

アダプティブビームフォーミングを用いた UWB ドップラアレイレーダによる非接触呼吸観測

村垣 政志[†] 奥村 成皓[†] 阪本 卓也^{†,‡} 佐藤 亨[†]

[†] 京都大学大学院 情報学研究科 〒606-8501 京都市左京区吉田本町

[‡] 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: [†] mmuragaki@sato-lab.0t0.jp

あらまし 放射線治療において、腫瘍の位置をリアルタイムで高精度に推定することが重要である。現在、臨床では、治療時に呼吸の位相を観測し、その位相と治療前に作成した体表面と体内のモデルを照合して、リアルタイムに体内の腫瘍の位置を予測する方法が用いられている。しかし、この方法は、腹式、胸式呼吸が混在する患者には適用できない。そのため、本研究では超広帯域レーダを用いた体表面のイメージングを目指し、胸部、腹部から到来する複数の到来波を分離し、腹式、胸式呼吸による変位をそれぞれ推定する。Capon法は複数の波の到来方向を高精度に分離する方法である。本研究では、Capon法を近傍界二次元平面イメージングに適用する方法を提案し、散乱点位置を推定する。その後、方向付き出力電力最小化法を用いて反射波を分離し、呼吸による変位を推定する。数値シミュレーションの結果、従来の方法は、散乱点位置の推定に失敗した一方、提案法は最小二乗誤差0.3mm以下での変位の推定に成功した。

キーワード UWB レーダ、アダプティブアレイ信号処理、Capon 法、呼吸観測

Non-Contact Respiration Measurement Using Ultra-wideband Array Radar with Adaptive Beamforming Technique

Masashi Muragaki[†] Shigeaki Okumura[†] Takuya Sakamoto[‡] and Toru Sato[†]

[†] Graduate School of Informatics, Kyoto University
Yoshida, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8501, Japan

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

E-mail: [†] mmuragaki@sato-lab.0t0.jp

Abstract In the radiation therapy, the accurate real-time estimation of the position of tumor is required because that varies over time with respiration. Tumor position is predicted from the X-ray fluoroscopic image of the body and the breath phase. However, the accuracy of the prediction deteriorates when the breathing type is not known. To solve this problem, in this paper, we propose a new method to separate the signals from the chest and abdomen using ultra-wideband (UWB) radar based on an adaptive beamforming technique. First, we estimate the positions of the targets using the Capon method, and modify the method for near-field two-dimensional scanning. Next, we separate the signals using the directionally constrained minimization of power method that suppresses the off-axis signals by calculating the optimal weighting vector. We estimate the displacement at each scattering point using the separated signal, and evaluate the performance of the proposed method via realistic numerical simulation. The conventional non-adaptive beamforming technique failed to estimate the two scattering positions. However, the proposed method succeeded in estimating the scattering positions. The root mean squared errors of the displacement estimated using the proposed method at two scatters was less than 0.3 mm.

Key words Ultra-wideband radar, adaptive array processing, Capon method, respiration

1. まえがき

国立がん研究センターによると、国内において、2011

年のがん罹患数、死亡数はそれぞれ 851537 例、357305 人であり、日本人の死因の第一位である。その中でも肺がんは部位別のがん死亡数でみると最も多い¹⁾²⁾。

肺がんに対して有効な治療法の1つとしてがん細胞に放射線を照射し、死滅させる放射線治療が臨床で用いられている。放射線治療は侵襲的であるため、がん細胞のみに正確に放射線を照射する必要がある。しかし、肺がんの腫瘍位置は呼吸に伴い周期的に変化するため、この腫瘍の動きを正確に把握する必要がある。

現在、臨床では、治療前に体内のモデル化を行い、治療時はそのモデルと患者の呼吸の位相から腫瘍の位置を予測する方法が用いられている³⁾。しかし、この手法では患者の呼吸方法が胸式呼吸または腹式呼吸のどちらか一方であると仮定している。しかし、呼吸時に胸式、腹式呼吸が混在することもあるため、そのような場合には精度が悪化する。

そのほかの方法として、連続波レーダを用いて、放射線治療中の呼吸を観測し、放射線照射のタイミングを決定する方法が提案されている⁴⁾⁵⁾。本手法では、信号のIチャネル成分とQチャネル成分から胸部の変位をサブミリメートルの精度で計測することに成功しているが、レーダ信号の反射点を特定できていない。そのため、こちらの方法でも、胸式、腹式が混在し、胸部の反射点と腹部の反射点の動きが異なり、複数の反射点からの信号が互いに干渉する場合に精度が悪化する。

これらの問題を解決するため、本研究では、胸部体表面形状のリアルタイムイメージングを目指し、胸式呼吸と腹式呼吸の分離を目的とする。近年、ミリ波ドップラーレーダーを用いて呼吸と心拍を正確に測定する技術が開発されている⁶⁻⁸⁾。複数アレイアンテナを用いたアダプティブビームフォーミング方法は、高精度に信号の到来方向を推定方法として知られている。その中でも、到来波の到来する方向と電力が推定できるCapon法と複数反射波を分離できる方向拘束付き出力電力最小化法(Directionally Constrained Minimized Power :DCMP)を組み合わせ、超広帯域(Ultra-Wide-Band :UWB)ドップラアレイレーダに適用し、胸式、腹式呼吸の分離を行い、各部の変位を求める。

2. 数値計算による受信信号の生成

2.1. システムモデル

図1にシステムモデルを示す。シミュレーションはxyz空間上において行い、測定に用いるレーダは原点の位置に設定する。レーダの正面に体表面が存在するとし、x-y平面上に2次元リニアアレイを配置する。

測定に用いるレーダは、中心周波数 $f_0 = 60.5$ GHz、帯域幅 $f_s = 1.25$ GHz、サンプル時間間隔 $T_s = 0.457$ ms、レンジ分解能 $\Delta R = 12$ cm とする。受信アンテナ数 $M = 4$ 、送信アンテナ数 $N = 4$ の Multiple input and multiple output (MIMO)レーダを用いる。各アンテナの座標は、

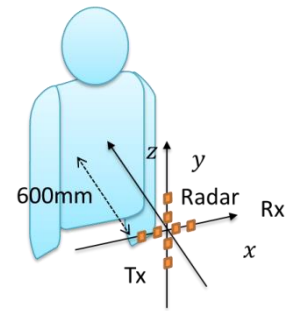


図1 システムモデル

送信アンテナ 1 : $(-1.5d_1, 0, 0)$ 、2 : $(-0.5d_1, 0, 0)$ 、3 : $(0.5d_1, 0, 0)$ 、4 : $(1.5d_1, 0, 0)$ 、受信アンテナ 1 : $(0, -1.5d_2, 0)$ 、2 : $(0, -0.5d_2, 0)$ 、3 : $(0, 0.5d_2, 0)$ 、4 : $(0, 1.5d_2, 0)$ とする。ただし、 d_1 、 d_2 はそれぞれ送信素子間隔、受信素子間隔であり、 $d_1 = 4.6$ mm、 $d_2 = 4$ mm である。

2.2. 距離画像センサを用いた座標データの作成

呼吸の動きを観測する研究は多くなされているが、非接触で体表面の呼吸の動きを高い精度で計測する技術はまだ実現していない。本研究では、実際の人の呼吸による体表面の変位を距離画像センサ Kinect で測定し、測定された座標データを用いてレーダの信号を生成した。

Kinect から距離 3m までの範囲なら誤差が 2mm 以下であることが知られている⁹⁾。そのため、本稿では体表面から Kinect までの距離を 60 cm とし、7 秒間データを取得した。

2.3 Delaunay 三角形分割

Kinect では、体表面の座標データを点群として取得することができる。体表面の点群データから、体表面の位相情報を計算するために、体表面を小さな三角形平面に分割する。本研究では、土地の起伏を3次元で表した地形図を作成する時に用いられる Delaunay 三角形分割法を用いた¹⁰⁾。

得られた座標データ (x, y, z) について、xy 平面に射影した座標群に対して Delaunay 三角形分割を行い、その後、それぞれの点に元の z 座標を与えることで、体表面についての多面体立体図を計算した。

2.4 散乱点の決定

得られた多面体図から、実際にレーダで受信される信号を計算するため、送信された電波を反射する場所を決定する必要がある。

そこで、Delaunay 三角形分割法によって得られた三角形の法線ベクトルを計算し、各三角形の内心点を始点としてその法線ベクトルが、原点に対して仰角 -0.5°

～0.5°で向く平面のみを抽出し、その内心点を散乱点とした。これらの方法を適用し、測定時間 2 秒と 3 秒に抽出された散乱点をそれぞれ図 2 と図 3 に示す。体の複数箇所に散乱点が存在し、時間経過によって反射点の位置が変化していることが分かる。

2.5 レイトレーシング法による信号の生成

散乱点を決定することができたため、次に、受信される信号をレイトレーシング法によって計算する¹⁰⁾。レイトレーシング法は、送信波が散乱点に到達し、受信アンテナに反射するまでの遅延時間を幾何的に計算し、受信信号を計算する方法である。本研究では、雑音や、減衰、シャドウウィングを無視した。

レーダ位置から散乱点までの距離を r とした時、光速 c を用いて、その遅延時間 τ は $\tau = 2r/c$ で表される。レーダ送信時からの遅延時間 τ を用いて、送信信号 $s_p(\tau)$ を次のように定めた。

$$s_p(\tau) = \exp\left\{-\left(\frac{\tau}{\tau_0}\right)^2\right\} \exp(j2\pi f_0 \tau) \quad (1)$$

ただし、 τ_0 はパルスの半値幅を決定するパラメータである。観測時刻 t に K 個の散乱点があるとし、各散乱点の座標を (x_k, y_k, z_k) とする。受信アンテナ m の位置を $(x_m, 0, 0)$ 、送信アンテナ n の位置 $(0, y_n, 0)$ 、としたとき、電波が伝搬する時間 $\tau_d(m, n, k)$ は、

$$\tau_d(m, n, k) = \frac{\sqrt{(x_k - x_m)^2 + y_k^2 + z_k^2} + \sqrt{x_k^2 + (y_k - y_n)^2 + z_k^2}}{c} \quad (2)$$

と表される。よって、信号行列 $\mathbf{S}(t)$ は、

$$\mathbf{S}(t) = [s_{11}, \dots, s_{41}, s_{12}, \dots, s_{44}] \quad (3)$$

$$s_{mn} = \sum_{k=1}^K s_p(\tau - \tau_d(m, n, k)) \quad (4)$$

と表すことができる。

3. 空間領域干渉計法を用いた体表面のイメージング

3.1 beamformer 法による遠方界到来方向推定

上述のように、体表面には複数の反射点が存在し、それらの信号が干渉することによって呼吸による変位の推定精度が悪化する。そのため、本研究では複数素子を用いることによって、それぞれの反射位置を特定し、反射波を分離することで、呼吸による変位の推定精度を向上する。ここではまず、体表面位置の反射点の推定方法について述べる。

従来の beamformer 法は、遠方界を仮定し、各受信素子に適切なステアリングベクトルを与えることでビームを走査し、その出力電力から信号の到来方向 θ を推定する方法である。beamformer 法を用いた場合の出力信号 $f_B(\theta, t)$ 、ステアリングベクトル $\mathbf{a}(\theta)$ は波長 λ を用いて、次式で表される。

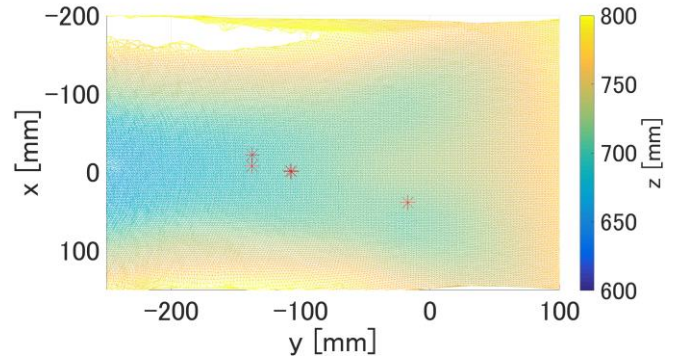


図 2 時刻 2 秒において抽出した反射点

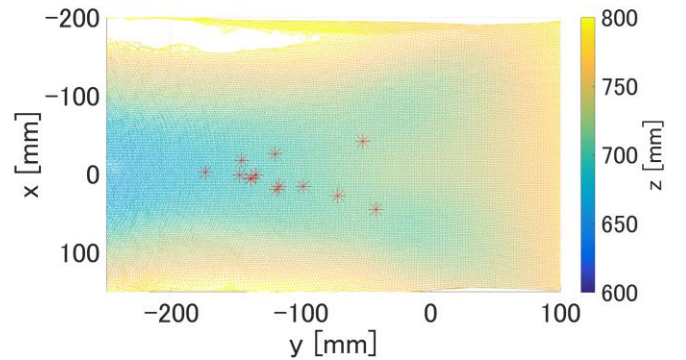


図 3 時刻 3 秒において抽出した反射点

$$f_B(\theta, t) = \mathbf{a}^H(\theta) \mathbf{S}(t) \quad (5)$$

$$\mathbf{a}(\theta) = \left[\exp\left(-j \frac{2\pi}{\lambda} d \sin\theta\right), \dots, \exp\left(-j \frac{2\pi}{\lambda} N d \sin\theta\right) \right]^T \quad (6)$$

またこのときのアレイ出力電力 $P_{\text{Bout}}(\theta, t)$ は次式で計算できる。

$$P_{\text{Bout}}(\theta, t) = \frac{1}{2} f_B^*(\theta, t) f_B(\theta, t) = \frac{1}{2} \mathbf{a}^H(\theta) \mathbf{R}(t) \mathbf{a}(\theta) \quad (7)$$

ただし、 $\mathbf{R}(t)$ は各素子の相関を示す相関行列であり、各時間において、電力の大きい θ が信号の到来方向となる。ただし、beamformer 法のビーム幅は開口サイズと与えるステアリングベクトルの振幅、各アンテナのビームパターンによって一意に決定され、複数方向から電波が到来する場合や妨害波がサイドローブから受信される場合などに精度が大幅に劣化する。

3.2 Capon 法による遠方界到来方向推定

角度分解能の低い beamformer 法に対して、各素子に適応的にウェイトベクトルを与え、適応的に妨害波を抑圧する高分解能到来方向推定方法が多く提案されている。

適応型到来方向推定法には、メインビームを所望波に向けるビームステアリング方式とゲインのヌルを所望波に向けるヌルステアリング方式がある。ヌルステアリング方式は角度分解能に優れているがその性質上、

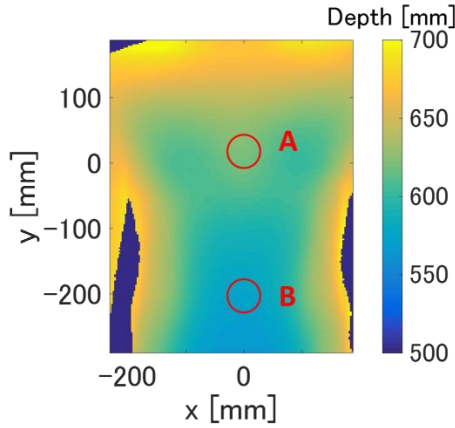


図4 体表面と A と B の位置

電力を推定することができない。推定電力は、反射点が存在するかどうか決定する指標になり得るため、体表面イメージングには電力を推定できるビームステアリング方式を用いる。

Capon 法は、ビームステアリング方式の適応型信号処理方法の一つであり、相関性の低い複数の信号の反射波の到来方向を推定することができる。Capon 法は、測定方向に拘束条件を付けながら出力電力を最小化することで測定方向以外からの到来波を抑圧し、高分解能に到来方向を推定する方法である。これは、次の条件付き最小化問題で表される。

$$\min_{\mathbf{w}(t)} \left[P_{\text{out}}(\theta, t) = \frac{1}{2} \mathbf{W}^H(t) \mathbf{R}(t) \mathbf{W}(t) \right] \quad (8)$$

$$\text{subject to } \mathbf{W}^H(t) \mathbf{a}(\theta) = 1$$

ただし、 $P_{\text{Cout}}(\theta, t)$ は Capon 法によって計算される電力、 $\mathbf{W}(t)$ は各アンテナに与えるウェイトベクトルである。

この問題は、Lagrange の未定係数法によって解くことができ、出力電力 $P_{\text{Cout}}(\theta, t)$ は、

$$P_{\text{Cout}}(\theta, t) = \frac{1}{2 \mathbf{a}^H(\theta) \mathbf{R}^{-1}(t) \mathbf{a}(\theta)} \quad (9)$$

で与えられる。

Capon 法は複数の到来波の相関が低いことを仮定している。そのため、平均処理を行うことで、信号同士の相関を抑圧する必要がある。本研究では、腹式、胸式呼吸が混在する場合、それぞれの支配的な反射箇所であると考えられる腹部の反射点、胸部の反射点の位相が異なると考えられることを利用し、相関行列を、時間平均によって求めた。相関行列 $\mathbf{R}(t)$ は、忘却係数 β 、サンプル時間間隔 ΔT を用いて次式で表される。

$$\mathbf{R}(t) = \beta \mathbf{R}(t - \Delta T) + (1 - \beta) \mathbf{R}_0(t) \quad (10)$$

$$\mathbf{R}_0(t) = \mathbf{S}^H(t) \mathbf{S}(t) \quad (11)$$

ここで、相関行列の平均時間 T_β は次式で表される。

$$T_\beta = \frac{\log_{10} 0.5}{\log_{10} \beta} \Delta T \quad (12)$$

3.3 適応型到来方向推定方法の近傍界二次元平面への適用

従来の到来方向推定方法は、遠方界を仮定していた。しかし、図1に示すように、放射線治療に適用するには、近傍界の二次元平面を走査し、その反射点位置を推定する必要がある。そのため、本研究では、ステアリングベクトルを次式のように修正し、到来方向推定を近傍界二次元平面へ適用した。測定点を (x, y, z) とした時、修正されたステアリングベクトルは下記で表される。

$$\mathbf{a}(x, y, z) = [a_{11}, \dots, a_{41}, a_{12}, \dots, a_{44}] \quad (13)$$

$$a_{mn}(x, y, z) = \exp[-j2\pi\{\sqrt{x^2 + (y - y_n)^2 + z^2} + \sqrt{(x - x_m)^2 + y^2 + z^2}\}/\lambda] \quad (14)$$

これらより、近傍界二次元平面を操作した場合の bemfomer 法、Capon 法の推定電力はそれぞれ、次式で表される。

$$P_{\text{Bout}}(x, y, z, t) = \frac{\mathbf{a}^H(x, y, z) \mathbf{R}(t) \mathbf{a}(x, y, z)}{2} \quad (15)$$

$$P_{\text{Cout}}(x, y, z, t) = \frac{1}{2 \mathbf{a}^H(x, y, z) \mathbf{R}^{-1}(t) \mathbf{a}(x, y, z)} \quad (16)$$

3.4 散乱点位置の推定

電力の推定結果 $P_{\text{B,Cout}}(x, y, z, t)$ から体表面の変位を計算する際、その時刻での散乱点を抽出する必要がある。そこで、周囲よりも推定電力が大きい電力の局所的最大点をその時刻における推定散乱点であるとする。

実際にはビームを刻み幅 Δx 、 Δy で走査するため、推定電力 $P_{\text{B,Cout}}(x, y, z, t)$ は離散的に計算される。そこで、ある点の電力とその周囲の8点の値を比較して、それらよりも高い点を反射点であるとした。

4. 空間領域干渉計法を用いた体表面変位推定

4.1 微小変位の推定

UWB レーダを用いた対象の変位推定は主に、レンジ間の移動によって推定される。しかし、呼吸による胸部の変位はレンジ分解能以下であるため、使用する実帯域幅が狭いことを利用し、中心周波数のみを考慮した特定のレンジにおける出力信号の位相回転から変位を推定する。

変位 $L(t)$ は出力信号 $f(t)$ を用いて、次式で求めることができる。

$$L(t) = \frac{\lambda \times \arg(f(t))}{4\pi} \quad (17)$$

この計算方法は、入射波が単一であると仮定している

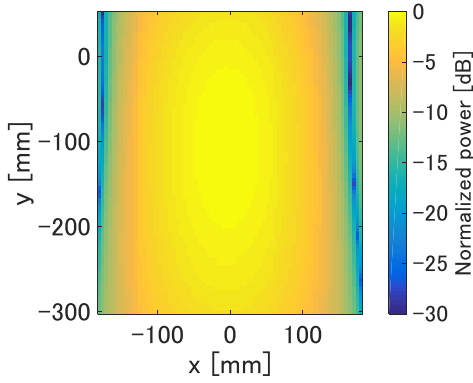


図5 beamformer 法による電力推定結果

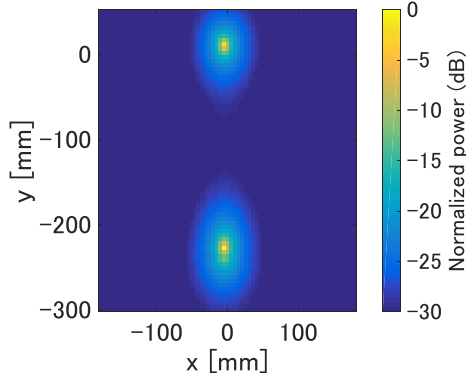


図6 Capon 法の電力推定結果

ため、体表面の変位を推定する場合は、複数反射波を分離する必要がある。

4.2 適応型信号処理を用いた複数波の分離と変位推定

DCMP 法は所望信号の到来方向を既知としたときに所望信号を分離する方法である。3 章において、散乱点の位置を推定したため、推定した反射点位置を所望方向の到来方向であるとして、DCMP 法を用いて反射波の分離を行う。

DCMP 法の原理は Capon 法と同じであり、式(8)で示される最小化問題を解き、得られるウエイトベクトルを各アンテナに与えることで反射波を分離する。DCMP 法によって計算されるウエイトベクトル $\mathbf{W}_C(x_C, y_C, z, t)$ は次式で示される。

$$\mathbf{W}_C(x_C, y_C, z, t) = \frac{\mathbf{R}^{-1}(t)\mathbf{a}(x_C, y_C, z)}{\mathbf{a}^H(x_C, y_C, z)\mathbf{R}^{-1}(t)\mathbf{a}(x_C, y_C, z)} \quad (18)$$

ただし、 x_C, y_C は Capon 法によって推定された散乱点位置である。

分離後の信号 $f_C(x_C, y_C, z, t)$ は、式(18)によって計算されたウエイトベクトルを用いて

$$f_C(x_C, y_C, z, t) = \mathbf{W}_C^H(t, x_C, y_C, z)\mathbf{S}(t) \quad (19)$$

と表せる。

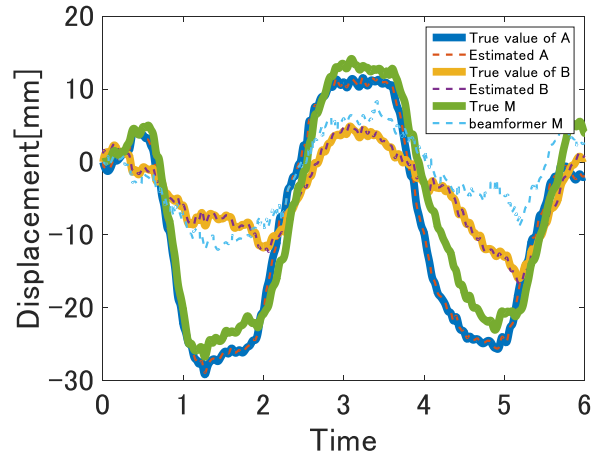


図7 体表面の真値と推定結果

5. シミュレーション結果

まず、提案法が有効であることを確認するため、胸部付近、腹部付近から座標データの一つずつ取り出し散乱点が2つであるとした。図4に Kinect によって得られた散乱点群に対して2章の方法を適用することで作成した人体モデルを示す。胸部から腹部の深度画像が得られた。また、今回取り出した点 A、B を、図4において赤い O で示す。

5.1 beamformer 法による体表面イメージング

図5に受信信号に beamformer 法を適用し、電力の推定結果を表す。ただし、ビームの走査範囲を $-200 \text{ mm} < x < 200 \text{ mm}$ 、 $-300 \text{ mm} < y < 50 \text{ mm}$ 、 $z = 600 \text{ mm}$ とし、刻み幅 $\Delta x, \Delta y$ とともに 5 mm とした。また、電力は最大値で正規化した。電力が一様に高く、2つの散乱点からの信号を分離できておらず、散乱点位置を特定することができないことがわかる。

5.2 Capon 法を用いた体表面イメージング

次に Capon 法を適用した結果を、図6に示す。ただし、相関行列の忘却係数 β を 0.995 に設定し、 0.461 秒間のデータを平均した。体表面の2つの散乱点を分離できていることがわかる。それぞれの推定座標は A: $(-5 \text{ mm}, 10 \text{ mm})$ B: $(-5 \text{ mm}, -230 \text{ mm})$ である。真値は A: $(-4.19 \text{ mm}, 8.76 \text{ mm})$ と B: $(-4.24 \text{ mm}, -231 \text{ mm})$ となる。刻み幅は $\Delta x, \Delta y$ とともに 5 mm であるため、これらの誤差は刻み幅範囲内である。それぞれ胸部と腹部からの信号の到来方向を推定できていることが分かる。

5.3 体表面変位の推定

胸部と腹部の動きを独立に追跡できているかを調べるために、Capon 法によって推定された2つの局所的最大点における信号を、DCMP 法を適用することで分

離した。DCMP 適用後に推定された変位と、真値を図 7 に示す。提案法により 2 つの散乱点の動きを独立に推定できていることがわかる。

従来の方法である beamformer 法はビーム幅が広く、反射点位置を推定することができなかった。そのため、A と B の中点 M にビームを向けたときの体表面の変位が測定されると考え、真値を中点 M における変位とした。

従来法を用いて計算された変位と真値を重ねて合わせたものを図 7 に示す。推定の評価には平均最小二乗誤差 E (Root mean square error:RMSE) を用いた。真値 $V_t(t)$ と推定値 $V_e(t)$ に対し、観測時間を T サンプル点数を N とすると、 E は次式で表される。

$$E = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{k=1}^N (V_t'(t) - V_e'(t))^2} \quad (20)$$

$$V_t'(t) = V_t(t) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N V_t(k) \quad (21)$$

$$V_e'(t) = V_e(t) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N V_e(k) \quad (22)$$

従来法を用いた場合、この被験者は、胸部と腹部のある程度相関が高いため呼吸の傾向はつかむことができているが、信号を分離できておらず、RMSE は 7.81 mm であり、真値の振幅に比べて高く、beamformer 法では追跡できないことが確認できた。

次に、Capon 法の推定結果の A と B についての RMSE はそれぞれ 0.103 mm、0.283 mm であった。beamformer 法よりも 10 倍、推定精度が改善した。

6. 結論と今後の課題

本稿では、Kinect で測定した胸部体表面の呼吸の動きのデータから、胸部と腹部からの信号を生成し、それらの信号を Capon 法により分離し、それぞれの動きを独立に追跡する手法を提案した。少数散乱点ターゲットに関して、従来の beamformer 法は RMSE が 7.81 mm であるのに対し、提案法は 2 つのターゲットに対して、0.103 mm、0.283 mm の精度で変位の推定に成功し、精度が 10 倍以上改善した。

今後は、距離画像センサを用いて推定された散乱点をすべて用いた多数散乱点モデルによって計算された受信信号に対して提案法を適用することで、提案法の有効性を検証する。

文 献

[1] A. Matsuda, T. Matsuda, A. Shibata, K. Katanoda, T. Sobue, H. Nishimoto, and The Japan Cancer Surveillance Research Group, "Cancer Incidence and

Incidence Rates in Japan in 2008: A Study of 25 Population-based Cancer Registries for the Monitoring of Cancer Incidence in Japan (MCIJ) Project.," *Jpn. J. Clin. Oncol.*, Vol. 44, pp. 388-396, 2013.

- [2] 人口動態統計 (厚生労働省大臣官房統計情報部編), "人口動態統計によるがん死亡データ," 2014.
- [3] S. B. Jiang, "Radiotherapy of mobile tumors," *Semin. Radiat. Oncol.* Vol. 16, pp. 224-239, 2006.
- [4] C. Gu, R. Li, H. Zhang, Albert Y. C. Fung, C. Torres, S. B. Jiang, and C. Li, "Accurate respiration measurement using DC-coupled continuous-wave radar sensor for motion-adaptive cancer radiotherapy," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 59, pp. 3117-3123, 2012.
- [5] C. Li, C. Gu, R. Li, and S. B. Jiang, "Radar motion sensing for accurate tumor tracking in radiation therapy," in *Proc. IEEE WAMICON*, pp. 1-6, 2011.
- [6] T. Sakamoto, R. Imasaka, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Accurate heartbeat monitoring using ultra-wideband radar," *ELEX.*, Vol. 12, p. 20141197, 2015.
- [7] T. Sakamoto, S. Okumura, R. Imanishi, H. Taki, T. Sato, M. Yoshioka, K. Inoue, T. Fukuda, and H. Sakai, "Remote heartbeat monitoring from human soles using 60-GHz ultra-wideband radar," *ELEX.*, Vol. 11, p. 20150786, 2015.
- [8] 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, pp. 747-757, 2016.
- [9] L. Yang, L. Zhang, H. Dong, A. Alelaiwi, and A. E. Saddik, "Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2," *IEEE Sensors J.*, Vol. 15, pp. 4275-4285, 2015.
- [10] M. ドバーク, M. ファン・クリベルド, M. オーバマーグ, O. シュワルツコップ, 浅野哲夫 訳, "コンピュータ・ジオメトリ," 近代科学社, pp. 225-258, 2000.
- [11] 早川正士, "波動工学," コロナ社, p.74, 1992.