

生体成分分析によるアレーレーダを用いた脈波ブラインド信号分離

Blind Signal Separation for the Measurement of Pulse Waves Using Physiological Component Analysis

阪本 卓也^{1,2}
Takuya Sakamoto

京都大学 大学院工学研究科¹
Graduate School of Engineering, Kyoto University

国立研究開発法人科学技術振興機構, さきがけ²
Japan Science and Technology Agency, PRESTO

1 はじめに

人体皮膚表面には脈波による微小変位が見られる．脈波速度は血圧や血管の硬さで決まるため，高血圧症や動脈硬化に関わる重要な指標である．身体の数部位で脈波の測定を同時に行い，これら数部位の距離と時間差から脈波速度を算出できる．本研究では，ミリ波アレーレーダにより人体全身の脈波伝搬を非接触計測することを目的とし，人体の数部位の変位を高精度計測する．我々はこれまで，脈波伝搬などの生体信号を数理モデルで表現し，このモデルを利用したブラインド信号分離手法（生体成分分析）を開発してきた [1]．本稿では生体成分分析により得られるビーム形状について検討する．

2 レーダによる脈波計測のシステムモデル

人体をレーダで計測し，複数部位の皮膚変位を同時計測する．想定する測定の模式図 1 に示す．腹臥位の被験者を上部に設置したアレーレーダにより計測する．人体の j ($j = 1, \dots, N$) 番目の部位の変位 $d_j(t)$ により反射波は位相変調を受け， k を波数として $s_j(t) \propto e^{j2kd_j(t)}$ となる．反射波ベクトル $\mathbf{s}(t)$ によりアレー i 番目の素子の受信信号 $x_i(t)$ ($i = 1, \dots, M$) よりなる受信信号ベクトル $\mathbf{x}(t)$ は $\mathbf{x}(t) = \mathbf{A}\mathbf{s}(t) + \mathbf{n}(t)$ と表現でき， $M \times N$ 行列 $\mathbf{A}$ は人体位置や形状に依存する未知量である．もし雑音 $\mathbf{n}$ が十分に小さく， $M > N$ かつ $\mathbf{A}$ がフルランクであれば，適当な $N \times M$ 復元行列 $\mathbf{W}$ により $\hat{\mathbf{s}}(t) = \mathbf{W}\mathbf{x}(t)$ と反射波を分離することができる．復元信号 $\hat{\mathbf{s}}(t)$ より，推定変位 $\hat{d}_j(t)$ ($j = 1, \dots, N$) を求める．

3 生体数理モデルを用いた生体成分分析

人体脈波は心臓から主に動脈に沿って伝搬する．伝搬に伴う波形の変化を無視すれば，脈波速度と伝搬距離から決まる時間遅延のみで各部位の変位波形を表現できるため，これを数理モデルとして採用する．さらに，脈波による皮膚変位は波長と比べて小さいため，位相変化が十分小さいことも数理モデルに組み込む．上記の処理で得られた推定変位 $\hat{d}_j(t)$ ($j = 1, \dots, N$) に対し，これらの数理モデルとの合致度を目的関数 $F(\mathbf{W})$ として表現する． $F(\mathbf{W})$ を最大化する復元行列 $\mathbf{W}$ を求める最適化問題 $\max_{\mathbf{W}} F(\mathbf{W})$ として定式化し， $\mathbf{W}$ を遺伝的アルゴリズム (GA) により最適化する．この手法は生体成分分析と呼ばれる [1]．生体成分分析は信号間の無相関性や独立性を必要とせず，超高分解能性を示す．生体成分分析は，従来の独立成分分析や DCMP (MVDR) 法よりも高精度な信号分離が可能である．

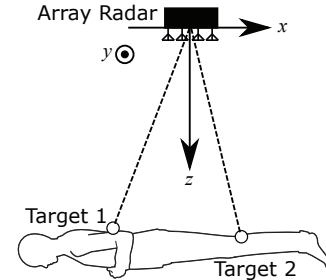


図 1 アレーレーダによる被験者測定の模式図

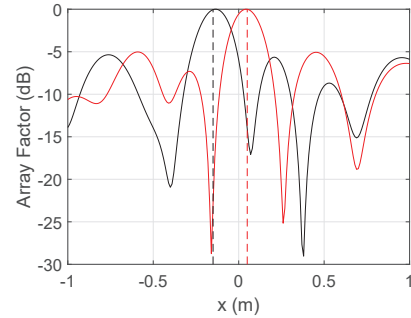


図 2 生体成分分析により得られたビームパターンの例

4 生体成分分析の適用例

中心周波数 79 GHz，帯域幅 3.9 GHz，送受 3 および 4 素子の MIMO アレーを想定した数値計算で検討する．人体までの距離は 1.2 m，反射部位 1 および 2 はそれぞれ $x = -0.15$ m および 0.05 m とする．アレー開口長から決まる 3 dB ビーム幅は約 0.17m である．変位信号の S/N は平均 23 dB，変位波形は振幅 $\pm 50 \mu\text{m}$ の三角波とし，脈波伝搬遅延は 300 ms とする．GA の個体数は 100，世代数は 300 とし，正規乱数で $\mathbf{W}$ を初期化する．

図 2 に，最適化された $\mathbf{W}$ により得られたビームを示す．図の破線は真の反射点を示し，ヌル点がほぼ正しい方向に位置する．反射位置推定誤差は平均 15 mm と，人体サイズと比べて十分に小さく，高精度な信号分離が可能であることを示唆する．今後，医療機器への応用へ向けた開発を進めてゆく予定である．

謝辞

本研究の一部は JSPS 19H02155, JST JPMJPR1873, JST COI JPMJCE1307 の助成により実施された．

参考文献

- [1] T. Sakamoto, *IEEE Access*, vol. 8, pp. 175921–175931, Sep. 2020.