下し、心拍測定精度も低下することが予想される。そこで、最大固有値法による適応的ビーム形成結果を行う。同様の 4 フレームのデータに対する結果を図 15 に示す。これより、ビームが被験者の動きに応じて x の正から負の方向に自動的に追従していることがわかる。更に、全 51 フレームのデータに対して、



図 13: 測定環境

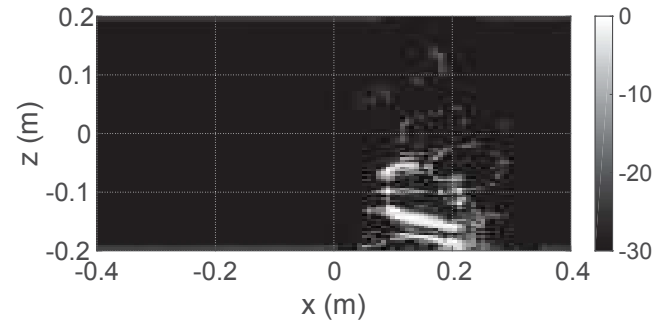
物理光学法により求められる反射位置の重心および、最大固有値法を用いて形成される適応的ビームが最大となる位置の軌跡を図 16 に示す。同図を見ると、反射位置の重心は単に x の正から負の方向に動いているだけではなく、 z の正方向に移動しながら x の負の方向に移動し弧を描いているが、その動きに正確に追従してビーム形成されていることが確認できる。また、反射位置の重心と適応的ビームの最大点との x 座標の値の変化を図 17 に示す。二乗平均平方根 (RMS: Root Mean Square) 誤差は 1.47×10^{-2} m となり、最大固有値法により形成されるビームが反射部位に追従して適応的に変化していることが確認された。

5. 結 論

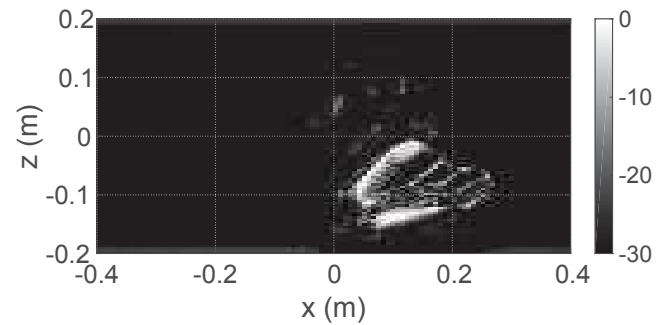
本研究では、睡眠中の測定を想定して寝返り中の被験者を距離カメラを用いて足側から撮影することで精密な人体モデルを生成し、高精度な物理光学近似による電磁界散乱解析を行うことで人体表面における電波反射位置の特定を可能にした。更に、最大固有値法を心拍計測を目的とした近傍人体の位置を追従する適応的ビームを形成するために適用し、実際の人体形状における性能を明らかにした。その結果、RMS 誤差 1.5 cm 程度の極めて高精度なトラッキングの実現に成功した。提案技術は非接触心拍測定技術の高精度化に不可欠な要素技術として期待される。

謝 辞

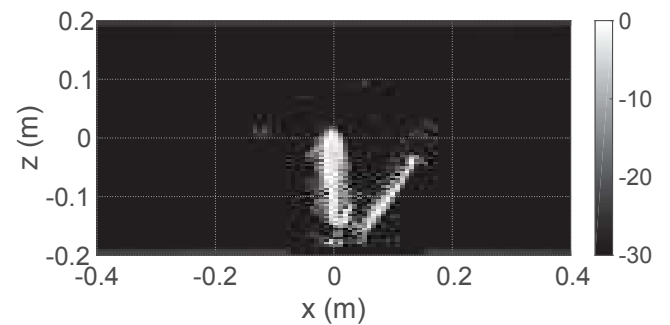
本研究の一部は科学研究費補助金・基盤研究 (A)25239057・若手研究 (B)15K18077・国際共同研究加速基金 (国際共同研究強化)15KK0243 の助成により実施された。本研究に関して貴重なご助言を賜りました京都大学大学院情報学研究科 佐藤 亨教授、奥村 成皓氏、村垣 政志氏に心より感謝の意を表しま



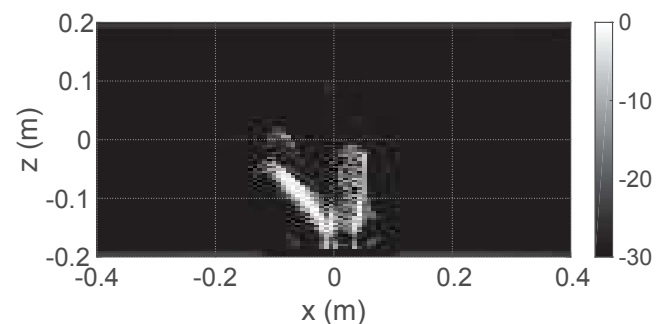
(a) $t = 0.00$ s



(b) $t = 0.33$ s



(c) $t = 0.67$ s



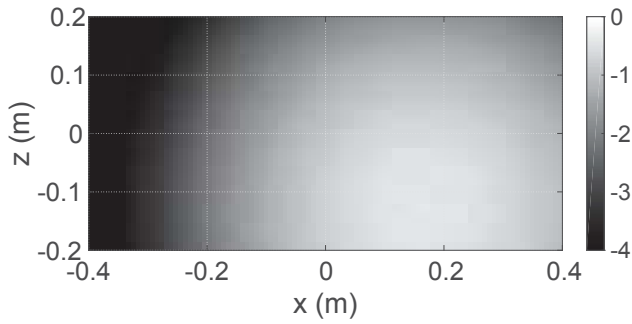
(d) $t = 1.00$ s

図 14: 物理光学法による反射位置推定結果 (dB 値)

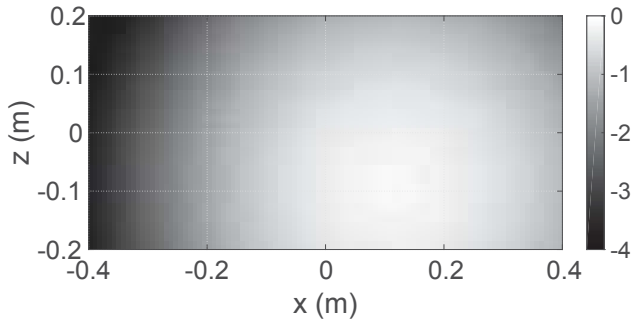
す。また、本研究の測定について細部にわたりご助言賜りました兵庫県立大学大学院工学研究科 山下 幸祐氏に心より感謝申し上げます。

文 献

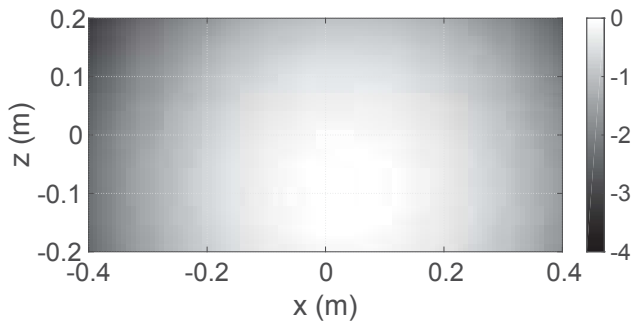
- [1] Takuya Sakamoto, Ryohei Imasaka, Hirofumi Taki, Toru Sato, Mototaka Yoshioka, Kenichi Inoue, Takeshi Fukuda, Hiroyuki Sakai, "Feature-Based Correlation and Topological



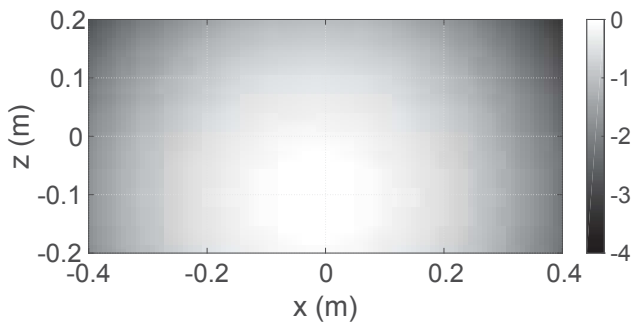
(a) $t = 0.00$ s



(b) $t = 0.33$ s



(c) $t = 0.67$ s



(d) $t = 1.00$ s

図 15: 最大固有値法による適応的ビーム形成結果 (dB 値)

Similarity for Interbeat Interval Estimation Using Ultrawideband Radar,” IEEE Trans. Bio-med. Eng. vol. 63, no. 4, pp. 747–757, April 2016.

- [2] 渡辺 恭, 阪本卓也, 今西亮介, 奥村成皓, 佐藤 亨, 吉岡元貴, 井上謙一, 福田健志, 酒井啓之, “超広帯域 MIMO アレイレーダによる夜間睡眠中の心拍高精度推定,” 電子情報通信学会総合大会, B-20-18, 九州大学, March 2016.
- [3] Takuya Sakamoto, Shigeaki Okumura, Ryosuke Imanishi,

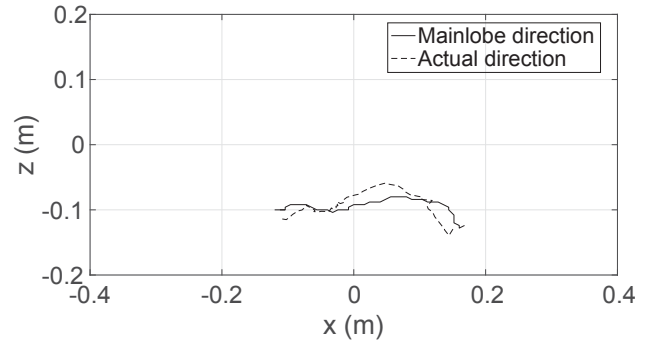


図 16: 反射位置の重心と適応的ビーム最大点の変化

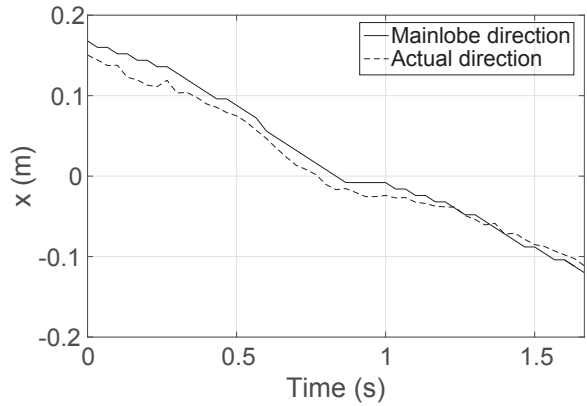


図 17: 反射位置の重心と適応的ビーム最大点の変化 (x 座標)

Hirofumi Taki, Toru Sato, Mototaka Yoshioka, Kenichi Inoue, Takeshi Fukuda, Hiroyuki Sakai, “Remote heartbeat monitoring from human soles using 60-GHz ultra-wideband radar,” IEICE Electronics Express, Vol. 11, No. 25, October 2015.

- [4] 山下幸祐, 阪本卓也, 今西亮介, 奥村成皓, 佐藤 亨, 吉岡元貴, 井上謙一, 水谷研治, 福田健志, 酒井啓之, “超広帯域レーダによる高精度心拍測定のための睡眠中の体動検出,” 電子情報通信学会総合大会, BS-6-4, 名城大学, March 2017.
- [5] 小西建太郎, 阪本卓也, 山下幸祐, 村垣政志, 奥村成皓, 佐藤 亨, “ミリ波レーダによる睡眠中の遠隔心拍測定のための距離カメラを用いた電磁波散乱解析,” 電子情報通信学会総合大会, C-1-13, 東京電機大学, March 2018.
- [6] 西原 浩, 岡村康行, 杉尾嘉彦, 森下克己, 津川哲雄, 光・電磁波工学, オーム社, 東京, 2005.
- [7] Masashi Muragaki, Shigeaki Okumura, Takuya Sakamoto, Toru Sato, “Non-contact Respiration Measurement Using Ultra-wideband Array Radar with Adaptive Beamforming Technique for Cancer Radiotherapy,” Proc. ISAP, no. 20053, 2016.
- [8] Tetsu Shijo, Takayoshi Itoh, Makoto Ando, “Visualization of High Frequency Diffraction Based on Physical Optics,” IEICE Trans. Electron., vol. E87-C, no. 9, pp. 1607–1614, September 2004.
- [9] Yasushi Takatori, Keizo Cho, Kentaro Nishimori, Toshikazu Hori, “Adaptive Array Employing Eigenvector Beam of Maximum Eigenvalue and Fractionally-Spaced TDL with Real Tap,” IEICE Trans. Commun., vol. E83-B, no. 8, pp. 1678–1687, August 2000.