

健康見守りシステム実現に向けたマイクロ波による生体活動検出法の研究

代表研究者 本間 尚樹 岩手大学工学部 准教授
共同研究者 西森 健太郎 新潟大学工学部 准教授

1 はじめに

近年、日本では高齢化が進行している[1]。図1に日本における一人暮らしの高齢者人口の推移を示す。同図より、一人暮らしの高齢者数は年々増加していることが確認でき、特に2015年における同人口は男性が186万人、女性が376万人と予想されている。このような社会背景に伴い高齢者の孤独死や不慮の転倒、転落事故が社会問題となっており、高齢者安否確認システムの需要が増大している。

従来の安否確認システムとして、心拍や呼吸等の生体信号を検出するECG (Electrocardiograph) やセンサーマットの利用が挙げられる。前者は体に直接プローブを取り付けることにより生体信号を検出するが、プローブの接触に伴う身体的・精神的負担の増大や長期間の取り付けに伴う衛生面が問題として挙げられる。後者はベッドや布団の下にセンサーマットを設置し、寝ている人の生体信号を検出する。しかしながら、測定範囲が制限される点や体勢により正確な検出を行うことができない点が課題である。一方、高齢者の生活状況から安否確認を行うサービスも提供されており、一例として電気やガスの利用状況の自動通報サービス、ドアセンサを用いたサービスがある。前者は電気やガスの利用状況を遠方に住む家族に通報することにより安否確認を行うサービスであるが、電気やガスの使用量は日ごろから変動するため、安否確認の信頼性が低下することが予想される。後者はドアの開閉をセンサにより感知し、遠方の家族に開閉情報を通報する。しかしながら、センサを設置したドアを使用しない場合に安否を確認できない点やセンサの電池切れが課題となっている。また、高齢者の状態を映像で監視するビデオカメラも安否確認システムとして有効とされている[2]。しかしながら、同技術では常時映像を監視する必要があるため、監視者の負担が増大する点が問題として挙げられる。さらに、プライバシーの観点から寝室や浴室、トイレ等のプライベートな空間へのカメラの設置が困難である点や、カメラの死角の状況を把握できない点が課題である。したがって、これらの問題を解決する安否確認システムが必要である。

従来システムの問題点からマイクロ波によるドップラセンサ等の物理センサを用いたセンシング技術が注目されている[3]~[9]。生体にマイクロ波を照射すると、呼吸や心拍等の生体活動によって生じる生体表面の動きや揺れにより反射波の振幅や位相が変化し、受信信号にはドップラ効果による周波数の揺らぎが生じる。この受信信号の変動から生体表面の動きを抽出し生体情報の検出を行う。この技術は電波を用い、非接触で生体情報を検出できるため身体的・精神的抵抗も少なく、衛生上の問題も解決可能である。さらに、電波は反射や回折を繰り返しながら広く伝搬する。このため、電波を用いた安否確認システムの最大の利点として検出対象の位置や動作に関わらず生体情報を検出できる点が挙げられる。しかしながら、同技術は送信信号と受信信号の分離のための機構が必要であり構成が複雑となる問題や、人間と検出器の距離が離れることで

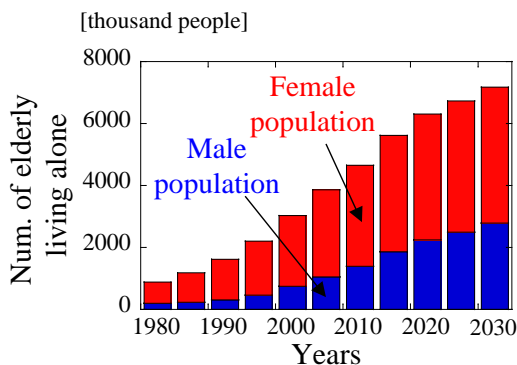


図1. 一人暮らしの高齢者人口の推移

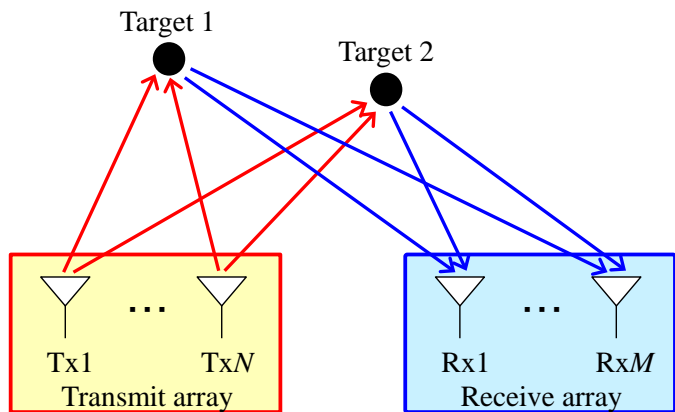


図2. MIMOレーダの概念図

受信感度が低下し検出精度が劣化するという問題がある。

近年、無線通信の分野において MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) システムの研究・実用化が進められている。MIMO システムとは、送受信機に複数アンテナを用いて複数の信号を同一時刻・同一周波数において送受信することで伝送容量や周波数利用効率を飛躍的に向上させるシステムである[10]。MIMO における伝搬チャネル (MIMO チャネル) は環境依存性が強く、伝搬環境の変化により大きく時間変動することが知られている。本来この性質は伝送品質の劣化の原因となるものであるが、この性質を侵入検出に利用した MIMO センサの検討も行われている[11], [12]。MIMO システムを利用したセンシング技術は数多く検討されているが[13]~[19]、中でも対象位置推定技術である MIMO レーダ技術は注目を集めている[20]。

図 2 に MIMO レーダの概念図を示す。MIMO レーダでは検出対象に電波を照射し、観測された対象からの反射波の伝搬時間や伝搬経路情報等を利用することにより対象位置を推定する。マルチアンテナを用いる同技術は、単一アンテナで構成される従来レーダ技術と比較して SNR (Signal-to-Noise Ratio) 改善効果による検出感度の向上が期待できるため、屋外環境における対象位置推定を目的として活躍の場を広げている。

以上の MIMO レーダの有用性から、MIMO レーダを屋内環境にて使用し、生体位置を推定することにより安否確認を行うシステムが期待される。生体位置の推定により、突然の発作で動けなくなった高齢者や認知症患者の行動等が把握可能となるため、生体位置推定は安否確認に有効であると言える。しかし、MIMO レーダを屋内環境にて使用する場合、検出対象である生体からの反射波以外に直接波や壁からの反射波等の不要波が多数観測されるため、推定精度が大きく劣化することが予想される。MIMO レーダを用いた安否確認システムは屋内環境での使用が想定されるため、マルチパス環境において不要波を除外し生体位置を推定する手法の確立は必須である。マルチパス環境における生体位置推定技術として、FMCW (Frequency-Modulated Continuous-Wave)レーダを用いた手法が提案されている[21]。同手法では、TOF (Time of Flight)の測定により複数アンテナと生体間の距離を推定し、各アンテナ位置との距離関係に基づき生体位置を推定する。しかし、同技術では十分な距離分解能を得るために 1.69 GHz (5.56 GHz~7.25 GHz)もの広い周波数帯域幅を必要とする。さらに、マルチパス環境における位置推定の最重要課題である不要波の除外方法として、無人環境の伝搬情報をあらかじめ測定し、有人時の伝搬情報から無人時の反射波を減算するという手法が用いられている。このため、同技術では無人環境の伝搬情報が必須となるうえ、什器の位置等の環境の変化により推定精度が著しく劣化することが予想される。

本研究は、マイクロ波を用いて屋内環境における生体の状態や位置を推定することを目的としている。本研究で取り組むマイクロ波センサでは、測定した MIMO チャネルをフーリエ変換することにより生体由来の変動成分のみを抽出する。この抽出成分に対して、アレーアンテナを用いた到来方向推定法を適用することにより生体位置を推定する。本提案法は単一周波数を使用しており、無人環境の伝搬情報も不要である。さらに、MIMO チャネルの測定は無線 LAN 等に用いられている既存の MIMO システムを利用することで実現できるため、従来のマイクロ波ドップラセンサ等の物理センサに比べより簡易に実現が可能である。

2. MIMO レーダを用いた生体位置推定法

図 3 に生体位置推定の概念図を示す。本検討では送信側に N 素子リニアアレー、受信側に M 素子リニアアレーを有する $M \times N$ バイスタティック

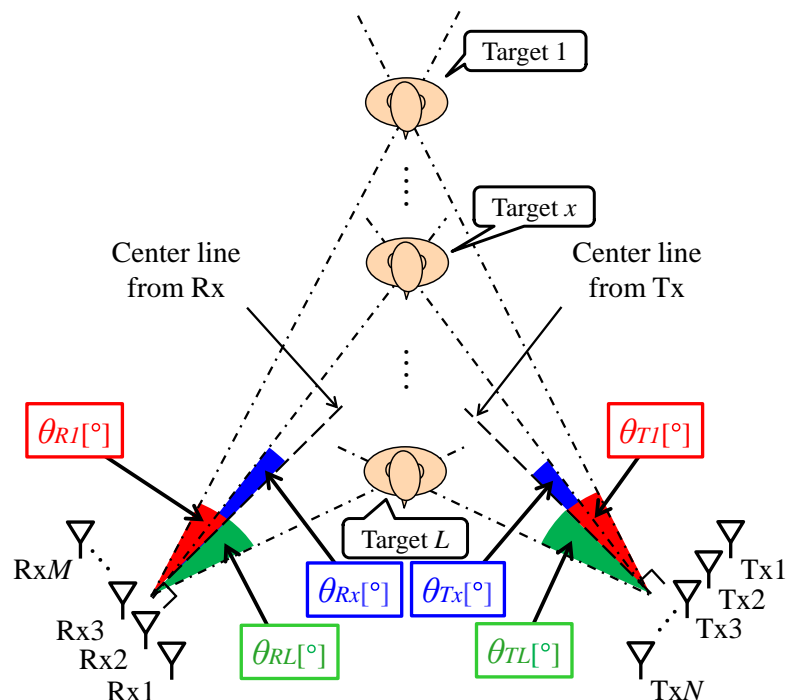


図3. 生体位置推定の概念図

ク MIMO レーダを使用する。ここで、 θ_{Tx} は x 番目の生体の送信側の生体方向、 θ_{Rx} は x 番目の生体の受信側の生体方向である。本生体位置推定法では送受信双方の生体方向 θ_{Tx} 、 θ_{Rx} の交点を探索することにより監視領域に存在する生体の位置を推定する。また、 θ_{Tx} 、 θ_{Rx} は到来方向推定法である MUSIC (MUltiple Signal Classification) 法を用いて推定する。しかし、実際のマルチパス環境では直接波や壁からの反射波等の固定成分と変動成分である生体からの反射波が混在しているため、単純に生体方向を推定することはできない。そこで、本生体位置推定法では壁からの反射波等の影響を除外した状態で到来方向推定を行うことにより生体方向を推定する。以下では、その原理について説明する。

L 名が存在する環境にて測定される $M \times N$ 時変動 MIMO チャネルは

$$\mathbf{H}(t) = \begin{pmatrix} h_{11}(t) & \cdots & h_{1N}(t) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{M1}(t) & \cdots & h_{MN}(t) \end{pmatrix} \quad (1)$$

と表される。ここで第 (i, j) 要素である h_{ij} は j 番目の送信アンテナから i 番目の受信アンテナへのチャネル応答、 t はチャネルが観測された時間を表す。 $M \times N$ バイスタティック MIMO アレーは $MN \times 1$ SIMO (Single-Input Multiple-Output) 構成で表現される MIMO 仮想アレーへの変換が可能である [20]。このとき、 $M \times N$ MIMO チャネル $\mathbf{H}(t)$ は

$$\mathbf{h}(t) = [h_{11}(t), \dots, h_{M1}(t), \dots, h_{MN}(t)]^T \quad (2)$$

で表される $MN \times 1$ 仮想 SIMO チャネルへと変換される。ここで $\{\cdot\}^T$ は転置を表す。この仮想 SIMO チャネル $\mathbf{h}(t)$ のフーリエ変換より

$$\mathbf{F}(f) = [F_{11}(f), \dots, F_{M1}(f), \dots, F_{MN}(f)]^T \quad (3)$$

と表される周波数応答行列が導出される。ここで F_{ij} はチャネル時変動の複素周波数応答であり、 f は周波数を表す。周波数応答行列 $\mathbf{F}(f)$ より相関行列を

$$\mathbf{R}_F = \overline{\mathbf{F}(f)\mathbf{F}(f)^H} \quad (f_1 \leq f \leq f_2) \quad (4)$$

と定義する。ここで $\{\cdot\}^H$ は複素共役転置、 $\overline{\{\cdot\}}$ は周波数方向の平均演算を表し、 f_1 と f_2 はそれぞれ生体活動の影響が現れる下限と上限の周波数とする。相関行列 \mathbf{R}_F の固有値分解により

$$\mathbf{U}_F = [\mathbf{u}_{F1}, \dots, \mathbf{u}_{FL}, \dots, \mathbf{u}_{FMN}] \quad (5)$$

$$\mathbf{\Lambda}_F = \text{diag}([\lambda_{F1}, \dots, \lambda_{FL}, \dots, \lambda_{FMN}]) \quad (6)$$

と表される固有ベクトル \mathbf{U}_F と固有値の対角行列 $\mathbf{\Lambda}_F$ が得られる。このとき、得られた固有値には

$$\lambda_{F1} \geq \dots \geq \lambda_{FL} > \lambda_{FL+1} = \dots = \lambda_{FMN} = \sigma_f^2 \quad (7)$$

という関係式が成り立つ。式中における σ_f^2 は雑音エネルギーを表す。ここで、雑音固有値 $[\lambda_{L+1}, \dots, \lambda_{MN}]$ に対応する固有ベクトルを \mathbf{U}_N と表す。 \mathbf{U}_N は相関行列を求める際の周波数範囲の変動が強く生じる方向、すなわち生体の方向にヌルを向けるベクトルとなっている。また、MIMO 仮想アレーに対応するモードベクトルは MIMO 仮想モードベクトル $\mathbf{a}(\theta_T, \theta_R)$ と呼称され、

$$\mathbf{a}(\theta_T, \theta_R) = \mathbf{a}_t(\theta_T) \otimes \mathbf{a}_r(\theta_R) \quad (8)$$

$$\mathbf{a}_t(\theta_T) = \left[1, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_t \sin \theta_T}, \dots, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_t(N-1) \sin \theta_T} \right]^T \quad (9)$$

$$\mathbf{a}_r(\theta_R) = \left[1, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_r \sin \theta_R}, \dots, e^{-j\frac{2\pi}{\lambda}d_r(N-1) \sin \theta_R} \right]^T \quad (10)$$

で表される。式中の $\mathbf{a}_t(\theta_T)$ 、 $\mathbf{a}_r(\theta_R)$ は送受信双方のモードベクトルであり、 \otimes はクロネッカ積、 λ は波長、 d_t 、 d_r は送受信双方の素子間隔を表す。ここで、先に示した雑音に対応する固有ベクトル \mathbf{U}_N は送受信双方の生体方向に対応する MIMO 仮想モードベクトル $\mathbf{a}(\theta_{Tx}, \theta_{Rx})$ と直交するという特性を有するため、MUSIC 法の評価関数 (MUSIC スペクトラム)、

$$P_{MUSIC}(\theta_T, \theta_R) = \frac{\mathbf{a}^H(\theta_T, \theta_R)\mathbf{a}(\theta_T, \theta_R)}{\mathbf{a}_N^H(\theta_T, \theta_R)\mathbf{U}_N\mathbf{U}_N^H\mathbf{a}(\theta_T, \theta_R)} \quad (11)$$

表 1. チャネル測定条件

送受信アンテナ	4素子パッチアレー
送受信間距離 D [m]	4.0
アンテナ高 h [m]	1.0
使用周波数 [GHz]	2.47125
チャンネル測定時間 [s]	50
サンプリング周波数 [Hz]	7.0
抽出周波数範囲 [Hz]	$f_1 = 0.02, f_2 = 3.3$

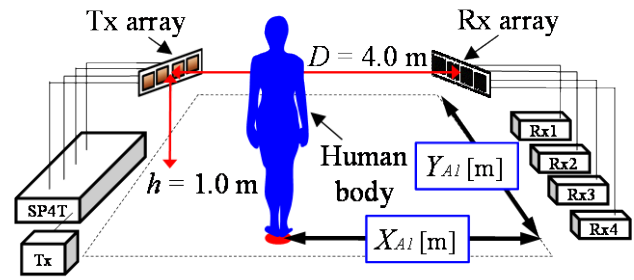


図4. 実験系概要

は θ_T, θ_R が共に送受信双方の生体方向と一致するときにピーク値をとる。したがって、 θ_T, θ_R に対するMUSICスペクトラムのピーク値を探索することにより、送受信双方の生体方向 $\theta_{T1} \sim \theta_{TL}, \theta_{R1} \sim \theta_{RL}$ を推定することが可能であり、複数ターゲット位置の同時推定が実現される。

3. 実験条件および実験環境

表1と図4に本検討におけるチャンネル測定条件と実験系の概要を示す。本実験で用いたMIMOレーダのアンテナ構成は送受信アンテナ双方に4素子パッチアレーアンテナを用いる 4×4 バイスタティックMIMO構成とし、送信側にのみSP4T (Single-Pole-4-Throw) スイッチを用いてMIMOチャンネルの測定を行った。送受信アンテナは実験環境の壁に対して 45° 傾けて設置し、送受信アンテナの各アレー素子間隔を0.5波長、送受信間距離 D を4.0 m、アンテナ高 h を人間の直立時の胸の高さである1.0 mに設定した。また、送信機からは2.47125 GHzの無変調連続波(CW:Continuous Wave)が送信され、チャンネル測定時間は50秒、サンプリング周波数(チャンネルの取得速度)は7.0 Hzとした。さらに、本検討における抽出する周波数範囲は $0.02 \text{ Hz} \leq f \leq 3.3 \text{ Hz}$ とした。これは人間の呼吸の周波数は $0.33 \text{ Hz} \leq f \leq 0.5 \text{ Hz}$ 、心拍の周波数は $0.6 \text{ Hz} \leq f \leq 3.3 \text{ Hz}$ とされていること[22]や低周波数領域に現れる人体の揺れ(体動)等の影響も考慮するためである。

図5に実験の様子を、図6にその実験環境のレイアウト図を示す。本実験は壁沿いに机や棚等の什器が多数配置された屋内環境の縦4.0 m、横4.0 mの区間にて行った。実験では被験者が同図中に示す72

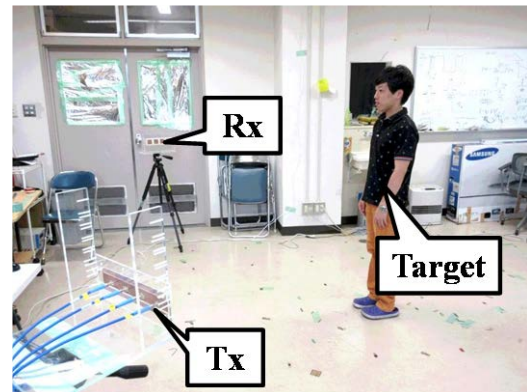


図5. 実験の様子

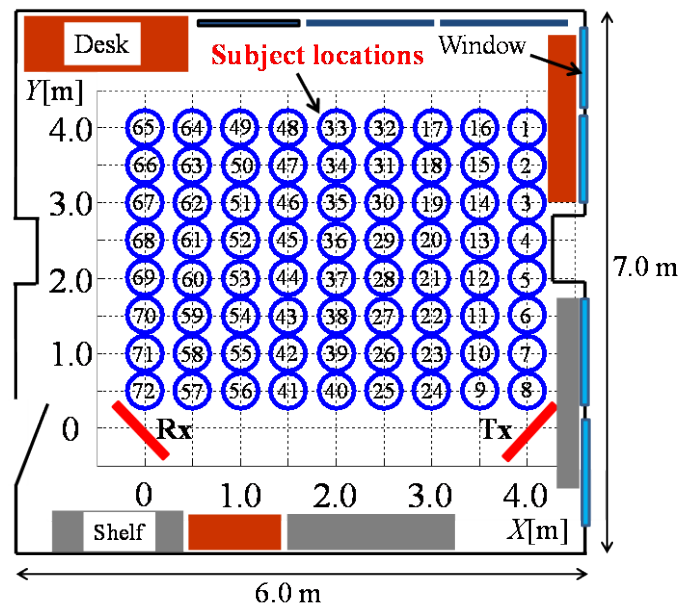


図6. 実験系概要

ヶ所何れかの測定位置(X_{Ax}, Y_{Ax})に直立するものとし、各状況におけるチャンネルの測定を行った。また、各測定は被験者以外無人の静的な状態で行い、チャンネル測定時被験者はアンテナ側の壁に対して正面を向いた状態とした。

4. 実験結果

図7に本手法による被験者1名の生体位置推定結果の一例を示す。被験者の立ち位置は測定位置11番 ($X_{A1} = 3.5$ m, $Y_{A1} = 1.5$ m) である。同図より MUSIC スペクトラムのピーク値は実際の被験者の位置付近に現れているが確認できる。本実験における推定位置は ($X_1 = 3.56$ m, $Y_1 = 1.42$ m) であり、位置推定誤差は0.1 mであった。以上の結果より、本手法はマルチパス環境において生体位置推定可能であることが分かる。

図8に被験者1名が72カ所の測定位置それぞれに直立した場合の生体位置推定結果を示す。図中の丸印は実際の被験者の位置、ダイヤは本手法における推定位置を表す。同図より実際の被験者の位置と本手法による推定位置は類似していることが確認できる。また、本実験における最大推定誤差は測定位置2番における0.55 mであった。以上の結果より、本手法は生体の場所に関わらず位置推定可能であることが分かる。

図9に本手法による被験者2名の位置推定を100回行った結果を示す。被験者の立ち位置は Target1 が測定位置21番 ($X_{A1} = 3.0$ m, $Y_{A1} = 2.0$ m), Target2 が測定位置52

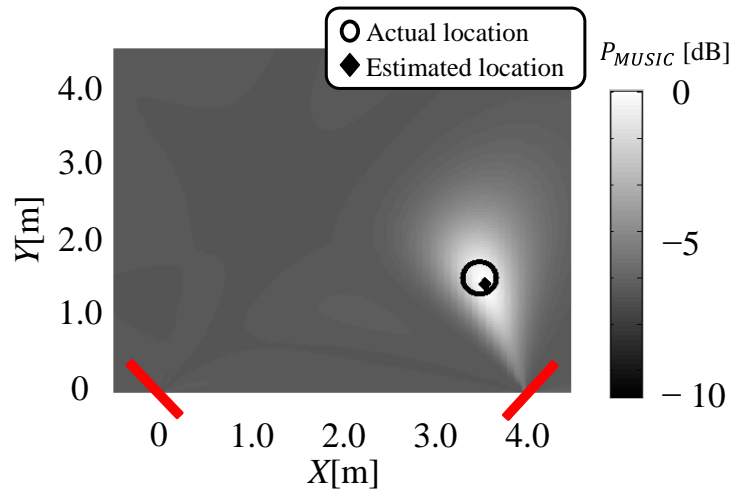


図7.生体位置推定結果の一例(被験者1名)

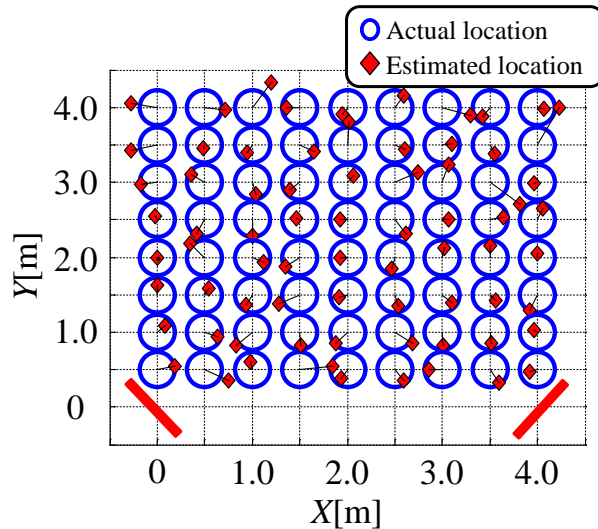


図8.各測定位置における被験者1名の位置推定結果

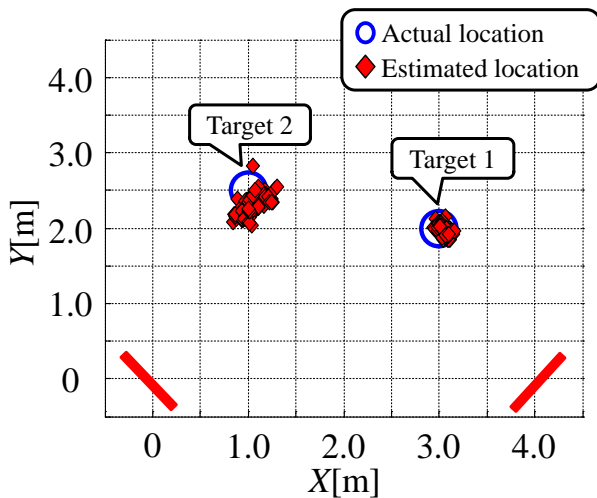


図9. 被験者2名の位置推定結果

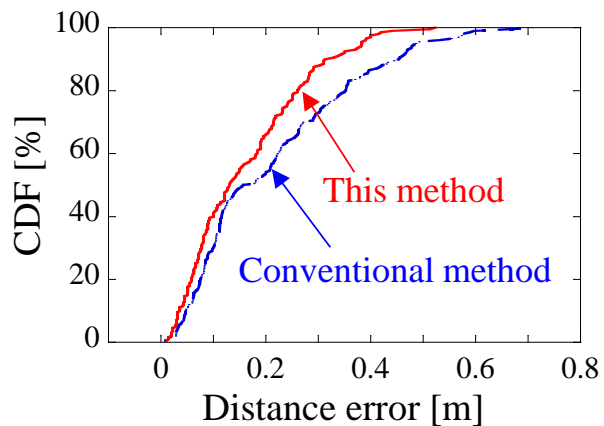


図10.位置推定誤差のCDF(被験者2名)

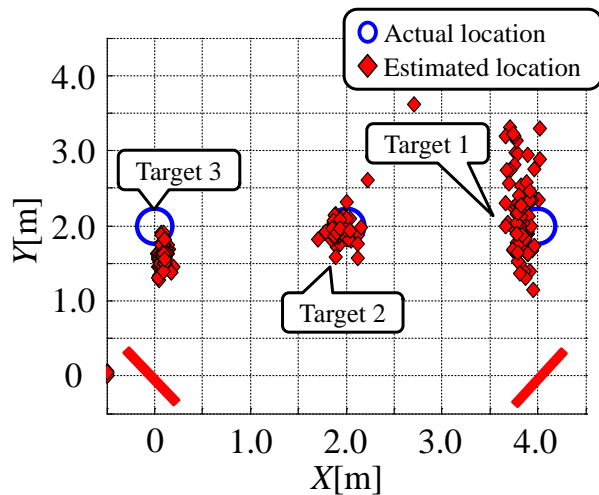


図11.位置推定誤差のCDF(被験者2名)

番($X_{A2} = 1.0 \text{ m}$, $Y_{A2} = 2.5 \text{ m}$)である. 同図より本手法における推定位置は実際の被験者の位置付近に分布していることが確認できる.

図 10 に図 9 の結果より算出した被験者数が 2 名の場合の位置推定誤差の CDF (Cumulative-Distribution-Function) を示す. 同図では以前提案した虚像排除を用いる複数生体位置推定法[23]により算出した CDF 値を比較対象として示す. また, CDF の値は両被験者の位置推定誤差を合わせて算出したものである. 同図より位置推定誤差の CDF 90%値は前手法が 0.45 m, 本手法が 0.31 m となっており, 本手法の優位性が確認できる.

図 11 に本手法による被験者 3 名の位置推定を 100 回行った結果を示す. 被験者の立ち位置は Target1 が測定位置 5 番($X_{A1} = 4.0 \text{ m}$, $Y_{A1} = 2.0 \text{ m}$), Target2 が測定位置 37 番($X_{A2} = 2.0 \text{ m}$, $Y_{A2} = 2.0 \text{ m}$), Target3 が測定位置 69 番($X_{A3} = 0.0 \text{ m}$, $Y_{A3} = 2.0 \text{ m}$)である. 同図より被験者数が 3 名の場合の位置推定精度は被験者数が 2 名の場合と比較して劣化していることが確認でき, 特に Target1 の推定誤差は Target2, Target3 に比べて大きいことが分かる. しかしながら, 本手法による推定点は概ね実際の被験者の位置付近に分布していることが確認できる.

図 12 に図 11 の結果より算出した被験者数が 3 名の場合の位置推定誤差の CDF を示す. 本検討では, 送受信双方の生体方向の交点が見つからない

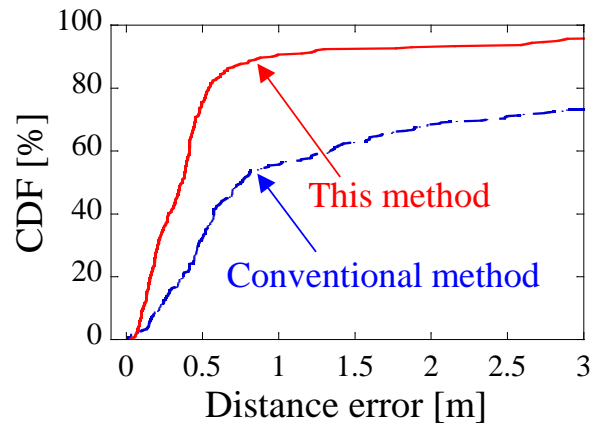
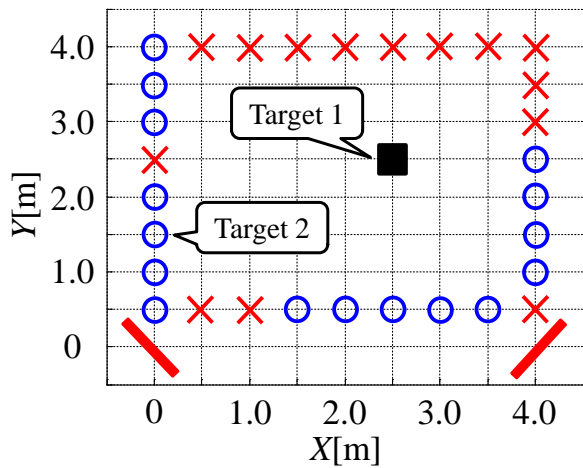
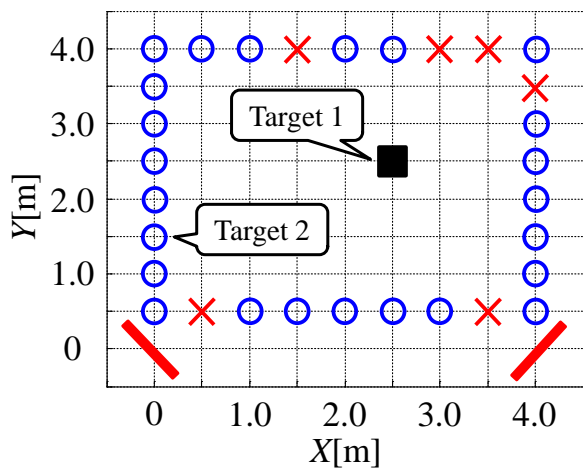


図12.位置推定誤差のCDF(被験者3名)



(a) 従来方法



(b) 提案方法

図13.各位置関係における位置推定結果

等の理由により推定点が算出されなかった場合は、推定誤差を ∞ としてCDFを算出している。同図より位置推定誤差のCDF 90%値は前手法が ∞ m、本手法が0.96 mとなっており、本手法の優位性が確認できる。

図13に各位置関係における被験者2名の位置推定結果を示す。本実験ではTarget1の立ち位置を測定位置29番($X_{A1} = 2.5$ m, $Y_{A1} = 2.5$ m)に固定したうえで、Target2の立ち位置を測定位置1番~8番, 9番~72番, 71番~65番, 64番~16番の計30カ所に変化させ、チャンネルの測定を行った。また、各位置関係のチャンネル測定回数は4回とした。図中では精度よく生体位置が推定された(推定誤差が1.0 m以下の推定点が6点以上現れた)位置関係を○印で、それ以外の大きな推定誤差が現れた位置関係を×印で示している。同図より、前手法を用いて位置推定を行った場合は○印の数が16個と少ないことが確認できる。これはアンテナから見て2名の生体方向が重複している場合、2つのMUSICスペクトラムのピークが1つに縮退することが原因と考えられる。このため、雑音の影響により実際には生体が存在しない位置に推定点が出現し、推定誤差が大きくなったと予想される。一方、本手法を用いて位置推定を行った場合は○印の数が25個となっており、本手法は前手法と比較して推定可能な生体の位置関係が多いことが確認できる。

図14に被験者2名間の距離に対する位置推定誤差を示す。本実験ではTarget1の立ち位置を

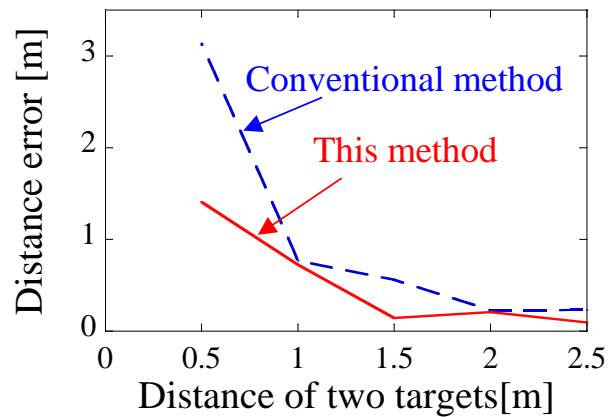


図14. 被験者間距離に対する推定誤差

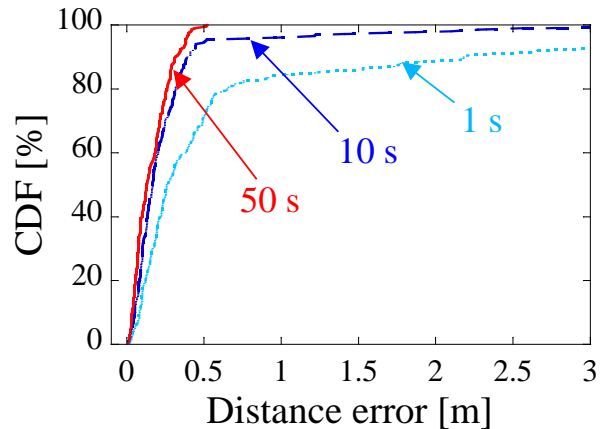


図15. チャンネル測定時間に対する位置推定誤差のCDF

測定位置28番($X_{A1} = 2.5$ m, $Y_{A1} = 2.0$ m)に固定したうえで、Target2の立ち位置を測定位置37番, 44番, 53番, 60番, 69番と変化させ、チャンネルの測定を行った。また、被験者間距離ごとのチャンネル測定回数は5回としており、図中に示す推定誤差は全推定点の平均推定誤差である。同図より、全被験者間距離において前手法に比べて本手法では推定誤差が小さいことが確認できる。しかし、被験者間距離が0.5 mの場合、本手法における平均推定誤差は1.4 mと大きいことが確認できる。これは両被験者が近接しているため、MUSICスペクトラムの2つのピークが1つに縮退したことが原因と考えられる。このため、1つの推定点は両被験者の間に出現するが、もう1点は雑音の影響により実際には生体が存在しない位置に出現し、推定誤差が大きくなったと予想される。しかしながら、被験者間距離が1.5 m以上の場合に注目すると、平均推定誤差が0.5 m以下に保たれていることが確認できる。したがって、被験者間距離が1.5 m以上の場合、本手法はより高精度な複数生体位置推定が可能であることが確認できる。

図15にチャンネル測定時間に対する位置推定誤差のCDFを示す。被験者数は2名であり、被験者の立ち位置はTarget1が測定位置21番, Target2が52番である。同図より、チャンネル測定時間が1秒, 10秒, 50秒の場合の位置推定誤差のCDF 90%値はそれぞれ2.1 m, 0.39 m, 0.31 mとなっており、チャンネル測定時間が長くなるほどに推定精度が向上することが確認できる。

図16にアンテナ素子数に対する位置推定誤差のCDFを示す。被験者数は1名であり、被験者の立ち位置は測定位置37番である。図中のNoE (Number-of-Elements) はアンテナ素子数を表し、送信および受信アンテナ素子数が等しく与えるものとする。同図より、アンテナ素子数が2素子, 3素子, 4素子の場合の位置推定

誤差の CDF 90 % 値はそれぞれ 1.1 m, 0.25 m, 0.14 m となっており, アンテナ素子数が増加するほどに推定精度が向上することが確認できる. これは, アンテナ素子数が増加するほどに MUSIC スペクトラムに用いる雑音に対応する固有ベクトル \mathbf{U}_N の数が増加するためであると考えられる.

5. むすび

本報告では, プライバシーの問題からカメラなど光学的手段を用いずに高齢者の見守りを実現することを目的とし, マイクロ波を用いた MIMO レーダによってヒトの位置を推定する方法について研究を行った結果について述べた. 本研究の特徴として, 異なる位置に置かれた送受信アレーアンテナ間の MIMO チャネルを観測し, チャネル行列のフーリエ変換によってドップラ成分を抽出すること, そして MIMO 仮想アレーと呼ばれる信号処理を施すことによって, 対象が複数の場合であっても生体位置の分離が可能であることが挙げられる. 72 カ所の測定位置で行った生体 1 名の位置推定実験では, 最大推定誤差が 0.55 m であることを確認し, 本手法は生体の位置に関わらず位置推定可能であることが分かった. 試行回数を 100 回として行った生体 2 名, 3 名の位置推定実験では位置推定誤差の CDF 90 % 値がそれぞれ 0.31 m, 0.96 m であることを確認し, 以前に提案した虚像排除を用いる複数生体位置推定法と比較して高精度に位置推定可能であることが分かった. 被験者 2 名の位置関係を様々に変化させて行った推定精度評価においては, 前手法に比べ, 本手法の方が推定可能な位置関係が多いことを確認した. 被験者間距離に対する推定誤差の評価では, 被験者間距離が 1.5 m 以上の場合に推定誤差が 0.5 m 以下となることを確認した. また, 本手法はチャネル測定時間を長くともほど, アンテナ素子数を増加するほど, 推定精度が向上することを確認した. 以上の結果より, 本手法を用いることによって, マルチパス環境においても高精度に複数の生体位置を推定可能であることが明らかになった.

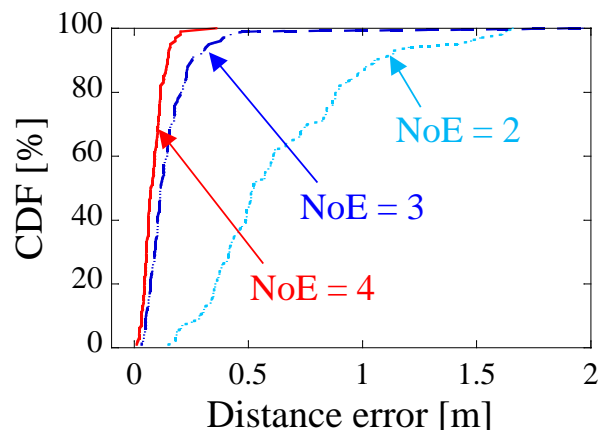


図16. アンテナ素子数に対する位置推定誤差のCDF

【参考文献】

- [1] 内閣府 高齢社会白書
- [2] 関 弘和, 堀 洋一, “高齢者モニタリングのためのカメラ画像を用いた異常動作検出,” 電子情報通信学会総合大会講演論文集 2000 年.情報・システム(2), pp. 417-418, 2000.
- [3] 太田恭平, 大津貢, 太田勇輝, 梶原昭博, “超広帯域無線による高齢者の状態監視センサ,” IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems, vol.131, No.9, pp.1547-1552, 2011.
- [4] 東桂木謙治, 中畑洋一郎, 松波勲, 梶原昭博, “超広帯域無線を用いた呼吸監視特性について,” IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems, vol.129, No.6, pp.1056-1061, 2009.
- [5] 西山恵介, 間瀬淳, 近木祐一郎, “マイクロ波アクティブセンサによる生体情報計測,” 電気学会研究会資料. PST, プラズマ研究会. 2005 (37), pp.41-44, 2005.
- [6] 岩崎智樹, 荒井郁男, “1.5GHz 帯電波による呼吸・心拍計測,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集 1997 年.エレクトロニクス(1), 105, 1997.
- [7] Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, A. Host-Madsen, D. Samardzija, and K. Cheung, “Doppler radar sensing of multiple subjects in single and multiple antenna systems,” Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Services, 2005., vol.1, pp.7 - 11, Sep. 2005.
- [8] J. G. Kim, S. H. Sim, S. Cheon, and S. Hong, “24 GHz circularly polarized doppler radar with a single antenna,” Microwave Conference, 2005 European, vol.2, p.1383-1386, Oct. 2005.
- [9] N. Petrochilos, M. Rezk, A. Host-Madsen, V. Lubecke, and O. Boric-Lubecke, “Blind separation of human heartbeats and respiration by the use of a doppler radar remote sensing,” ICASSP 2007, vol.1, pp.I-333-I-336, Apr. 2007.

- [10] 大鐘武雄, 小川恭孝, ”わかりやすい MIMO システム技術,” オーム社, 2009.
- [11] N. Honma, K. Nishimori, H. Sato, and Y. Tsunekawa, “Compact antenna arrangement for MIMO sensor in indoor environment,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E96-B, No.10, pp.2491-2498, Oct. 2013.
- [12] 今野恵太, 本間尚樹, 西森健太郎, 恒川佳隆, “屋外環境 MIMO センサのアンテナ配置法の検討,” *信学技報*, AP2013-57, pp.59-64, Jul. 2013.
- [13] A. Mase, N. Ito, Y. Komada, A. Kobayashi, T. Shimazu, E. Sakata, and F. Sakai, “Microwave reflectometric measurement of heart-rate variability and stress evaluation,” *Asia-Pacific Microwave Conference, Kaohsiung*, pp.625-627, Dec. 2012.
- [14] Y. J. An, B. J. Jang, and J. G. Yook, “Detection of human vital signs and estimation of direction of arrival using multiple Doppler radars,” *Journal of The Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol.10, no.4, pp.250-255, Dec. 2010.
- [15] J. Lin and J. Salinger, “Microwave measurement of respiration,” *1975 IEEE-MTT-S International Microwave Symposium (MTT-S)*, pp.285-287, May 1975.
- [16] D. Nagae and A. Mase “Measurement of heart rate variability and stress evaluation by using microwave reflectometric vital signal sensing,” *Review of Scientific Instruments*, 81 (2010) 094301.
- [17] A. Droitcour, V. Lubecke, L. Jenshan and O. Boric-Lubecke, “A microwave radio for Doppler radar sensing of vital signs,” *2001 IEEE International Microwave Symposium (MTT-S)*, vol.1, pp.175-178, May 2001.
- [18] H. Avagyan, A. Hakhounian, H. Hayrapetyan, N. Pogosyan and T. Zakaryan, “Portable non-contact microwave Doppler radar for respiration and heartbeat sensing,” *Armenian Journal of Physics*, vol.5, no.1, pp.8-14, 2012.
- [19] M. Nango, N. Honma, K. Nishimori, H.p Sato, “Biological activity detection method using MIMO system,” *IEICE Communications Express*, vol.2, No.2, pp.36-41, Feb. 2013.
- [20] J. Li, P. Stoica, *MIMO radar signal processing*, A John Wiley & Sons, inc., 2009.
- [21] F. Adib, Z. Kabelac, and D. Katabi, “Multi-person motion tracking via RF body reflections,” *Computer Science and Artificial Intelligence Laboratory Technical Report, MIT-CSAIL-TR-2014-008*, Apr. 26, 2014.
- [22] J. M. Park, D. H. Choi and S. O. Park, “Wireless Vital Signal Detection Systems and its Applications at 1.9 GHz and 10 GHz,” *2003 IEEE/ Antennas and Propagation Society International Symposium*, vol. 4, pp. 747-750, June 2003.
- [23] 今野, 笹川, 本間, 西森, 竹村, 満井, 恒川, “MIMO レーダを用いた複数生体位置の同時推定法,” *信学技報*, AP2014-80, pp.45-50, 2014 年 8 月

〈発表資料〉

題名	掲載誌・学会名等	発表年月
Experimental Performance Evaluation of MIMO Sensor with Compact Antenna Arrangement	Electric Proc. of ATC 2013	2013年10月
Detection Performance Evaluation of MIMO Sensor for Outdoor Surveillance Application	Electric Proc. of APMC 2013	2013年11月
Experimental evaluation on MIMO sensor employing eigenvector diversity	IEICE Communications Express	2014年2月
Localizing Living Body Using Bistatic MIMO Radar in Multi-path Environment	Electric Proc. of EuCAP 2014	2014年4月
Experimental evaluation of estimating living-body direction using array antenna for multi-path environment	IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.	2014年4月
Person Detection Performance in Indoor and Outdoor Scenarios by MIMO Sensor	2014 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (iWEM 2014)	2014年8月
Array Antenna Calibration Method for Living Body Radar	2014 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (iWEM 2014)	2014年8月
Fast Estimation Algorithm for Living Body Radar	Electric Proc. of ISAP 2014	2014年12月
マルチアンテナシステムの生体センシングへの応用	電子情報通信学会 和文論文誌 B	2015年9月(掲載確定)
Antenna Array Calibration for Living Body Radar	IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.	掲載号未定(掲載確定)