

岩手大学

博士学位論文

マイクロ波を用いたヒトセンシングに  
関する研究

2019年3月

笹川 大



# 目次

<b>第 1 章 序論</b>	<b>1</b>
1.1 本研究の背景	1
1.1.1 見守りシステム需要増加に伴うヒトセンシングの需要について	1
1.1.2 従来のヒトセンシングの技術と課題	1
1.2 電波を用いたヒトセンシング	4
1.3 本研究の目的と意義	7
1.4 本論文の構成	9
<b>第 2 章 時間差分チャネルを用いた高速生体位置推定法</b>	<b>12</b>
2.1 高速生体位置推定法の研究背景	12
2.2 伝搬チャネルの時変動を用いた生体センシングの概念	14
2.3 時間差分チャネルを用いた生体位置推定アルゴリズム	14
2.4 屋内環境における生体位置推定精度の評価	18
2.4.1 実験条件	18
2.4.2 実験結果	24
2.5 屋内環境 (大) における生体位置推定実験の評価	35
2.5.1 屋内環境 (大) における実験条件	35
2.5.2 実験結果	38
2.6 まとめ	46
<b>第 3 章 生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法</b>	<b>47</b>
3.1 生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法	48
3.1.1 提案法の概念	48
3.1.2 平面アレーを用いた 3 次元生体位置推定	49
3.1.3 推定位置および生体変動成分の受信電力を用いた Doppler RCS の計算	50
3.1.4 生体の高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法	50
3.2 屋内環境における生体状態識別精度の評価	52

3.2.1	実験条件 . . . . .	52
3.2.2	実験結果 . . . . .	56
3.3	まとめ . . . . .	66
<b>第 4 章</b>	<b>生体の推定高さと Doppler RCS の軌跡を用いた生体行動識別法</b>	<b>67</b>
4.1	MIMO アレーを用いた生体行動識別法 . . . . .	68
4.1.1	提案法の概念 . . . . .	68
4.1.2	軌跡認識アルゴリズムを用いた生体行動識別法 . . . . .	69
4.1.3	行動前後の状態を考慮した生体行動識別精度の向上 . . . . .	72
4.2	屋内環境における生体行動識別精度の評価 . . . . .	75
4.2.1	実験条件 . . . . .	75
4.2.2	実験結果 . . . . .	78
4.3	まとめ . . . . .	92
<b>第 5 章</b>	<b>MIMO アレーを用いた個人識別法</b>	<b>93</b>
5.1	マイクロ波センサを用いた個人識別の背景 . . . . .	93
5.2	MIMO アレーを用いた個人識別法 . . . . .	95
5.2.1	提案法の概念 . . . . .	95
5.2.2	MIMO アレーを用いた個人識別アルゴリズム . . . . .	95
5.3	屋内環境における個人識別精度の評価 . . . . .	101
5.3.1	実験条件 . . . . .	101
5.3.2	実験結果 . . . . .	104
5.4	まとめ . . . . .	115
<b>第 6 章</b>	<b>結論</b>	<b>116</b>
	<b>参考文献</b>	<b>119</b>
	<b>謝辞</b>	<b>131</b>
	<b>付 録 A 様々なアンテナの組みあわせによる個人識別精度の評価</b>	<b>132</b>



# 第1章 序論

## 1.1 本研究の背景

### 1.1.1 見守りシステム需要増加に伴うヒトセンシングの需要について

近年、情報通信機器の急速な普及に伴い、ヒトセンシングにより生体情報を観測する需要が高まっている [1]. 特に、医療分野における通信デバイス数の増加が顕著であり、従来のシステムでは監視が難しかった呼吸や心拍といったバイタルサインの個別管理や簡易な常時見守りシステムへの期待が高まっている。また、ヒトセンシングの需要増加の背景として、全世界における高齢者人口の増加が挙げられる [2]. 図 1.1 に日本における 65 歳以上の単独世帯および夫婦のみ世帯数の推移を示す [3]. 従来の見守りは家族内やヘルパー・介護施設職員によるものが一般的であった。しかし、図 1.1 から分かるように、日本における高齢者のみで構成される世帯数は年々増加している傾向が分かる。このことから、被介護者に対する介護者の割合が減り、介護の手助けとなる簡易かつ継ぎ目のない見守りシステムの需要が高まっているといえる [4].

今日検討されているヒトセンシングについて、検出対象となる情報は多岐多様である。異常の早期察知のため、血圧測定 [5] や呼吸 [6], 心拍 [7] のような生命活動におけるパラメータ自体を測定するものや、目の行き届かない場所への侵入や外出による危険を未然に防ぐために対象の位置を監視することが挙げられる。また、ドアセンサ等を用いた入退室の監視により在室管理や開閉の頻度や時間により異常の有無を検知するような低頻度な見守り方式も検討されている [9]. 一方で、連続的な見守り手段は、転倒等の命の危険のある行動異常を早急に察知することが期待できるため、転倒しやすい高齢者の見守りシステムの要素として非常に重要である [4]. また、誰であるかを識別することは、一人暮らしのセキュリティ向上や介護施設のような多人数の管理が必要となる場面において安心・安全なシステムの構築の重要な要素となる。

### 1.1.2 従来のヒトセンシングの技術と課題

見守りシステムのためのモニタリングを行う従来技術として、ビデオカメラを用いたものが提案され、実用化されている。特にセキュリティ用途で使用されている監視カメラはすでに生活に即したものとなり、日々の生活の見守りに大きな役割を買っている。カメラを用いたセンシング技術の検討として、対象

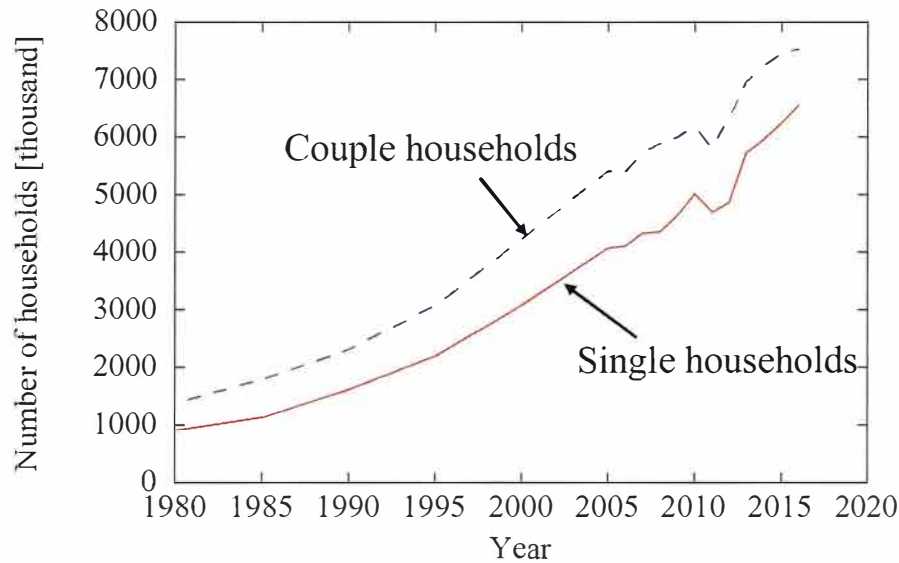


図 1.1: 65 歳以上の単独世帯および夫婦のみ世帯数の推移

の位置を推定するもの [10] や状態・行動を解析するもの [11]-[18] が提案されている。これらはカメラの画像解析によってヒトの位置や状態・行動をモニタリングするものであり、実際にカメラの画像を見ることなく見守りが可能となる。また、片麻痺等により口頭やジェスチャによる意思疎通が困難な人々のインターフェースとして視線計測 (アイトラッキング) が利用されている [21]。これはカメラにより視線の変化を感知し、決められた言葉等に変換することによりコミュニケーションの手段とするものであり、医療現場で利用されている。カメラと赤外線を組み合わせたシステムである Kinect を利用して生体の状態を推定する技術の報告もある [19][20]。しかしながら、カメラを使用した測定は監視されていることに対する嫌悪感が大きな問題として付きまとう。さらに浴室・トイレのようにカメラでの撮影がプライバシー侵害になる場所に設置することは困難である。一方、浴室での浴槽内や浴槽への転落による溺死・溺水による死亡数は平成 29 年 (2017 年) で 6091 人であり、そのうち 65 歳以上の割合は 90% を超えている [22]。このことから、プライバシーが問題になる場面であっても連続的な見守りが可能な手段が必要である。

近年、ヒトセンシングの技術としてウェアラブルデバイスが盛んに検討されている [23]。ウェアラブルデバイスは服やメガネのように装着する形のセンサであり、身体に密着もしくは至近距離で測定を行うため、高感度な計測が可能である。また、近年の通信技術の発達や無線通信機器の普及に伴い、観測したデータの通信や管理を簡易に行うことができる。ウェアラブルデバイスによるヒトセンシングの例として装着型心電計 [24][25] やヒトの位置や状態を識別する手法 [27]-[29] がある。装着型心電計 [24][26] はウェアラブルデバイスにより心拍の状態を常時監視することにより、心臓の異常を早期に検知することが可能となる。また、文献 [27]-[29] は加速度センサを身体に装着することにより、手足や胴体部の動きを観測

し、対象の行動の識別やどのように移動したかを推定することが可能となる。しかし、長時間の装着に対する不快感や煩わしさの問題や、高齢者を対象とする場合装着忘れにより観測ができなくなるという問題がある。また、装置を外す入浴等の場面における観測ができないという問題も存在する。

ウェアラブルデバイスのように接触を必要とするモニタリング技術にセンサマットがある [6][7]。これは身体への装着を必要とするウェアラブルデバイスと異なり、圧力センサを搭載したマット上に対象が横になり、身体の動きによる圧力の変化を感知することで呼吸や心拍を推定するものであり、睡眠時の健康管理に適している。しかしながら、対象がセンサ上にいる場合のみ測定が可能であり、測定範囲が非常に限定的であることが問題となる。

プライバシーへの配慮が可能で、装置の人体への取り付けや接触が不要な手段として、赤外線センサ等の人感センサが挙げられる。赤外線センサの使用例として、手を感知して開閉制御を行う自動水栓やヒト検知による電球の点灯が挙げられる。また、赤外線センサはカメラと異なりトイレ等のプライベートな空間に設置可能である。赤外線センサを利用した技術として、ヒトの位置を推定する手法が検討されている [30]-[32]。これらの手法は測定範囲に赤外線センサを多数配置し、対象を検知した端末の座標から位置を推定するものである。しかしながら、赤外線センサは光による影響で感度が劣化することや、位置を推定するためには測定範囲に高密度かつ多数のセンサを配置する必要がある。また、位置を求める手段として有効であるが、その場所での対象の姿勢（立位・臥位等）を識別する手法として適していない。

ここまでは対象の位置や状態・行動を推定するものや呼吸・心拍のようなヒトのバイタルサインを検出する従来技術の例を述べた。一方、誰であるかを識別する（生体認証・個人識別）技術はセキュリティ向上やヒトの管理に非常に有効である [33]。個人識別とは定量化可能な特徴を観測し、データベースと比較することによって個人を登録者/非登録者に分類、およびどの登録者であるかの識別を行う技術である。個人識別に利用される身体特徴の例として指紋 [34]、虹彩 [35]、顔 [36] がある。また、人体の形状ではなく行動的特徴を識別に利用する手法も提案されており、特徴の例として歩様 [37]、トラッキング [38] および足どりによる振動を用いたもの [39] がある。行動的特徴の方が誤認識や体調不良等による識別率低下の可能性が高く、身体的特徴を利用した識別手法の方が高精度な傾向がある。一方で、身体的特徴を用いた個人識別はなりすましによるセキュリティ突破手段が存在し、日々識別を向上する手法が検討されている [42]。指紋や虹彩認証といった接触もしくは近距離での測定を必要とする認証は、本人の協力が不可欠であり無意識な識別を行うことはできず、顔認証のように遠くからでも特徴抽出が可能なものや行動的特徴を用いる識別の方が無意識な識別に適している。プライバシーに配慮した非接触観測技術として挙げた赤外線を利用した個人識別法 [43] が検討されているが、行動を利用しているため精度の問題やなりすましへの対応の問題がある。したがって、身体的特徴を利用し、プライバシーに配慮し無意識な識別が可能となる個人識別法を確立することは、新たな個人識別の分野を切り開くこととなり、従来のセキュリティを主とした利用のみならず、新たな利用分野の開拓を期待することができる。

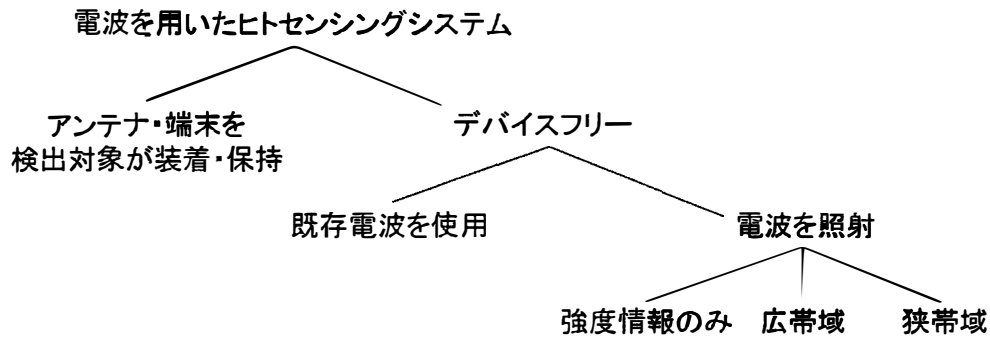


図 1.2: 電波を用いたヒトセンシング技術の分類

## 1.2 電波を用いたヒトセンシング

1.1.2節で述べたヒトセンシング技術の課題点をまとめると、プライバシーの問題、センサ端末数の問題、および測定装置との接触の問題があった。これらの問題を解決する技術として、電波を用いたヒトセンシングが提案されている。電波を用いたモニタリングの大きな特徴として、非接触かつ無意識な測定が可能であるというメリットがある。利用する周波数によって特性は異なるが、赤外線に比べると測定範囲が広いと少数のセンサ端末数で測定可能である。また、近年 Wi-Fi をはじめとする無線機器の普及は著しく、トラフィック量の増加やその需要を達成するための MIMO (Multiple-Input Multiple-Output) をはじめとする無線技術の発達が目覚ましい。無線機器の普及に伴い電波を発する機器が身近に多数存在することが増えているが、生活シーンにおいて飛び交う電波に対し不快感を示す人はほぼいないであろう。そのため、電波を利用したセンシングは従来の課題点を解決することができる上、機器の普及や日常利用に向けた壁が少ないことが優位性として考えられる。

図 1.2 に電波を用いたヒトセンシング技術の分類を示す。システムを大別する要素として、アンテナや端末を使用するか否かがある。アンテナや端末を対象が装着もしくは保有するセンシング技術の例は、先に挙げたウェアラブルデバイス [23]-[29] や RFID (radio frequency identifier) [44][45]、スマートフォンに内蔵された加速度センサやジャイロセンサ等を組み合わせた PDR (Pedestrian Dead Reckoning) を利用したもの [46] が挙げられる。これらの技術はモニタリングの対象であるヒトの非常に近くで測定が可能であるため、生体の情報取得が正確に行えることや、アンテナや端末との通信を行うことで簡易かつ高精度に位置を知ることができるという利点がある。一方、先述の通り機器を使用する関係上、風呂のような環境における保有や装着に関する制約を受けることや保持・装着の煩わしさ、装着忘れが課題として考えられる。

一方、電波によるデバイスフリーのヒトセンシングは、測定機器の設置を行うことで、対象は一切の機器を持つことなくモニタリングが可能となる。デバイスフリーのヒトセンシング技術の分類として、テ

テレビの放送波や Wi-Fi の既存電波を利用するもの (パッシブ系) [47]-[54] とシステムとして電波を送信し、対象の反射波・散乱波を利用するもの (アクティブ系) がある。パッシブ系は既存電波を受信可能な装置を設置し伝搬環境の変化を観測することにより、侵入検出や対象となるヒトの位置推定が可能となる。電波を用いるセンシングは既存システムとの使用周波数重複による干渉が大きな問題として考えられるが、既存電波を使用する手法は電波を送信せず環境に存在する電波のみを使用するため、干渉の問題が発生しない。しかしながら、テレビの放送波を利用する手法 [47]-[49] は壁の材質等によって非常に影響を受けやすく、電波が届きにくい環境では使用できないという課題がある。また、既存 Wi-Fi の電波を利用する手法 [50]-[54] は、GHz 帯の周波数が使用されているため電波の減衰が大きくアクセスポイントに対して多数の素子を配置する必要がある点や、位置を推定するために位置指紋と呼ばれる教師データを取得する事前準備を必要とする問題があった。

対象に電波を照射するアクティブ系のヒトセンシング技術は電波の種類や扱い方により、受信信号強度 (RSSI: Received Signal Strength Indicator)、超広帯域 (UWB: Ultra-wideband) および狭帯域ながら伝搬路情報 (CSI: Channel State Information) を用いた方法に分類できる。RSSI を利用する手法は、ヒトが電波伝搬に与える影響によって変化した RSSI を測定することで、ヒトの呼吸の観測 [55] や位置推定 [56]-[59] が可能となる。RSSI のセンサは簡易な構成で実現できる利点を持つが、雑音やマルチパスの影響を受けやすく検出精度が低い傾向がある。マルチパスの影響を低減するため、RSSI を利用した電波トモグラフィ技術によるヒトの位置推定法が報告されている [56]-[59]。電波トモグラフィ技術は、観測対象範囲を電波の送受信機で囲み、範囲内を伝搬する電波の RSSI の変化を観測することで、ヒトの侵入や位置を特定する技術である。送受信機で囲んだ範囲を観測対象としているため、観測範囲外の反射波等の影響より観測範囲内の影響が非常に強く、マルチパスの影響を低減することが可能となる。しかしながら、素子数や素子配置の密度が位置推定の精度に影響するため、高精度な位置推定のために非常に多くの測定器が必要となる問題がある。また、測定範囲内に家具等の固定物が置かれ、伝搬環境が変化した場合に位置推定が困難になるという問題も存在する。

UWB は超広帯域の周波数幅を使用することで対象からの反射波の周波数特性を観測し、ヒトセンシングに利用することができる。UWB を利用したヒトセンシングの検討として、呼吸や心拍といったバイタルサインの検出 [60]-[64]、ヒトの位置推定 [65]-[67]、高齢者の状態センサ [68] が報告されている。また、ヒトの身体のイメージング [69] や感情認識 [70] といった検討も存在する。UWB の利点として、ヒトの変動によるドップラー周波数を非常に短い時間での観測が可能となる点や、時間方向の情報を同様に観測することで時間・周波数の両特性を使用することで情報が増えるため、高精度な観測が可能となる。しかし、UWB の分解能は使用する帯域とトレードオフの関係にあり、周波数リソース枯渇問題や他の無線機器との干渉という非常に大きな問題を抱えている。

狭帯域の CSI は伝搬路情報として、RSSI に加えて信号の位相情報を使用することができる。使用す

る周波数幅は単一周波数～数十 MHz 程度と UWB に比べて狭いため、周波数帯域の重複の問題解決に有利である。加えて、CSI は Wi-Fi 等の無線機器で取得可能なため、身近にある既存機器を使用したシステムの構築により簡易な導入を見込むことができる。CSI を利用したヒトセンシングの例を目的別に分けると、呼吸や心拍といったバイタルサインの検出・推定 [71]-[82]、侵入や転倒といったイベント検出 [83]-[89]、位置推定 [90]-[93]、および状態・行動推定 [95]-[98] の検討が存在する。

バイタルサインの検出・推定 [71]-[82] は、バイタルサインによる生体表面の変動を CSI の位相変化等により観測する。ただし、バイタルサインによる生体表面の変動は微小であるため、1 m 以内の近距離での測定を行う検討が多い。また呼吸と心拍では、呼吸に伴う体表面変動の方が大きいため、呼吸の方が遠くでも検出可能である。従来検討の中では、アンテナから 7 m 離れた位置で呼吸の検出が可能であるという結果がある [77]。一方、心拍は微小かつ 1 Hz 程度と呼吸と近い低周波数の変動のため、検出可能距離が非常に短く、呼吸との信号分離の検討が行われている。しかしながら、バイタルサイン検出は身体の正面側に変動が現れるため、測定器に対する対象の位置や姿勢が限定される問題がある。

イベント検出 [83]-[89] はドアの開閉やヒトの侵入・転倒による CSI の変動を観測することで、イベントの検知や識別が可能となる。しかしながら、バイタルサインやイベントの検出では対象の位置は分からないため、モニタリング中にバイタルの異常や転倒を検知した際の検出場所が不明であるという問題がある。

一方、CSI を利用したヒトの位置推定が検討されている [90]-[93]。これらは生体が CSI に与える影響を観測し、対象の位置を推定する手法である。屋内環境の場合、壁や家具からの反射・散乱波といったマルチパスが位置推定を困難にする要因となるが、位置指紋の使用 [90] や不要波は時変動しないことを利用したフーリエ変換による固定波成分の除去 [91]-[93] により、マルチパス環境における位置推定が可能となる。しかし、文献 [90] は位置指紋を利用するため、教師データの測定を必要とすることや、位置推定の RMSE (Root Mean Square Error) が数メートル単位と精度に課題がある。一方、フーリエ変換による固定波成分の除去を行う手法 [91]-[93] は、送受信機に複数アンテナを使用しアレーアンテナの信号処理 [99][100] を適用することで生体測位が可能となる。しかし、文献 [91] は数百 MHz 帯の周波数を使用していることからアレー開口が非常に大きくなる問題点や、周波数リソースを使用しない分測定時間が数十秒と時間リソースを多く使う欠点があった。また、[92] および [93] は単一周波数のみで複数の生体の位置推定が可能であるが、フーリエ変換により生体の周期変動を観測するため、こちらも数十秒間の測定時間を要するという問題があった。また、これらの位置推定法は測位のみにとどまっており、生体の状態推定や行動の推定までは行っていないという問題があった。

文献 [94]-[98] は、CSI を用いたヒトの状態・行動推定の検討例である。文献 [94]-[97] は生体の影響による CSI のドップラーシフトを観測することで、状態・行動の識別が可能となる。しかし、これらの手法は生体の位置を推定することができないため、どこに対象がいるかを知ることができないという問題があ

る。また、複数人が存在する環境では、生体の変動が混ざるため識別が不可能となる。文献 [98] は生体の位置を推定し、位置と行動を紐づけして識別を行う手法である。しかし、同手法は推定位置が台所ならば対象は料理をしている、のように位置推定結果から行動識別を行うため、その場で転倒した場合のような緊急な状態を識別することができないという問題があった。

近年、電波を用いた個人識別手法の報告が増えてきている [101]-[105]。電波を用いることにより非接触かつ無意識な測定が可能となる。しかし、文献 [101]-[103] は UWB を使用するため既存無線通信システムとの共存が難しいことや、行動を特徴として使用するため識別に行動を必要とする点、識別率の低さが問題として存在する。文献 [104][105] は、生体が CSI に与える影響を観測し識別を行うため、行動を必要とする手法 [101]-[103] より識別率が高い特徴を有している。しかし、従来検討では、生体の身体からの反射・散乱といった空間的特徴およびバイタルサインに起因する時間的特徴を両方検討したものはなかった。

### 1.3 本研究の目的と意義

1.1.2 節では、従来の見守りシステムの課題としてプライバシー侵害なく、非接触な測定によるセンシングを挙げた。この解決手法として、1.2 節では電波を用いた生体センシングに関して述べた。しかし、従来の電波を用いた手法の課題として、マルチパス環境の影響の除外、使用帯域幅の節用、および測定時間の削減があった。また、生体の見守りをするにあたり、位置情報のみならず状態や行動を推定する手法が必要であると考えられる。また、電波を用いたヒトセンシングの意義として、侵入検出やヒトの識別といったセキュリティと生体の状態や危険行動等を見守る健康状態の 2 つの軸が考えられる。本論文は、マイクロ波を用いたヒトセンシングを通じて上記問題を解決し、この 2 つの軸を達成するための検討を行った。

上記課題解決のため、本研究ではマイクロ波を用いた単一周波数の時変動伝搬チャネルの測定による生体の高速な位置推定アルゴリズムの提案を行う。この手法は、単一周波数の伝搬チャネル測定を行い、生体の変動に対応する時間差分をとることにより、マルチパス環境における生体の高速な位置推定が可能となる。ヒトの変動を利用した位置推定により、侵入検出や変動の異常を察知する等セキュリティ・健康状態の両面に応用可能であると考えられる。

また、2次元アレーアンテナを用いることにより 3次元位置推定を行い、生体の変動成分に対応する反射断面積 (RCS: Radar Cross Section) を用いることによって生体の状態を識別する手法を提案する。位置推定および状態識別は静止した状態の生体のみを想定したものである。したがって、動いている対象を想定した行動の推定を行うため、生体が行動を行った期間における推定された生体の高さや生体の変動成分の RCS の軌跡を使用することで生体の行動を識別する手法についても提案する。これらの検討により、マイクロ波を用いることで生体がどこに、どのような状態にいるのかを観測するための手法の検討を

行う。これらはヒトの状態・行動を察知する検討のため、位置推定よりヒトの健康状態を見守る方法として優れていると考えられる。

上記の伝搬チャネル測定実験の際、生体の電波伝搬に与える影響に個人差が現れる知見を得たため、個人の伝搬チャネルに与える時間・空間的特徴によって個人を識別する手法を提案する。この手法により、どこにいるか、どんな状態かだけでなく、そこにいるのが誰であるかを識別することができるため、よりセキュリティ性の高いモニタリングが可能であると考えられる。

マルチパス環境における生体の電波伝搬に与える影響をシミュレーションすることは難しいため、本研究は実験ベースで検討を行う。これらの研究によって、マイクロ波センサによる実環境に適する生体位置推定、状態識別、行動識別および個人識別が可能であることを実証する。これにより、マイクロ波を用いた電波センシングの研究開発に大きく貢献できるものと考えられる。



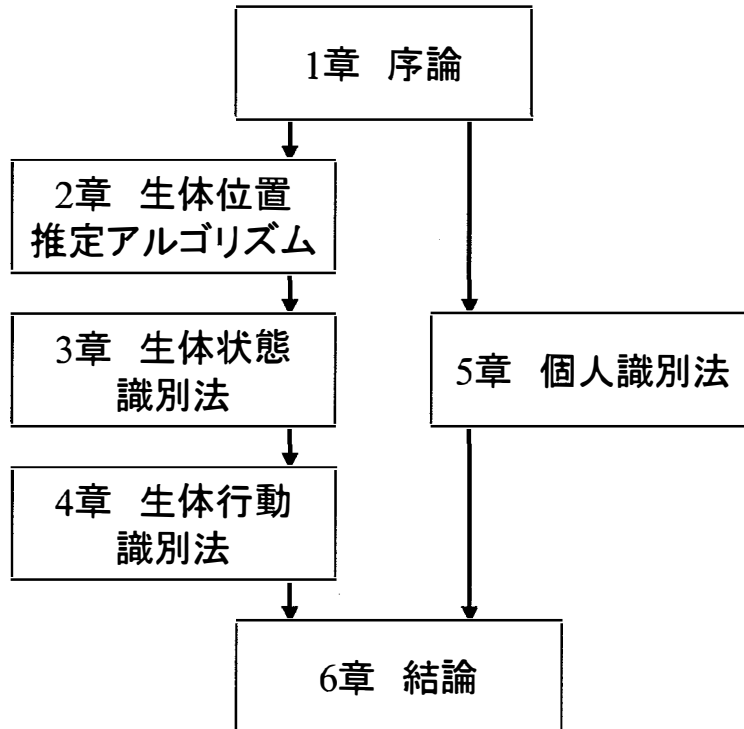


図 1.3: 本論文の構成

## 1.4 本論文の構成

本論文は、著者が行ってきたマイクロ波を用いたヒトセンシングに関する一連の研究をまとめたものであり、図 1.3 に示すように構成されている。

第 1 章「序論」は研究の背景としてヒトセンシングの需要増加と電波および電波以外のセンシング技術について述べ、本論文の位置づけと目的、本論文の全体の構成を示す。

第 2 章「時間差分チャネルを用いた高速生体位置推定法」は本論文の基本となる MIMO センサの概念と MIMO レーダにおける信号について述べた後、MIMO アレーアンテナを用いた生体位置推定アルゴリズムを説明する。各実験環境における精度評価を行い、本アルゴリズムの有効性について検討する。

第 3 章「生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法」は MIMO レーダを用いた推定する生体の高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法を提案する。第 2 章で提案するアルゴリズムを 2 次元アレーに拡張した MIMO レーダにより生体の位置を 3 次元で推定する。また、生体の変動成分から計算した Doppler RCS が生体の状態によって異なることを用い、推定された生体の高さおよび Doppler RCS の分布から生体の状態を識別する手法を提案する。提案手法について述べた後、実験により提案法が生体状態推定に有効であることを示す。

第 4 章「生体の推定高さ と Doppler RCS の軌跡を用いた生体行動識別法」は推定した生体の高さおよび

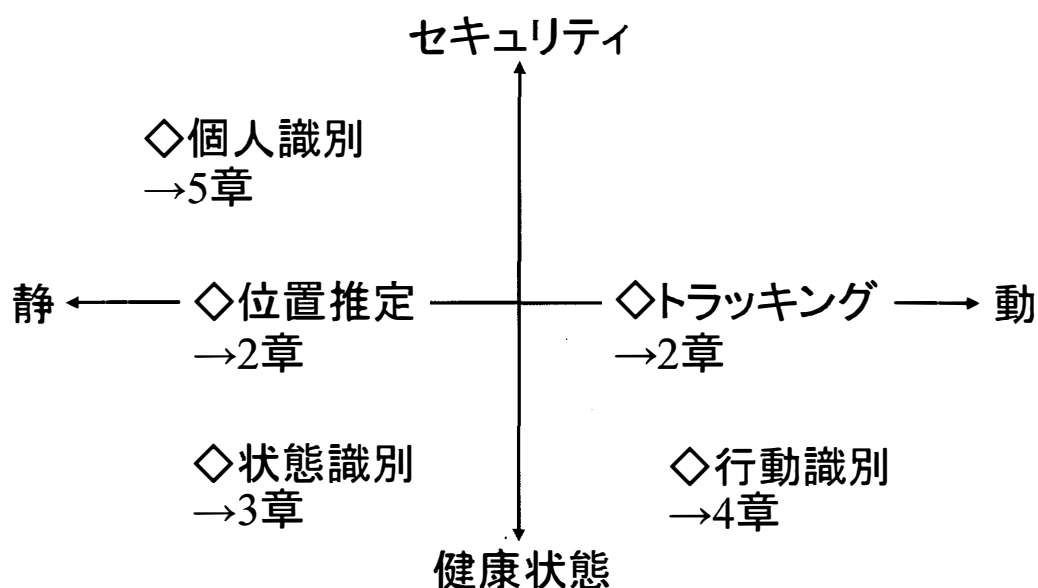


図 1.4: 電波を用いたヒトセンシングのヒト状態および目的と本論文の対応

び Doppler RCS を用いた生体行動識別法について述べる。第 2 章の生体位置推定法や第 3 章の生体状態識別法は静止した状態の対象のみの検討に留まっており、転倒のような行動を推定することができないという問題があった。第 4 章では、第 3 章で用いた推定された生体の高さおよび Doppler RCS が生体の行動時に描く軌跡に対し軌跡認識アルゴリズムを適用し、教師データとなる行動と比較することによって生体の行動を識別する手法を提案する。提案法である推定された生体の高さおよび Doppler RCS に軌跡認識アルゴリズムを適用する方法について述べた後、行動の前後における生体の状態から行動識別に補正をかけ精度を向上させる手法について述べる。さらに、実験により提案法が生体の行動識別に有効であることを示す。

第 5 章「MIMO アレーを用いた個人識別法」は MIMO アレーを用いた生体識別法について述べる。生体は身体の形状・大きさやバイタルサインの個人差によって電波伝搬チャネルに与える影響に差異が現れる。提案法は、生体の周囲に配置した MIMO アンテナを用いることで身体の形状による空間的特徴を観測し、伝搬チャネルの時変動を観測することでバイタルサインによる時間的特徴を観測する。これらの MIMO チャネルの空間・時間的特徴を使用し、あらかじめ取得した教師データと識別用データの相関を計算し、最大値をとった登録者と識別する。また、他人のなりすましを防ぐため識別に用いる相関に閾値を設けることで誤識別を除外する手法を提案する。実験により提案手法が高い識別精度であることや、他者のなりすましによる誤認識に強いことを示す。

第 6 章「結論」は本研究のまとめである。

図 1.4 に電波を用いたヒトセンシングのヒト状態および目的と本論各章の対応を示す。縦軸には、1.3 節で述べたセキュリティと健康状態の軸を設け、ヒトセンシングにより達成されるものが侵入検出や他人との識別を行うようなセキュリティを目的としたものか生体の健康状態を見守るものかによって分類を行った。また、対象となる人はその場にとどまる場合と移動・行動を行う場合が考えられるため、同図の横軸をヒトの動きの大きさの軸とし、観測対象がほぼ移動せず動きが小さい場合を静、移動や行動を伴うものを動とした。本論文の第 2 章はヒトの高速位置推定の検討を行う。第 2 章の実験において、初めは静止した対象の位置推定、後半でヒトが歩いた場合のトラッキングの検討を行うため、位置推定は静寄り、トラッキングは動寄りとした。また、ヒトのバイタルサインや体動による電波伝搬の変化を利用して位置を推定するため、位置による見守りや入退室の検出への利用が期待でき、セキュリティ性および健康状態の中間に位置するものとした。第 3 章では、位置のみならず立っている・倒れている等のヒトの状態を識別する手法の提案および実験的評価を行う。これは位置推定より健康状態見守りに適しているため健康状態に寄っている。第 3 章の状態推定法は静止したヒトの状態を識別するのに対し、第 4 章は転倒のような動きを伴う行動の識別により、ヒトの安全を見守る手法について説明する。これは状態識別と同様に健康状態見守りに適していると考えられる。また、静止状態のヒトの空間・時間的特徴により個人を識別する検討を第 5 章にて述べる。個人識別は他登録者や非登録者との識別を行うため、非常にセキュリティ性が高く、また今回はヒトの身体の特徴を利用するため動きがない状態での測定を行う。本論文の本論では、以上のように様々なヒトの状態を想定し、セキュリティと健康状態の両面を想定したヒトセンシングの検討を行う。

## 第2章 時間差分チャネルを用いた高速生体位置推定法

電波伝搬において生体が活動することによって生じる時変動は通信性能劣化の原因となり通信用途としては不要のものである。一方、非通信の無線技術の観点から見るとこの時変動成分から生体の情報を抽出することで生体センシングとして利用することができる。本章では時変動チャネルの時間差分を利用することにより生体の位置を推定するためのアルゴリズムを提案し、屋内環境における実験結果により提案法の位置推定精度を評価する。

### 2.1 高速生体位置推定法の研究背景

生体位置を推定することで、入退室の管理や介護施設からの外出等の行動の検出が可能になる。しかし、マイクロ波を用いた位置推定ではマルチパス環境が課題となる。マルチパス環境において、対象に電波を照射しその反射波から対象の位置を推定しようとする、対象以外の固定物からの反射・散乱波によって対象からの所望の波が埋もれてしまい、推定が困難になるという問題が発生する。この問題を解決する方法として、壁や家具のような固定物からの反射・散乱波の成分は時間的に変動しないことを利用し、生体によるドップラーシフトを観測することで対象の位置を推定する手法がある。生体による信号の変動を観測し位置推定する手法として、広帯域の周波数を使用し複数アンテナで TDOA (Time Differential of Arrival) 推定により対象位置を推定する手法 [65][66] やフーリエ変換により抽出した周波数情報を用いて MIMO アンテナによる DOA (Direction of Arrival) / DOD (Direction of Departure) から生体位置を推定する手法 [91]-[93] が例として挙げられる。広帯域を使用する手法 [65][66] は短い観測時間で高精度な位置推定が可能であり、TDOA の分解能は使用する帯域幅に比例するという特徴がある。しかし、周波数資源の枯渇が叫ばれる昨今において、位置推定の機能のみに広帯域のリソースを割くことは現実的でなく、実用に当たって周波数帯の重複による他の計器に対する干渉の問題を解決することは困難である。また、フーリエ変換を使用する手法 [91]-[93] は、帯域幅を使用する代わりに時間領域で取得した情報をフーリエ変換し、得られた周波数特性から生体に対応する周波数成分を抽出する。得られた生体由来の変動成分を基に DOA/DOD により位置推定をすることによって文献 [91] は 100 MHz、文献 [92][93] は単一周波数の帯域幅で生体位置推定を可能としている。また、FFT (Fast Fourier Transform) によってフーリエ変換の高速計算も期待できる。しかしながら、フーリエ変換の周波数分解能と観測時間が比例するこ

とから、短い観測時間では十分な分解能が得られないことや、FFTに限る問題だが時間方向のスナップショット数が2の累乗の場合のみ適用可能であるという欠点がある。したがって、周波数帯域幅を必要とせず、かつ短い観測時間での位置推定に適したアルゴリズムが必要となる。

実際の生体信号は短い観測時間においても、周期的ではないものの呼吸の途中や体動、心拍の発生によって変動を示している。そこで、短い観測時間で生体変動を抽出するため、時変動チャンネル間の時間差分をとる手法を提案する [106]-[109]。提案アルゴリズムは、MIMOレーダで観測した時変動チャンネルから、生体変動に対応する時間の差分を計算することにより、マルチパス環境における不要な波の除去と短い観測時間での生体由来の変動成分の抽出を可能とする。これによって生体変動の周期性が現れない短い観測時間での生体由来の変動成分の抽出を行うことが可能となる。文献 [106] のように瞬時差分チャンネルのみを用いて DOA 推定することも可能であるが、このときの相関行列は固有値のランクが1に縮退し、対象が複数存在する(到来波が複数存在する)場合に DOA の推定が不可能となる。そのため、文献 [107]-[109] で提案したアルゴリズムのように、差分時間や基準となる観測時間に幅を持たせることにより瞬時差分チャンネルを複数作成し、瞬時相関行列を平均することによって固有値のランクを回復させ複数対象の位置推定を可能とする。以下では、提案する時間差分チャンネルを用いた生体位置推定アルゴリズムについて説明し、生体の位置を推定する流れを述べる。その後、コンクリート壁によって構成された部屋において行った位置推定精度評価の実験の概要を述べた後、実験結果により提案法がマルチパス環境にて高速な生体位置推定に有効であることを明らかとする。

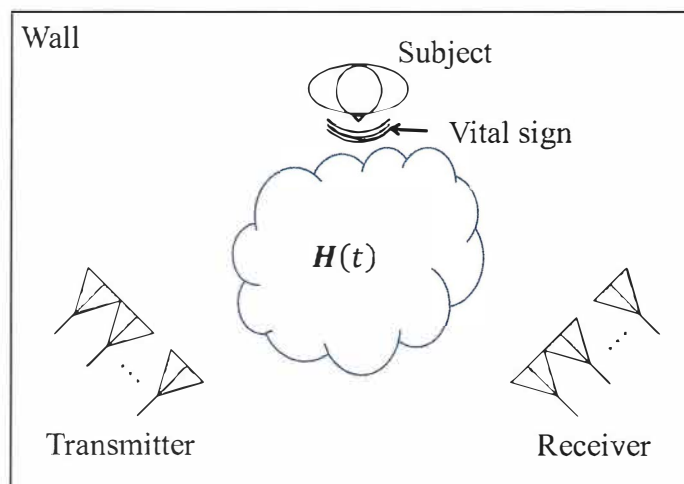


図 2.1: 生体が存在するマルチパス環境における伝搬チャネルの概念図

## 2.2 伝搬チャネルの時変動を用いた生体センシングの概念

図 2.1 に生体が存在するマルチパス環境下での伝搬チャネルの概念図を示す。生体が存在する環境では、呼吸や心拍といったバイタルサインや生体の体動によって伝搬チャネルに時変動が生じる。このとき複数送受信アンテナを使用する MIMO アンテナ構成で伝搬チャネルを観測するものとする。送信アンテナ数を  $M_t$ 、受信アンテナ数を  $M_r$  としたとき測定される  $M_r \times M_t$  時変動 MIMO チャネル  $\mathbf{H}(t)$  は

$$\mathbf{H}(t) = \begin{pmatrix} h_{11}(t) & \dots & h_{1M_t}(t) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{M_r,1}(t) & \dots & h_{M_r,M_t}(t) \end{pmatrix}, \quad (2.1)$$

と表される。ここで  $t$  は観測時間、チャネルの第  $(k, l)$  要素である  $h_{kl}$  は  $l$  番目の送信アンテナから  $k$  番目の受信アンテナへのチャネル応答を表す。この観測される時変動チャネルは、生体からの反射波成分の他に送信アンテナから受信アンテナへの直接波成分、壁・床や固定された家具等からの反射・散乱波の成分が含まれている。このようなマルチパス環境において生体の位置を推定しようとする、生体からの反射波が直接波や固定物からの波に埋もれているため、生体に対応する成分を抽出することが必要となる。このとき、直接波や固定物からの反射・散乱波成分は時間的に変動しないため、チャネルの時間差分を取ることで位置推定に不要となる成分を除外し、生体の変動成分のみを抽出することが可能となる。次節で時間差分チャネルを用いた生体位置推定アルゴリズムについて説明する。

## 2.3 時間差分チャネルを用いた生体位置推定アルゴリズム

初めに、MIMO レーダにおける位置推定を行うために、式 (2.1) で定義した  $M_r \times M_t$  MIMO チャネル  $\mathbf{H}(t)$  を仮想 SIMO (Single-Input Multiple-Output) チャネルに変換する [100]。これによって後に記述す

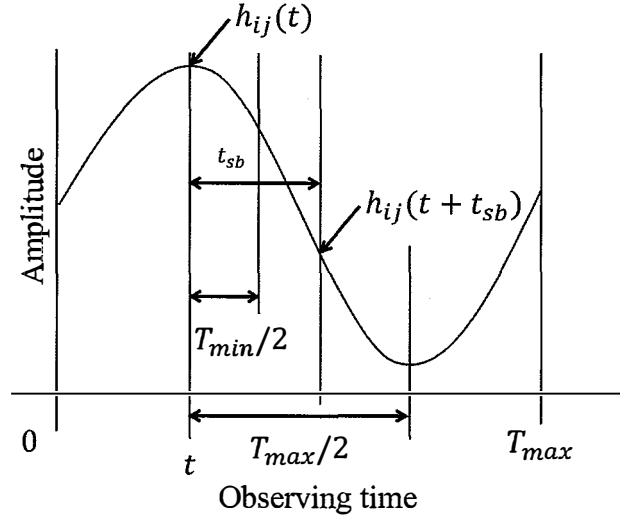


図 2.2: 受信生体信号の概念図

る数値解析によって DOA および DOD を同時に行うことが可能となる．変換後の  $M_r M_t \times 1$  仮想 SIMO チャンネルは，

$$\mathbf{h}(t) = [h_{11}(t), \dots, h_{M_r, 1}(t), h_{12}(t), \dots, h_{M_r, 2}(t), \dots, h_{1M_t}(t), \dots, h_{M_r, M_t}(t)]^T, \quad (2.2)$$

と表される．ここで  $\{\cdot\}^T$  は転置を表す．図 2.2 に時変動チャンネル応答  $h_{kl}$  の概念図を示す．生体変動に由来する最大の周期を  $T_{max}$  とし， $T_{max}$  だけ時変動チャンネルを観測した場合，生体の変動の最大値と最小値が必ず含まれる．ここで，生体変動に由来する最大の周期を  $T_{max}$ ，最小の周期を  $T_{min}$  とする．生体が静止している場合，バイタルサインによって生み出された変動のうち，呼吸が最大周期，心拍が最小周期に対応すると考えられる．また，呼吸・心拍は変動するものであるため，想定される最大・最小周期に合わせて生体変動の周期を決定する．これらの生体変動に対応する時間差でチャンネルの差分を取ることで，生体の情報を抽出することが可能となる．このとき，差分時間  $t_{sb}$  を用いた差分チャンネル  $\mathbf{h}_{sb}(t, t_{sb})$  を

$$\mathbf{h}_{sb}(t, t_{sb}) = \mathbf{h}(t + t_{sb}) - \mathbf{h}(t). \quad (2.3)$$

と定義する．呼吸や体動のような周期が長い変動成分の 1 周期の観測時間を取ることによって生体の変動周期が入ることになる．このとき，生体変動の半周期  $T_{max}/2$ ， $T_{min}/2$  の時間差分は生体の変動に対応する時間差となるため，観測時間  $t$  の範囲を  $0 \leq t \leq T_{max}/2$ ，時間差分  $t_{sb}$  の範囲を  $T_{min}/2 \leq t_{sb} \leq T_{max}/2$  とすることで生体由来の変動成分を抽出することができる．また，式 (2.2) の仮想 SIMO チャンネルへの変換と時間差分チャンネルの定義式 (2.3) は直接関係しないため，順番を入れ替えても問題ない．順序を変える場合，式 (2.1) のまま時間差分チャンネルを計算し，その後時間差分チャンネルを仮想 SIMO チャンネルに変換する．

位置推定を行うため、ここで時間差分チャネルの式 (2.3) を用いて相関行列を計算する。観測時刻  $t$ 、時間差  $t_{sb}$  における瞬時相関行列  $\mathbf{R}(t, t_{sb})$  を

$$\mathbf{R}(t, t_{sb}) = \mathbf{h}_{sb}(t, t_{sb})\mathbf{h}_{sb}(t, t_{sb})^H, \quad (2.4)$$

と定義する。ここで、 $\{\cdot\}^H$  は複素共役転置を表す。この瞬時相関行列  $\mathbf{R}(t, t_{sb})$  は固有値が縮退しているため、複数の対象が存在する場合における位置推定をすることができない。そのため、固有値のランクを回復する必要がある。固有値のランクを回復するため、式 (2.4) を観測時間方向および時間差方向で平均した相関行列を

$$\mathbf{R}_{ave} = \overline{\mathbf{R}(t, t_{sb})}$$

$$(0 \leq t \leq T_{max}/2, T_{min}/2 \leq t_{sb} \leq T_{max}/2), \quad (2.5)$$

と定義する。ここで  $\overline{\{\cdot\}}$  は時間方向の平均演算を表す。実際の伝搬チャネル測定は離散時間で観測されるため、平均相関行列は

$$\mathbf{R}_{ave} = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N \mathbf{R}(mT_s, nT_s + \frac{T_{min}}{2}), \quad (2.6)$$

$$M = \frac{T_{max}}{2T_s} + 1, \quad (2.7)$$

$$N = \frac{(T_{max} - T_{min})}{2T_s} + 1, \quad (2.8)$$

と表される。ここで、 $T_s$  は観測したチャネルのスナップショット間隔である。平均相関行列を固有値分解することにより、

$$\mathbf{R}_{ave} = \mathbf{U}\mathbf{\Lambda}\mathbf{U}^H, \quad (2.9)$$

$$\mathbf{U} = [\mathbf{u}_1, \dots, \mathbf{u}_L, \dots, \mathbf{u}_{M_r, M_t}], \quad (2.10)$$

$$\mathbf{\Lambda} = \text{diag}([\lambda_1, \dots, \lambda_L, \dots, \lambda_{M_r, M_t}]), \quad (2.11)$$

と表される固有ベクトル  $\mathbf{U}$  と固有値の対角行列  $\mathbf{\Lambda}$  が得られる。ここで、 $L$  は生体の数である。このとき、得られた固有値  $\mathbf{\Lambda}$  には

$$\lambda_1 \geq \dots \geq \lambda_L > \lambda_{L+1} = \dots = \lambda_{mn} = \sigma_f^2, \quad (2.12)$$

という関係式が成り立つ。式中における  $\sigma_f^2$  は雑音電力を表す。式 (2.12) は理論上の固有値の関係式であり、実際の固有値は雑音部分においても徐々に小さくなってゆく

$$\lambda_1 \geq \dots \geq \lambda_L > \lambda_{L+1} \geq \lambda_{L+1} \geq \dots \geq \lambda_{mn} \geq \sigma_f^2, \quad (2.13)$$



のような関係となっている。ここで、雑音の固有値  $[\lambda_{L+1}, \dots, \lambda_{M_r M_t}]$  に対応する固有ベクトルを  $U_L = [\mathbf{u}_{L+1}, \dots, \mathbf{u}_{M_r M_t}]$  と表す。  $U_L$  は相関行列を求める際の時間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。ここで数値解析を行う空間  $(x, y)$  において、仮想 SIMO チャンネルに対応する 2 次元球面波ステアリングベクトル  $\mathbf{a}(x, y)$  を

$$\mathbf{a}(x, y) = \mathbf{a}_t(x, y) \otimes \mathbf{a}_r(x, y), \quad (2.14)$$

$$\mathbf{a}_r(x, y) = [e^{-j2\pi D_{r_1}/\lambda}, \dots, e^{-j2\pi D_{r_{M_r}}/\lambda}]^T, \quad (2.15)$$

$$\mathbf{a}_t(x, y) = [e^{-j2\pi D_{t_1}/\lambda}, \dots, e^{-j2\pi D_{t_{M_t}}/\lambda}]^T, \quad (2.16)$$

$$D_{r_p} = \sqrt{(x - x_{r_p})^2 + (y - y_{r_p})^2}, \quad (2.17)$$

$$D_{t_q} = \sqrt{(x - x_{t_q})^2 + (y - y_{t_q})^2}, \quad (2.18)$$

と表す。ここで、 $\mathbf{a}_r(x, y)$  および  $\mathbf{a}_t(x, y)$  は受信および送信のステアリングベクトル、 $\otimes$  はクロネッカー積、 $\lambda$  は波長、 $D_{r_p}$  は座標  $(x, y)$  と  $p$  番目の受信アンテナ素子間の距離、 $D_{t_q}$  は座標  $(x, y)$  と  $q$  番目の送信アンテナ素子間の距離、 $(x_{r_p}, y_{r_p})$  は  $p$  番目の受信素子の座標、 $(x_{t_q}, y_{t_q})$  は  $q$  番目の送信素子の座標を表す。このとき、MUSIC (Multiple Signal Classification) 法 [110][111] を 2 次元に拡張した 2 次元 MUSIC による位置推定 [112] を適用することで、2 次元空間  $(x, y)$  におけるにより MUSIC スペクトラム  $P(x, y)$  を

$$P(x, y) = \frac{\mathbf{a}^H(x, y)\mathbf{a}(x, y)}{\mathbf{a}^H(x, y)U_N U_N^H \mathbf{a}(x, y)} \quad (2.19)$$

から計算する。この MUSIC スペクトラム  $P(x, y)$  のピークを探索することにより生体位置を推定することができる。理論上、仮想 SIMO チャンネル要素数から 1 を引いた数の対象を推定ことができ、この場合は  $(M_r \times M_t - 1)$  となる。

また、上記の時間差分チャンネルによる位置推定の計算の流れにおいて、チャンネルの総観測時間  $T$  が生体の最大周期より小さいとき、すなわち

$$T < T_{max}, \quad (2.20)$$

の場合においても、周期的な変動成分は入らないものの生体の変動は観測されている。したがって、観測時間  $t$  および時間差  $t_{sb}$  の範囲を  $T$  に合わせて設定することにより生体の情報を抽出した平均相関行列を計算することが可能となり、生体の位置推定が可能である。

## 2.4 屋内環境における生体位置推定精度の評価

### 2.4.1 実験条件

図 2.3 に屋内環境にて行った伝搬チャネル測定の実験系概要, 図 2.4 に実験において使用した装置類の写真を示す. 本実験では, 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  $4 \times 4$ MIMO 構成とした. 図 2.4(a) は信号発生器 (SG: Signal Generator), 2 分岐の分配器および信号増幅器の写真である. SG は Rohde&Schwarz 社製, 分配器は Mini-Circuits 社製, 信号増幅器は RF テストラボ社製の装置を使用した. SG から出力した信号は 2 分岐分配器に入力され, 一方は図 2.4(c) に示す DC (Down Converter) にローカル入力される. もう一方は信号増幅器を通り, SP4T (Single-Pole-4-Throw) に入力される. 図 2.4(b) に SP4T の写真を示す. 送信側に SP4T スイッチを用いて送信素子を高速に切り替えながら, 受信側では同時測定を行い MIMO チャネルを測定した. スイッチ切り替えが生体活動に対して十分高速であるため, 送信素子切り替えの微小な時間差は無視できるものとする. また, 送信アンテナへの入力電力を 7.0 dBm とした. 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. 送信機からは 2.47125 GHz の無変調連続波 (CW: Continuous Wave) が送信され, サンプリング周波数 (チャネルの取得速度) は 7.0 Hz とした. 図 2.4(c) に LNA (Low Noise Amplifier) および DC の写真を示す. 送信された CW は受信アレーアンテナで受信され, 受信信号は LNA によって増幅される. DC では, RF (Radio Frequency) 信号と SG から分岐したローカル信号をミキシングすることで周波数変換を行い, RF 信号をベースバンド信号へ変換する. 図 2.4(d) に National Instruments 社の BNC 端子台 (NI BNC-2111) を示す. DC から出力されたベースバンド信号は BNC 端子台を通し, DAQ (Data AcQuisition) に収録される.

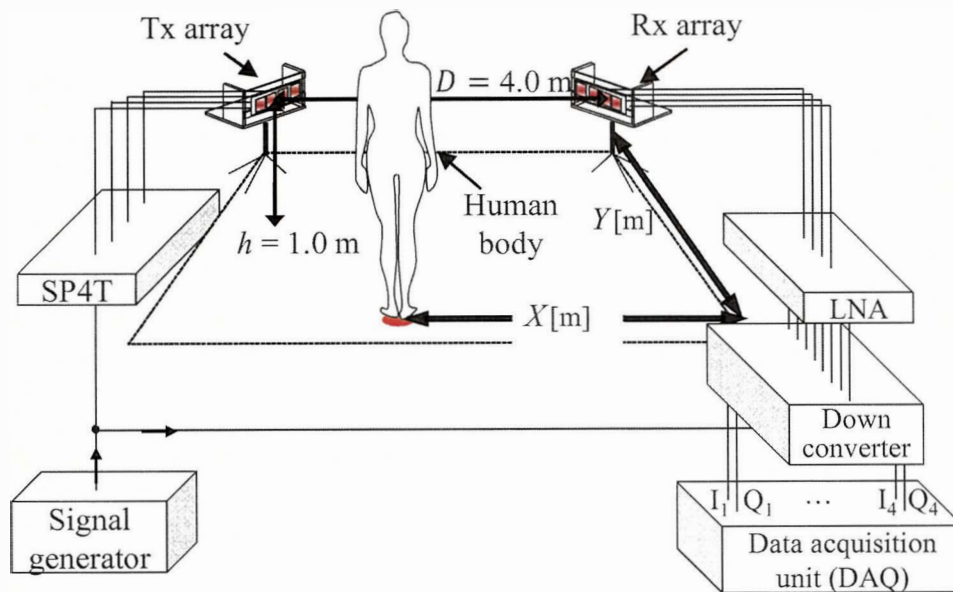
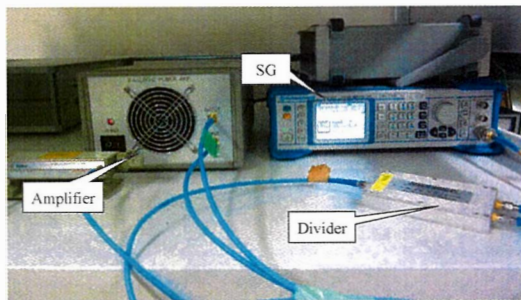
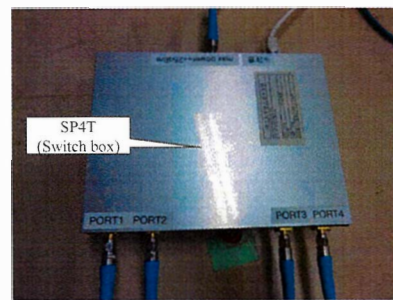


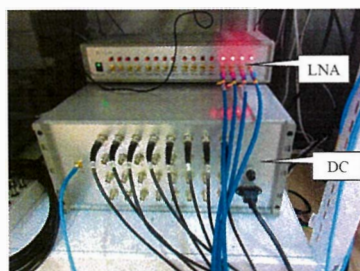
図 2.3: 4 × 4MIMO チャネル測定の実験系概要



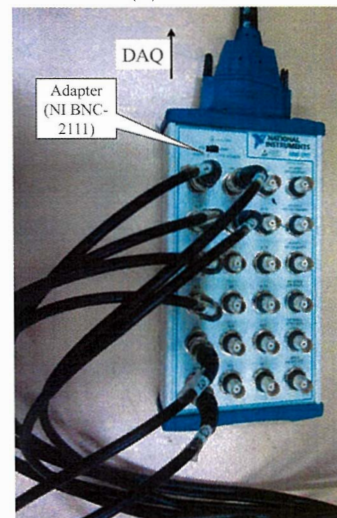
(a) SG, 分配器および信号増幅器



(b) SP4T



(c) LNA および DC



(d) BNC 端子台 (NI BNC-2111)

図 2.4: 実験装置系写真

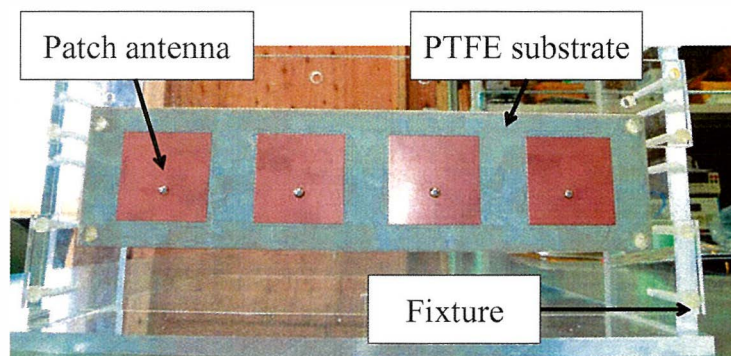


図 2.5: 使用したアレーアンテナの写真

図 2.5 に本実験の測定において使用したパッチアレーアンテナの写真を示す. 同アンテナの寸法は, 厚さ 1.6 mm, 幅 255 mm, 高さ 60 mm, 素子間隔が 60 mm となっている. 使用周波数 2.47125 GHz の波長  $\lambda$  は  $\lambda = (3.0 \times 10^8) / (2.47125 \times 10^9) = 121.4$  mm であり, 使用アレーアンテナの素子間隔は半波長  $\lambda/2$  以下となっている. 同アンテナは比誘電率  $\epsilon_r = 2.2$  の PTFE (Polytetrafluoroethylene) 基板上に構成されており, 背面から SMA (Sub Miniature Type A) コネクタを通して給電される. 実験では, アクリル製の治具に送受信アンテナそれぞれを固定してチャネルの測定を行った.

図 2.6 に実験にて使用したパッチアレーアンテナの指向性パターンの測定結果を示す. 素子番号 #1 および #4 はアレーアンテナの端部にあるため指向性がわずかに中心側によっているが, すべての素子においてほぼ同一の指向性パターンとなった. このアンテナを部屋の角で部屋の中心方向に正面を向けて設置することで, 指向性やアンテナの後ろ・横からのマルチパスによる測定への影響を軽減している. また, 提案法は位置推定に三角法を用いているため, 送信機-受信機間が推定の死角となる. したがって, 送受信アンテナは部屋の 1 辺に沿った角に配置することが望ましい.

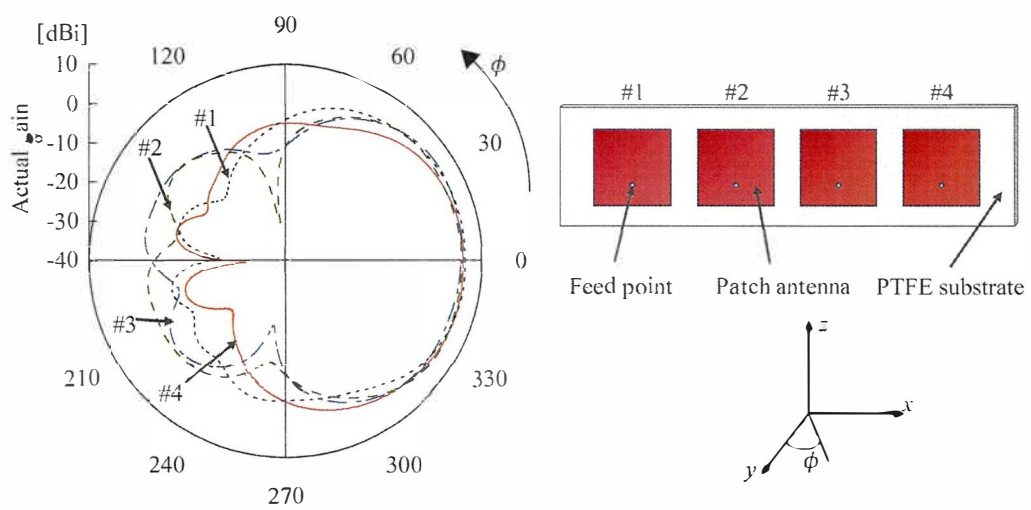


図 2.6: パッチアレーアンテナの指向性パターン

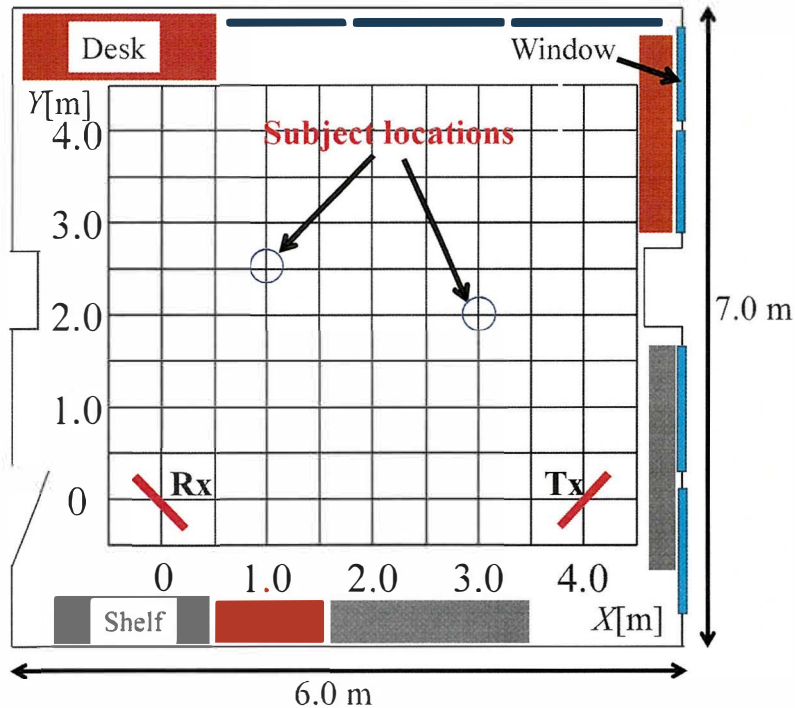


図 2.7: 実験環境

図 2.7 に実験環境を示す。実験を行った部屋のサイズは幅 7 m，奥行き 6 m，高さ 2.7 m である。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にて縦 4.0 m，横 4.0 m の範囲で行った。図 2.8 に被験者数が 2 名時のチャンネル測定時の写真を示す。チャンネル測定時，被験者以外のヒトは入室しないものとし，被験者は送受信アンテナが設置されている側の壁に対して正面を向いて直立した状態とした。また，測定時の被験者座標を  $(X, Y)$  m として表し，被験者をこの座標上に直立させた。

本実験における被験者の数は 1~3 人とした。MUSIC 法を適用する際に必要な波数情報は既知であるものとして計算を行った。文献 [113] によると，ヒトの呼吸や心拍に由来する周波数範囲が 0.33 ~ 3.3 Hz とされているため，時間差分チャンネルを計算する時間差の範囲を  $0.14 \text{ s} \leq t_{sb} \leq 1.71 \text{ s}$  とした。また，初めの検討において，生体の位置推定に使用するチャンネルの観測時間を 3.29 秒とした。その後，チャンネル観測時間を短く，または長くした場合の位置推定精度の評価を行った。チャンネル観測時間が時間差  $t_{sb}$  より短い場合，取ることのできる最大の時間差までの範囲で時間差分チャンネルを計算した。

測定される伝搬チャンネルは使用するケーブルやコネクタ，送信側のスイッチボックスや受信側の LNA，DC それぞれの位相誤差が含まれた状態となっているため，校正を行い素子間の位相差を補正する必要がある。本検討で用いる校正値は [114] による既知の測定位置でのアレーアンテナ校正法を MIMO レーダに拡張して使用した。校正値を算出する際，生体位置は  $(X, Y) = (2.2) \text{ m}$  に直立した状態で測定を行った。



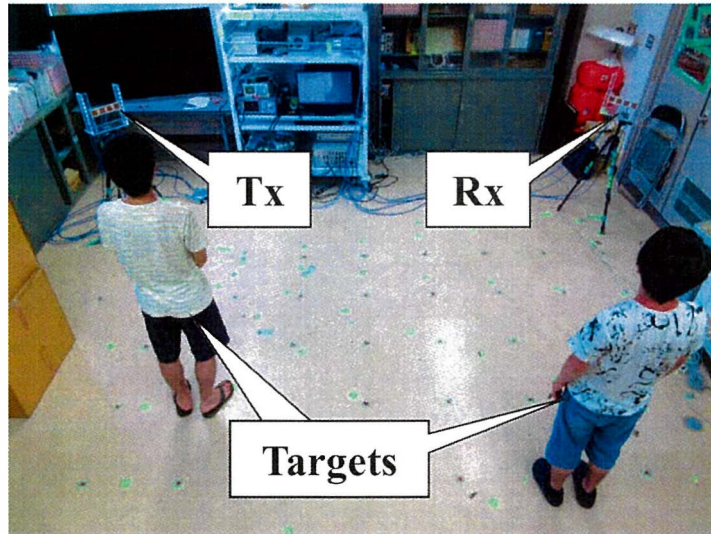


図 2.8: チャンネル測定時の様子

提案法の位置推定精度評価を行うに当たり、許容誤差を定義する。生体は身体に幅があるため、正しく推定される場合においても推定される座標には身体のみ大きさだけ分散が表れると考えられる。そのため、0.5 m を生体の幅と定義し、位置推定の誤差がこれより小さい場合は生体位置を正しく推定できているものとする。

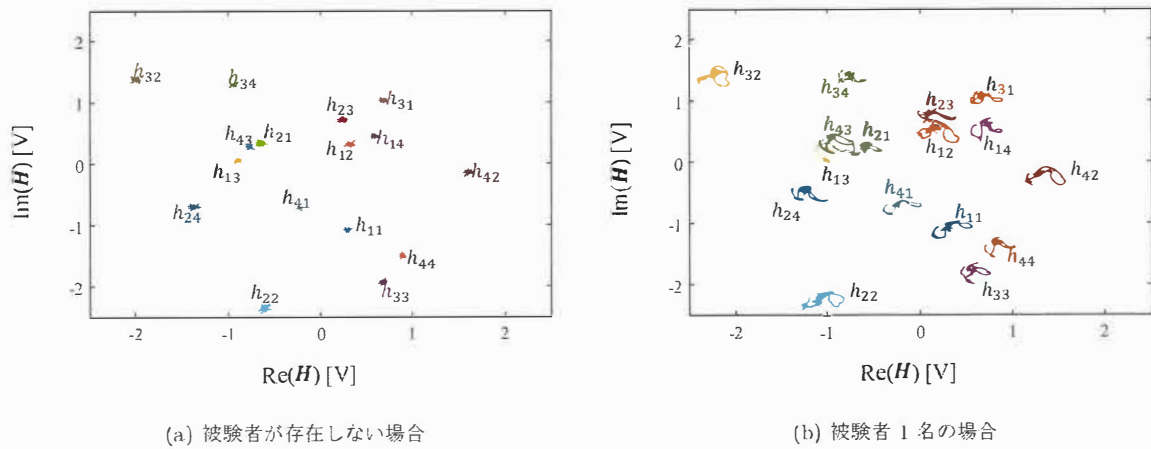


図 2.9: 時変動チャネルの複素平面特性

## 2.4.2 実験結果

### 測定したチャネルの複素平面特性

図 2.9 に被験者が存在しない場合および被験者 1 名が存在する場合における時変動チャネルの複素平面特性を示す。図 2.9(a) において、伝搬チャネルに時間的な変化を与える存在がないため、伝搬チャネルは一定の値となっていることが分かる。また、それぞれの伝搬路が似通わず、特有のものであることが分かる。一方、図 2.9(b) より、伝搬チャネルは生体の変動により影響を受け、複素平面上で変動していることが分かる。複素平面上の変化の基準となっているのは図 2.9(a) の点であり、生体のバイタルサインや体動により複素平面上で弧のような変動を示していることが分かる。



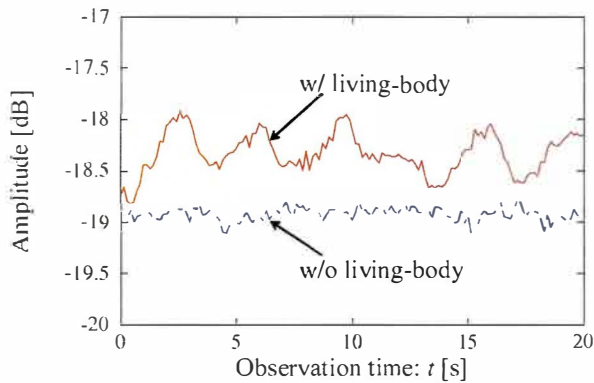


図 2.10: 時変動チャネルの時間応答の一例

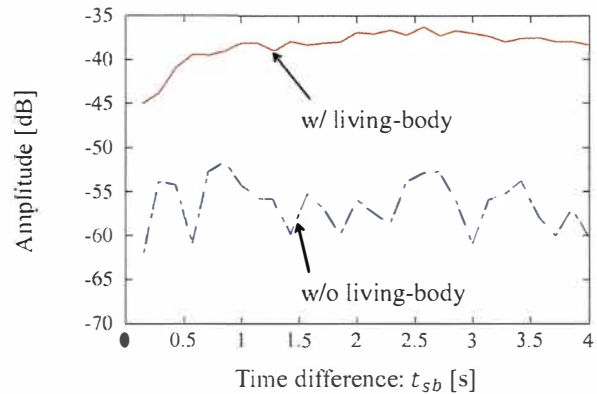


図 2.11: 時間差分チャネルの一例

### 測定チャネルの時間特性と時間差分チャネル

図 2.10 に被験者が 1 人の際に観測したチャネルの時間応答の例を示す。また、同図中に無人環境で観測したチャネルの時間応答を同様に示す。図中に示すチャネルは観測した時変動 MIMO チャネルの 2 行 3 列目の要素  $h_{23}$  である。同図より有人時のチャネル変動は無人時に比べて大きいことが確認できる。さらに有人時のチャネルは図 2.2 のように生体に由来しているであろう周期的な変動があることが分かる。また、無人時のチャネルにも変動が見られるが、有人時の変動に比べると小さな変動であり、熱雑音による影響と考えられる。また、例に挙げたチャネル応答は無人時に比べて有人時の方が受信信号レベルが大きくなっているが、これと環境における人の有無との因果関係は存在しない。実際は、ヒトの立ち位置等によるフェージングの影響で有人時の受信信号レベルの方が低い場合も存在する。

図 2.11 に図 2.10 のチャネルを用いた時間差分チャネルの例を示す。同図において、時間差分チャネルは観測時間  $t = 0$  sec のチャネルとの差分を取ったものとなっており、横軸は観測時間差を表す。同図より、観測チャネルの時間差をとっているため、有人・無人時のどちらにおいても図 2.10 よりレベルが小さくなっていることが分かる。また有人・無人時のチャネルを比較すると、生体の変動によって有人時の時間差分チャネルが大きくなっていることが分かる。有人時のチャネルはバイタルサインによる周期的変動があるため、時間差に対してチャネルの大きさが一定でないことが分かる。一方、無人時の時間差分チャネルは変動に規則性がなく、時間的に変動する要素が存在しないため時間差分による差が小さくなっていることが確認できる。以上から、観測した時変動チャネルによって生体由来の変動成分の抽出が可能であることが確認された。

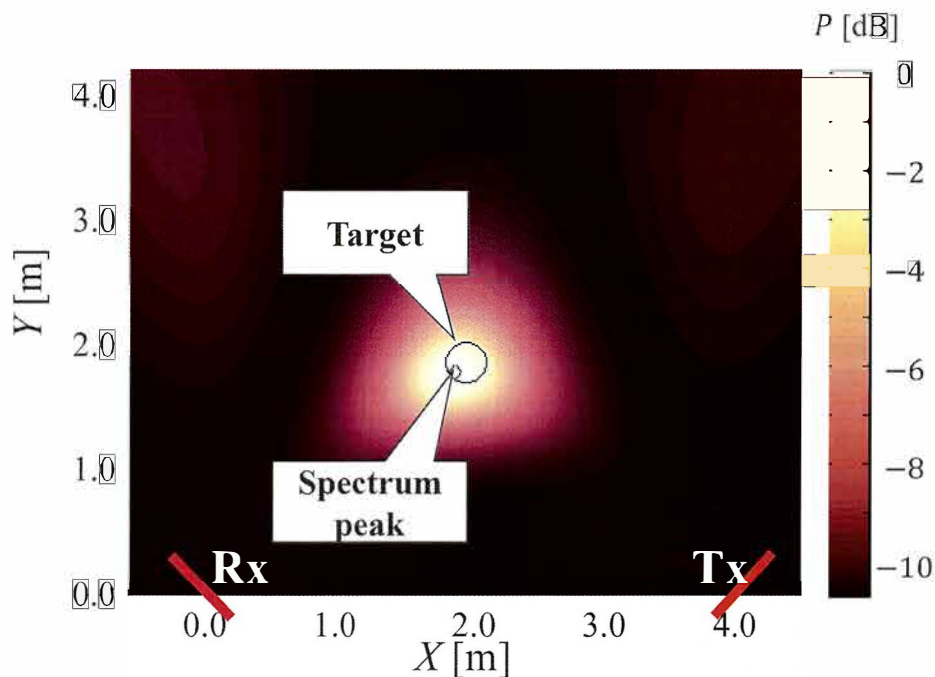


図 2.12: 被験者 1 名の生体位置推定結果

#### 対象数ごとの MUSIC スペクトラム

図 2.12 に提案法を用い被験者が 1 人の場合の生体方向推定を行った結果を示す。このとき、被験者の位置座標は ( $X = 2.0$  m,  $Y = 2.0$  m) である。図中の  $\circ$  印が実際の被験者の位置、 $\diamond$  印が提案法にて推定されたスペクトラムのピーク、すなわち被験者の位置を表す。同図より推定位置は実際の被験者の位置を示しており、このことから提案法により時間差分チャネルを用いた生体位置推定が可能であることが分かる。

図 2.13 に提案法により被験者が 2 人の場合の生体位置推定結果を示す。実験時の被験者の立ち位置は、Target1 が ( $X = 1.0$  m,  $Y = 2.5$  m)、Target2 が ( $X = 3.0$  m,  $Y = 2.0$  m) である。図 2.12 と同様に、図中において実際の被験者の位置を  $\circ$  印、推定されたスペクトラムのピークを  $\diamond$  印で表す。同図より、被験者 2 人の場合においてもスペクトラムのピークは生体の近くに現れている。この結果より、提案法により複数人の生体位置推定が可能であることが分かる。また図 2.12 と比較すると、MUSIC スペクトラムのレンジが浅くなっていることが分かる。MUSIC スペクトラムの数値自体はヌルの深さを表すため、数値が大きいいから良いと一概に言う事は出来ない。今回は被験者数が増えたことにより、すべての被験者に対応するヌルを形成するためにレンジが浅くなったと考えられる。

図 2.14 に提案法により被験者が 3 人の場合の生体位置推定結果を示す。実験時の被験者の立ち位置は、

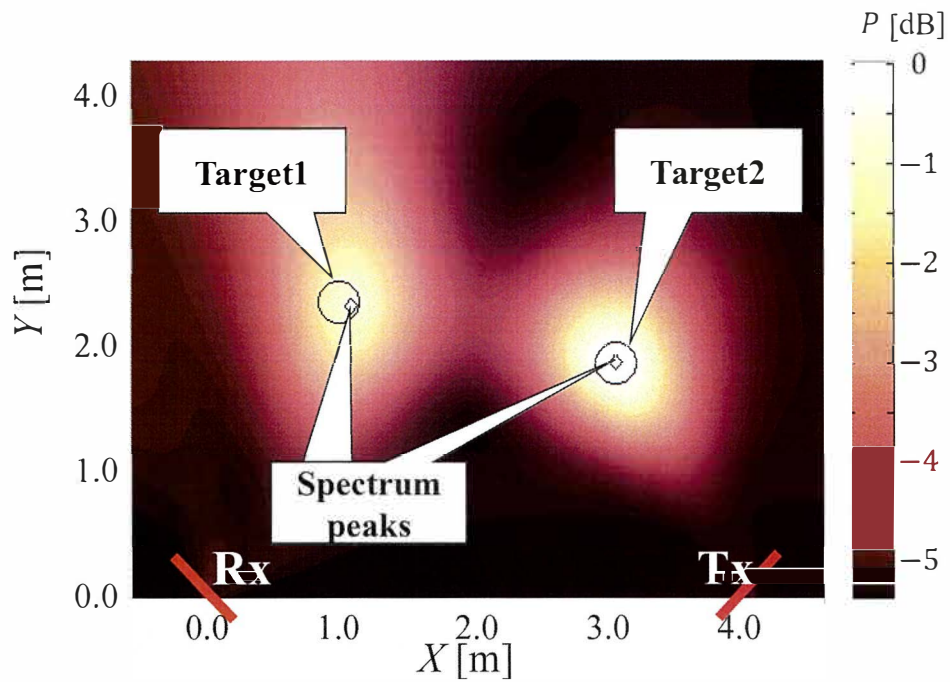


図 2.13: 被験者 2 名の生体位置推定結果

Target1 が  $(X = 0.0 \text{ m}, Y = 2.0 \text{ m})$ , Target2 が  $(X = 2.0 \text{ m}, Y = 2.0 \text{ m})$ , Target3 が  $(X = 4.0 \text{ m}, Y = 2.0 \text{ m})$  である。同図より、被験者 3 人の場合においてもスペクトラムのピークは生体の近くに現れている。Target1 の推定位置は実際の位置とずれた場所にピークが現れており、Target2 および Target3 は実際の被験者位置と重なっている。一方、MUSIC スペクトラムの明るさで比較すると、Target1 が最も明るく大きなピークとなっていることが分かる。このことから、MUSIC スペクトラムの明るさと位置推定精度は比例しないことが分かる。

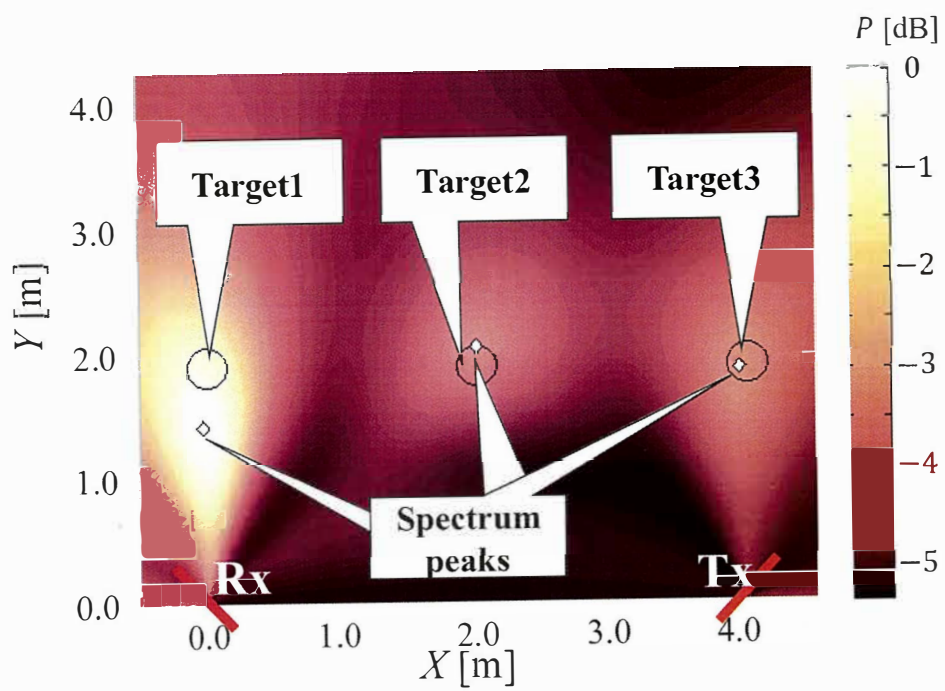


図 2.14: 被験者 3 名の生体位置推定結果

## 位置推定精度の統計的評価

図 2.15 に位置推定に使用するスナップショット数を変更した場合の各被験者数における位置推定誤差の CDF (Cumulative Distribution Function) を示す。提案法の精度の比較対象として文献 [93] の FFT を用いた生体位置推定法を同じチャンネルに適用した場合の結果を載せている。実際の生体の位置と推定された位置とのユークリッド距離を位置推定誤差と定義した。2 人および 3 人の位置推定誤差は、推定された位置から位置推定誤差の和が最も小さくなる組み合わせを選んだ後、その距離の平均を誤差とした。図 2.15 のすべての結果において、FFT を用いた手法より提案法の精度が優れていることが分かる。また、スナップショット数が少ない結果の方が CDF が悪くなる試行回数が多く、位置推定精度が低い傾向にある。図 2.15(a) はスナップショット数 4 の場合の位置推定誤差の CDF となっており、位置推定に使用するチャンネルの観測時間に換算すると 0.43 秒となる。被験者が 1 名、2 名および 3 名における提案法の 90% 値はそれぞれ 0.86 m, 1.15 m, 1.52 m となっている。これはいずれの被験者数においても許容誤差として定義した 0.5 m を超す結果となった。図 2.15(b) は 8 スナップショットの場合の位置推定誤差の CDF を示している。このとき、位置推定に使用するチャンネルの観測時間は 1.00 秒である。同図における被験者が 1 名、2 名および 3 名における提案法の 90% 値はそれぞれ 0.52 m, 1.03 m, 1.38 m となっている。図 2.15(a) の結果と比較して位置推定誤差の 90% 値は減少したものの、いずれも許容誤差を超える結果となった。図 2.15(c) はスナップショット数 16 の場合の位置推定誤差の CDF であり、位置推定に使用するチャンネルの観測時間に換算すると 2.14 秒となる。図 2.15(c) において、被験者が 1 名、2 名および 3 名における提案法の 90% 値はそれぞれ 0.32 m, 0.96 m, 1.30 m となっており、被験者 1 名の場合において許容誤差以下の推定精度を達成した。しかしながら、被験者数 2 名および 3 名の場合においては許容誤差を超える結果となった。図 2.15(d) は 32 スナップショットの場合の位置推定誤差の CDF を示している。このとき、位置推定に使用するチャンネルの観測時間は 4.43 秒である。位置推定誤差の 90% 値はそれぞれ被験者 1 名で 0.23 m, 2 名で 0.41 m, 3 名で 1.29 m となった。このとき、被験者数 2 名の場合における 90% 値が許容誤差 0.5 m 以下となった。一方、同条件下における FFT を用いた生体位置推定法の被験者 2 名の 90% 値は 0.82 m となっており、提案法が従来法に比べて高速・高精度な位置推定が可能であることが明らかとなった。また同図、図 2.15(e) および図 2.15(f) においても被験者数 3 名の 90% 値は両手法とも大きく改善することなく、従来法との推定精度もほぼ変わらないものとなった。これはスナップショット数が増えることにより、観測時間が長くなることによって FFT による周波数分解能が向上したことが理由として考えられる。

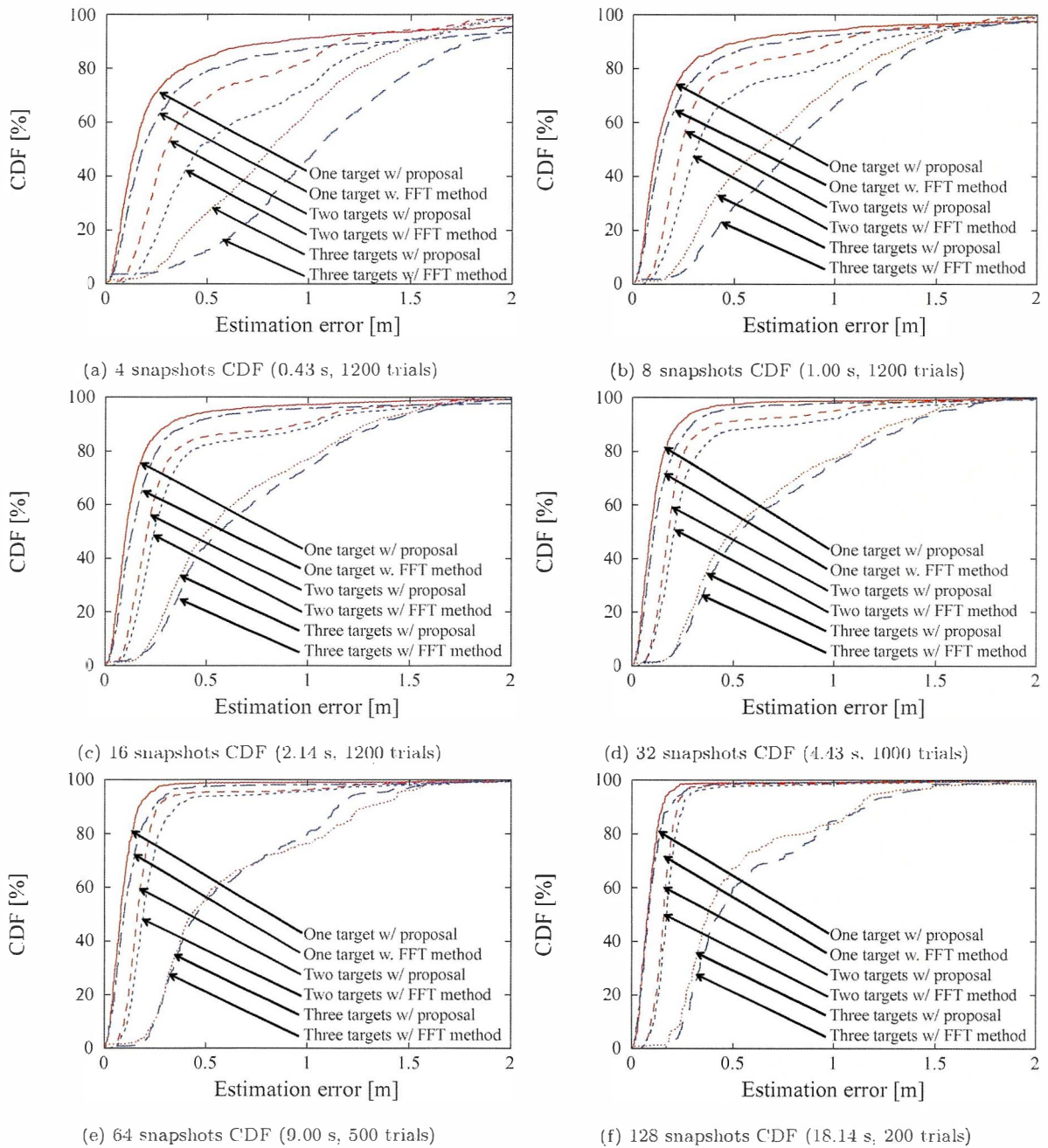


図 2.15: 被験者 1~3 名の各スナップショット数における平均位置推定誤差の CDF



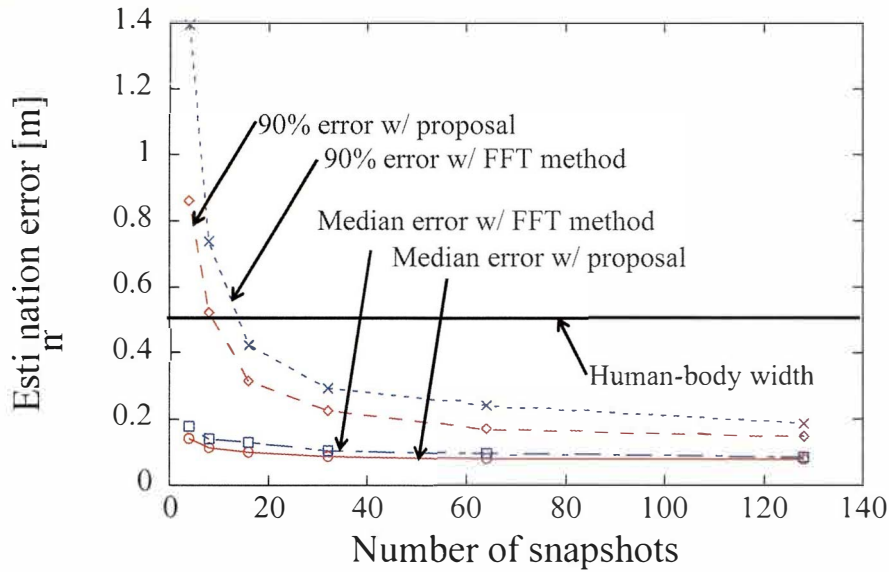


図 2.16: 被験者 1 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差 (中央値, 90%値)

図 2.16 に被験者が 1 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差の特性を示す. 同図において, 提案法における各スナップショット数に対する位置推定誤差の中央値と 90%値, 比較対象として同条件下で FFT を用いる手法 [93] で推定した場合の中央値と 90%値を示した. 同図より, 90%において許容誤差を初めて下回ったのは提案法および従来法ともにスナップショット数が 16 (測定時間にして 2.14 秒) のときであった. このとき, 提案法および従来法の 90%値はそれぞれ 0.32 m および 0.43 m と提案法の方が 0.11 m 精度が良く推定できていることが分かる. また, 両手法ともに中央値はいずれのスナップショット数においても 0.2 m を下回っていることが分かる.

図 2.17 に被験者が 2 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差の特性を示す. 位置推定誤差について, 図 2.15 と同様にそれぞれの対象の位置推定誤差を計算した後, その平均を図 2.17 における位置推定誤差と定義している. 結果より, 従来法 (FFT) の中央値は最も少ないスナップショット数 4 のときにおいても 0.5 m 以下となっており, スナップショット数が増えるにつれて誤差が小さくなっていることが分かる. 一方, 提案法はいずれのスナップショット数においても中央値が 0.3 m 以下となっており, 従来法より精度が良い結果となった. また, 90%値について提案法と従来法の精度差が最も大きくなったのはスナップショット数 32 (4.43 s) のときである. このとき, 提案法の 90%値が 0.41 m であるのに対し, 従来法は 0.82 m と許容誤差を超えた値となった.

図 2.18 に被験者 2 人の場合における各被験者のスナップショット数対位置推定誤差特性を示す. 図 2.17 では被験者の位置推定誤差を平均したものを示したが, 図 2.18 では被験者ごとに位置推定誤差に特徴があるかの評価を行う. 測定時の被験者の座標は Target1 が  $(X, Y) = (1.0, 2.5)$  m, Target2 が  $(X, Y) = (3.0, 2.0)$

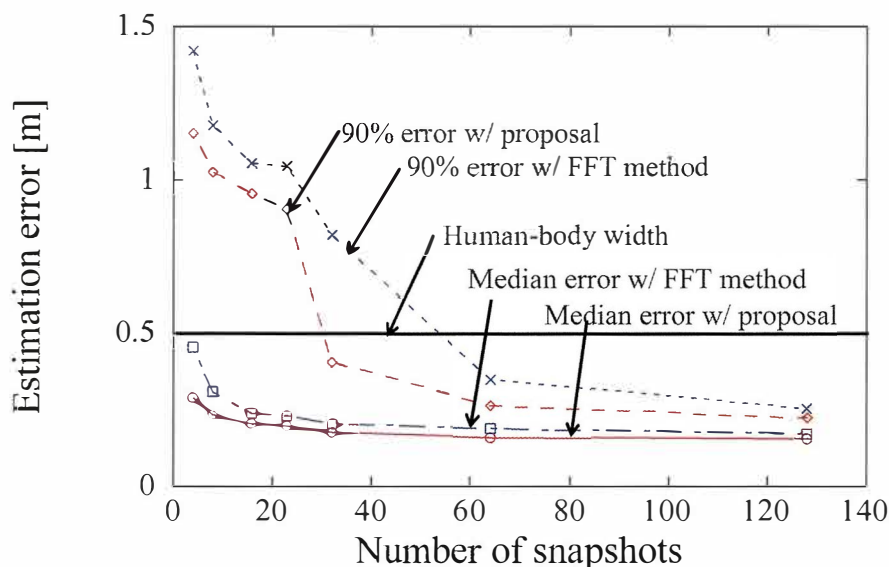


図 2.17: 被験者 2 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差 (中央値, 90%値)

m であった. 図 2.18 より, いずれのスナップショット数においても中央値, 90%値ともに Target2 の方が Target1 より位置推定誤差が小さいことが分かる. 特に Target2 はスナップショット数 8 のときから 90%値が許容誤差を下回っている. 一方, Target1 が許容誤差を下回ったのはスナップショット数 64 のときであった. この原因として, Target1 の方が送信機-対象-受信機を繋いだ距離が長く, 伝搬損により生体経由の信号対雑音電力比 (SNR: signal-to-noise ratio) が低くなったことが考えられる.

図 2.19 に被験者が 3 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差の特性を示す. 位置推定誤差について, 図 2.15 と同様にすべての被験者の位置推定誤差の平均と定義した. 図 2.19 より, これまでの結果と同様に従来法に比べて提案法の位置推定誤差の方が小さい傾向を示している. しかし, 中央値すら許容誤差 0.5 m を下回っておらず, スナップショット数が 16 より多くなった場合においてもほぼ位置推定精度の改善が見られなかった.

図 2.20 に被験者 3 人の場合における各被験者のスナップショット数対位置推定誤差特性を示す. 測定時の被験者の座標は Target1 が  $(X, Y) = (0.0, 2.0)$  m, Target2 が  $(X, Y) = (2.0, 2.0)$  m, Target3 が  $(X, Y) = (4.0, 2.0)$  m であった. 同図より, Target2 および Target3 はいずれのスナップショット数においても位置推定誤差の中央値が 0.5 m を下回っている. Target1 においてもスナップショット数が 16 以上のとき, 中央値が 0.5 m を下回る結果となった. しかし, 図 2.19 の結果では中央値が 0.5 m を下回っていなかったことから, 3 人の被験者のうち 1 人または 2 人は精度よく推定できた試行でも, 残りの被験者は誤差が大きくなっていることが考えられる. 実際, 90%値については Target3 のみ 1.0 m 以内の精度を達成しているが, Target1 および Target2 はいずれも 2 m 前後の位置推定誤差となっている. この結果



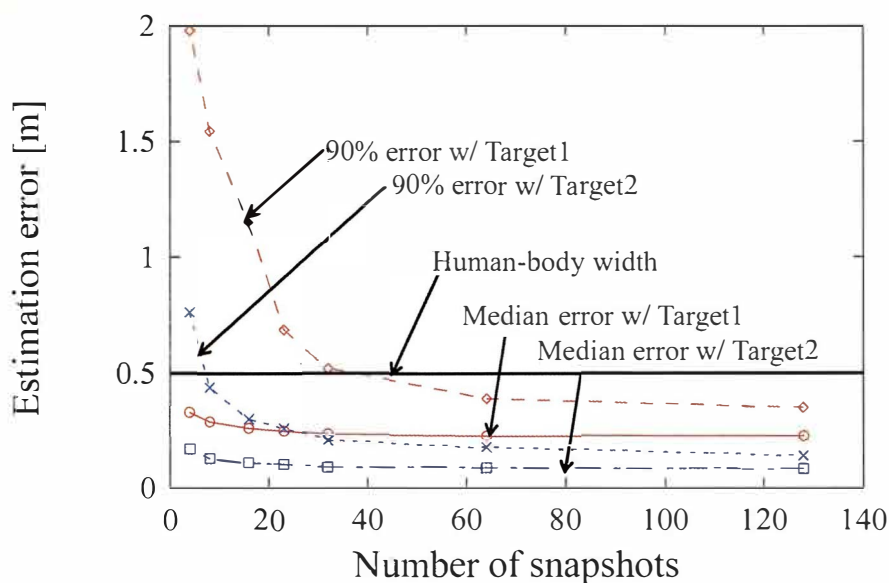


図 2.18: 被験者 2 人の場合における各被験者のスナップショット数対位置推定誤差特性 (中央値, 90%値)

より, 推定精度の悪い結果が誤差の平均を引き上げていることが考えられる. また, 今回の配置では送信機-対象-受信機の距離はほとんど同じであるにも関わらず, Target3のみ精度が高いことから, 送信機に近い被験者の方が精度よく推定できている結果となった. しかし伝搬路の可逆性を考えると, 送受信を入れ替えた場合も同様の理論が成り立つべきであり, 今回の送信機に近い被験者の位置推定誤差が小さいという結果は装置や環境が原因であると考えられる. 特に, 環境要因として大きな影響を与えるもの窓が挙げられる. 本実験の環境は送信アンテナ側に窓が存在し, 壁よりも窓の方が電波の反射が小さいため, 窓側の位置推定誤差が小さくなった可能性がある. また, 被験者 3 名となった際に, 位置推定誤差が劣化した原因として固有値の数が挙げられる. 送受信アンテナ数 4 で今回のように仮想 SIMO 構成とした場合, 固有値は 16 個計算することができる. しかし, 従来の MUSIC 法 [110] のように受信相関行列もしくは送信相関行列から固有値を計算した場合固有値の数は 4 となり, 3 波到来を想定すると 1 つの固有ベクトルでピークサーチを行うこととなるため, スルがうまく形成されないことが考えられる. そのため, 精度を向上させる方法の 1 つは送受信アンテナ数を増やし, 送受信の固有値数を増やすことが有効であると考えられる. また被験者数が増えた際, 生体を通るパスが重なることも精度劣化の原因となるため, アンテナ局数を増やすことで精度向上が見込まれるため, これらは今後の研究課題として挙げられる.

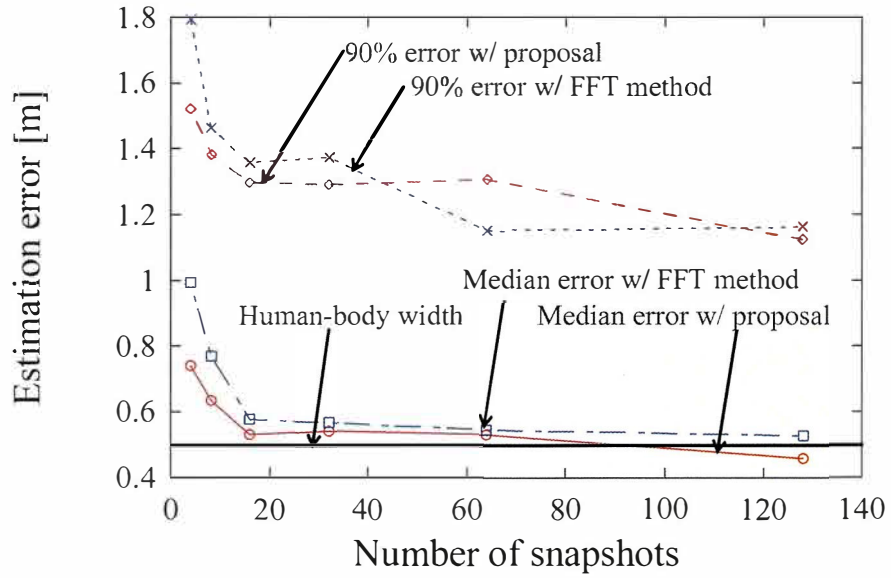


図 2.19: 被験者 3 人の場合のスナップショット数対位置推定誤差 (中央値, 90%値)

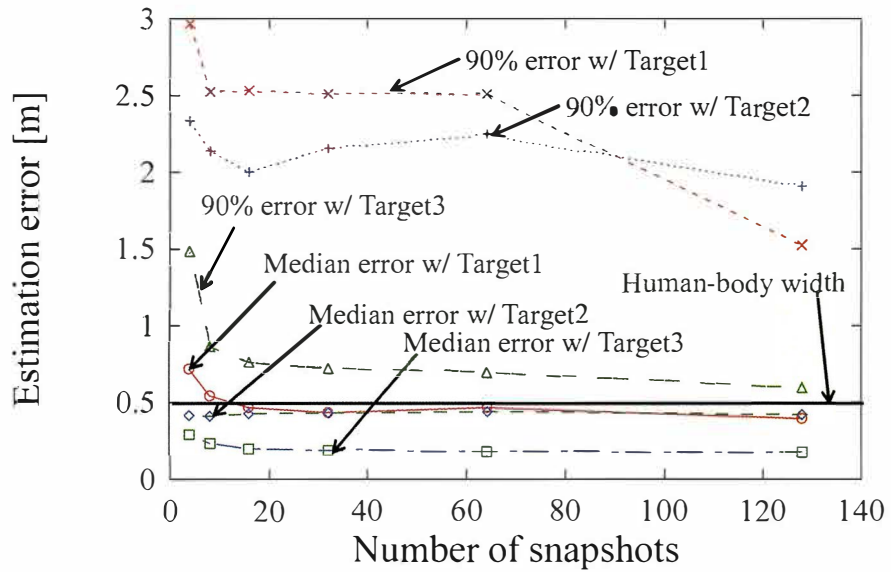


図 2.20: 被験者 3 人の場合における各被験者のスナップショット数対位置推定誤差特性 (中央値, 90%値)

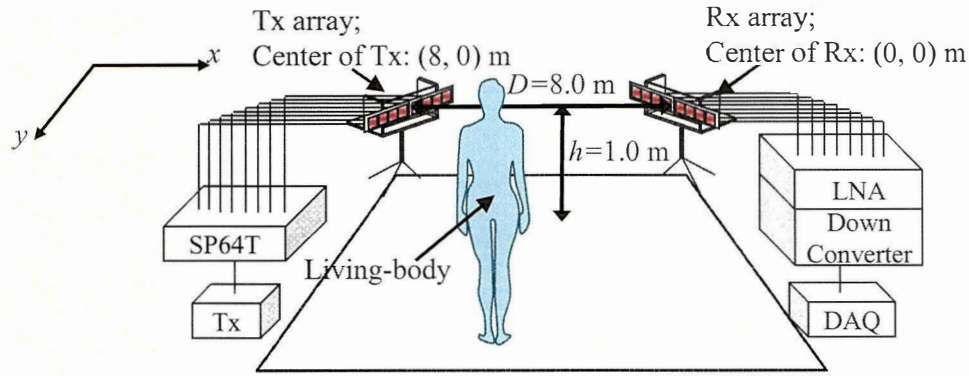


図 2.21: 屋内環境 (大) における  $8 \times 8$ MIMO チャンネル測定の実験系概要

## 2.5 屋内環境 (大) における生体位置推定実験の評価

2.4 節では屋内環境にて行った伝搬チャンネル測定実験について述べた。また、前節までは生体が直立した場合のみの検討を行っていたため、移動する対象の位置推定特性の評価は未検討であった。本節では、より大きな空間を有する屋内環境で行った実験について述べる。また、被験者が移動する場合を想定し、提案生体位置推定法の生体トラッキング性能の評価を行う。以下では、実験条件および実験結果について述べる。

### 2.5.1 屋内環境 (大) における実験条件

図 2.21 に屋内環境にて行った伝搬チャンネル測定の実験系概要を示す。本実験では、送受信アンテナ双方に 8 素子パッチアレーアンテナを用いる  $8 \times 8$ MIMO 構成とし、送信側のみ SP64T (Single-Pole-64-Throw) スイッチを用いて MIMO チャンネル測定を行った。送受信アレーは、共に図 2.5 のアレーアンテナを横に 2 つ並べて使用した。このときの送受信アンテナのアレー素子間隔は  $60 \text{ mm} \leq \lambda/2$  である。送受信間距離  $D$  を 8.0 m, アンテナ高  $h$  を 1.0 m に設定した。送信機からは 2.47125 GHz の CW が送信され、送信電力は 14 dBm に設定した。また、MIMO チャンネルの取得間隔は 1/50 秒とした。受信アレーアンテナで受信された信号は LNA によって増幅された後、DC に入りローカル信号をミキシングすることで RF 信号からベースバンド信号に変換される。DC から出力された信号は DAQ に収録される。本検討における位置推定に使用するチャンネルの測定時間は 3.3 秒とした。また被験者が移動する場合、あらかじめ連続測定したチャンネルを観測し、位置推定に使用するチャンネル範囲を 0.5 秒ずつずらしたものを使用した。

図 2.22 に実験環境を示す。実験を行った部屋のサイズは幅 10 m, 奥行き 16 m, 高さ 3.5 m である。部屋の長辺側の壁には一定間隔で窓が配置されている。部屋の壁沿いに椅子や机が集められ、障害物を取り去った部屋中央の縦 10 m, 横 8.0 m の範囲で測定を行った。図 2.23 に実験時の送受信アンテナの写真

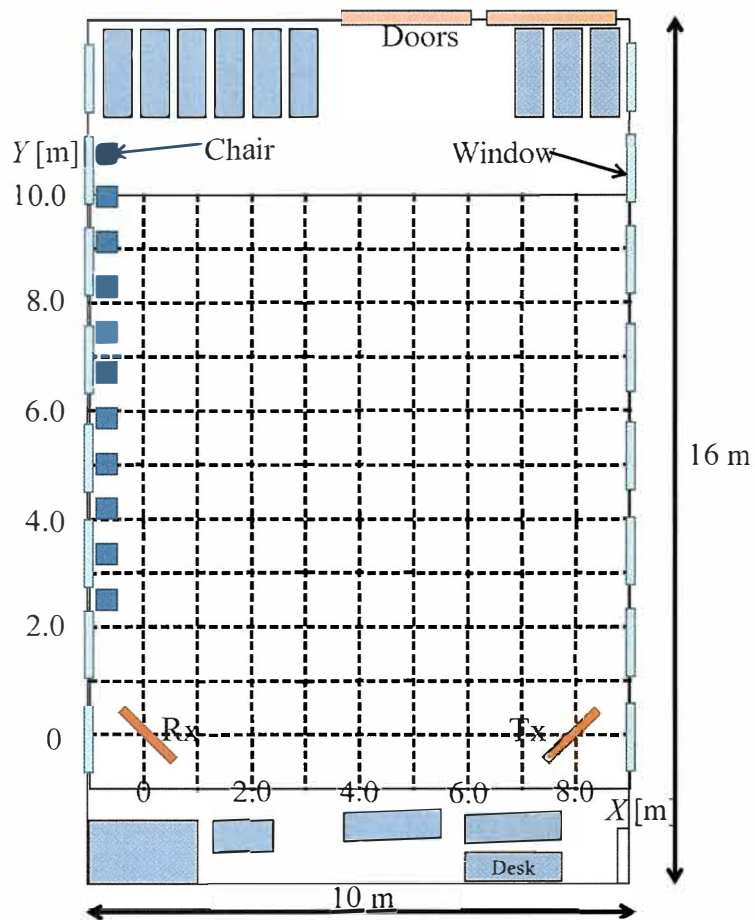
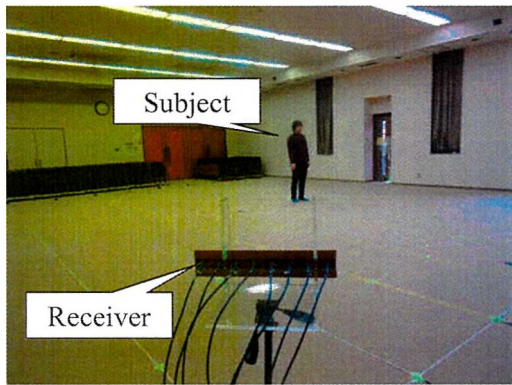
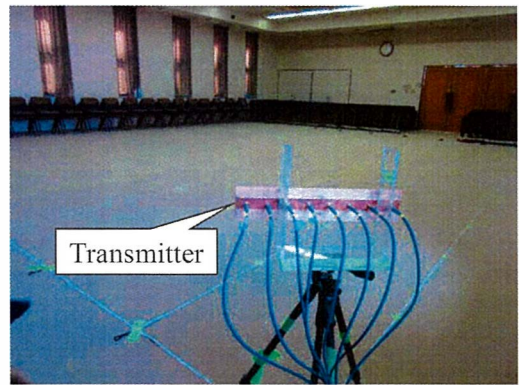


図 2.22: 実験環境

を示す。先の実験と同様に、送受信アンテナは部屋の中心方向に正面を向けるように設置し、指向性による測定への影響を軽減させている。チャンネル測定時の被験者の向く方向として、直立時はアンテナが配置されている壁に正面を向けるものとした。また移動する場合、被験者は移動方向を向き、メトロノームの拍に歩調を合わせて 0.5 m/s の一定速度で歩行した。



(a) 受信機



(b) 送信機

図 2.23: 実験時の送受信アンテナ写真

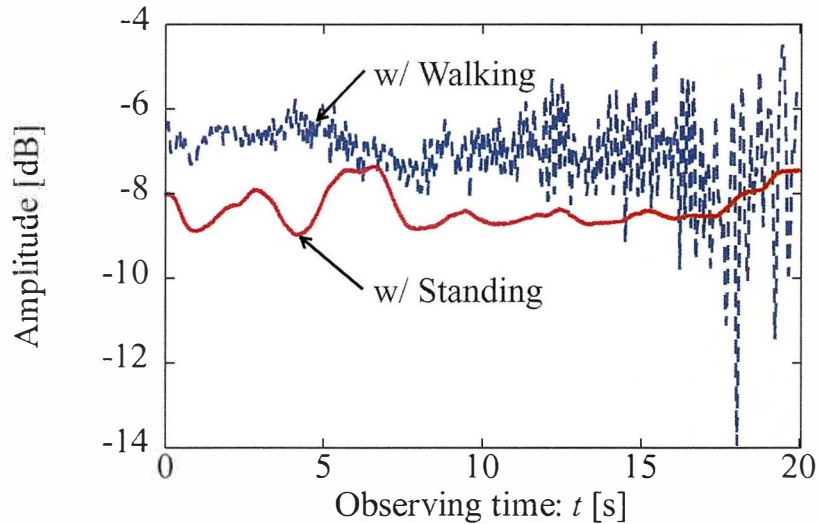


図 2.24: 伝搬チャネルの時間特性の例 (直立, 歩行時)

## 2.5.2 実験結果

図 2.24 に被験者が直立した場合と歩行した場合の伝搬チャネルの時間応答の例を示す。また、歩行時の被験者は ( $X = 8.0$  m,  $Y = 10.0$  m) から ( $X = 8.0$  m,  $Y = 1.0$  m) までアンテナに近づくように移動した。図中に示したチャネルは観測した  $8 \times 8$ MIMO チャネルの 1 行 1 列目の要素  $h_{11}(t)$  である。同図より、直立時のチャネル変動は呼吸や心拍、直立を維持するための体動といった緩やかで周期的な変動をしていることが分かる。一方、歩行時のチャネルは、測定の初めはアンテナから遠い位置にいるためチャネルの変動が小さく、測定後半になるに従い変動が大きくなっていることが分かる。また、直立に比べて変動が激しい理由として、歩行に伴う手足の動きにより複雑かつ急激な変動を起こしているものと考えられる。

図 2.25 に被験者直立時の 90 か所それぞれの位置における位置推定結果を示す。図中の  $\circ$  印は実際の被験者位置、 $\diamond$  印は推定位置を表す。同図より、広い屋内環境においても提案法により被験者の位置を推定することができていることが分かる。全推定結果の位置推定誤差の最大値は 1.25 m であった。また、同図よりアンテナ-被験者間距離が延びるにつれて位置推定誤差が大きくなっており、 $Y$  軸において  $Y \leq 7$  m 以内に被験者が直立した場合の位置推定誤差の最大値が 0.40 m であることから分かる。アンテナ-被験者間距離と位置推定誤差が比例する原因として、生体からの反射波成分が自由空間伝播損によって信号が小さくなることが考えられる。 $Y$  軸における被験者座標が 8 m を超えた場合、本実験における環境の最短距離から計算した自由空間伝播損は 65.4 dB となる。今回の送信電力が 14 dBm であり、完全反射を



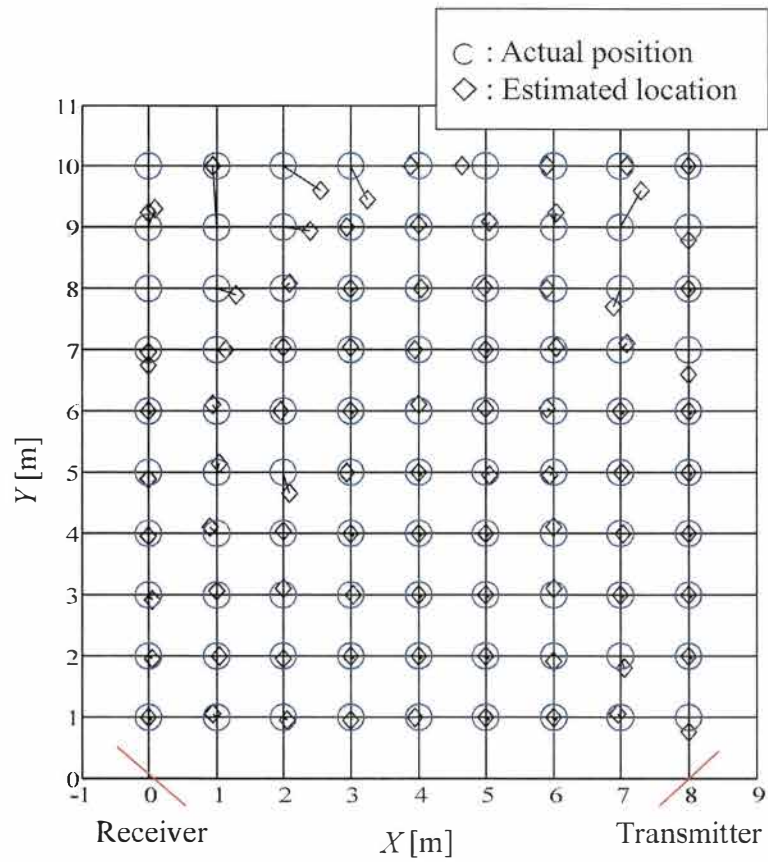


図 2.25: 被験者直立時の位置推定結果 (90 か所)

想定した場合でも生体を経由する信号の受信電力は  $-50$  dBm を下回る. このようにアンテナ-被験者間距離が遠くなるにつれ生体経由の信号電力がノイズフロアに近づくため, 位置推定誤差が大きくなると考えられる. また, 装置のダイナミックレンジも推定可能な被験者位置に影響する. 今回使用した装置では, Y 軸の  $7$  m と  $8$  m の位置に生体変動を観測できる受信感度の限界があったと考えられる.

図 2.26 に提案法を用いて被験者が 1 人の場合のトラッキング推定を行った結果を示す。また、比較対象としてフーリエ変換を用いて位置推定する手法 [93] を同様のチャンネルに適用してトラッキング推定した結果も示す。チャンネル測定時、被験者は送信機を通る  $X = 8.0$  m 軸の上である ( $X = 8.0$  m,  $Y = 10.0$  m) から ( $X = 8.0$  m,  $Y = 1.0$  m) まで、アンテナに近づくように歩行した。図中の ○ 印は提案法にて推定された被験者位置、× 印はフーリエ変換を用いる手法にて推定された被験者位置を示している。また、提案法の連続した位置推定結果は実線、フーリエ変換の位置推定結果は破線で結ばれている。同図より、フーリエ変換を用いた手法の推定結果の多くは実際の位置から大きく外れており、被験者が移動した  $X = 8.0$  m から最大で 5.35 m 外れた位置が推定されている。一方、提案法を用いた推定結果は推定位置を繋ぐ線が移動軸から大きく外れることなく、 $X = 8.0$  m から最大 0.20 m のみの誤差で位置が推定できていることが分かる。また、被験者の移動に伴って推定点も移動していることが確認できる。このときの提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は 0.10 m、平均値は 0.11 m であった。

図 2.27 に被験者が受信機を通る  $X = 0.0$  m 軸上を ( $X = 0.0$  m,  $Y = 10.0$  m) から ( $X = 0.0$  m,  $Y = 1.0$  m) まで受信機に近づくように歩行した際のチャンネルを用いた場合のトラッキング推定結果を示す。同図より、フーリエ変換を用いた手法ではトラッキングの推定ができておらず、移動軸からの最大誤差が 5.15 m であることが分かる。一方、提案法では位置推定結果および位置推定結果を結ぶ線によって生体トラッキングができており、移動軸からの最大誤差は 0.65 m であることが分かる。また、このときの提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は 0.05 m、平均値は 0.10 m であった。



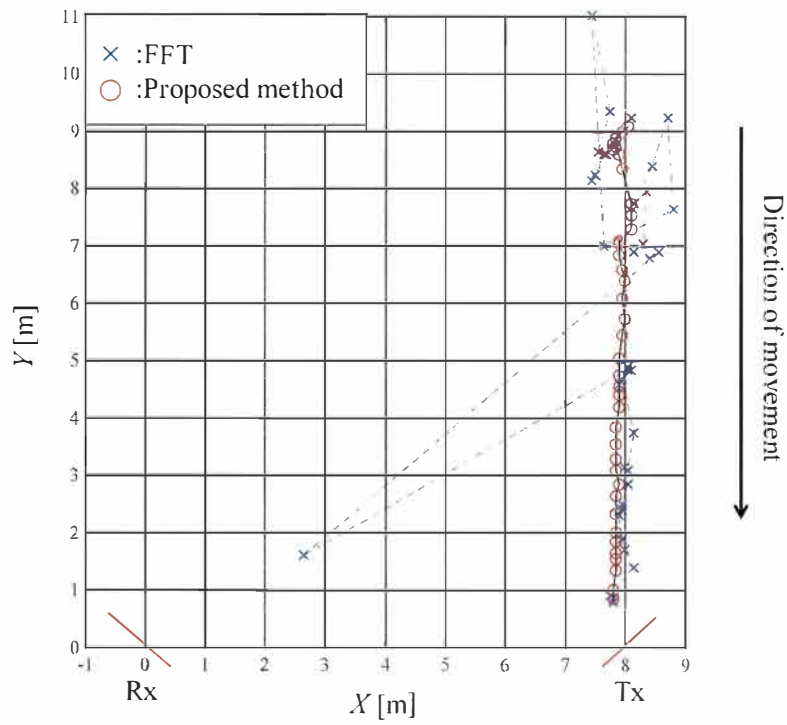


図 2.26: ( $X = 8.0$  m,  $Y = 10.0$  m) から ( $X = 8.0$  m,  $Y = 1.0$  m) のトラッキング推定結果

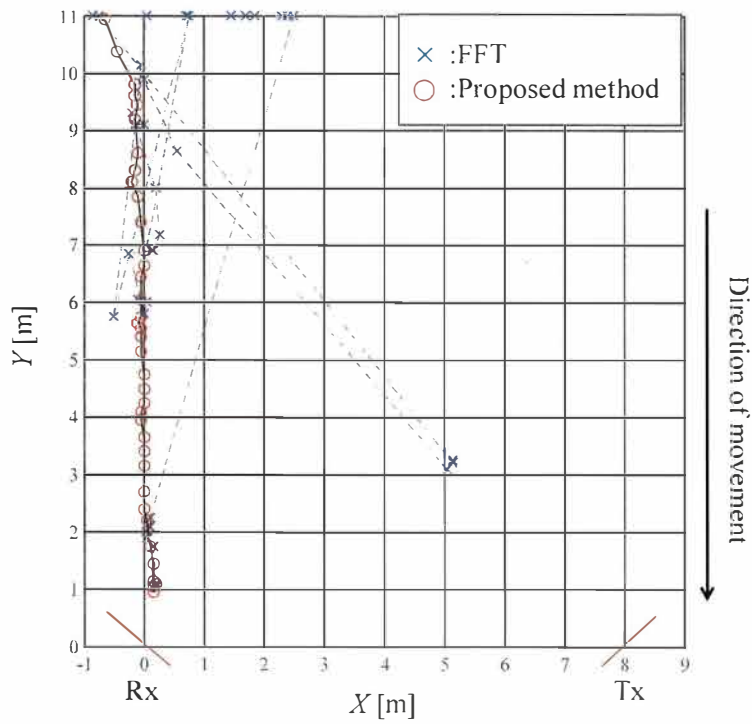


図 2.27: ( $X = 0.0$  m,  $Y = 10.0$  m) から ( $X = 0.0$  m,  $Y = 1.0$  m) のトラッキング推定結果

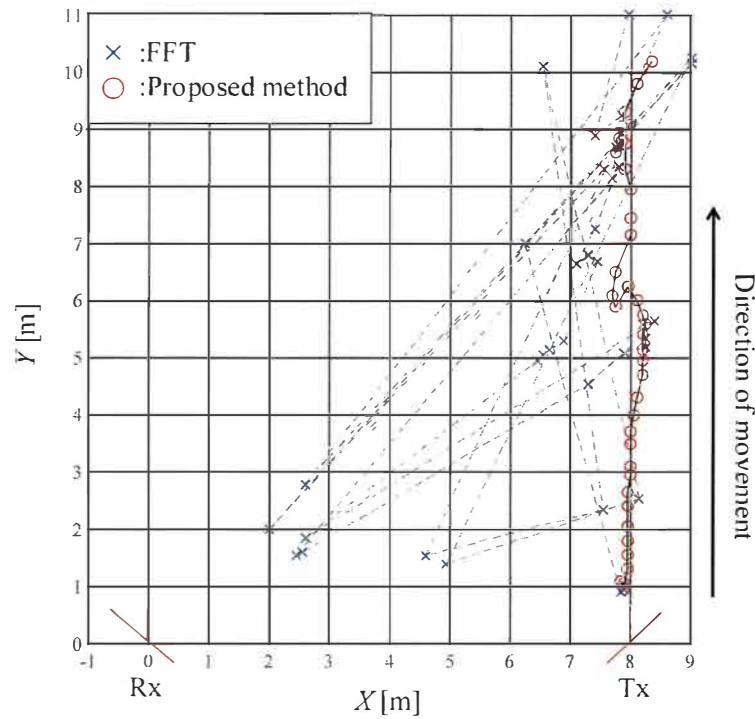


図 2.28: ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 1.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 10.0 \text{ m}$ ) のトラッキング推定結果

図 2.28 に提案法を用いて被験者が 1 人の場合のトラッキング推定を行った結果を示す。チャンネル測定時、被験者は  $X = 8.0 \text{ m}$  軸上の ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 1.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 10.0 \text{ m}$ ) までアンテナから遠ざかるように歩行した。同図より、フーリエ変換を用いた手法は推定結果が実際の位置から大きく外れており、被験者が移動した  $X = 8.0 \text{ m}$  から最大で  $6 \text{ m}$  外れた位置が推定されている。一方、提案法を用いた推定結果は推定位置を繋ぐ線が移動軸から大きくずれることなく、 $X = 8.0 \text{ m}$  から最大  $0.35 \text{ m}$  のみの誤差で位置が推定できていることが分かる。また、このときの提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は  $0.10 \text{ m}$ 、平均値は  $0.12 \text{ m}$  であった。

同様に、図 2.29 に被験者が受信機を通る  $X = 0.0 \text{ m}$  軸上を ( $X = 0.0 \text{ m}$ ,  $Y = 10.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 0.0 \text{ m}$ ,  $Y = 1.0 \text{ m}$ ) まで受信機に遠ざかるように歩行した際のチャンネルを用いた場合のトラッキング推定結果を示す。同図より、フーリエ変換を用いた手法ではトラッキングの推定ができておらず移動軸からの最大誤差が  $3.70 \text{ m}$  であることが分かる。一方、提案法では位置推定結果および位置推定結果を結ぶ線によって生体トラッキングができており、移動軸からの最大誤差は  $0.40 \text{ m}$  であることが分かった。また、提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は  $0.15 \text{ m}$ 、平均値は  $0.14 \text{ m}$  であった。

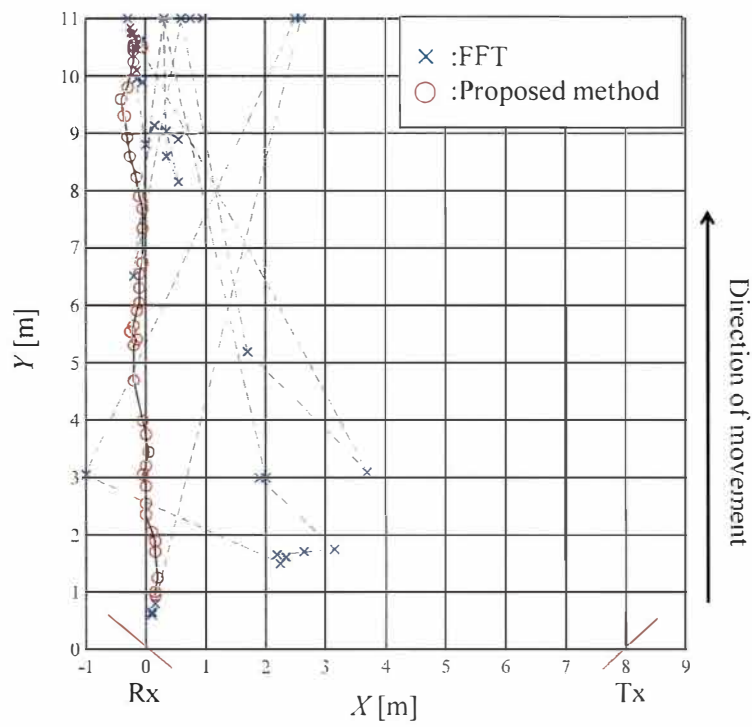


図 2.29: ( $X = 0.0$  m,  $Y = 1.0$  m) から ( $X = 0.0$  m,  $Y = 10.0$  m) のトラッキング推定結果

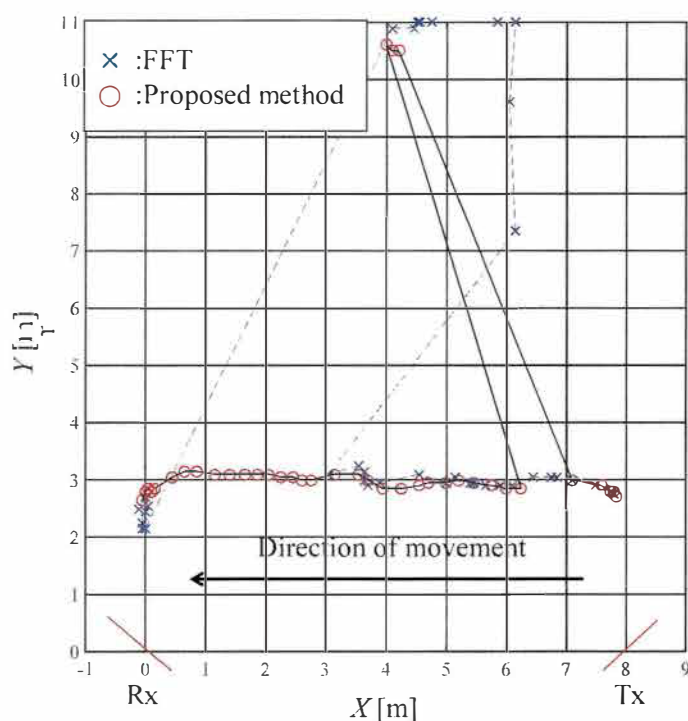


図 2.30: ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 3.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 0.0 \text{ m}$ ,  $Y = 3.0 \text{ m}$ ) のトラッキング推定結果

図 2.30 に被験者が  $Y = 3.0 \text{ m}$  軸上の ( $X = 8.0 \text{ m}$ ,  $Y = 3.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 0.0 \text{ m}$ ,  $Y = 3.0 \text{ m}$ ) まで移動した際のチャンネルを用いて生体トラッキング推定した結果を示す。同図よりフーリエ変換を用いた手法は位置推定結果が飛んでおり、被験者の位置およびトラッキングの推定ができていない。また、このときの移動軸  $Y = 3.0 \text{ m}$  からの最大誤差は  $8.0 \text{ m}$  であった。一方、提案法による位置推定結果は移動軸から大きく外れて推定された点が 2 つあるが、それ以外の点は移動軸に沿って推定されていることが分かる。このとき、提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は  $0.10 \text{ m}$ 、平均値は  $0.70 \text{ m}$  であった。

図 2.31 に被験者が ( $X = 0.0 \text{ m}$ ,  $Y = 8.0 \text{ m}$ ) から ( $X = 7.0 \text{ m}$ ,  $Y = 1.0 \text{ m}$ ) までななめ方向に移動した際のチャンネルを用いて生体トラッキング推定した結果を示す。このチャンネル取得の際のみ、被験者の歩行速度を  $0.71 \text{ m/s}$  とした。同図よりフーリエ変換を用いた手法は位置推定結果が飛んでおり、被験者の位置およびトラッキングの推定ができていない。移動軸からの最大誤差は  $8.03 \text{ m}$  であった。一方、提案法による位置推定結果は 1 点が移動軸から大きく外れて推定されているが、それ以外の点は移動軸に沿って推定されていることが分かる。大きく外れた点を除いた推定点の移動軸からの最大誤差は  $0.32 \text{ m}$  であった。また、提案法における推定点-移動軸誤差の中央値は  $0.14 \text{ m}$ 、平均値は  $0.30 \text{ m}$  であった。以上の結果より、提案法は対象が移動する場合においても正確な位置推定が可能であり、移動軌跡を推定すること

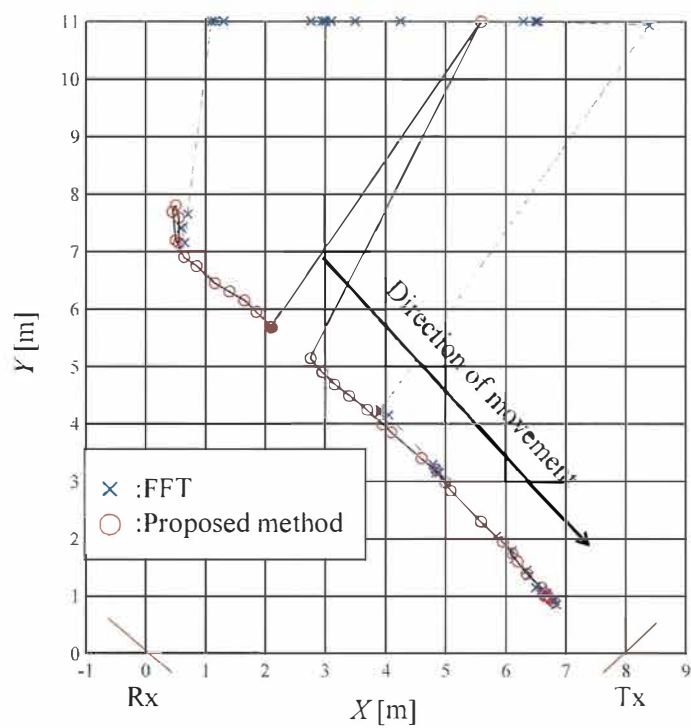


図 2.31: ( $X = 0.0$  m,  $Y = 8.0$  m) から ( $X = 7.0$  m,  $Y = 1.0$  m) のトラッキング推定結果

が可能であることが明らかとなった。

## 2.6 まとめ

本章では、屋内環境における高速な生体位置推定を行うことを目的とし、生体の変動に対応する時変動チャンネルの時間差分をとることにより生体の情報を抽出する位置推定アルゴリズムを提案した。提案法にて計算した時間差分チャンネルから相関行列を計算し、2次元に拡張した MUSIC 法を適用することによって生体の位置を推定した。また、屋内環境にて  $4 \times 4$  MIMO アンテナを用いて測定した伝搬チャンネルを用いて、被験者 1～3 名の場合の位置推定精度について実験的評価を行った。実験は実際の屋内環境で行われ、提案法により生体の周期に対応する 3.3 秒のチャンネル観測時間で、被験者 1～3 人における位置推定が可能であることを確認した。また統計的評価により、被験者 1 名の場合は 2.14 秒の観測時間によって許容誤差 0.5 m 以下の精度で位置推定が可能であることを確認した。また、被験者 2 名の場合は、4.43 秒の測定時間で提案法が位置推定誤差 90% 値で 0.43 m と許容誤差以内であるのに対し、FFT を用いた従来法は 0.82 m となっており、提案法が短い観測時間での位置推定に有効であることを明らかとした。被験者 3 名の場合、4.43 秒の測定時間で 90% 値が 1.29 m であった。いずれの結果においても従来法に比べて提案法の位置推定誤差が小さい結果となった。また、より広い屋内環境にて位置推定実験を行った。広い環境では、 $Y \leq 7$  m 以内に被験者が直立した場合、位置推定誤差の最大値が 0.40 m となった。また、被験者が移動する場合においても、移動方向にかかわらず移動軸に沿って位置が推定されることを確認した。以上の結果より、提案アルゴリズムによって、高速・高精度な位置推定が可能になることを示した。

## 第3章 生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法

第2章では時変動チャネルから生体情報を抽出し、マルチパス環境下に適した高速生体位置推定アルゴリズムの提案と実験的評価を行った。しかしながら、同手法は対象の位置推定のみにとどまっていた。実際の安否確認システムとして使用するためには生体が立っているのか、倒れているのかといった状態の情報が重要となる。

このような事実を鑑み、生体の高さは、その状態を表す情報として利用可能であると考えられる。その場合、生体の全身の大きさも推定できることが望ましいが、そのためには広帯域を要するため実用化は難しい [115][116]。一方、第2章で提案した伝搬チャネルから生体の変動成分を時間差で取り出した場合、呼吸や心拍のバイタルサインが発生する胴体部が推定される。第2章ではリニアアレーを用いたが、垂直方向に同様に素子を配置する平面アレーとすることによって3次元の位置推定が可能となる。このことを利用し、生体の位置を3次元的に推定することによって、対象の状態(直立、着席、仰臥等)によって推定される生体の高さのピークが異なることが考えられる。また、生体は姿勢によってアンテナから見える体表面の面積が異なるため、その影響は算出した RCS に現れると考えられる。しかし、マルチパス環境において、RCS は直接波や固定物からの反射波によって影響を大きく受ける。そこで、生体の変動成分から算出した Doppler RCS を定義することで、変動しない反射波の影響を除外しつつ生体の姿勢による反射断面積の大きさの変化を観測することで生体の状態を推定することが可能であると考えられる。

本章では、生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法 [117]-[119] を提案し、実験により提案法が生体の状態を推定することに有効であることを明らかにする。以下では、3次元位置推定の手法および Doppler RCS の計算方法について説明した後、推定された生体の高さ Doppler RCS を用いて生体の状態を識別する手法について述べる。その後、屋内環境にて行われた実験の条件について述べ、実験により提案手法の生体状態識別精度について評価を行う。

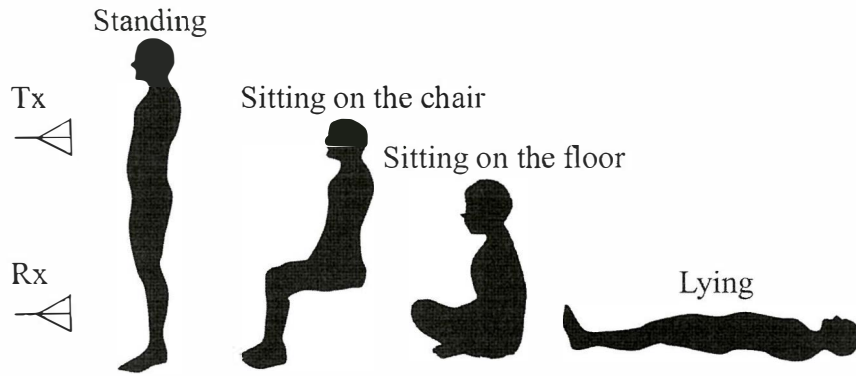


図 3.1: アンテナから見た対象の状態による大きさ

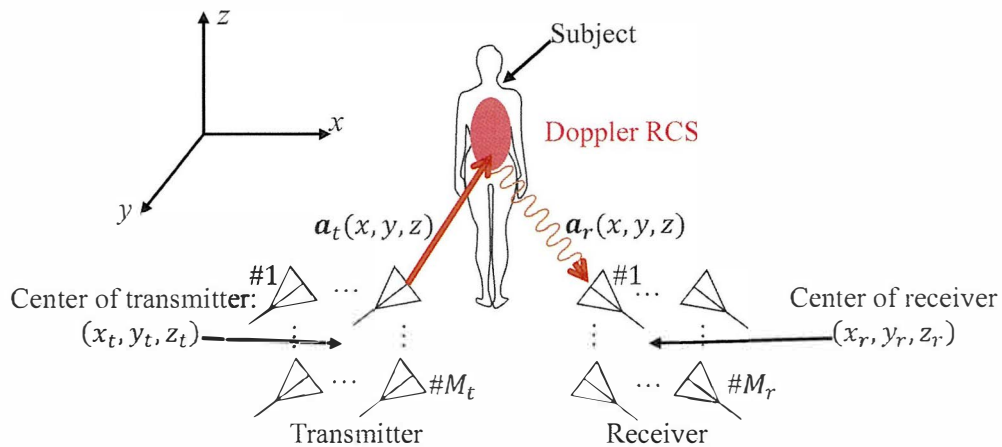


図 3.2: 生体の 3 次元位置推定および Doppler RCS の概念図

### 3.1 生体の推定高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法

#### 3.1.1 提案法 の 概念

図 3.1 にアンテナから見た対象の状態による大きさの違いの概念を示す。同図中に、直立、椅子座位、安座(床)、仰臥の状態を示した。アンテナから電波を照射した場合、対象の電波を反射する面積は状態ごとに異なることが分かる。したがって、生体からの RCS は状態ごとに違いが生まれることが考えられる。また、状態によって生体の高さも異なるため、対象の高さを推定することは状態を識別する情報として利用できることが分かる。

図 3.2 に生体の 3 次元位置推定および Doppler RCS の概念図を示す。第 2 章では、リニアアレーアンテナを用いた生体位置推定アルゴリズムについて述べた。垂直方向の情報があると 3 次元の位置推定ができるため、本章では平面アレーアンテナを用いることによって 3 次元的に生体の位置推定を行う。生体のバイタルサインによる変動が最も大きいのは胴体部であるため、2 章で提案した手法を用いるとピー



クは胴体部に現れる。そのため、生体の体勢によって推定される位置のピークが異なることが考えられ、推定した対象の高さを図 3.1 のように状態を識別する情報として使用する。また、マルチパスが存在する環境において RCS を測定すると、送受信間の直接波や固定物からの反射・散乱波成分が含まれた状態で観測されるため、生体の RCS のみを抽出することができない。一方、生体バイタルサインによる変動は胴体部に現れるため、図 3.2 のように変動成分のみを抽出して計算した生体の反射断面積 (Doppler RCS) を定義すると、図 3.1 で示したように直立、椅子座位、仰臥のように生体の状態によってアンテナから見た Doppler RCS は異なる。ただし、RCS の計算にはアンテナと対象間の距離の項が存在するため、先に行った 3 次元位置推定の結果が必要となる。この推定された生体の高さおよび Doppler RCS の関係から生体の状態を識別する。

### 3.1.2 平面アレーを用いた 3 次元生体位置推定

屋内に 1 人が存在する環境で、受信アンテナ数  $M_r$ 、送信アンテナ数  $M_t$  の MIMO 平面アレーアンテナで観測される  $M_r \times M_t$  時変動 MIMO チャネル  $\mathbf{H}(t)$  は

$$\mathbf{H}(t) = \begin{pmatrix} h_{11}(t) & \dots & h_{1M_t}(t) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{M_r,1}(t) & \dots & h_{M_r,M_t}(t) \end{pmatrix}, \quad (3.1)$$

と表される。3 次元位置推定においても、2 章において述べた時間差分チャネルを用いた生体位置推定アルゴリズムの式 (2.2) ~ 式 (2.11) までの式の変換は同様である。特に、対象が 1 名のとき

$$\lambda_1 > \lambda_2 = \dots = \lambda_{M_r M_t} = \sigma_f^2, \quad (3.2)$$

となり、第一固有値  $\lambda_1$  が対象に対応する。また、平面アレーを使用するため、ステアリングベクトルを 3 次元に対応させる必要がある。解析範囲の 3 次元空間  $(x, y, z)$  における、3 次元球面波ステアリングベクトル  $\mathbf{a}(x, y, z)$  は、

$$\mathbf{a}(x, y, z) = \mathbf{a}_t \otimes \mathbf{a}_r, \quad (3.3)$$

$$\mathbf{a}_r(x, y, z) = [e^{-j2\pi D_{r,1}/\lambda}, \dots, e^{-j2\pi D_{r,M_r}/\lambda}]^T, \quad (3.4)$$

$$\mathbf{a}_t(x, y, z) = [e^{-j2\pi D_{t,1}/\lambda}, \dots, e^{-j2\pi D_{t,M_t}/\lambda}]^T, \quad (3.5)$$

$$D_{r_p} = \sqrt{(x - x_{r_p})^2 + (y - y_{r_p})^2 + (z - z_{r_p})^2}, \quad (3.6)$$

$$D_{t_q} = \sqrt{(x - x_{t_q})^2 + (y - y_{t_q})^2 + (z - z_{t_q})^2}, \quad (3.7)$$

と表される。ここで、 $\mathbf{a}_r(x, y, z)$  および  $\mathbf{a}_t(x, y, z)$  は受信側および送信側のステアリングベクトル、 $\otimes$  はクロネッカー積、 $\lambda$  は波長を表す。 $D_{r_p}$  は数値解析を行う空間の座標  $(x, y, z)$  と  $p$  番目の受信素子間の距

離,  $D_{t_q}$  は数値解析を行う空間の座標  $(x, y, z)$  と  $q$  番目の送信素子間の距離を表し,  $(x_{r_p}, y_{r_p}, z_{r_p})$  および  $(x_{t_q}, y_{t_q}, z_{t_q})$  は  $p$  番目の受信素子および  $q$  番目の送信素子の座標である. このとき, 3次元に拡張した MUSIC スペクトラムは,

$$P(x, y, z) = \frac{\mathbf{a}^H(x, y, z)\mathbf{a}(x, y, z)}{\mathbf{a}^H(x, y, z)\mathbf{U}_N\mathbf{U}_N^H\mathbf{a}(x, y, z)}. \quad (3.8)$$

と表される. 式 (3.8) を 3 次元的にピークサーチすることによって生体の位置を 3 次元的に推定することが可能となる.

### 3.1.3 推定位置および生体変動成分の受信電力を用いた Doppler RCS の計算

式 (3.2) より, 生体に対応する固有値  $\lambda_1$  に対応する固有ベクトル  $\mathbf{u}_1$  は 3 次元位置推定においてピークとなった方向に対応している. 式 (2.2) にて変換した仮想 SIMO チャネルを  $\mathbf{h}(t)$  とすると, これに第一固有ベクトルをウエイトとしてかけることで, 生体変動を強調した信号,

$$y(t) = \mathbf{u}_1^H \mathbf{h}(t), \quad (3.9)$$

が得られる. この信号  $y(t)$  をフーリエ変換することによって得られる周波数応答行列を  $F(f)$  とする. このとき各周波数成分  $f$  に対応する受信電力  $P_r(f)$  は

$$P_r(f) = \frac{|F(f)|^2}{M_r M_t}, \quad (3.10)$$

と表される. 式 (3.10) はアンテナ素子数で割ることによって, 電力を規格化している. ここで生体の変動成分に対応する Doppler RCS を,

$$\sigma = \frac{(4\pi)^3 r_r^2 r_t^2}{G_r G_t \lambda^2 P_t} \int_{f_1}^{f_2} P_r(f) df, \quad (3.11)$$

$$r_r = \sqrt{(x_s - x_r)^2 + (y_s - y_r)^2 + (z_s - z_r)^2}, \quad (3.12)$$

$$r_t = \sqrt{(x_s - x_t)^2 + (y_s - y_t)^2 + (z_s - z_t)^2}. \quad (3.13)$$

と定義する. ここで,  $r_r$  および  $r_t$  は受信アンテナの中心座標  $(x_r, y_r, z_r)$  および送信アンテナの中心座標  $(x_t, y_t, z_t)$  と式 (3.8) のピークサーチにより推定された生体の座標  $(x_s, y_s, z_s)$  間の距離である.  $P_t$  は送信電力,  $G_r$  および  $G_t$  は受信アンテナおよび送信アンテナの利得,  $f_1$  および  $f_2$  はそれぞれ生体の影響を抽出する際の周波数の最小値および最大値である.

### 3.1.4 生体の高さ と Doppler RCS を用いた生体状態識別法

生体状態の識別をするにあたり, 初めに各状態の教師データを作成する. 式 (3.8) から推定した生体の高さおよび式 (3.11) から計算した Doppler RCS の分布を各状態  $N$  回分のデータを教師データとして使用する

る。ただし、教師データの外れ値の除外方法として、各状態で推定された高さの累積確率分布 30%~70% 値をデータとして使用する。この教師データから生体の状態を識別するために、評価関数を

$$J_i = 1/\sqrt{2\pi\sigma_{h,i}^2\sigma_{r,i}^2} \exp \left\{ -\frac{(z_s - \mu_{h,i})^2}{2\sigma_{h,i}^2} - \frac{(\sigma_s - \mu_{r,i})^2}{2\sigma_{r,i}^2} \right\}, \quad (3.14)$$

$$1 \leq i \leq K$$

を定義する。ここで  $J_i$  は識別する状態数を  $K$  とした場合の  $i$  番目の状態における評価値、 $\mu_{h,i}, \sigma_{h,i}$  は  $i$  番目の状態の高さの教師データの平均および分散、 $\mu_{r,i}, \sigma_{r,i}$  は  $i$  番目の状態の Doppler RCS の分散、 $z_s$  および  $\sigma_s$  は推定された対象の高さおよび Doppler RCS である。この評価関数 (3.14) は推定した生体の高さおよび Doppler RCS が教師データと近いほど大きな値となる。推定された  $z_s$  および  $\sigma_s$  から識別対象の状態すべての教師データに対し式 (3.14) を計算し、評価関数  $J_i$  が最も大きな値となったものに分類する。

また、他の分類手法として SVM (Support Vector Machine) [120] および  $k$  近傍法 [121] を用いる。SVM は各状態の教師データから領域を分け、識別データがどこに位置するかで分類を行う手法である。 $k$  近傍法は識別データから近い  $k$  個の教師データを抽出し、最も多い状態に分類する手法である。本検討では、 $k = 1$  とする最近傍法を使用した。

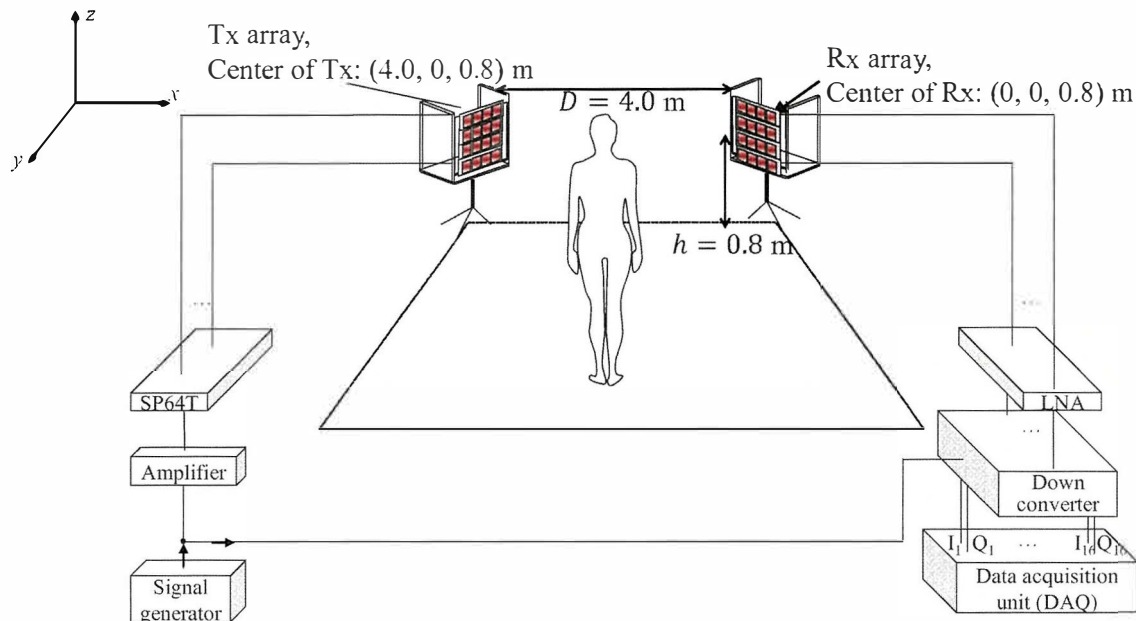


図 3.3: 生体状態識別用 16 × 16 MIMO チャンネル測定実験の概観

表 3.1: 実験条件

Antennas (Tx/ Rx)	16-element patch array
Distance between Tx and Rx, $d$	4 m
Height of the Tx/ Rx, $h$	0.8 m
Frequency	2.47125 GHz
Tx power	-28 dBm
Snapshot rate	100 Hz
Number of the training data for each state	500
Channel measurement time	2.56 s

## 3.2 屋内環境における生体状態識別精度の評価

### 3.2.1 実験条件

表 3.1 および図 3.3 に実験条件および実験の概観を示す。本実験は、16 × 16 MIMO 構成で伝搬チャンネル測定を行った。送信側のみ SP64T (Single-Pole-64-Throw) スイッチを送信 16 ポート終端 1 ポートの計 17 ポート用い、送信素子を高速に切り替えながら受信側では同時測定を行い、擬似的に MIMO チャンネルを測定した。本実験におけるスイッチ切り替え速度は 2 kHz で行っており、生体活動の変動速度に対して十分に高速であるため、切り替えに伴う受信タイミングの時間差は無視できるものとする。送信機からは 2.47125 GHz の CW 信号が出力され、送信電力を -28 dBm に設定した。送信された CW 信号は受信アレーアンテナで受信され、入力信号は LNA によって増幅される。DC では、RF 信号とローカル

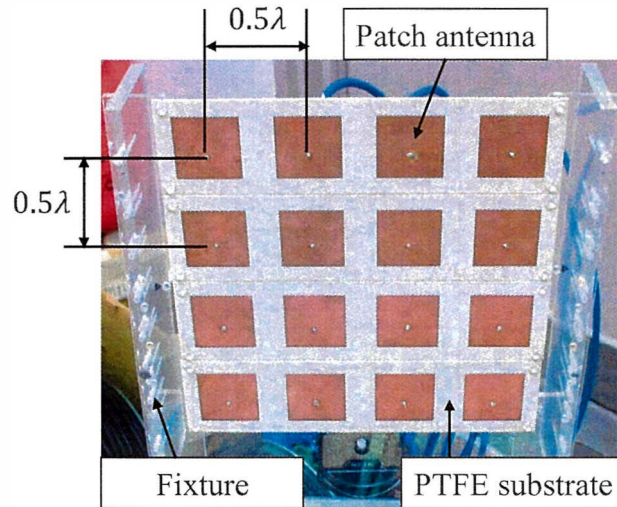


図 3.4: MIMO アレーアンテナの写真

信号をミキシングすることで周波数変換を行い、RF 信号をベースバンド信号 ( $I_1, Q_1, \dots, I_{16}, Q_{16}$ ) へ変換する。DC から出力された信号は NI 社の DAQ に収録される。本実験における、DAQ におけるサンプリング周波数は 20 kHz に設定した。ただし、MIMO チャンネルの取得速度は SP64T のスイッチング速度および切り替えに用いる送信ポート数によって決まるため、本実験において MIMO チャンネルの 1 スナップショット取得にかかる時間は 0.01 秒 (100 Hz) であった。このとき、複素伝達関数を各アンテナ間における伝搬チャンネル要素とした。

図 3.4 に実験において使用した平面アレーアンテナの写真を示す。送受信に用いる 16 素子パッチアレーアンテナは垂直偏波で縦横それぞれ 4 素子のパッチアンテナが素子間隔 0.5 波長で並んでいる。使用したアンテナは 2 章の実験にて用いたものを垂直に 4 列並べたものである。なお、指向性については図 2.6 を参照されたい。送受信アンテナの中心を  $h = 0.8$  m に設定し、送受信アンテナ間距離は 4.0 m とし、送受信アンテナは部屋の中心向き、つまり  $(X, Y) = (2.0, 2.0)$  m の点を向くように設置した。

本検討において、生体の位置推定および Doppler RCS の計算に使用するチャンネルの観測時間を 2.56 秒 (256 スナップショット) とした。位置推定時に使用する MUSIC 法において対象数 (= 1) は既知であるものとして計算を行った。位置推定アルゴリズムにおいて時間差  $t_{sb}$  は  $0.05 \text{ s} \leq t_{sb} \leq 2.5 \text{ s}$  とし、Doppler RCS の計算における周波数範囲を 0.39 Hz to 10.16 Hz に設定した。送受信アンテナの利得  $G_r$  および  $G_t$  は、図 2.6 のアレーアンテナの指向性における  $-40^\circ$  から  $40^\circ$  の平均値である 4.96 dB とした。

図 3.5 に実験環境を示す。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。実験を行った部屋のサイズは幅 7 m、奥行き 6 m、高さ 2.7 m である。部屋の一辺には 4 つの窓が配置されている。図 3.6 にチャンネル観測時の被験者の姿勢の写真を示す。チャンネル測定時において、被験者は (a) 直立、(b) 椅子座位、(c) 安座および (d) 仰臥の各状態をとった。測定時の被

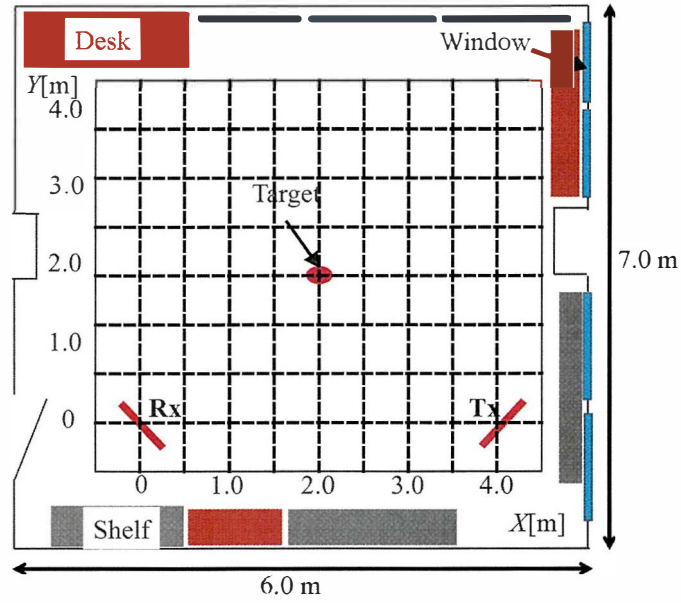


図 3.5: 実験環境

験者の座標は  $(X, Y) = (2.0, 2.0)$  m とした。直立、椅子座位、安座時、被験者は身体の中心に同座標が来るように設置し、アンテナが置かれている側の壁を向いて静止した。仰臥の場合、被験者の腹部が同座標の上に来るように配置し、被験者の脚がアンテナ側の壁となるようにした。各状態の検討において、使用する教師データの数を 500、識別に使用するデータ数を 3000 とした。



(a) 直立



(b) 椅子座位



(c) 安座



(d) 仰臥

図 3.6: チャネル観測時の被験者の写真



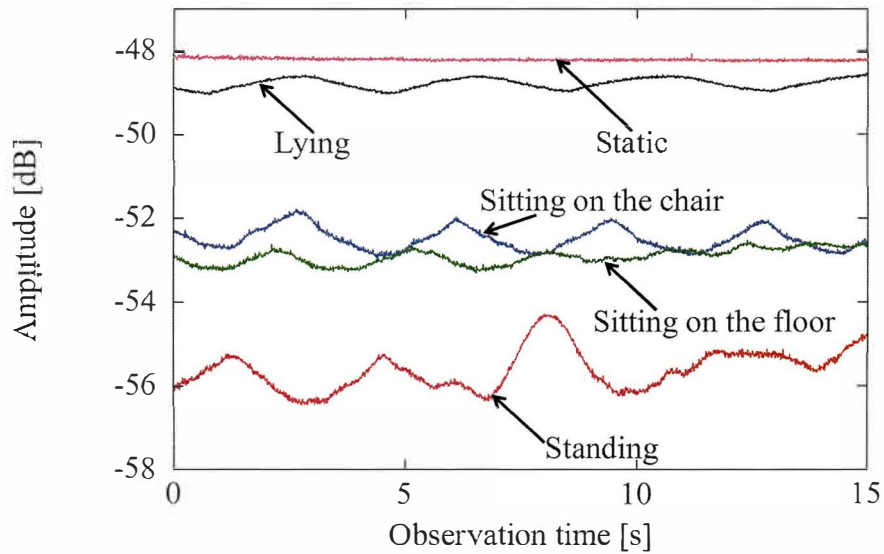


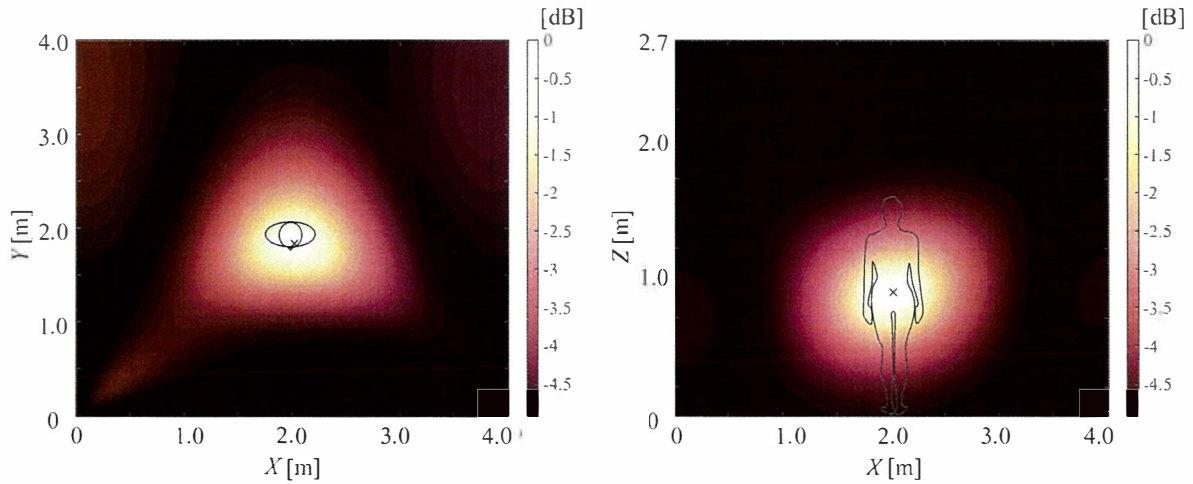
図 3.7: 各状態および無人時の時変動 MIMO チャンネル要素  $|h_{11}(t)|$  の時間特性の例

### 3.2.2 実験結果

#### 各状態における時変動チャンネル $h_{11}(t)$ の例

図 3.7 に各状態における時変動 MIMO チャンネル要素  $|h_{11}(t)|$  の時間特性の例を示す。同図において Static は無人状態の時変動チャンネルであり、時間的に全く変動していないことが分かる。一方、生体が存在する場合、いずれの状態においても周期的な時変動を見せていることが分かる。また、直立状態や椅子座位・安座状態におけるチャンネルの応答が小さくなっていることは、マルチパス環境におけるフェージングの影響だと考えられる。仰臥状態においても、変動の幅は小さいが、生体のバイタルサインによる時変動の観測は可能であることが分かる。また、直立時はバイタルサインの他に定常ではない体動が影響として現れるため、時変動に歪みが生じていることが確認できる。





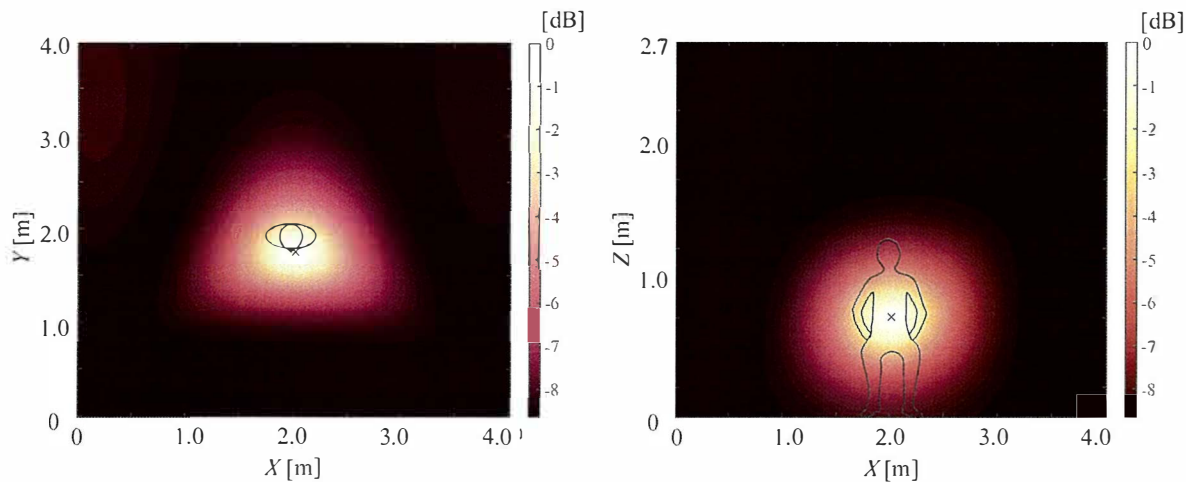
(a) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.83, 0.88)$  m を含む  $XY$  平面における MUSIC スペクトラム (b) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.83, 0.88)$  m を含む  $ZX$  平面における MUSIC スペクトラム

図 3.8: MUSI スペクトラムの例 ; 被験者状態:直立

#### 各状態における生体位置推定の MUSIC スペクトラムの例

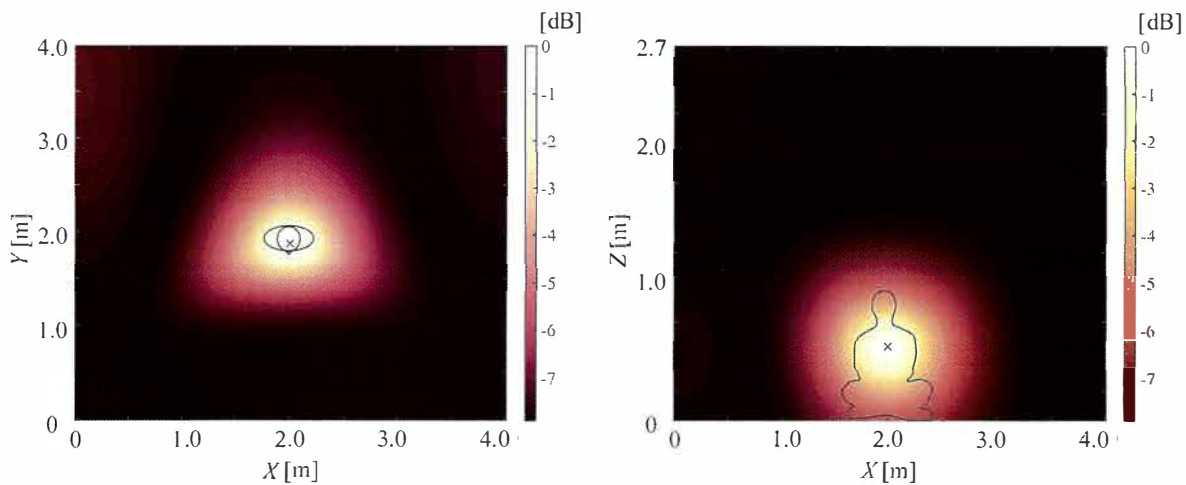
図 3.8 に被験者が直立した場合の MUSIC スペクトラムの例を示す。ただし、3次元 MUSIC スペクトラムのピークを含む平面を示しており、図 3.8(a) は  $XY$  平面、図 3.8(b) は  $ZX$  平面である。図中の  $x$  印はスペクトラムのピーク点を表す。また、図中にそれぞれの視点から見た生体の身体形状を参考までに示している。図 3.8 において推定されたピーク座標は  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.83, 0.88)$  m であった。図 3.8(a) において推定位置は実際の生体の座標と非常に近い点に現れていることが分かる。また、図 3.8(b) より、スペクトラムのピークは生体の腹部付近に現れていることが分かる。これは、呼吸による腹部の変位が最も大きな時変動を引き起こしているからであると考えられる。

図 3.9 に被験者が椅子座位状態の MUSIC スペクトラムの例を示す。同図における MUSIC スペクトラムのピークは  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.76, 0.71)$  m であった。図 3.9(a) は図 3.8(a) と同様に被験者の位置を正しく推定していることが分かる。図 3.9(b) より、スペクトラムのピークは被験者の胴体部に現れている。また、図 3.8(b) と比較すると、生体が椅子に座ったことにより  $Z$  軸におけるスペクトラムのピークが低くなったことが確認できる。



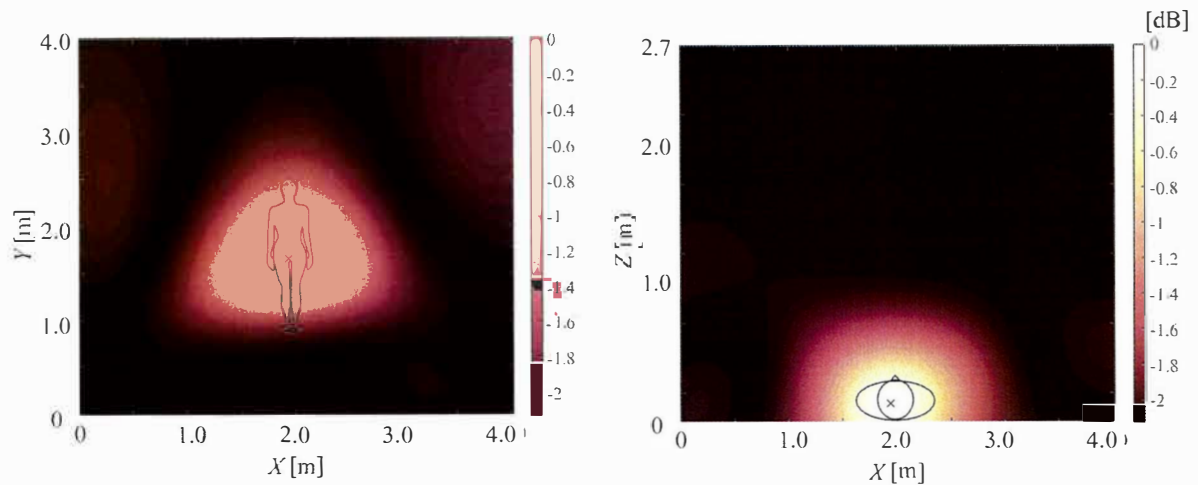
(a) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (1.98, 1.76, 0.74)$  m を含む  $XY$  平面における MUSIC スペクトラム (b) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (1.98, 1.76, 0.74)$  m を含む  $ZX$  平面における MUSIC スペクトラム

図 3.9 MUSIC スペクトラムの例；被験者状態:椅子座位



(a) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.83, 0.55)$  m を含む  $XY$  平面における MUSIC スペクトラム (b) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (2.01, 1.83, 0.55)$  m を含む  $ZX$  平面における MUSIC スペクトラム

図 3.10: MUSIC スペクトラムの例；被験者状態:安座



(a) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (1.92, 1.68, 0.11)$  m を含む  $XY$  平面における MUSIC スペクトラム (b) ピーク座標  $(X, Y, Z) = (1.92, 1.68, 0.11)$  m を含む  $ZX$  平面における MUSIC スペクトラム

図 3.11: MUSI スペクトラムの例; 被験者状態: 仰臥

図 3.10 に被験者が床に安座状態でいた場合の MUSIC スペクトラムの例を示す. 同図における MUSIC 法で推定した生体位置は  $(X, Y, Z) = (1.99, 1.88, 0.52)$  m であった. 図 3.10(a) より, これまでの状態と同様に推定位置は実際の生体座標の近くに現れていることが分かる. また, 図 3.10(b) の  $ZX$  平面において, 生体が床に座ったことにより推定された高さは  $Z = 0.52$  m と直立, 椅子座位の状態より低くなっている. また, スペクトラムのピークは生体の胸部付近に現れていることが分かる.

図 3.11 に被験者が床上で仰臥状態時に測定したチャンネルから推定した MUSIC スペクトラムの例を示す. 同図における MUSIC スペクトラムのピーク座標は  $(X, Y, Z) = (1.93, 1.66, 0.12)$  m であった. 図 3.11(a) において, これまでの結果よりアンテナ側にスペクトラムのピークが現れていることが分かる. これは生体が仰臥状態であるため,  $XY$  平面において  $Y$  軸に長さを持っているため現れたものと考えられる. 一方, 図 3.11(b) における推定高さは生体の状態と同様に床に近い位置  $Z = 0.11$  m に現れていることが分かる. 以上の結果より, 提案法によって生体の位置を 3 次元的に推定できること, および被験者の状態によって推定される高さの特徴が現れることが分かった.

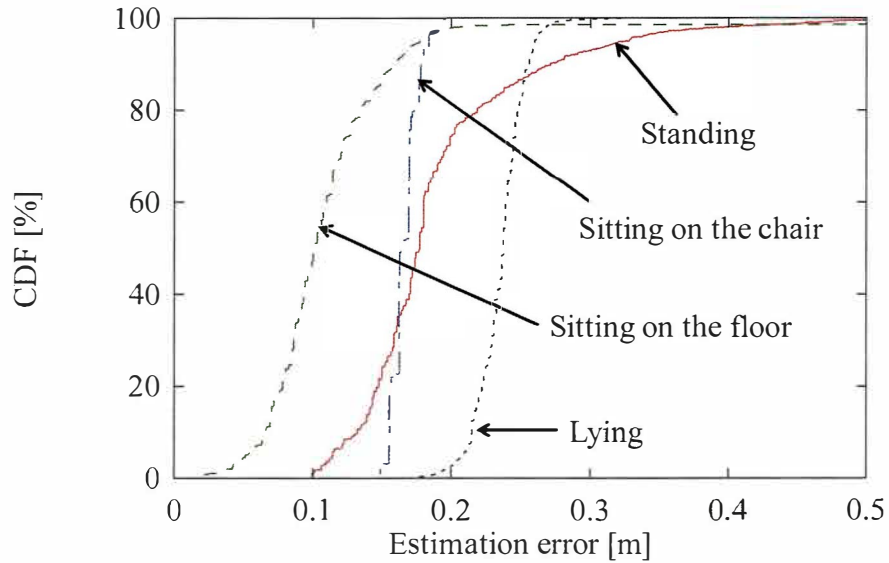


図 3.12: XY 平面における各状態の位置推定誤差の CDF

図 3.12 に XY 座標における生体位置推定誤差の CDF を示す. 位置推定誤差は 3 次元的に推定された生体座標  $(x_s, y_s, z_s)$  から X および Y 座標のみを使用し, 実際の生体座標  $(X, Y) = (2.0, 2.0)$  m とのユークリッド距離から計算を行った. 位置推定誤差は, 状態ごとに教師データ 500 個および識別データ 3000 個全てにおいて計算を行ったため, 試行回数は 3500 である. 表 3.2 に各状態における位置推定誤差の中央値, 90%値, および RMSE (Root Mean Square Error) を示す. 直立状態の位置推定誤差の中央値, 90%値, RMSE はそれぞれ 0.177 m, 0.271 m, および 0.201 m であった. 椅子座位状態の位置推定誤差の中央値, 90%値, RMSE はそれぞれ 0.101 m, 0.178 m, および 0.167 m であった. 安座状態の位置推定誤差の中央値, 90%値, RMSE はそれぞれ 0.124 m, 0.160 m, および 0.202 m であった. 仰臥状態の位置推定誤差の中央値, 90%値, RMSE はそれぞれ 0.237 m, 0.254 m, および 0.236 m であった. 結果より, 椅子座位および安座状態の位置推定誤差の精度および分散が小さいことが分かる. これは生体が座っていることにより, 体動が小さくなり推定への影響が少なくなることが考えられる. これに対して, 直立状態は立っていることを維持するための体動による影響があるため, 位置推定誤差の 90%値が 0.271 m と全状態で最も大きい結果となった. また, 仰臥状態は中央値が 0.237 m と最も大きい結果となった. これは, 図 3.11 のスペクトラムピークのように XY 平面における被験者の身体の大きさによる影響により, スペクトラムのピークが現れる位置が配置した生体の座標と異なったことが原因と考えられる. しかしながら, 各状態における位置推定誤差は非常に小さく, 提案法により被験者の位置を正確に推定できていることが確認できる.

表 3.2: 各状態の位置推定誤差の中央値, 90%値, RMSE

	Median error [m]	90% value [m]	RMSE [m]
Standing	0.177	0.271	0.201
Sitting on the chair	0.101	0.178	0.167
Sitting on the floor	0.124	0.160	0.202
Lying on his back	0.237	0.254	0.236

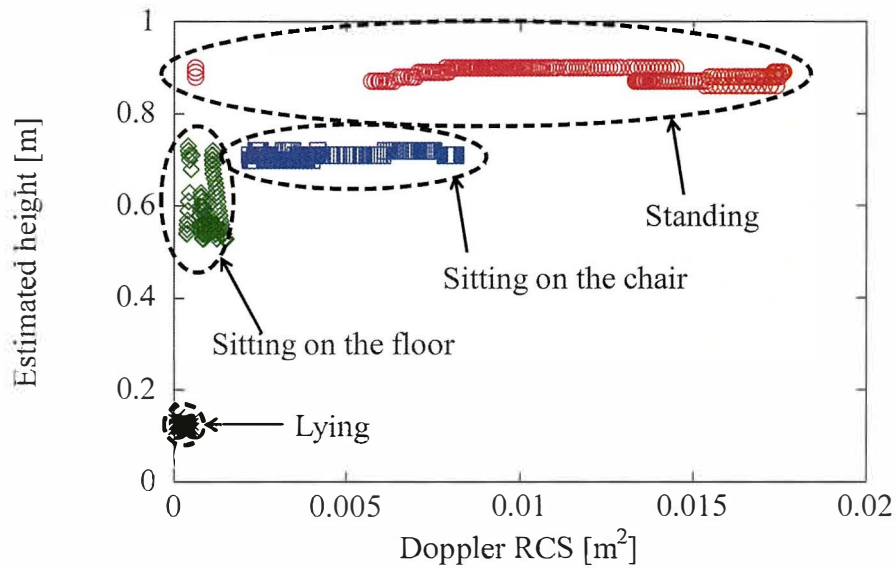


図 3.13: 教師データにおける Doppler RCS に対する推定された生体の高さの散布図

### 生体状態識別の結果

図 3. B に教師データにおける Doppler RCS に対する推定された生体の高さの散布図を示す。同図において丸○は直立、四角□は椅子座位、三角△は安座、×は仰臥の状態の結果である。同図より、各状態の分布は重なることなく、それぞれ独立の分布を持っていることが分かる。また、アンテナから見える面積の大きさによって RCS の分布に特徴が現れている。直立状態は推定された高さが最も高く 0.9 m 付近に分布しており、Doppler RCS は最も大きくなっている。このとき、体動の影響が Doppler RCS 方向の分散の大きさに影響していると考えられる。椅子座位状態は推定された高さが 0.7m 付近に現れており、直立に比べて Doppler RCS が小さくなっていることが分かる。安座状態は Doppler RCS がさらに小さくなっているが、高さ方向の分布が 0.5~0.7m 付近に分散していることが分かる。仰臥状態は推定された高さおよび Doppler RCS が最も小さく分布している。また分散も最も小さく、これは仰臥状態の接地面積が最も大きく身体が安定していることに起因していると考えられる。

図 3.14 に教師データから SVM により作成した識別領域を表示したものを示す。同図において領域 1 が直立、領域 2 が椅子座位、領域 3 が安座、領域 4 が仰臥に対応している。結果より、椅子座位と安座の領域が互いの教師データに対して近くなっていることから、これらの状態に対して誤識別が現れやすいと考えられる。

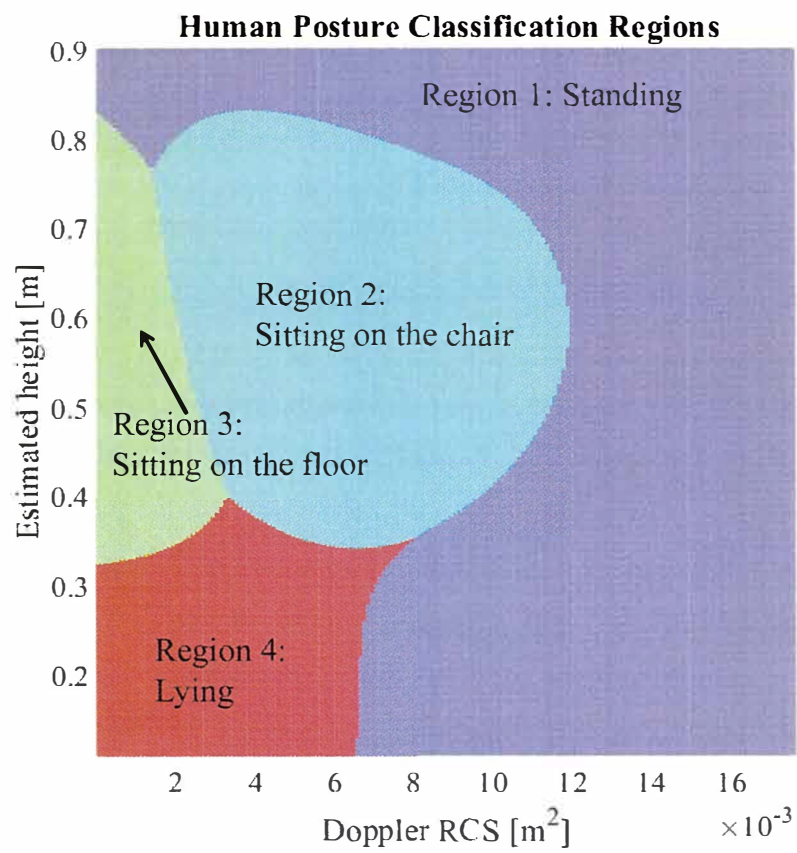


図 3. 4: SVM によって分けた教師データの領域



		Predicted class				Accuracy
		Standing	Sitting on the chair	Sitting on the floor	Lying	
Actual class	Standing	2881	0	119	0	96.0%
	Sitting on the chair	0	2758	242	0	91.9%
	Sitting on the floor	42	234	2717	7	90.6%
	Lying	0	0	0	3000	100%
Averaged accuracy					94.6%	

図 3.15: 評価式を使用した場合の状態識別結果の混同行列

図 3.15 に評価式 (3.14) を使用した場合の状態識別結果の混同行列を示す。各状態の識別試行回数は 3000 である。同図より、直立、椅子座位、安座、仰臥の識別率はそれぞれ 96.0%、91.6%、90.6%、100% であった。仰臥状態の識別率は 100% であり、最も低い識別率は安座時の 90.6% となっており、すべての状態において 90% 以上の確率で識別できることが確認できた。このときの平均識別率は 94.6% であった。

図 3.16 に SVM を用いた場合の状態識別結果の混同行列を示す。同図より、直立、椅子座位、安座、仰臥の識別率はそれぞれ 89.8%、100%、78.7%、100% であった。椅子座位、仰臥の 2 状態の識別率が 100% であるのに対し、安座時の識別率は 78.7% と低いものとなった。図 3.16 において、安座時の識別はいずれの状態に分類されている場合があることが確認できる。これは図 3.14 に示したように、安座状態の教師データの領域が小さく、かつ安座時の分散が大きいため識別データが領域を超えて誤識別したことが原因と考えられる。SVM を用いた場合の平均識別率は 92.1% であった。

図 3.17 に  $k$  近傍法を使用した場合の状態識別結果の混同行列を示す。本検討において、 $k = 1$  である。同図より、直立、椅子座位、安座、仰臥の識別率はそれぞれ 92.4%、96.5%、91.2%、100% であった。これまでの手法と同様に仰臥状態の識別率は 100% であった。また、最低識別率となったのは安座時であり、91.2% であった。しかし、これまでの識別法と比較して、最低識別率は  $k$  近傍法が最も高くなっており、平均識別率も 95.0% と最高値であった。



		Predicted class				Accuracy
		Standing	Sitting on the chair	Sitting on the floor	Lying	
Actual class	Standing	2694	306	0	0	89.8%
	Sitting on the chair	0	3000	0	0	100%
	Sitting on the floor	36	586	2360	18	78.7%
	Lying	0	0	0	3000	100%
Averaged accuracy					92.1%	

図 3.16: SVM を使用した場合の状態識別結果の混同行列

		Predicted class				Accuracy
		Standing	Sitting on the chair	Sitting on the floor	Lying	
Actual class	Standing	2772	166	62	0	92.4%
	Sitting on the chair	0	2894	106	0	96.5%
	Sitting on the floor	80	166	2737	17	91.2%
	Lying	0	0	0	3000	100%
Averaged accuracy					95.0%	

図 3.17:  $k$  近傍法を使用した場合の状態識別結果の混同行列

### 3.3 まとめ

本章では MIMO アレーを用いたマイクロ波による生体状態識別法の提案を行った。本提案法は、はじめに平面アレーで観測した伝搬チャネルから時間差分チャネルを用いた生体位置推定アルゴリズムにより 3 次元的に生体の位置を推定する。その後、生体の方向に強調した受信信号と推定された座標から Doppler RCS を計算し、推定された生体の高さ と Doppler RCS の分布から状態を識別する。生体の状態を識別する手法として評価式、SVM、 $k$  近傍法それぞれを適用し、識別精度の評価を行った。屋内環境にて  $16 \times 16$  MIMO チャネルの測定実験を行い、直立、椅子座位、安座、仰臥の 4 状態の識別により提案法の評価を行った。位置推定精度の評価を行った結果、全状態の  $XY$  平面における位置推定の RMSE が  $0.25$  m 以内であることが分かった。その後、各手法による生体状態識別精度の評価を行い、評価式、SVM、 $k$  近傍法の平均識別率はそれぞれ  $94.6\%$ 、 $92.1\%$ 、 $95.0\%$  であり、 $k$  近傍法の結果が最も優れていた。以上の結果より、提案法により高精度な生体状態識別が可能となることを明らかとした。今後の検討要素として、複数人が存在する場合における状態識別や異なる対象の状態識別が挙げられる。第 2 章で示したように、提案位置推定法は複数人の位置を推定することが可能であり、Doppler RCS 計算時のウェイトをかける式 (3.9) を各対象の位置に対応したものとすることで、理論上複数人の Doppler RCS 分離が可能であり、提案法で複数対象の状態推定は可能である。また、教師データと識別する対象が異なる場合、体格差による生体の高さおよび Doppler RCS が誤識別の原因となり得る。複数人存在環境における識別は実験による提案状態識別法の評価、異なる対象の状態識別は教師データの一般化等、体格差による影響を許容できる識別方法の開発を今後の課題としたい。

## 第4章 生体の推定高さと Doppler RCS の軌跡を用いた生体行動識別法

見守りシステムとして、ヒトの行動の識別は重要な要素である。対象が行っているのが日常における行動であるのか、転倒のような危険な状態となる可能性を含む行動であるかを識別することは、安否確認や危険状態の早期察知において非常に重要である。

第3章で3次元位置推定および Doppler RCS を使用して生体の状態を識別する手法を提案した。同手法は3次元で生体位置推定を行い、生体の変動成分に対応する Doppler RCS を計算し、生体の高さや Doppler RCS の分布から対象の状態を識別する。しかし、同手法は静止状態の対象のみを扱うため、例えば横になっている対象が普段通り寝たのか転倒し危険状態にあるのかの識別ができない問題があった。

電波での行動分類手法の報告がある [96]-[98]。文献 [96] および [97] は CSI に生体を与える影響を観測し、CSI のドップラーシフトを観測することで行動を識別する手法である。しかし、これらの手法は生体の位置を推定することができないため、どこで行動が起こったかを知ることができないという問題がある。また、複数人が存在する環境では行動によるドップラーシフトが混ざるため識別することが不可能となる。文献 [98] は生体の2次元的位置を推定し、その位置から行動を識別する手法である。しかし、同手法は台所にいるなら料理をしているといったように位置と行動を紐づけして識別を行うため、その場で転倒した場合のような緊急な状態を識別することができないという問題があった。

一方、第3章で提案した手法により、生体の高さや Doppler RCS により対象の瞬時的な状態を識別することが可能となる。したがって、行動が起こった際の生体の高さや Doppler RCS の変化を観測し、行動ごとの軌跡の違いから行動の識別が行える可能性がある。また、同手法は Doppler RCS の計算時に推定座標の信号を強調するように固有ベクトルをかけているため、複数のヒトが存在する環境であっても信号の分離が理論上可能である。本章では、第3章で提案した手法にて推定した生体の高さや Doppler RCS の軌跡から生体の行動を識別する手法を提案する [122]-[126]。同手法は、3次元位置推定および Doppler RCS の観測を連続的にを行い、軌跡認識アルゴリズム [127] により行動を識別する。また、行動前後の状態遷移を考慮することで、行動識別の評価関数に補正をかけ、行動識別精度の向上を図る [125][126]。実際の居住空間を模した木造家屋において伝搬チャネル測定実験を行い、提案法の識別精度を評価する。実験により、提案行動識別法が生体の行動識別に有効であることを明らかとする。以下では提案行動識別法の流れと前後状態を考慮した行動識別補正について説明する。

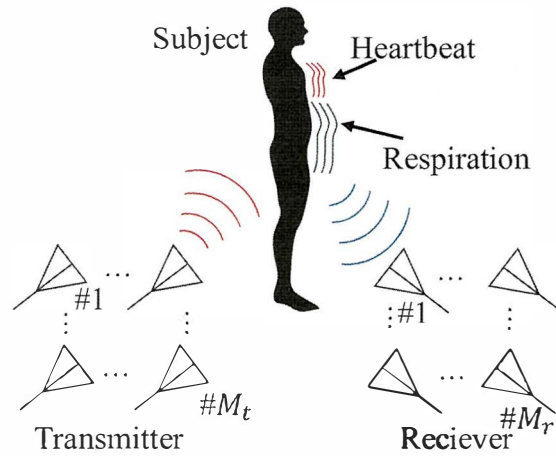


図 4.1: MIMOアレーを用いた生体測定概念図

## 4.1 MIMOアレーを用いた生体行動識別法

### 4.1.1 提案法の概念

図 4.1 に MIMO アレーを用いた生体測定の概念図を示す。生体が存在する環境では電波伝搬チャネルは生体の呼吸や心拍のバイタルサインや体動・行動によって時変動する。生体状態識別法 (第 3 章) はこの生体の変動成分を抽出し、3次元ステアリングベクトルを用いた MUSIC 法 [110] を適用することによって生体の測位を行う。同時に受信電力の時変動成分のみを使用し、レーダ方程式を RCS について解くことによって Doppler RCS を計算する。一方、生体の位置は行動に合わせて推定位置や Doppler RCS が変化する。

図 4.2 に生体行動時の推定される高さ と Doppler RCS の軌跡の概念を示す。図 4.2(a) のように生体が行動すると、変動成分から計算される Doppler RCS は生体の行動中に大きな値をとる。これを観測することによって生体の行動の区間を抽出することができる。また、図 4.2(b) は生体の行動区間において推定される高さ と Doppler RCS の描く軌跡の概念を示したものである。図 4.2(a) のように直立から椅子座位になるよう着席動作が行われたとすると、行動中の Doppler RCS の変化とともに推定される生体の高さは低く移行するものと考えられる。この軌跡は、行動によって異なるものと考えられるため、あらかじめ各行動について教師データを作成し、Doppler RCS と推定高さの時間的な変動の軌跡に軌跡認識アルゴリズムを適用することで生体の行動を識別することができる。

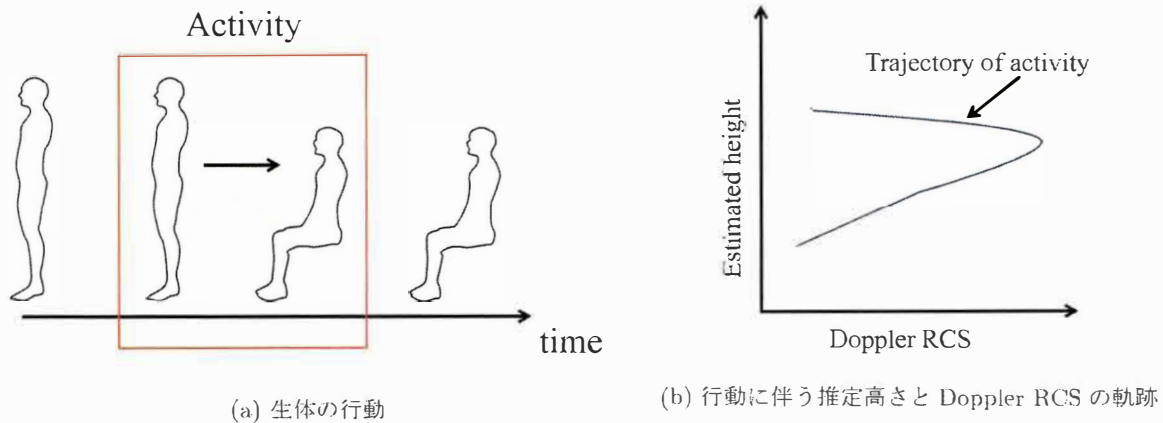


図 4. 2: 生体行動時の推定される高さ と Doppler RCS の軌跡の概念

#### 4.1.2 軌跡認識アルゴリズムを用いた生体行動識別法

##### 生体の推定された高さ と Doppler RCS の軌跡

3次元位置推定および Doppler RCS の計算は 3 章と同様に行う。式 (3. 8) のピークサーチによって得られる生体の座標を  $(x_s, y_s, z_s)$ 、式 (3. 11) から得られる Doppler RCS を  $\sigma_s$  とする。行動識別を行う場合、推定される生体高さ  $z$  および Doppler RCS  $\sigma$  を連続的に観測する。このとき、時間において離散的に推定される  $l$  番目の高さおよび Doppler RCS をそれぞれ  $z_l, \sigma_l$  と定義する。このとき、 $z_l$  および  $\sigma_l$  は MIMO チャンネルのスナップショットが一つ増えるごとに計算する。すなわち、測定チャンネルをオーバーラップして計算することとする。また、生体の動きの軌跡を正しく推定するために式 (3. 8) や式 (3. 11) の計算時間は短いことが望ましい。しかし、観測時間やスナップショット数と測位精度はトレードオフの関係にある。そのため、推定した座標および Doppler RCS にフィルタをかけることにより、推定のばらつきを低減する。本検討において、フィルタは [123] にて良好な結果が得られることが確認されている移動平均フィルタを使用する。

##### 軌跡から方向コードへの変換

生体が行動するとき、静止時に比べて Doppler RCS は大きく変動する。そのため、本検討では Doppler RCS の変動が大きい区間の情報を抽出し、その区間において行動の識別を行う。図 4.3 に、抽出区間における Doppler RCS 対推定高さの方向ベクトルの例を示す。 $l \geq 2$  のとき、 $l-1$  番目と  $l$  番目における Doppler RCS  $\sigma_l$  および推定高さ  $z_l$  の軌跡点移動量を  $\Delta p_l$ 、移動角度  $\theta_l$  を

$$\Delta p_l \equiv \sqrt{(\sigma_l - \sigma_{l-1})^2 + (z_l - z_{l-1})^2} \quad (4.1)$$

$$\theta_l \equiv \tan^{-1} \left( \frac{z_l - z_{l-1}}{\sigma_l - \sigma_{l-1}} \right) \quad (4.2)$$

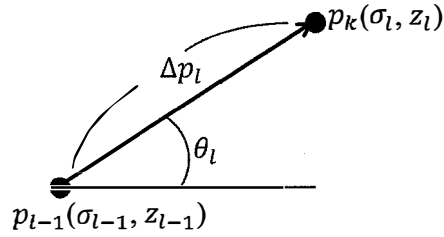


図 4.3: Doppler RCS 対推定高さの移動量および移動角度

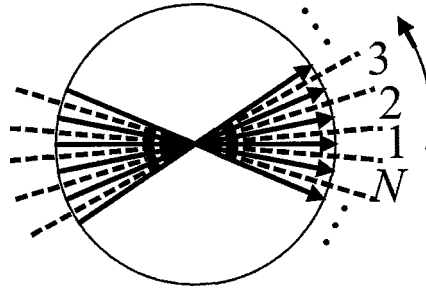


図 4.4: 割り当てる方向コード

と定義する. 式 (4.2) から得られる軌跡点間の角度を図 4.4 に示す方向コードのうち最も近いものに割り当てる.

#### 軌跡長の規格化

行動の抽出区間において式 (4.2) を用いて各軌跡点間をコード化する. しかし, 行動の軌跡点数は同じ行動であっても, 行動の速さ等によって異なるため, そのまま比較することができない. そのため, 軌跡のコード長を規格化する必要がある.  $N_o$  点からなる生方向コード列  $d_m$  を  $N_s$  点の規格化コード列  $D_n$  に変換する流れを以下で説明する. ただし, 方向コード長  $N_o$  および  $N_s$  間には,

$$N_o \leq N_s, \quad (4.3)$$

の関係が成り立つように  $N_s$  を設定する必要がある.

i)  $m$  ( $m$ : 方向コードのインデックス) が 1 のとき, 規格化コード  $D_n$  を

$$D_n = d_1 \left( 1 \leq n \leq \frac{\Delta p_1}{p_{\text{sum}}} \times N_s \right), \quad (4.4)$$

$$p_{\text{sum}} = \sum_{m=1}^{N_o} \Delta p_l, \quad (4.5)$$

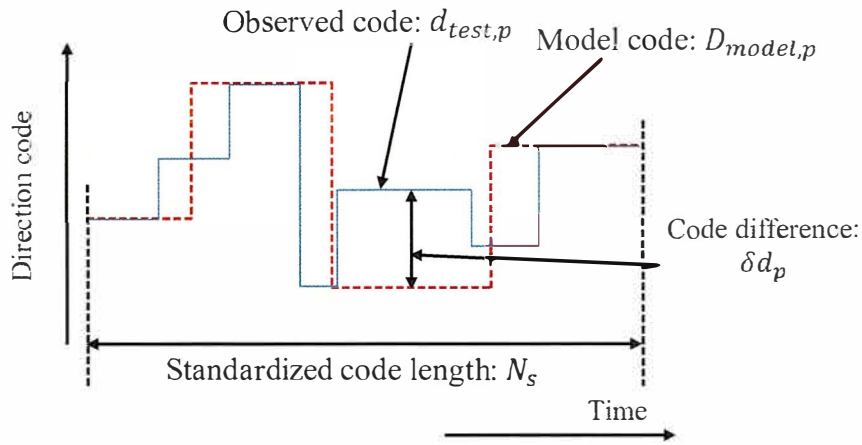


図 4.5: モデルコード  $D_{model,p}$  と識別コード  $d_{test,p}$  間のコード差  $\delta d_m$  の概念

と定義する。ここで、 $n$  は規格化コードのインデックスである。

ii) 方向コードのインデックス範囲が  $2 \leq l \leq N_o$  のとき、規格化コード  $D_n$  を

$$D_n = d_m \left( N_s \frac{\sum_{i=1}^{m-1} \Delta p_i}{p_{sum}} < n \leq N_s \frac{\sum_{i=1}^m \Delta p_i}{p_{sum}} \right). \quad (4.6)$$

と定義する。このようにして生方向コード列  $d_m$  を規格化コード列  $D_n$  に変換する。

これによって得られる教師データのモデルコードを  $D_{model}$ 、識別するコードを  $d_{test}$  とする。

## 評価式

図 4.5 にモデルコード  $D_{model,p}$  と識別コード  $d_{test,p}$  間のコード差  $\delta d_p$  の概念を示す。ここで、行動識別に用いる偏差平方和  $E$  を

$$E = \sum_{m=1}^{N_s} \delta d_p^2. \quad (4.7)$$

$$\delta d_p = |d_{test,p} - D_{model,p}|. \quad (4.8)$$

と定義する。ここで、 $D_{model,p}$  および  $d_{test,p}$  はモデルコード  $D_{model}$  および識別コード  $d_{test}$  の  $p$  番目の要素を表し、 $1 \leq p \leq N_s$  である。また、図 4.4 のように方向コードは円状に割り振られるため、方向コード数を  $N_d$  としたとき取り得る最大の差は  $N_d/2$  となる。したがって、 $\delta d_p > N_d/2$  のとき、

$$d_p = N_d - \delta d_p. \quad (4.9)$$

とする。この偏差平方和  $E$  をそれぞれの行動の教師データにおいて算出し、最も小さい値となった教師データの行動に分類する。

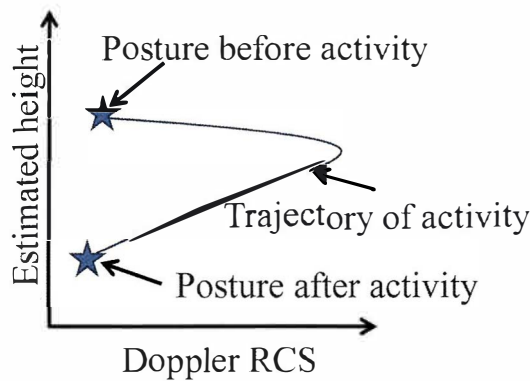


図 4.6: 行動の軌跡と行動前後の状態による生体高さと Doppler RCS の概念図

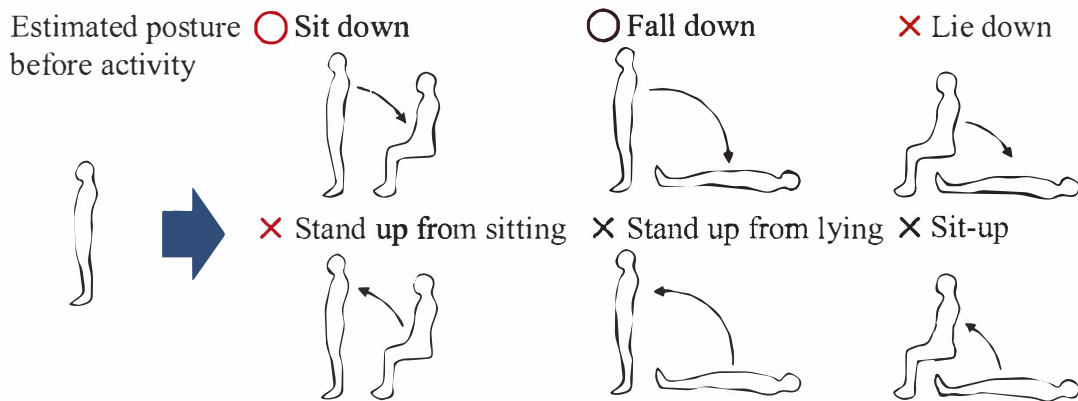


図 4.7: 推定された行動前状態に対応する行動の例

#### 4.1.3 行動前後の状態を考慮した生体行動識別精度の向上

上記で述べた行動識別法において、着席と転倒のようにコードが似る傾向を持つものは識別率を低下させる原因となる。一方、行動前および行動後の状態が重なることはないため、行動前後の生体の状態を推定し、行動分類に補正をかける手法を提案する。

図 4.6 に生体行動時の推定高さ と Doppler RCS の軌跡と行動前後における対象の状態を表す高さ と Doppler RCS の概念図を示す。同図のように、生体の行動軌跡の開始点および終了点に着目すると、それらは行動の前および後の生体の高さおよび Doppler RCS を表している。ここで、行動前後の状態に対し、第 3 章で提案した生体状態識別を行うことにより、行動前後の状態を識別することが可能である。図 4.7 に行動前状態が直立と推定された場合における、起こり得る行動の例を示す。同図のように行動前の状態が直立である場合、直立状態から起こる行動は着席・転倒のどちらかと考えられる。一方、それ以外の行動に関しては、行動前の状態が直立と推定された場合において発生する確率は低い。このことから、推定



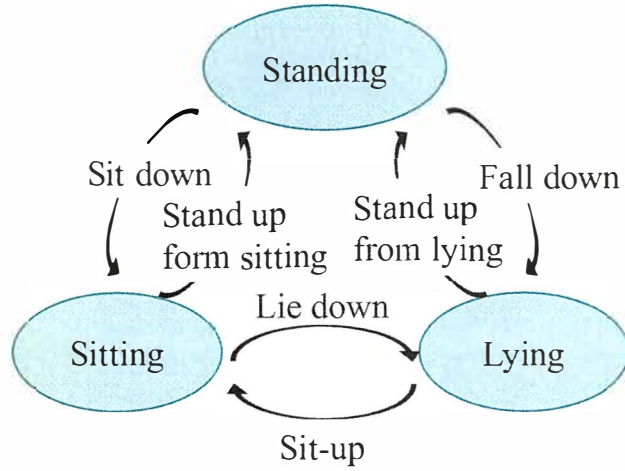


図 4.8: 状態遷移と行動の対応図

された行動前状態から行動識別に補正が可能であると考えられる。また、行動後の状態についても同様である。

図 4.8 に生体の状態遷移と対応する行動を示す。図 4.7 では行動前の直立の例を示したが、図 4.8 のように識別する行動の前後の状態とそれに対応する行動の組みあわせが考えられる。行動前後の状態を推定し、そこから各行動の識別用評価関数に補正をかけることにより、行動識別率向上を見込むことができる。

### 係数による補正

行動として抽出した区間の直前の推定高さ—Doppler RCS を  $(z_q, \sigma_q)$  とする。行動前後の状態を推定するため、第 3 章の生体状態識別法を用いて、識別行動の前後の状態における教師データを作成する。詳しくは第 3 を参照されたい。 $(z_q, \sigma_q)$  に状態教師データを用いた  $k$ -NN 法 [121] を適用し、行動前の状態から  $N$  個の近い教師データを抽出する。抽出する教師データ数を  $N$ 、抽出した教師データのうち状態 #  $r$  に対応する抽出教師データの個数を  $N_r$  とした場合の事前状態に基づく評価関数補正係数  $\alpha_{p,r}$  を、

$$\alpha_{p,r} = \exp((N - N_r)/N)^2, \quad (4.10)$$

と定義する。 $\alpha_{p,r}$  は抽出された教師データの個数が多いほど小さな値となる。 $r$  番目の状態から起こる行動 (例:直立状態の場合、着座や転倒) の行動識別用偏差平方和  $E_u$  に評価関数補正係数  $\alpha_{p,r}$  をかけ、それによって得られる補正後の偏差  $E_{p,u}$  を、

$$E_{p,u} = \alpha_{p,r} \cdot E_u, \quad (4.11)$$

とする。また、行動前後の状態による補正を行う場合、式 (4.10) と同様に行動後状態に基づき評価関数補正係数  $\alpha_{f,r}$  を定義し、行動の前後状態による補正をかけた偏差  $E_{pf,u}$  を

$$E_{pf,u} = \alpha_{p,r} \cdot \alpha_{f,r} \cdot E_u, \quad (4.12)$$

と定義する。式 (4.11), 式 (4.12) を用いて求められる、行動前もしくは行動前後の状態に基づき係数をかけた行動識別用偏差平方和が最小となる行動を探索することで、生体の行動を推定する。

### 状態遷移確率の利用

状態遷移確率を用いた手法としてステートマシン [128] を用いた手法が挙げられる。確率を取り扱う場合、最も大きな値となっているものが識別時に選択されるようにする必要がある。そのため、上記で述べた方向コードから求めた  $u$  番目の行動における偏差平方和  $E_u$  から尤度  $L_u$  を

$$L_u = \frac{E_{max} - E_u}{E_{max}}, \quad (4.13)$$

と定義する。ただし、 $E_{max}$  は偏差平方和がとり得る最大値であり、

$$E_{max} = \frac{N_s N_d}{2}, \quad (4.14)$$

である。3章で最近傍法を用いた場合に推定された状態から、設定した補正確率  $p_{p,u}$  を用いて、補正後の評価関数  $L_{p,u}$  を

$$L_{p,u} = p_{p,v} L_u, \quad (4.15)$$

とする。ここで、 $p_{p,v}$  は  $v$  番目の状態と推定された場合の  $u$  番目の行動に対する補正確率である。また、行動前後の状態から確率補正を行う場合、行動前および行動後の状態の組みあわせすべての場合に対する確率を設定する。このとき、補正後の評価関数  $L_{pf,vw}$  を

$$L_{pf,u} = p_{pf,vw} L_u, \quad (4.16)$$

とする。ここで、 $p_{pf,vw}$  は  $v$  番目の行動前状態および  $w$  番目の行動後状態と推定された場合の  $u$  番目の行動に対する補正確率である。各行動について行動前状態もしくは行動前後状態から確率による補正を行い、最も値が大きくなった行動に分類する。

## 4.2 屋内環境における生体行動識別精度の評価

### 4.2.1 実験条件

図 4.9 に実験の概念図を示す。本実験では、送受信アンテナ双方に 16 素子平面アレーアンテナを用いる 16 × 16 MIMO レーダ構成とし、送信側に SP64T スイッチを用いて MIMO チャネル測定を行った。送受信アンテナのアレー素子間隔を 0.5 波長、送受信間距離  $D$  を 3.0 m、アンテナ高  $h$  を 0.8 m に設定した。3 章と同様の装置、設定にて伝搬チャネル測定を行った。送信機からは 2.47125 GHz の CW 信号が送信され、サンプリング周波数 (MIMO チャネルの取得速度) は 100 Hz とした。送信された CW 信号は受信アレーアンテナで受信され、入力信号は LNA によって増幅される。DC では、受信した RF 信号とローカル信号をミキシングすることで周波数変換を行い、RF 信号をベースバンド信号へ変換し、DC から出力された信号は DAQ に収録される。また、本検討における 3 次元位置推定および Doppler RCS の 1 サンプルを計算するために取得するチャネルの測定時間は 0.64 秒 (64 スナップショット) とした。また、位置推定結果および Doppler RCS に 100 点移動平均フィルタを適用した。

図 4.10 に実験環境を示す。本実験は屋内家屋二階の 2 部屋を使用し伝搬チャネル測定実験を行った。同図のように送受信機は配置され、また転倒用のマットが常に置かれている状態で測定を行った。図 4.11 にチャネル測定時の被験者の状態を示す。チャネル測定時、被験者は①直立、②座位 (ベッド上)、③仰臥 (ベッド) のそれぞれの状態から別の状態へ推移する 6 つの行動とした。表 4.1 に各行動と状態間の移行の対応表を示す。各行動における状態間の移行は、着席 (① → ②)、転倒 (① → ③)、起立 (② → ①)、横たわる (② → ③)、立ち上がり (③ → ①)、上体を起こす (③ → ②) である。被験者は直立状態時、エアベッドの下端である  $(X, Y) = (1.5, 2.0)$  m の位置に立つ。座位および仰臥状態時においては、直立状態から着席動作および転倒動作を行ったときの位置で測定を行った。各動作を 20 回行い、特徴量の最頻値により作成したものをそれぞれの行動におけるモデルコードとして使用した。本検討における方向コード数を 32、規格化コード長を 1000 とした。推定するデータは別に測定した各行動 100 回の測定チャネルを使用する。また、前後状態による補正のための教師データとして直立、座位、仰臥それぞれ 14000 回のデータから高さ 30%~70%のデータを抽出して使用する。補正係数計算のための  $k$ NN の抽出個数を  $k = 1000$  とした。

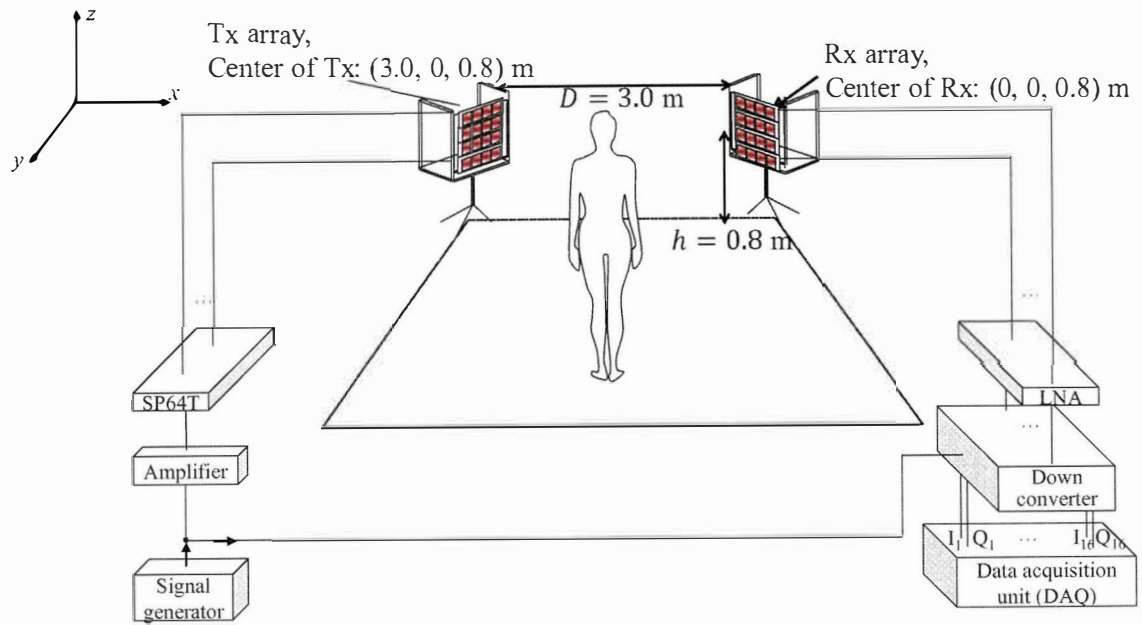


図 4.9: 実験系概念図

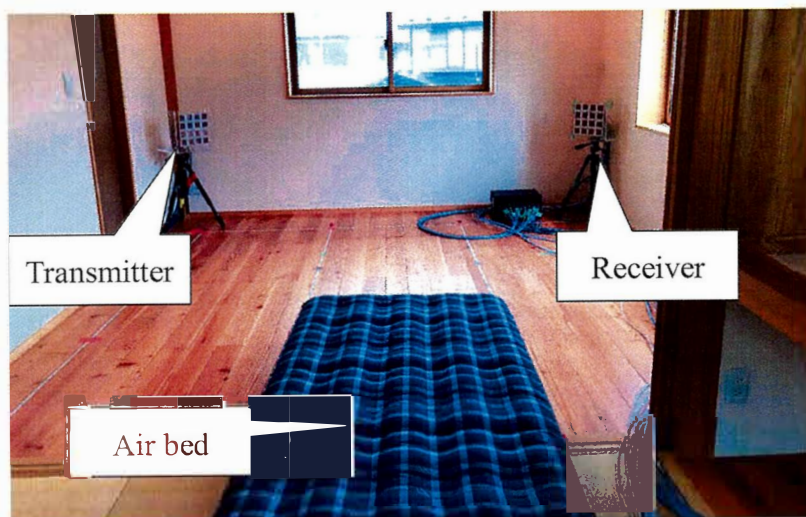


図 4.10: 実験環境

# ① Standing



# ② Sitting



# ③ Lying

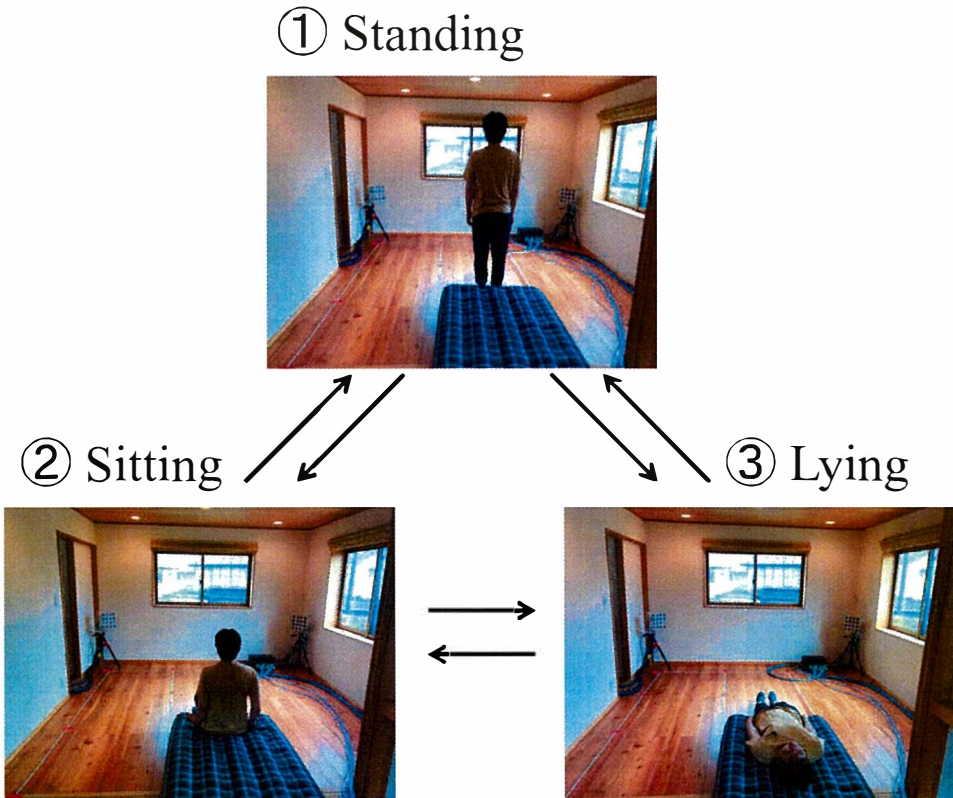
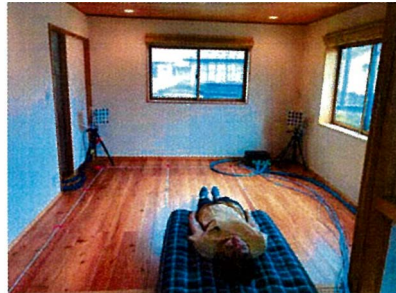


図 4.11: チャネル測定時の被験者

表 4.1: 行動と状態の対応図

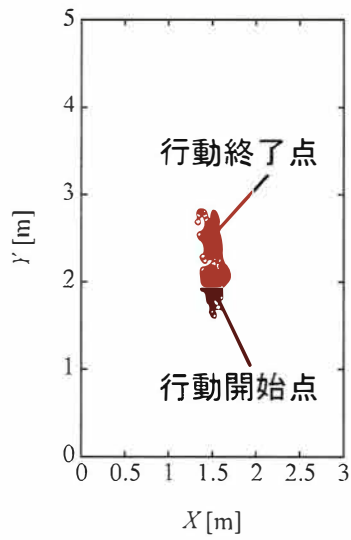
着席	① → ②
横たわる	① → ③
転倒	② → ①
起立	② → ③
上体を起こす	③ → ①
立ち上がる	③ → ②

#### 4.2.2 実験結果

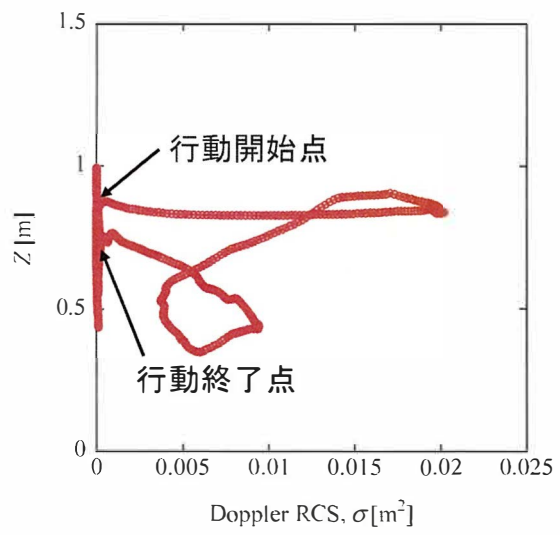
図 4.12 に着席行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。同図 (a) の位置推定結果について、直立時の生体位置  $(X, Y) = (1.5, 2.0)$  m 付近および着席動作後の移動分だけずれた位置に推定点が集まっていることが分かる。このことから 3 次元位置推定にて生体の位置を正しく推定できていることが分かる。また、同図 (b) において行動開始点の推定高さは直立時の生体腹部の高さである 0.9 m 付近であり、行動終了点の推定高さは 0.7 m 付近と着席動作後に低い位置が推定されていることが分かる。一方、同図 (b) より行動中の Doppler RCS は大きく変動しており、Doppler RCS-推定高さの軌跡が現れていることがわかる。

図 4.13 に寝転ぶ行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。同図 (a) の XY 平面における位置推定結果について、図 4.12(a) に比べて推定点の分散が大きくなっていることが分かる。これは仰臥時の伝搬チャンネルにおける生体の変動成分が小さく、推定点がずれることが原因と考えられる。また、図 4.13(b) より推定高さは座位時の 0.5 m 付近から動き始め、行動終了点において 0.3 m まで下がったことが分かる。

図 4.14 に転倒行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。同図 (a) の推定点は直立時の位置  $(X, Y) = (1.5, 2.0)$  m および転倒後の身体の変位分だけ移動した位置に推定箇所が集まっていることが分かる。また、図 4.13(a) と同様に、推定点の分散が大きいことが分かる。これは、仰臥時の推定点の分散が原因と考えられる。また、図 4.14(b) において、行動開始点の推定高さは直立状態であるため図 4.12(b) と同様に 0.9 m 付近であることが分かる。一方、行動終了点は 0.1 m 付近まで下がっていることが分かる。これは、生体が転倒した影響によりエアーマットが沈み込む分も含まれるため、寝転ぶ行動より低い位置が推定されたものと考えられる。

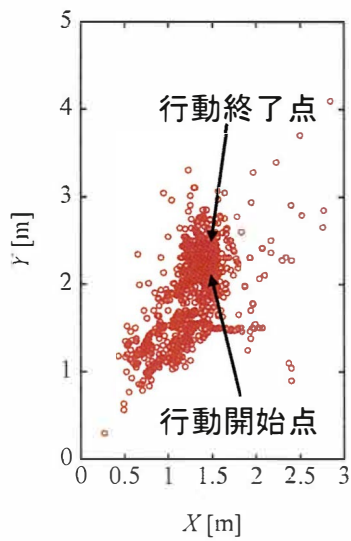


(a) 位置推定点プロット XY 平面

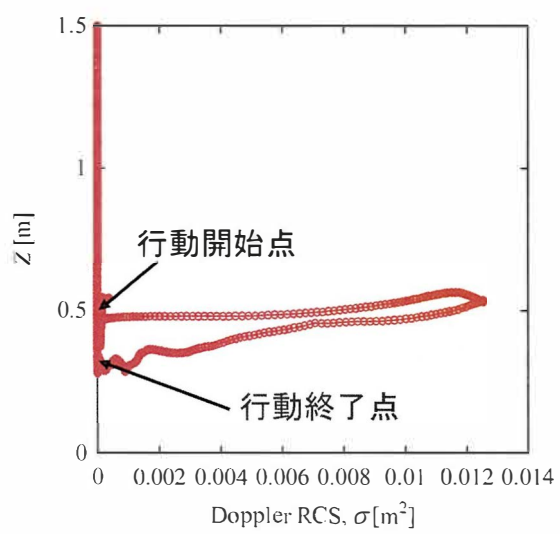


(b) Doppler RCS-推定高さの軌跡

図 4.12: 着席行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡

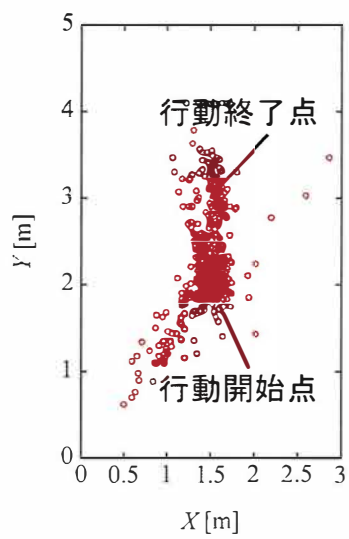


(a) 位置推定点プロット XY 平面

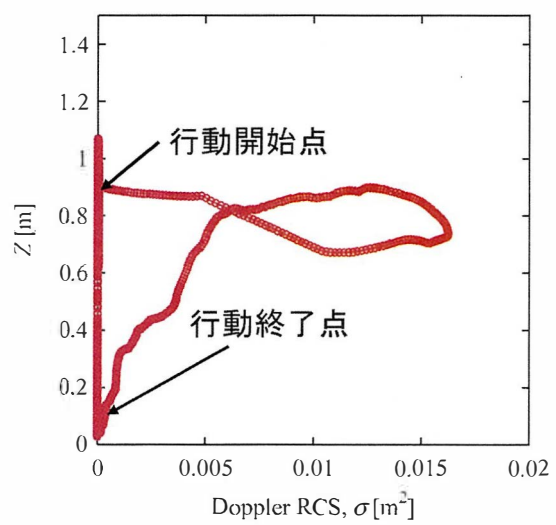


(b) Doppler RCS-推定高さの軌跡

図 4.13: 寝転ぶ行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡



(a) 位置推定点プロット XY 平面



(b) Doppler RCS-推定高さの軌跡

図 4.14: 転倒行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡



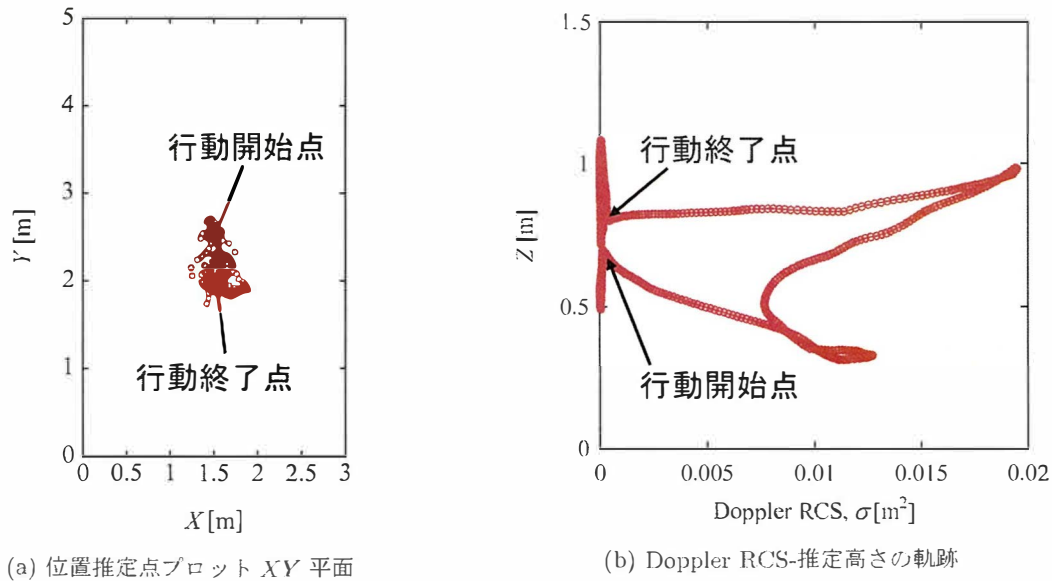
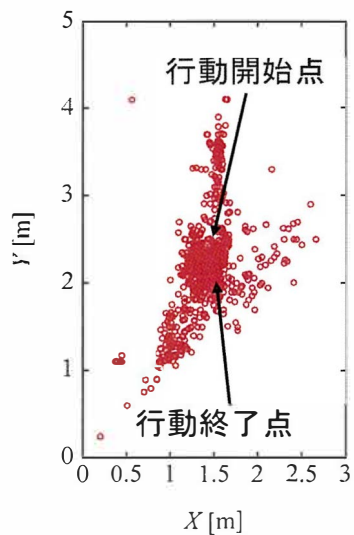


図 4.15: 起立行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡

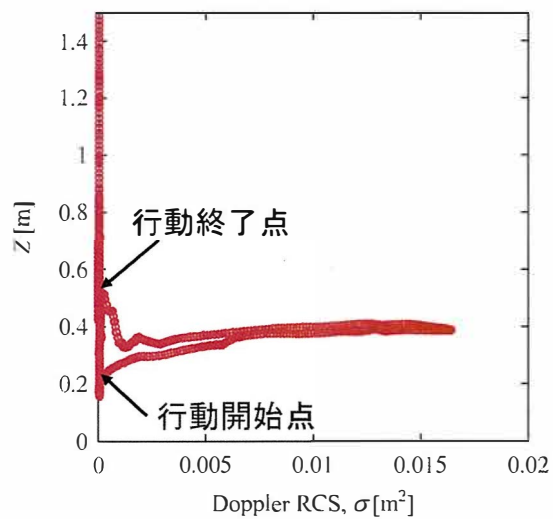
図 4.15 に起立行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。この行動は図 4.12 の着席と逆の動作となっている。図 4.15(a) において位置推定結果は座位と直立時の生体位置付近に集まっており、図 4.12 と似た分布を示していることが分かる。同様に図 4.15(b) の軌跡の形は図 4.12(b) と似ているが、行動が逆であるため、行動開始点の推定高さは 0.7 m、行動終了点の推定高さは 0.9 m となっている。

図 4.16 に上体を起こす行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。図 4.16(a) において、推定位置は生体が行動した場所を中心に分布している。一方、図 4.16(b) は図 4.13(b) と似た軌跡となっているが、行動の方向が逆であるため、行動開始点の高さが 0.2 m 付近、行動終了点の高さが 0.5 m 付近となっている。

図 4.17 に立ち上がり行動を行った際の位置推定結果のプロットおよび Doppler RCS-推定高さの軌跡の例を示す。同図(a) はこれまでの結果と同様に、生体の位置を中心に推定点が分散していることが分かる。また、図 4.17(b) において行動開始点は 0.7 m 付近と、実際の仰臥状態より高い位置が推定されており、行動終了点は 1.0 m 付近と、直立の高さとなっていることが分かる。このように仰臥状態の推定は結果がずれることがあるため、行動前後の補正が有効であると考えられる。これらの結果より、各行動に特徴的な動作が現れていることが確認できた。

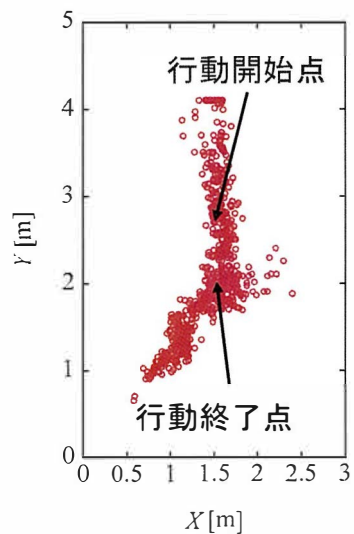


(a) 位置推定点プロット XY 平面

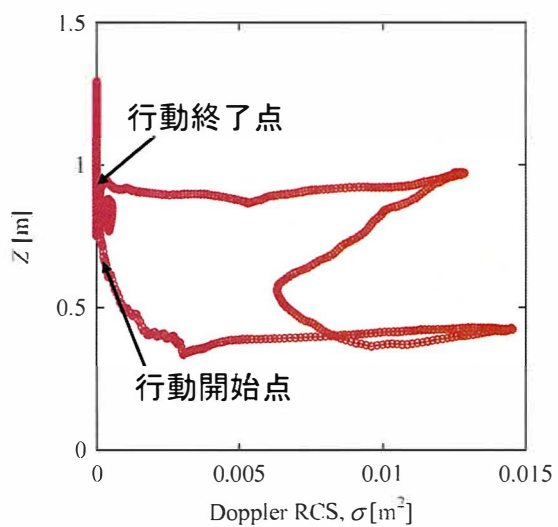


(b) Doppler RCS-推定高さの軌跡

図 4.16: 上体を起こす行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡



(a) 位置推定点プロット XY 平面



(b) Doppler RCS-推定高さの軌跡

図 4.17: 立ち上がり行動時の位置推定結果および Doppler RCS-推定高さの軌跡

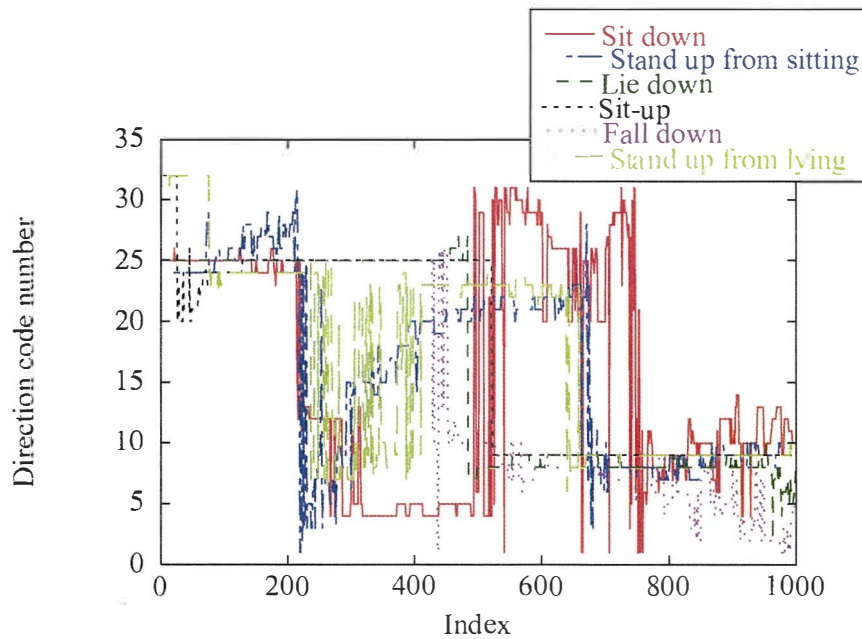


図 4.18: 全行動のモデルコード

図 4.18 に提案法にて作成した各行動のモデルコードを示す。着席のようにほかの行動と被りの少ないコードや起立と起き上がりのようにコードが類似しているものが確認できる。また、教師データの変動が激しい部分は、教師データ作成時において複数方向コードの最頻値を取るため、方向コードに変換された行動のタイミングによって発生している。

図 4.19 に着席および起立のモデルコードと着席行動時の識別コードの例を示す。同図において、行動の開始時点は異なるものの、識別行動と同じ行動（着席）のモデルコードが類似していることが分かる。一方、起立行動のモデルコードと比較すると、コードの形が異なっており、方向コードに大きな差があることが確認できる。

図 4.20 に着席行動識別時の各モデルコードから計算した評価関数の値とその識別結果の例を示す。同図において、試行回数を 10 回とし、行動前後状態を考慮した補正は行っていない。同図より、評価関数の値は 5 桁と大きな値であることが分かる。これは方向分割数および規格化コード長がそれぞれ 32 および 1000 であり、計算される偏差平方和がそれらの値に伴い大きくなるからである。この値の大きさは識別に直接影響しない。ここで、識別結果を確認すると、9/10 で正しい識別となっている。また、誤識別時に識別された行動は仰臥状態からの起き上がりであり、本来の行動前後の状態では起こり得ない組み合わせである。したがって、行動前後の状態による補正により識別精度の向上が期待できる。

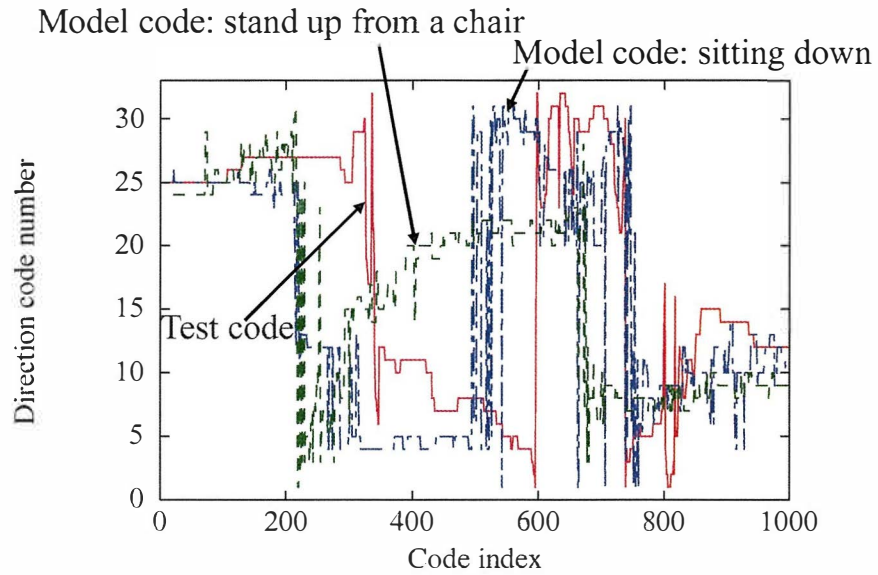


図 4.19: 着席および起立のモデルコードと着席行動時の識別コードの比較例

Trial number	Evaluation function						Classified class
	Sit down	Lie down	Fall down	Stand up from sitting	Sit-up	Stand up from lying	
1	42200	57632	56618	71495	67559	80594	Sit down
2	21191	75549	73403	57954	84180	63929	Sit down
3	38214	76352	84274	49053	71985	43882	Sit down
4	55578	65660	73272	40779	62901	39848	Stand up from lying
5	17238	89202	90110	66769	90255	67964	Sit down
6	18219	88549	97647	61836	90674	63571	Sit down
7	15840	88290	86198	73221	91565	74404	Sit down
8	35088	82600	92072	47013	79045	49984	Sit down
9	22890	87366	79950	63209	95363	71028	Sit down
10	20846	87974	97408	62429	87229	58168	Sit down

図 4.20: 着席行動識別時の各モデルコードから与えられる評価関数と識別結果の例; 試行回数 10 回

		Predicted class						Accuracy [%]
		Sit down	Lie down	Fall down	Stand up (from sitting)	Sit-up	Stand up (from lying)	
Actual class	Sit down	94	0	2	0	0	4	94
	Lie down	0	47	52	0	1	0	47
	Fall down	0	0	100	0	0	0	100
	Stand up (sitting)	21	0	0	79	0	0	79
	Sit-up	0	23	0	0	75	2	75
	Stand up (lying)	46	3	6	42	2	1	1
<b>Average</b>							<b>66.0</b>	

図 4.21: 状態推定による補正を行わない場合の行動識別結果の混同行列

図 4.21 に状態推定による補正を行わない場合において行動識別を行った結果の混同行列を示す。同図において転倒行動は 100%の識別率となっている一方、仰臥状態からの立ち上がりの識別率が 1%と非常に低くなっていることが分かる。また、このときの平均識別精度は 66.0%であった。

図 4.22 に行動前状態推定の補正係数を用いた場合の行動識別を行った結果の混同行列を示す。同図において転倒行動の識別率が補正なしのとき 100%であったのに対し、99%とほぼ変化がなかったことが分かる。一方、仰臥状態からの立ち上がりの識別率は 77%と劇的に向上していることが分かる。同図における最低識別率となった行動は寝転ぶ行動であり 71%であり、平均識別精度は 85.2%であった。

図 4.23 に行動前後状態推定の補正係数を用いた場合の行動識別を行った結果の混同行列を示す。同図における最低識別率は寝転ぶ行動の 71%と図 4.22 と同じ結果となった。しかし、それ以外の 5つの行動の識別率は全て 90%を超えており、平均識別率も 91.2%と行動前状態による補正よりも識別率が向上した。

		Predicted class						Accuracy [%]
		Sit down	Lie down	Fall down	Stand up (from sitting)	Sit-up	Stand up (from lying)	
Actual class	Sit down	98	0	2	0	0	0	98
	Lie down	0	71	29	0	0	0	71
	Fall down	0	1	99	0	0	0	99
	Stand up (sitting)	21	1	1	74	0	3	74
	Sit-up	0	6	0	0	92	2	92
	Stand up (lying)	0	1	0	2	20	77	77
Average							85.2	

図 4.22: 行動前状態の補正係数を用いた場合の行動識別結果の混同行列

		Predicted class						Accuracy [%]
		Sit down	Lie down	Fall down	Stand up (from sitting)	Sit-up	Stand up (from lying)	
Actual class	Sit down	93	0	3	1	0	3	93
	Lie down	0	71	29	0	0	0	71
	Fall down	0	1	99	0	0	0	99
	Stand up (sitting)	5	0	0	92	0	3	92
	Sit-up	0	5	0	0	95	0	95
	Stand up (lying)	0	0	0	3	0	97	97
Average							91.2	

図 4.23: 行動前後状態の補正係数を用いた場合の行動識別結果の混同行列

		Posture before activity		
		Standing	Sitting	Lying
Activity	Sit down	0.25	0.231	0
	Fall down	0.25	0.231	0
	Stand up from sitting	0.25	0.269	0
	Lie down	0	0	0.5
	Stand up from lying	0.25	0.269	0
	Sit-up	0	0	0.5

図 4.24: 行動前状態を考慮するために設定した状態遷移確率

図 4.24 に行動前の推定状態における各行動への遷移確率を示す。行動識別前の推定状態によって、これらの確率を考慮して識別を行う。図 4.25 に行動前状態による確率補正によって行動識別を行った結果の混同行列を示す。同図より、最低識別率は立ち上がり行動の 78%、最高識別率は着席および転倒の 98%であった。この結果より、仰臥状態からの立ち上がりの識別率が向上していることが分かった。また、平均識別精度は 91.2%となっており、図 4.21 の行動前後による補正を行った場合と同値となっていることが確認できた。

		Predicted class						Accuracy [%]
		Sit down	Lie down	Fall down	Stand up (from sitting)	Sit-up	Stand up (from lying)	
Actual class	Sit down	94	0	2	4	0	0	98
	Lie down	0	89	11	0	0	0	89
	Fall down	0	2	98	0	0	0	98
	Stand up (sitting)	4	2	0	94	0	0	94
	Sit-up	0	4	0	0	94	2	94
	Stand up (lying)	0	2	0	2	18	78	78
Average							91.2	

図 4.25: 行動前状態の確率補正を用いた場合の行動識別結果の混同行列



		Posture before activity								
		Standing			Sitting			Lying		
		Posture after activity								
		Standing	Sitting	Lying	Standing	Sitting	Lying	Standing	Sitting	Lying
	Sit down	0.5	0.4	0.5	0.45	0.33	0	0	0	0
	Fall down	0	0.3	0.5	0.55	0	0.4	0	0	0
	Stand up from sitting	0.5	0.3	0	0	0.33	0	0	0	0
	Lie down	0	0	0	0	0	0.6	0	0	0.5
	Stand up from lying	0	0	0	0	0	0	0.53	0.45	0
	Sit-up	0	0	0	0	0.33	0	0.47	0.55	0.5

図 4.26: 行動前後状態を考慮するために設定した状態遷移確率

図 4.26 に行動前後状態を考慮するために設定した状態遷移確率表を示す。また、図 4.27 に行動前後状態推定による確率補正を用いて行動識別を行った結果の混同行列を示す。同図において最低識別率は寝転びと立ち上がりの 89%であり、すべての識別の中で最大の値となった。また、上体を起こす行動の識別率は 100%であり、平均識別率は 94.8%であった。以上の結果より、行動前後の状態による補正によって行動識別精度を向上させることが可能であることを明らかとした。

		Predicted class						Accuracy [%]
		Sit down	Lie down	Fall down	Stand up (from sitting)	Sit-up	Stand up (from lying)	
Actual class	Sit down	97	0	0	3	0	0	97
	Lie down	0	89	11	0	0	0	89
	Fall down	0	2	98	0	0	0	98
	Stand up (sitting)	5	0	0	96	0	0	96
	Sit-up	0	0	0	0	100	0	100
	Stand up (lying)	0	0	0	4	7	89	89
Average							94.8	

図 4.27: 行動前後状態の確率補正を用いた場合の行動識別結果の混同行列

表 4.2: 補正の有無による行動識別精度

	識別精度 [%]				
	補正なし	行動前係数	行動前後係数	行動前確率	行動前後確率
着席 (① → ②)	94	98	93	98	97
横たわる (① → ③)	47	71	71	89	89
転倒 (② → ①)	100	99	99	98	98
起立 (② → ③)	79	74	92	94	96
上体を起こす (③ → ①)	75	92	95	94	100
立ち上がる (③ → ②)	1	77	97	78	89
平均	66.0	85.2	91.2	91.2	94.8

表 4.2 に行動推定に対し補正をしない場合，補正係数を用いる場合，確率補正を用いる場合の行動識別の結果を示す。同表より，補正をかけることによって推定精度が劣化することはほとんどなく，あっても最大で5%程度であることが分かる。一方，行動前後の状態による補正をかけることによる識別率向上の効果がはっきりと表れており，補正係数の場合では補正なしの場合に対して行動前状態による補正で19.2%，行動前後状態による補正によって25.2%の識別率向上が確認できた。また，確率補正の場合では，補正なしの場合に対して行動前状態の補正で25.2%，行動前後の補正により28.8%の精度向上が確認できた。また，最も平均識別率が高かったものは行動前後の確率補正を行った場合であった。以上の結果より，行動前後の状態による行動識別の補正を行うことで識別精度が向上することが分かった。

### 4.3 まとめ

本章では、生体の行動識別を行うことを目的とし、3次元位置推定結果および Doppler RCS の軌跡に対して軌跡認識アルゴリズムを用いた行動識別法および状態遷移を考慮した行動識別の補正手法について提案した。はじめに MIMO アレーを用いて推定される Doppler RCS と生体の推定された高さによって描かれる軌跡にジェスチャ認証アルゴリズムを適用することによる行動識別法を説明した。その後、行動前後の状態による行動識別率向上法について述べた。本手法は行動識別に Doppler RCS を使用することで行動時の変動・変化による特徴パラメータの簡易化し、複雑なヒト行動時のパラメータ化および比較を可能とした。実際の屋内家屋において伝搬チャンネル測定実験を行い、6つの行動の識別率の評価を行った。高さと Doppler RCS の軌跡だけを用いた行動識別の平均識別精度が 66.0%であるのに対し、補正係数による行動前後状態の補正を行った場合の平均識別精度は 91.2%となることが分かった。また、行動前後状態に対する状態遷移確率を考慮した場合の平均識別精度は 94.8%であり、軌跡のみ・補正係数を使用する場合と比較して精度が最も高いことが分かった。以上の結果より、提案生体行動識別法により高精度な生体の行動識別が可能であることを明らかとした。

## 第5章 MIMO アレーを用いた個人識別法

第2章～第4章ではMIMOアレーを用いてバイタルサインの影響を受けた伝搬チャネルを観測し、生体の位置や状態、行動を推定する手法について検討を行ってきた。これまでの検討の数値解析の際、生体の電波伝搬に与える影響には個人差があり、チャネルの変動の大きさや時間的な特徴が存在し、推定精度にも影響を与えるという知見を得た。これより、伝搬チャネルの特徴を利用することによって個人の識別が可能であるという発想に至った。本章では、個人の電波伝搬に与える空間・時間的特徴から、マイクロ波を用いたMIMOアレーによる個人識別を行う手法について述べる。

### 5.1 マイクロ波センサを用いた個人識別の背景

近年、セキュリティへの関心の高まりを背景として個人識別技術の需要が増加している。個人識別とは定量化可能な特徴を観測し、データベースと比較することによって個人を登録者/非登録者に分類、およびどの登録者であるかの識別を行う技術である。個人識別は大別して身体的特徴を用いるものと行動的特徴を用いるものの2つに分類することができる。前者は人体の形状に起因する特徴を識別に使用し、特徴の例として指紋、静脈、顔、虹彩、声紋が挙げられる [33]。後者はヒトの行動を特徴として使用するものである。例として筆跡 [33]、歩様 [37]、トラッキング [38] および足どりによる振動を用いたもの [39] がある。行動を特徴とした個人識別はなりすましによる誤認識や体調不良やケガによる識別率の精度低下の可能性が高く、身体的特徴を用いた識別の方が高精度な傾向がある。

スマートホームアプリケーション向けの個人識別手法には日常の中に識別の要素を取り入れるため、従来の堅牢な手法に比べて簡易に使用できること、無意識に識別できることや非接触な識別ができるという特徴が求められる。最近検討されている個人識別手法としてウェアラブルデバイスを用いるもの [40] やビデオカメラ [37][41]、超音波を用いる手法 [129] が提案されている。ウェアラブルデバイスを用いた手法 [40] は身に付けられるタグを使用し、その個別IDで識別を行うというものであるが、装着を必要とする点や、そもそも身体的特徴を使用していないため“生体”の認証ではないという問題がある。ビデオカメラを用いた手法は身体的特徴および行動的特徴を使用するもののどちらも提案されており、高い識別率や大勢の中から特徴を抽出できるなど個人識別手法として高い能力を有している。しかし、ビデオカメラはプライバシー侵害の問題により使用できる環境が限られることや、カメラに見られているということに嫌悪感を抱く人もいるため、一般家庭のような環境に導入するには高い障害があるといえる。また、非接触

な識別法として声を用いたものが検討されている [33]. 声は個人特有の特徴としてマイクを用いて観測することができ、プライバシー侵害の問題なく離れた場所で識別が可能であるという利点を持つ. しかし、認証精度が低いことや環境によってノイズの影響を受けやすいという問題がある. また、これまでと異なる特徴抽出の方法として超音波を用いた手法 [129] が提案されているが、同手法は識別の特徴として生体の高さのみを使用しているため、対象人数が増えると識別率が低下し誤認識が増えるという問題がある. そのため、プライバシーの侵害なく、簡易かつ無意識な測定により高精度な識別を行う手法が必要である.

非接触かつ無意識な観測による識別を行う手法として、ウェアラブルデバイスが必要としないマイクロ波システムを用いた個人識別法が提案されている [101]-[105]. しかし、これらの手法は UWB を使用するため既存の無線通信システムと共存が難しいというデメリットが存在する. また、文献 [101]-[103] は行動を特徴として使用するため、センサ通過時など識別のために行動を必要とする問題や識別率が低いという問題がある. 身体的特徴をマイクロ波で観測する手法 [104][105] は行動特徴を使用する手法 [101]-[103] に比べて識別率が高い特徴を有している. 従来検討では生体の身体の反射・散乱といった空間的特徴およびバイタルサインに起因する時間的特徴を両方検討した手法はなく、本人拒否率 (FRR: False Rejection Rate) や他人受入率 (FAR: False Acceptance Rate), 等価エラー率 (EER: Equal Error Rate) の議論も不十分であった.

本章では、生体の周囲に配置した MIMO アレーを用いた個人識別法を提案する. 提案法は生体周囲に配置したアンテナで呼吸や心拍によって発生する時変動チャネルからバイタルサインの違いを時間的特徴とし、身体の形状に起因する生体からの反射波および散乱波を観測することによって空間的特徴を観測し、これらを特徴として生体の識別を行う. 実験は 8 人の登録者および 4 人の非登録者を想定し、屋内環境にて測定を行った. 実験結果より、 $8 \times 8$  MIMO アンテナで識別チャネルを 5 回以上測定した場合において EER0% を達成し、測定したチャネルの時間・空間的な相関を取ることによって個人の識別ができることを確認した. 以下では提案法の流れについて説明する.

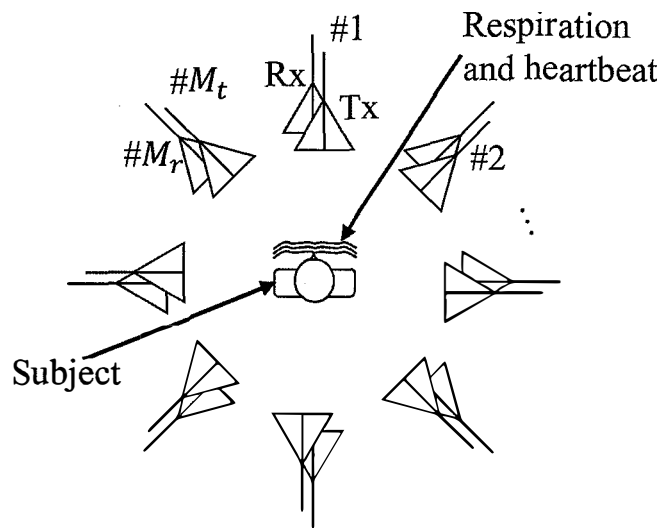


図 5.1: MIMO アレーを用いた伝搬チャネル測定概念図

## 5.2 MIMO アレーを用いた個人識別法

### 5.2.1 提案法概念

図 5.1 に MIMO アレーを用いた個人識別法概念図を示す。生体が存在する環境では電波伝搬チャネルは生体の呼吸や心拍のようなバイタルサインによって時変動する。このとき、呼吸や心拍の伝搬チャネルへの影響に個人差があることをこれまでの時変動チャネルの測定実験により知見を得た。このため、時変動チャネルの観測により伝搬チャネル変動における個人の時間的特徴を観測することが可能である。また、生体に電波を照射した場合、身体の形状が反射波や散乱波に影響を与える。したがって、生体周囲にアンテナを配置することによって伝搬チャネル変動における個人の空間的特徴を観測することが可能である。

本提案法では、受信機数  $M_r$ 、送信機数  $M_t$  の MIMO アンテナを生体の周囲に配置することにより、対象の身体の形状による反射および散乱成分を観測し、先に述べたバイタルサインによる時間的な特徴とともに識別に使用する。実験により、アンテナ数や配置、比較に使用する時変動チャネルの観測時間の識別率に対する影響を評価する。

以下では同手法の識別の流れを説明する。

### 5.2.2 MIMO アレーを用いた個人識別アルゴリズム

#### 提案アルゴリズム

図 5.2 に提案法のフローチャートを示す。

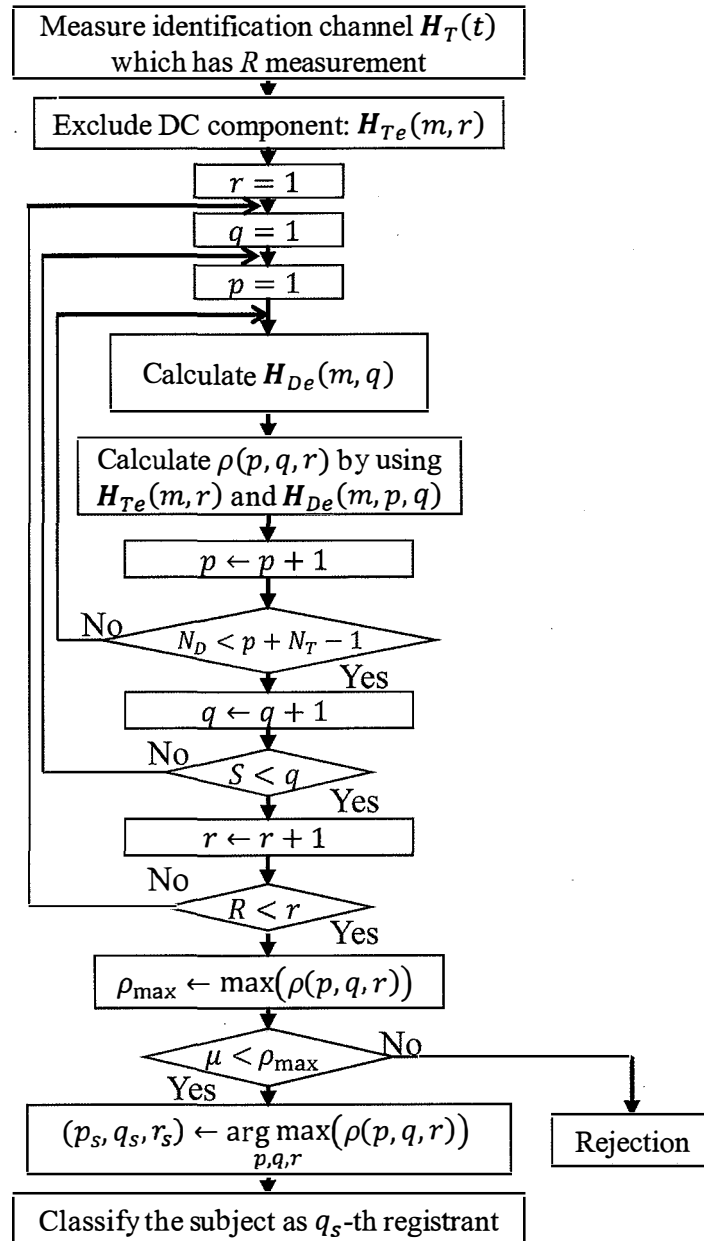


図 5.2: 提案個人識別法のフローチャート



Step1: 識別用チャネルの取得. 図 5.1 で示した環境にて生体周囲に配置した  $M_r \times M_t$  MIMO アレーを用いて観測される伝搬チャネル  $\mathbf{H}(t)$  は,

$$\mathbf{H}(t) = \begin{pmatrix} h_{11}(t) & \dots & h_{1M_t}(t) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{M_r1}(t) & \dots & h_{M_rM_t}(t) \end{pmatrix}, \quad (5.1)$$

と表される.  $h_{kl}$  は  $l$  番目の送信機から  $k$  番目の受信機への複素チャネル応答,  $t$  は観測時間を示す. ここで, 式 (5.1) を用いて表される識別用観測チャネルを  $\mathbf{H}_T(t)$  と定義する. また, 観測時のノイズや不意の体動のような観測に望ましくない要素が含まれることにより識別の精度が低下するため, ノイズ要素を避けるため識別用チャネル  $\mathbf{H}_T(t)$  を複数取得し, それを  $\mathbf{H}_T(t, r)$  とする. このとき  $r$  は取得識別チャネル番号であり, 識別チャネル取得回数を  $R$  とする.

Step2: チャネルからの直流 (DC) 成分除去. 提案法において, 生体からの反射・散乱の影響を観測するにあたり, DC 成分は生体の位置によって大きく影響を受けたいえ, 識別に悪影響を与える要素になり得る. そのため, 識別に使用するチャネルから DC 成分を除去する必要がある. DC 成分は時間的に変動しない成分であるため, 時変動チャネルから観測時間において平均した成分の差分を取ることによって計算することが可能である. また, 実際に観測するチャネルは離散時間で取得されているため, DC 除去後のチャネル  $\mathbf{H}_e(t)$  は,

$$\mathbf{H}_e(t) = \mathbf{H}(t) - \overline{\mathbf{H}(t)}, \quad (5.2)$$

で表される. ここで  $\{\cdot\}$  は平均演算子を示す. ここで, 識別に使用するチャネル  $\mathbf{H}_T(t, r)$  のスナップショット数を  $N_T$  とする. また, 個人識別のためには識別に用いるデータに加え, それと比較し識別に用いるデータベースが必要である. 登録者数を  $S$ , スナップショット数を  $N_D$  としたとき, 式 (5.1) を用いて表される  $q$  番目の登録者のデータベースチャネルを  $\mathbf{H}_D(t, q)$  と定義する. また, 個人識別をする際は, 識別に使用するチャネルの観測時間を短くすることで使用者の負担や精神的ストレスを軽減することができる. そのため, 識別チャネルのスナップショット数  $N_T$  とデータベースチャネルのスナップショット数  $N_D$  の間には,

$$N_T < N_D, \quad (5.3)$$

の関係が成り立つことが望ましい. 本検討では式 (5.4) を満たすようなスナップショット数を使用し, 識別に使用するスライディング相関の時間窓長を  $N_T$  に設定する.

Step3: スライディング相関を用いた評価関数  $\rho(p, q, r)$  の計算. 識別チャネル  $\mathbf{H}_T(t)$  について式 (5.2) を用いて DC 成分を除去した  $\mathbf{H}_{Te}(m, r)$  を

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_{Te}(m, r) &= \mathbf{H}_T\left(\frac{m-1}{F_s}, r\right), \\ m &= 1, 2, \dots, N_T, \end{aligned} \quad (5.4)$$

と定義する。このとき、 $m$  は離散時間で取得されたチャネルのスナップショット番号、 $r$  は識別チャネル番号。  $F_s$  は MIMO チャネルのサンプリング周波数、観測時間  $t$  との間に

$$t = m/F_s, \quad (5.5)$$

の関係が成り立つ。スライディング相関を計算するにあたり、データベースチャネル  $\mathbf{H}_D(t, q)$  も同様に DC 成分の抑圧を行う必要がある。スライディング相関計算のループ回数  $p$  に対して時間窓長  $N_T$  に合わせたチャネル  $\mathbf{H}_{Dw}(m, p, q)$  を、

$$\mathbf{H}_{Dw}(m, p, q) = \mathbf{H}_D\left(\frac{m+p-1}{F_s}, q\right), \quad (5.6)$$

と定義する。式 (5.6) で定義されるチャネルに対し式 (5.2) を適用し、DC 成分を除去したデータベースチャネルを  $\mathbf{H}_{De}(m, p, q)$  とする。これらを用いて評価関数に用いるスライディング相関  $\rho(p, q, r)$  を、

$$\rho(p, q, r) = \frac{\left| \sum_{m=0}^{N_T-1} \sum_{l=1}^{M_l} \sum_{k=1}^{M_r} h_{Te,kl}(m, r) h_{De,kl}^*(m, p, q) \right|}{\sqrt{\sum_{m=0}^{N_T-1} \sum_{l=1}^{M_l} \sum_{k=1}^{M_r} |h_{Te,kl}(m, r)|^2 \sum_{m=0}^{N_T-1} \sum_{l=1}^{M_l} \sum_{k=1}^{M_r} |h_{De,kl}(m, p, q)|^2}}, \quad (5.7)$$

$$p = 1, 2, \dots, N_D - N_T + 1,$$

$$q = 1, 2, \dots, S,$$

$$r = 1, 2, \dots, R,$$

と定義する。ここで、 $h_{Te,kl}$ 、 $h_{De,kl}$  はそれぞれ  $\mathbf{H}_{Te}$  および  $\mathbf{H}_{De}$  における  $l$  列  $k$  行の要素である。また、 $\{\cdot\}^*$  は複素共役を示す。式 (5.7) により、各登録者および識別チャネルについてスライディング相関を計算し、識別に使用する。

Step4: 登録者/非登録者の識別。評価関数の式 (5.7) の計算後、最も高い相関値  $\rho_{\max}$  およびその値に対応する登録者  $q_s$  を、

$$\rho_{\max} = \max \rho(p, q, r), \quad (5.8)$$

$$(p_s, q_s, r_s) = \arg \max_{p, q, r} \rho(p, q, r), \quad (5.9)$$

によって得る。このとき、 $p_s, q_s, r_s$  はそれぞれ  $\rho_{\max}$  に対応するスライディング相関の  $b$  番号、登録者番号、識別チャネル番号である。

#### 識別精度の評価方法について

式 (5.9) により、識別チャネルから該当登録者候補  $q_s$  が得られる。このとき、非登録者が認証されることを防ぐための閾値  $\mu$  を設け、最大相関値  $\rho_{\max}$  と  $\mu$  の比較を行う。  $\rho_{\max}$  が閾値  $\mu$  を超えている場合、対

		Classified result		
		Correct registrant	Incorrect registrant	Impostor (Reject)
Subject	Registrant	TP	FN	FN
	Impostor	FP	FP	TN

図 5.3: 識別対象と識別結果の混同行列

象は最大相関値を取った登録者  $q_s$  と識別される。一方、 $\rho_{\max}$  が閾値  $\mu$  より小さかった場合、対象は非登録者として識別される。また、提案法の識別性能を評価する指標として適合率 (GAR: Genuine Acceptance Rate), FRR および FAR を導入する。これらは

$$\text{GAR} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}}, \quad (5.10)$$

$$\text{FRR} = \frac{\text{FN}}{\text{TP} + \text{FN}} = 1 - \text{GAR}, \quad (5.11)$$

$$\text{FAR} = \frac{\text{FP}}{\text{FP} + \text{TN}}, \quad (5.12)$$

と定義される。また、図 5.3 に識別を行う被験者と識別結果の混同行列を示す。TP (True Positive) は真陽性、FP (False Positive) は偽陽性、FN (False Negative) は偽陰性、TN (True Negative) は真偽性と呼ばれる分類である。図 5.3 において、被験者がある登録者である場合、識別結果が被験者本人であるとき TP、登録者であるが他人と識別された場合および非登録者として拒絶された場合が FN である。また、被験者が非登録者の場合、登録者として識別された場合が FP、非登録者として拒絶された場合が TN である。

図 5.4 に FRR および FAR と EER の関係図を示す。識別において閾値  $\mu$  を設けない場合、識別結果は除外されないため他者受入率である FAR は 100% となる。閾値  $\mu$  の値を徐々に大きくすると、侵入者を正しく除外できる回数 (TN) が増え、誤識別回数 (FP) が減るため、FAR は小さくなる。一方、閾値が大きくなるに従い除外回数 (FN) が増えるため、FRR は大きくなる。したがって、FRR と FAR は閾値  $\mu$  に関してトレードオフの関係にある。このとき、閾値を変化させた場合において FRR と FAR の交わる点が EER である。EER が低いほど個人識別の能力が高いシステムであるといえる。

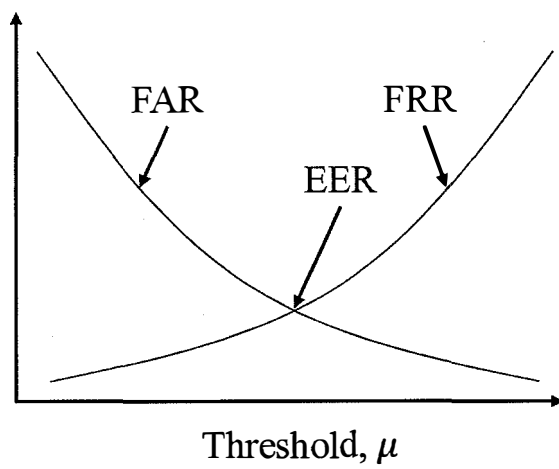


図 5.4: FRR および FAR と EER の関係図

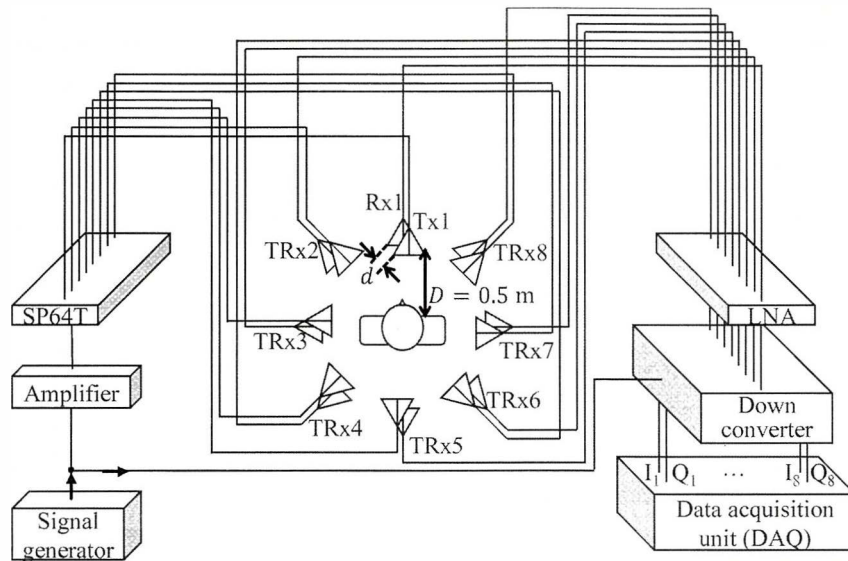


図 5.5: 測定環境の概要

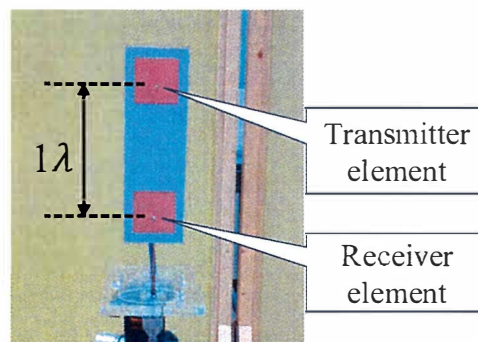


図 5.6: 使用アンテナの写真

## 5.3 屋内環境における個人識別精度の評価

### 5.3.1 実験条件

表 5.1 および図 5.5 に測定条件および実験の概要を示す。本実験は  $8 \times 8$  MIMO アレーアンテナを用いて伝搬チャネルの測定を行った。2.47125 GHz の CW 信号を送信し、送信電力を  $-12$  dBm に設定した。図 5.5 より、CW 信号は送受信機の同期のため、分配器によって分岐した信号を受信用ダウンコンバータに入力している。受信機側では LNA を介した受信信号がダウンコンバータに入力される。RF 信号はダウンコンバートされベースバンド信号と変換された後、デジタル信号として DAQ で収録される。この時 DAQ のサンプリング周波数は 20 kHz であるが、送信側に SP64T を使用しており高速スイッチングにより MIMO チャネルを疑似的に観測するため、MIMO チャネルのサンプリング周波数は SP64T の

表 5.1: 測定条件

Antennas (Tx/ Rx)	8-element patch antenna
Distance between Tx element and Rx element, $d$	$1\lambda$
Distance between array and subject, $D$	0.5 m
Height of receiver, $h$	0.86 m
Frequency	2.47125 GHz
Tx power	-12 dBm
Snapshot rate	100 Hz
Database channel measurement time	10 s
Test channel measurement time	1.0 ~5.0 s
Number of registrants	8
Number of impostors	4

スイッチング速度に依存する。本実験では MIMO チャンネルのスナップショット取得周波数を 100 Hz とするように設定した。データベースチャンネルの観測時間を 10 秒、識別チャンネルの観測時間は評価のため 1.0 ~ 5.0 秒とした。また、20~40 代の男性 12 名を被験者として伝搬チャンネル測定を行い、登録者数を 8 人、非登録者数を 4 人とし提案法の識別率の評価を行った。(岩手大学倫理審査: 第 201612)

送受信アンテナとして、それぞれ 8 素子のパッチアレーアンテナを用いた。図 5.6 に使用した送受信アンテナを示す。送信素子は受信素子の上に配置され、送受信素子間隔は  $\lambda = 0.121$  m である。アンテナは PTFE 基板上に作られ、使用アンテナ基板の厚さ、幅、高さの寸法はそれぞれ 1.6, 60, 180 mm である。図 5.7 にチャンネル測定時の写真を示す。送受信アンテナは生体を囲むように円形に等間隔で配置され、各アンテナ-被験者間距離  $D$  を 0.5 m とした。被験者は背もたれのない椅子に座り、バイタルサイン以外の影響が出にくいように静止した状態を保つものとした。アンテナの中心の高さは生体の座った際の胸部高さ付近である 0.86 m に設定した。また、識別チャンネルの測定回数による識別評価を行う際の測定回数  $R$  は 1 ~ 10 に設定した。また、識別に用いるチャンネルはあらかじめ 90 秒間で複数回測定したチャンネルを分割して使用している。観測チャンネルの先頭を 3 秒ずつずらして抽出したものを識別チャンネルとして使用したため、識別チャンネル観測時間が 3 秒より大きい場合においてデータをオーバーラップして使用した。

図 5.8 に識別率評価を行うアンテナの配置を示す。本検討において、使用するアンテナ数による識別率評価を行うため、測定した伝搬チャンネルの要素数を減らしアンテナ数を 1, 3, 5 とした場合の識別率の評価を同様に行う。アンテナ数を少なくする場合、生体の呼吸や心拍といったバイタルサインによる体表面の変位は身体の前面側の方が大きいため、生体の正面側のアンテナを選択するものとした。

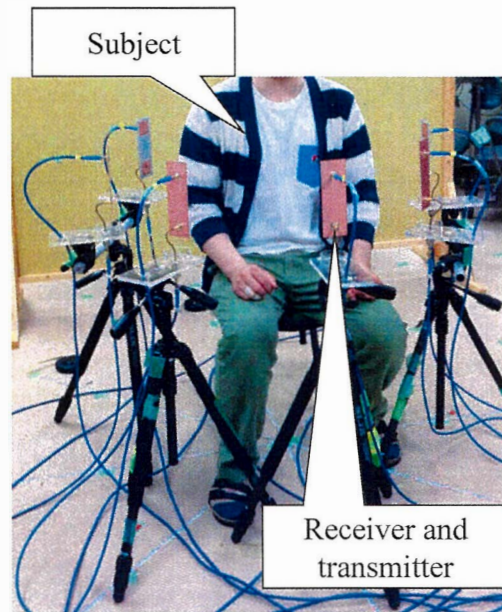


図 5.7: チャンネル測定時の環境および被験者の写真

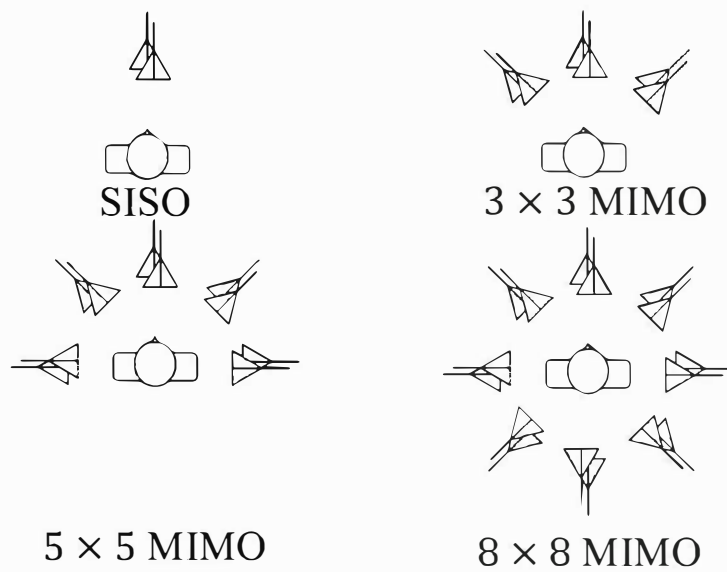


図 5.8: 識別率評価に用いるアンテナの選択

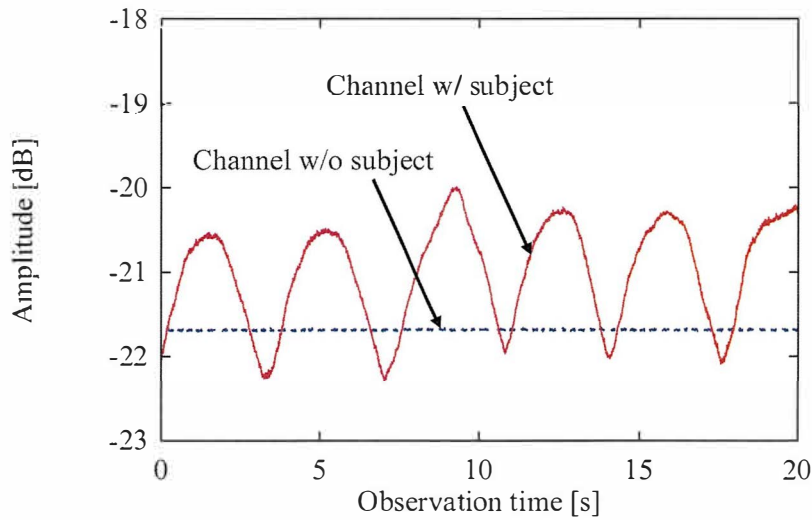


図 5.9:  $8 \times 8$  MIMO チャンネル要素  $|h_{11}|$  の時間応答

### 5.3.2 実験結果

図 5.9 に生体が存在する場合および生体が存在しない場合に観測した時変動  $8 \times 8$  MIMO チャンネル要素  $|h_{11}|$  の振幅を示す。  $h_{11}$  は生体の真正面の送受信機のチャンネル応答である。同図より、生体が存在しない場合のチャンネル応答は伝搬環境を変化させる要因が存在しないため、時間的な変動がないことが分かる。一方、生体が存在する場合のチャンネル応答は周期性を持った時間変動が現れている。このことから生体が存在することによってバイタルサインに起因する周期的な伝搬への影響があることが分かる。

図 5.10 に生体が存在する場合の MIMO チャンネル応答の対角要素の変動を示す。同図より、  $h_{11}$  および  $h_{88}$  が大きな振幅変動を有していることが分かる。これは身体の正面側の生体表面の変動が大きく、その反射が観測される成分が大きくなっていることが理由だと考えられる。一方、同様に前面側にあるアンテナ組のチャンネル応答  $h_{22}$  が左右対称位置にある  $h_{88}$  に比べて変動が小さいことが分かる。これは個人の身体の形状による反射の特徴によるものと考えられ、身体の反射および散乱を特徴として識別に用いることができると考えられる。また、生体の側面・背面側のチャンネル応答  $h_{33} \sim h_{77}$  は振幅が小さく、反射の影響が小さいことが分かる。

図 5.11 に図 5.10 のチャンネル応答の位相変化を示す。同図 (a) は実際の位相変化であり、周期的な変動がみられるものとほぼ変動がないものにわかれているが、各チャンネル間での位相差が大きく変動の評価が難しい。そのため、同図 (b) に表示区間における各チャンネルの位相変化の平均が 0 となるようにしたものを示す。同図 (b) において、生体前面側の伝搬チャンネルである  $h_{11}$ 、  $h_{22}$  および  $h_{88}$  は  $\pm 3$  度程度の周期的な変動が現れていることが分かる。  $h_{44}$  は周期的な位相の変動に加えて、時間的に位相に傾きがある傾向を示している。また、その他のチャンネルは位相変化が小さい傾向を有していることが分かった。このこ



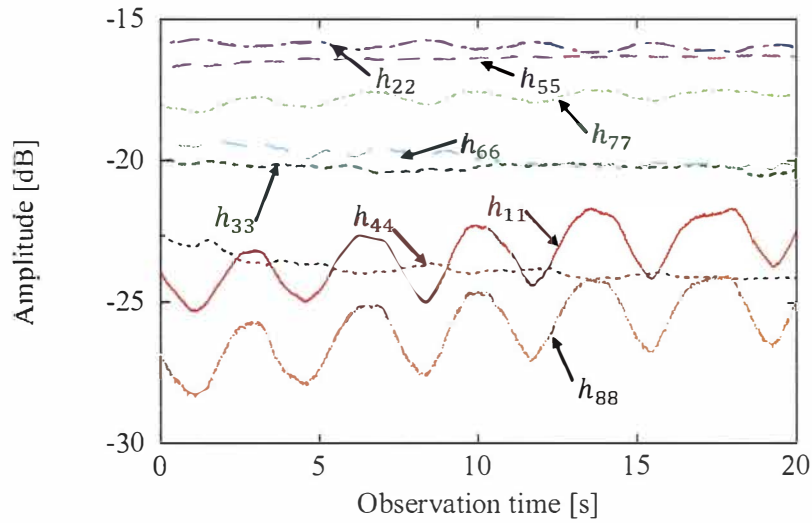
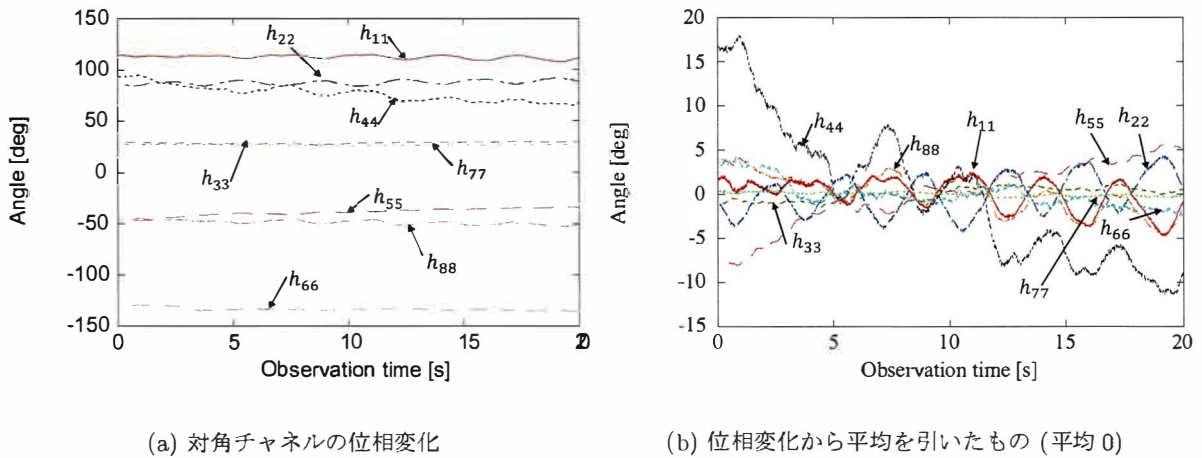


図 5.10: 8 × 8 MIMO チャンネルの対角成分の時間応答



(a) 対角チャンネルの位相変化

(b) 位相変化から平均を引いたもの (平均 0)

図 5.11: 8 × 8 MIMO チャンネルの対角成分の時間応答 (位相変化)

とから、生体前面側のチャンネルの位相変動は定常で大きく、身体の側面および背面の位相変化は小さいことが分かった。

図 5.12 に図 5.9 のチャンネル応答に式 (5.2) を用いて DC 成分を除去した場合の時変動チャンネル要素  $|h_{11}|$  を示す。生体が存在しない場合、時間的に変動する要因がないため DC 除去後の応答はノイズの影響と同等となる。一方、生体が存在する場合は時間的な変動が残っており、周期的な変動をしていることが分かる。同図の DC 除去チャンネルに関し、時間窓をそろえてデータベースチャンネルおよび識別チャンネルともに計算し、相関を計算することで識別を試みる。

図 5.13 に図 5.10 のチャンネル応答に式 (5.2) を用いて DC 成分を除去した場合の時変動 MIMO チャンネルの対角要素を示す。図 5.10 には直流成分が含まれるため、チャンネルの時間変動が見えにくくなってい

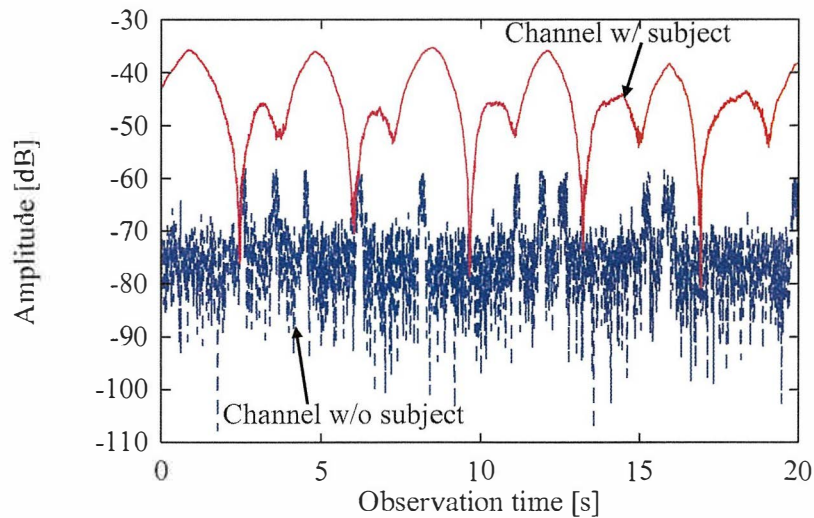


図 5.12: DC 成分を除去したチャネル要素  $|h_{11}|$  の時間応答

た. 一方, 図 5.13 はチャネル時間平均を引いているため, 各要素における変動成分が分かりやすく出ている. 同図において, 生体前面側の伝搬チャネルである  $h_{11}$ ,  $h_{22}$  および  $h_{88}$  は変動が大きく表れており, 同じ周期性を有していることが分かる.  $h_{22}$  は, 図 5.10 の実際の振幅変動は小さかったが, DC 成分を除去することによって対称位置である  $h_{88}$  と比較して左右同形の特性を示している. 身体側面側のチャネル要素である  $h_{77}$  も周期性を有しているが, 前面側の変動に比べると小さくなっていることが分かる. また, その他のチャネルは, 大きな周期的特徴は確認できなかった. したがって, 時間的な特徴が現れやすい身体前面側の方が識別に有効であると考えられる.

図 5.14 に FFT した生体チャネルの  $h_{11}$  (正面),  $h_{33}$  (側面),  $h_{55}$  (背面) および無人チャネルの  $h_{11}$  の周波数応答を示す. 同図より, 生体の反射・散乱によるフェージングの影響により, 生体が存在する場合のチャネルの周波数応答の電力が無人環境のチャネルに対して大きくなっていることが分かる. 生体が存在する場合のチャネルは 0.2 Hz から 1.2 Hz の低い周波数が強く影響を受けていることが分かる. 特に,  $h_{11}$ ,  $h_{33}$  および  $h_{55}$  の最大のピークは 0.3 Hz に表れていることが分かる. これはバイタルサインのうち生体表面の変位が大きい呼吸の影響によるものであると考えられる. また, 同図において, 側面側のアンテナのチャネル応答  $h_{33}$  が  $h_{11}$  および  $h_{55}$  に対して受信電力が小さいことが分かる. これは生体を正面および背面から見た場合と側面から見た場合の面積が異なり, 正面および背面からの反射成分が大きいことが影響していると考えられる.

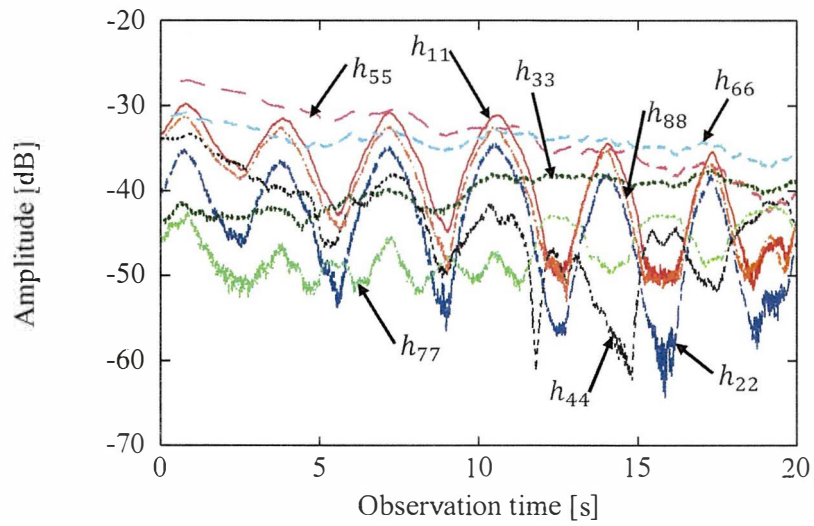


図 5.13: DC 成分を除去した MIMO チャネル  $H_e(t)$  の対角要素の時間応答

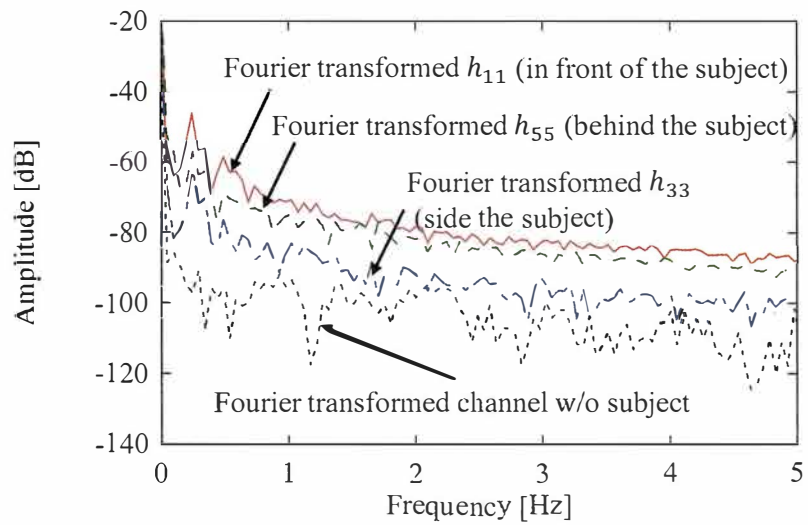


図 5.14: FFT した生体チャネルの  $h_{11}$  (正面),  $h_{33}$  (側面),  $h_{55}$  (背面) および無人チャネルの  $h_{11}$  の周波数応答

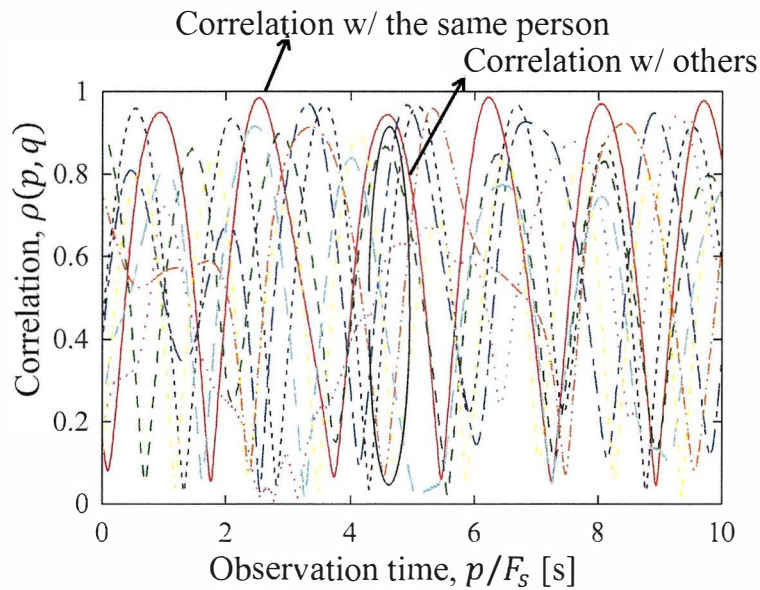


図 5. 5: SISO チャンネルにおけるスライディング相関の例

#### スライディング相関による各アンテナ構成の識別の可不可判定

図 5.1.5 に式 (5. 7) 翻いて計算される SISO 構成におけるスライディング相関演算結果の例を示す. 同図において相関計算時の時間窓は 3. 0 秒, 識別チャンネル測定回数  $R = 1$  とし, 8 人の登録者のデータベースチャンネルに対する 1 つの識別チャンネルとの相関を示す. 図 5.15 において, 評価関数はどの登録者とも高い相関を有していることが分かる. そのため, SISO 構成での識別が難しいことが分かる.

図 5.16 に  $8 \times 8$  MIMO アンテナ構成におけるスライディング相関演算結果の例を示す. 同図において相関計算時の時間窓は 3. 0 秒, 識別チャンネル測定回数  $R = 1$  とし, 8 人の登録者のデータベースチャンネルに対する 1 つの識別チャンネルとの相関を示す. 図 5.16 の  $8 \times 8$  MIMO 構成における評価関数  $\rho(p, q)$  は識別チャンネルと同一の登録者と最も高い相関を示しており, その他の登録者との相関が小さくなっていることが分かる. また, 識別について MIMO チャンネルの固有値の観点から考えると, 身体の形状による空間的な特徴は反射・散乱波を観測しているため, これが個人の固有値の特徴に対応している. バイタルの変動による時間的な特徴は, 空間的な特徴の比較を行うタイミングを示すため, スライディング相関によって最も高い相関を探すことは生体が存在するチャンネルの固有値の特徴を捉えているといえる.

図 5. 17 に  $3 \times 3$  MIMO アンテナ構成および  $5 \times 5$  MIMO アンテナ構成におけるスライディング相関演算結果の例を示す. 同図において相関計算時の時間窓は 3. 秒, 識別チャンネル測定回数  $R = 1$  とし, 8 人の登録者のデータベースチャンネルに対する 1 つの識別チャンネルとの相関を示す.  $3 \times 3$  および  $5 \times 5$  MIMO でのスライディング相関は識別チャンネルと同一の登録者と最も高い相関を示しており, その他の登録者と

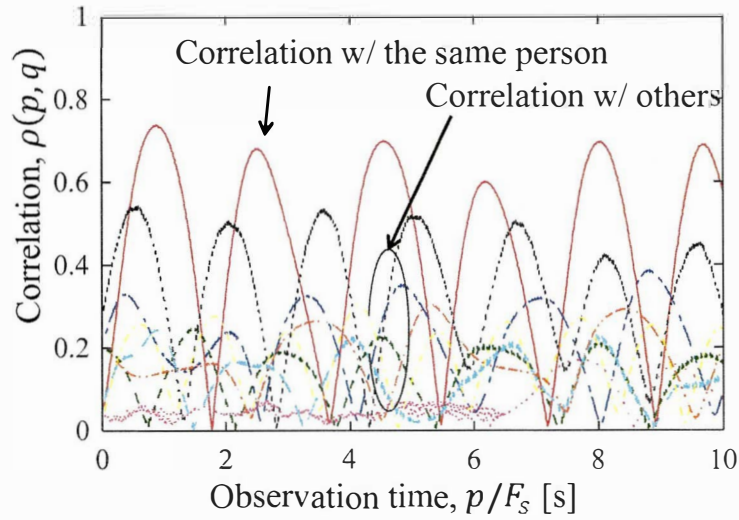
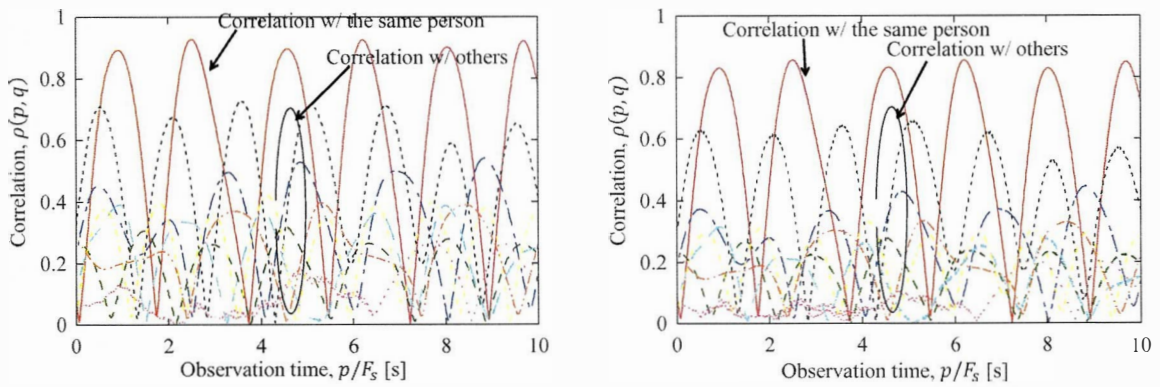


図 5.16: 8 × 8 MIMO チャンネルにおけるスライディング相関の例



(a) 3 × 3 MIMO チャンネルのスライディング相関

(b) 5 × 5 MIMO チャンネルのスライディング相関

図 5.17: 3 × 3 および 5 × 5 MIMO におけるスライディング相関  $\rho(p, q)$  の例

の相関が小さくなっていることが分かる。また、図 5.16 と比較して、アンテナ数が少ない場合の相関値の最大値が大きくなる傾向があった。



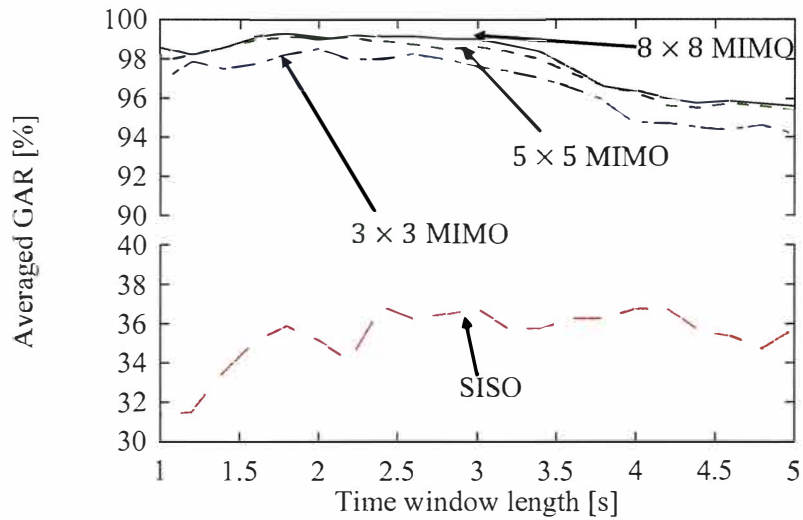


図 5.18: 各アンテナ数における時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR

#### 個人識別精度の評価

図 5. B に各アンテナ数における時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR を示す。登録者数を 8 人とし、各登録者の識別をそれぞれ 100 回行った。GAR は 1.0 秒から 5.0 秒まで 0.2 秒間隔で計算を行った。また、この検討時において閾値を  $\mu_t = 0$  とし、識別チャンネルの測定回数  $R = 1$  とした。同図において SISO 構成の GAR は明らかに低く、最大の平均 GAR は時間窓長 2.4 秒時の 36.9% であった。一方、MIMO 構成の GAR は非常に高くなっており、最大平均 GAR は  $3 \times 3$ 、 $5 \times 5$ 、 $8 \times 8$  でそれぞれ 98.5%、99.1%、および 99.1% であった。また、時間窓長が長くなった際の平均 GAR が低下について、ヒトのバイタルサインが完全な定常ではなく、複数周期入ることにより相関が下がり、誤識別が発生することが原因と考えられる。この結果より、MIMO チャンネルを用い時変動チャンネルの相関を取るることによって高い精度で登録者への正しい分類ができることが分かる。

図 5. D に MIMO チャンネルの対角項のみ用いた場合の時間窓長対平均 GAR の結果を示す。測定および解析の条件は図 5.18 と同様であり、MIMO チャンネルの対角項のみ用いているため、生体からの反射成分のみ観測しているものである。同図より、対角項のみ用いた場合の平均 GAR の最大値はアンテナ数 3、5、8 でそれぞれ 92.2%、94.5%、95.6% であった。SISO に比べると非常に高い数値となっているが、 $8 \times 8$  MIMO に比べると低い値となっており、MIMO 構成とすることによる精度向上の効果を確認できた。

また、上記以外のアンテナ構成における識別精度評価を行った結果については付録 A を参照されたい。

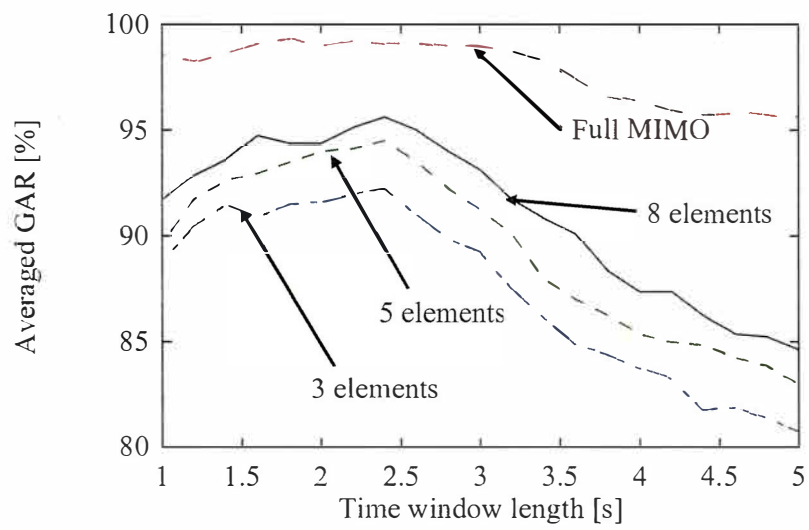


図 5.19: MIMO チャンネルの対角項のみを用いた場合の時間窓長対平均 GAR 特性

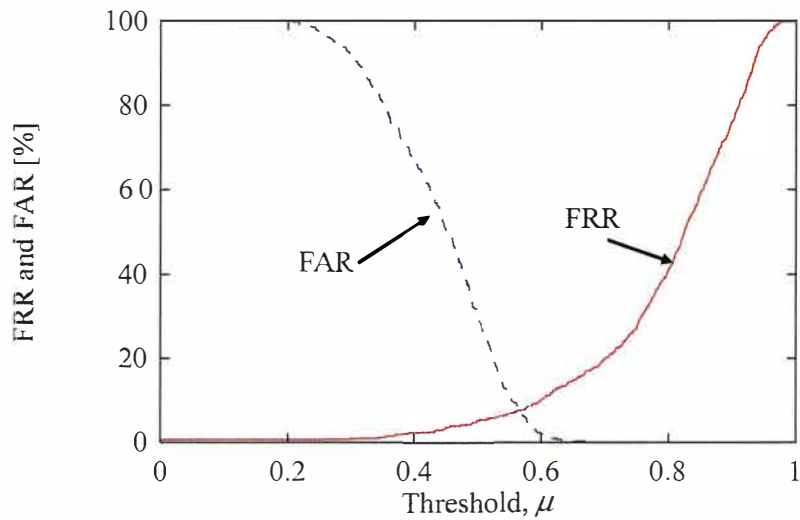


図 5.20: 8 × 8 MIMO アレー時の閾値  $\mu$  に対する FRR および FAR 特性の例

#### 提案法における FRR, FAR および EER の評価

図 5.20 に 8 × 8 MIMO 構成時の閾値  $\mu$  に対する FRR および FAR の例を示す。時間窓長は図 5.18 の 8 × 8 MIMO の結果において最も平均 GAR の高かった 1.8 秒とした。識別チャンネルの測定回数  $R = 1$  とし、登録者数を 8 人、非登録者数を 4 人とした。同図より、閾値  $\mu$  に関して FRR と FAR はトレードオフの関係にあり、それぞれの曲線の交点である EER は 7.6% であった。

図 5.21 に 3 × 3, 5 × 5, 8 × 8 MIMO 構成におけるそれぞれの時間窓長対 EER の特性を示す。識別チャンネルの測定回数を 1, 登録者数を 8 人、非登録者数を 4 人とした。同図において、最小の EER は 3 × 3, 5 × 5, 8 × 8 でそれぞれ 8.1%, 5.0%, および 4.9% であった。最小の EER を取る時間窓長は図 5.18 において最も高い平均 GAR を取った長さでなく、どのアンテナ構成においても 3 秒前後に最小点があることが分かる。また、長すぎる測定時間はかえって EER を劣化させている。3 秒という時間はヒトの呼吸の周期であり、識別に与える影響として呼吸による伝搬への変化が強く影響していることが分かる。また、アンテナ数に関し 3 × 3 は最小でも 8.1% の EER であるが、5 × 5 と 8 × 8 はほとんど EER の特性に変わらない。この結果より、電波による個人識別の身体の形状による影響は身体の前面から側面の影響が強く関係していることが分かった。

図 5.22 に識別チャンネルの測定回数対最小 EER の特性を示す。同図において、識別チャンネルの測定回数に対して最小の EER となった時間窓長を選んでいる。例えば図 5.21 の結果より、測定回数  $R = 1$  のとき 8 × 8 MIMO の EER は 4.9% となる。同図より、3 × 3 MIMO 構成は測定回数が増えるほど EER は改善しているが、測定回数  $R = 5$  の EER = 1.63% より改善することはなかった。一方、5 × 5, 8 × 8 MIMO も同様に測定回数が増えるほど EER の改善が見られた。5 × 5 MIMO 構成は測定回数  $R = 6$ ,



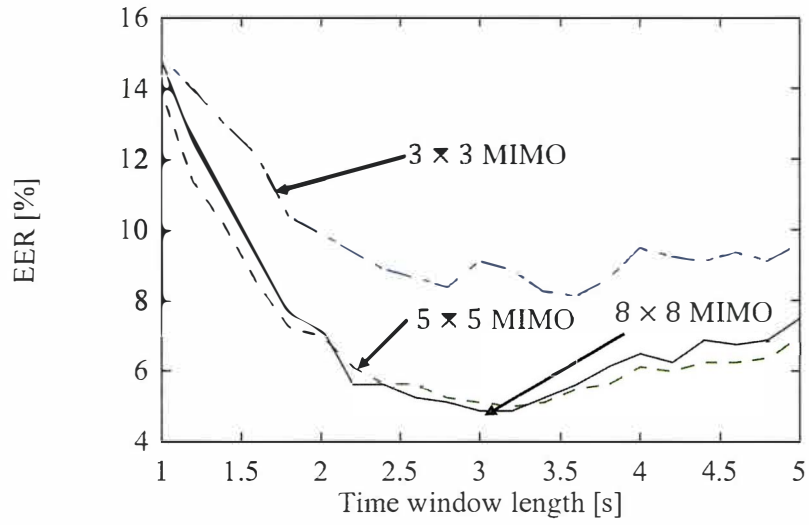


図 5.21: 3 × 3, 5 × 5, 8 × 8 MIMO アレーにおける時間窓長対 EER 特性

8 × 8 MIMO 構成は測定回数  $R = 5$  以上の測定回数によって EER = 0% を達成した。以上の結果から、提案法により生体周囲に配置したアンテナを用いて取得した伝搬チャネルの時間・空間の相関を取ることで、マイクロ波を用いた個人識別ができることが分かった。

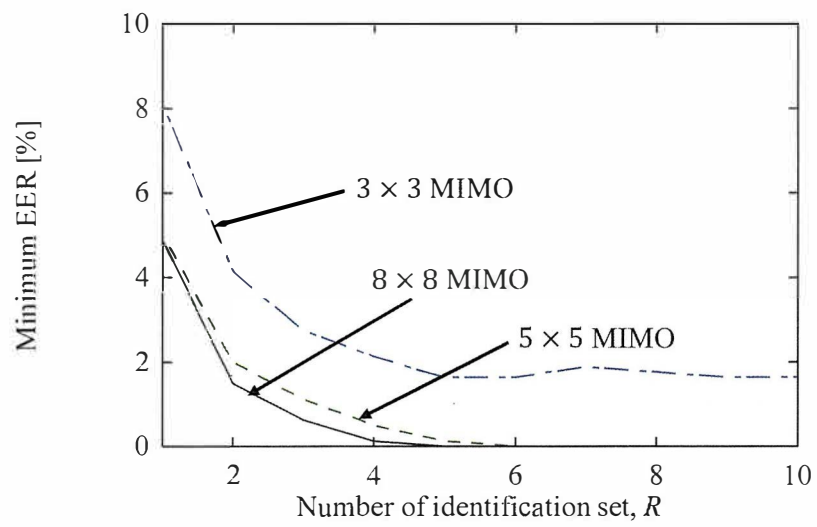


図 5. 22: 識別チャネル測定回数対 EER 特性

## 5.4 まとめ

本章はデバイスフリーかつ非接触な MIMO アレーを用いた個人識別法を提案し、実験により提案法の識別精度を確認した。提案法は生体周囲に配置したアンテナにより、ヒトの身体の形状による空間的な反射特性と個人のバイタルサインの時間的な特徴を観測し、データベースチャネルと評価関数を用いて比較する。観測した応答と最も近い登録者のデータを探索することで識別を行うだけでなく、閾値を導入することで非登録者の誤識別を低減する方法も導入した。8人の登録者と4人の非登録者に関して屋内環境にて測定を行った結果、 $8 \times 8$  MIMO 構成で識別チャネルを5回以上測定することによって  $EER = 0\%$  を達成することができた。また、生体前面側の  $5 \times 5$  MIMO アンテナだけを用いた場合も、識別チャネルを6回以上測定することで  $EER = 0\%$  となることを確認した。以上の結果より、提案法は個人識別法として高い識別精度を達成することを明らかとした。

## 第6章 結論

本論文では、生体のバイタルサインや体動が電波伝搬チャンネルに与える影響を観測し、時間信号処理やアレー信号処理によって生体の位置推定および状態・行動識別を行う手法について述べた。さらに、個人の身体の形状や呼吸や心拍のクセによって電波伝搬における空間・時間的特徴が現れ、これらの特徴によって個人の識別を行う手法について述べた。これら一連の研究により、実環境における評価を行い、位置推定、状態・行動識別精度や個人識別性能について検討を行ったものである。以下、本研究で得られた成果を総括する。

第2章では、屋内環境における高速な生体位置推定を行うことを目的とし、生体の変動に対応する時変動チャンネルの時間差分をとることにより生体の情報を抽出する位置推定アルゴリズムを提案した。提案アルゴリズムにて計算した時間差分チャンネルから相関行列を計算し、2次元に拡張した MUSIC 法を適用することによって生体の位置を推定した。また、屋内環境にて  $4 \times 4$  MIMO アンテナを用いて測定した伝搬チャンネルを用いて、被験者 1～3 名の場合の位置推定精度について実験的評価を行った。実験は実際の屋内環境で行われ、提案法により生体の周期に対応する 3.3 秒のチャンネル観測時間で、被験者 1～3 人における位置推定が可能であることを確認した。また統計的評価により、被験者 1 名の場合は 2.14 秒の観測時間によって許容誤差 0.5 m 以下の精度で位置推定が可能であることを確認した。また、被験者 2 名の場合は、4.43 秒の測定時間で提案法が位置推定誤差 90% 値で 0.43 m と許容誤差以内であるのに対し、FFT を用いた従来法は 0.82 m となった。また、被験者 3 名の場合、4.43 秒の測定時間で位置推定誤差 90% 値が 1.29 m であった。本実験により、提案アルゴリズムは短い観測時間であっても高精度な位置推定を実現することを明らかとした。

第3章では、MIMO アレーを用いたマイクロ波による生体状態識別法の提案を行った。提案生体状態識別法は、はじめに平面アレーで観測した伝搬チャンネルから時間差分チャンネルを用いた生体位置推定アルゴリズムにより 3 次元的に生体の位置を推定する。その後、生体の方向に強調した受信信号と推定された座標から Doppler RCS を計算し、推定された生体の高さや Doppler RCS の分布から状態を識別する。生体の状態を識別する手法として評価式、SVM、 $k$  近傍法それぞれを適用し、識別精度の評価を行った。屋内環境にて  $16 \times 16$  MIMO チャンネルの測定実験を行い、直立、椅子座位、安座、仰臥の 4 状態の識別により提案法の評価を行った。はじめに位置推定精度の評価を行い、全状態の XY 平面における位置推定の RMSE が 0.25 m 以内であることを示した。その後、各手法による生体状態識別精度の評価を行い、評

価式, SVM,  $k$  近傍法の平均識別率はそれぞれ 94.6%, 92.1%, 95.0%であり,  $k$  近傍法の結果が最も優れていた. 本実験により, 静止状態の生体の状態がマイクロ波により識別可能であることを明らかにした.

第4章では, 生体の行動識別を行うことを目的とし, 3次元位置推定結果および Doppler RCS の軌跡に対して軌跡認識アルゴリズムを用いた行動識別法および状態遷移を考慮した行動識別の精度向上法について提案した. はじめに MIMO アレーを用いて推定される Doppler RCS と生体の推定された高さによって描かれる軌跡にジェスチャ認証アルゴリズムを適用することによる行動識別法について述べた. その後, 行動前後の状態による行動識別率向上法について述べた. 実際の屋内家屋において伝搬チャネル測定実験を行い, 6つの行動の識別率の評価を行った. 補正を行わない行動識別の平均識別精度が 66. %であるのに対し, 行動前後状態に対する状態遷移確率を考慮した場合の平均識別精度は 94.8%と識別率が向上することが分かった. 本検討により, マイクロ波を用いて高い確率で生体の行動を識別可能であることを明らかにした.

第5章では, デバイスフリーかつ非接触な MIMO アレーを用いた個人識別法を提案し, 実験により提案法の識別精度を確認した. 提案個人識別法は生体周囲に配置したアンテナにより, ヒトの身体の形状による空間的な反射特性と個人のバイタルサインの時間的な特徴を観測し, データベースチャネルと評価関数を用いて比較する. 観測した応答と最も近い登録者のデータを探索することで識別を行うだけでなく, 閾値を導入することで非登録者の誤識別を低減する方法も導入した. 8人の登録者と4人の非登録者を設定し, 屋内環境にて実験を行った結果,  $8 \times 8$  MIMO 構成で識別チャネルを5回以上測定することによって EER = 0% を達成することができた. また, 生体前面側の  $5 \times 5$  MIMO アンテナだけを用いた場合も, 識別チャネルを6回以上測定することで EER = 0% となることを確認した. 本検討により, マイクロ波を用いて対象の空間・時間的特徴を観測することによって, 個人の識別が可能であることを明らかにした.

以上のマイクロ波を用いたヒトセンシングに関する研究成果から, デバイスフリーな位置推定, 状態・行動識別, および個人識別が可能であることを実証した. 本研究で得られた知見が無線通信機器の普及に伴う安全で便利な見守りシステムの構築に大きく貢献するものと考えられる.

また, 本研究において残った課題として, 見通し外の測定, 状態・行動識別の統合, 複数対象が存在する場合の評価, マイクロ波個人識別法のアンテナ配置や対象の位置ずれに対してロバストな識別手法の検討が挙げられる. はじめに見通し外の測定について, 本検討はヒト-アンテナが見通し環境である場合において提案法の評価を行った. 実際の見守りにおいては, 部屋を隔てた測定や, 上下階の推定が求められるため, それらの状況に対応可能な手法の開発が求められる. 電波の減衰や送信電力の制限を考えると, アンテナを複数個所に設置し, 空間的に観測範囲を広げることが有効であると考えられる. または, 無指向性アンテナを観測範囲中心に設置することで, アンテナ-対象距離を減らすことが期待できるため,

使用アンテナによる性能評価が検討事項として考えられる。状態・行動識別の統合では、本研究のように静止・行動を分けて識別するのではなく、両状態を考慮した識別が可能となる手法の開発が求められる。また、歩行による移動等を考慮することでより連続的な見守りシステムとして実用に近づけると考えられる。複数対象が存在する場合について、状態・行動識別は理論上分離可能であるが、実験による評価を行っていないため実環境を想定した検討による実証が期待される。個人識別法については、本論文における検討は対象の周囲にアンテナを配置し、同位置・同姿勢にて測定を行ったが、位置がずれた場合においては識別精度の低下が懸念される。また、本検討におけるアンテナ-被験者間距離は非常に近いものであった。このことから、位置ずれに強く、より遠い距離においても識別可能な手法が必要となる。検討の方針例として、位置推定を行うことのできるアンテナ構成とすることで、対象の測位結果から教師データとの位置ずれを補正する手法が考えられる。これが実現すると、位置ずれに強く数メートル離れた場所での個人識別が可能となるに加えて、対象の位置推定も可能となる利点が存在する。また識別要素として、状態識別に用いた Doppler RCS 等も利用可能であるため、個人識別に用いる特徴を増やすことも識別法の改良策として有効であると考えられる。これらの課題を解決することで、マイクロ波を用いた位置や状態・行動推定と個人識別を組み合わせたシステムの構築が可能となり、マイクロ波見守りシステムの発展に大きく貢献することを期待し、本研究のまとめとしたい。

## 参考文献

- [1] 総務省, 平成 30 年版情報通信白書, <http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/h30/html/nd111200.html>.
- [2] World Population Prospects: The 2017 Revision, United Nations.
- [3] 総務省, 平成 30 年度版高齢社会白書, [http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/html/gaiyou/s1\\_1.html](http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/html/gaiyou/s1_1.html).
- [4] 大高洋平, “高齢者の転倒予防の現状と課題,” 日本転倒予防学会誌, Vol. 1, No.3, pp 11-20, 2015.
- [5] Y. Imai, K. Otsuka, Y. Kawano, K. Shimada, H. Hayashi, O. Tochikubo, M. Miyakawa, K. Fukiyama, “Japanese society of hypertension (JSH) guidelines for self-monitoring of blood pressure at home,” Hypertension Research Vol. 26, No. 10, pp. 771-782, 2003.
- [6] 西田佳史, 武田正資, 森武俊, 溝口博, 佐藤知正. “圧力センサによる睡眠中に呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測,” 日本ロボット学会誌, Vol. 16, No. 5, pp. 705-711, 1998.
- [7] 渡辺春美, 渡辺嘉二郎. “睡眠中の心拍, 呼吸, イビキ, 体動および咳の無侵襲計測,” 計測自動制御学会論文集, Vol. 35, No. 8, pp.1012-1019, 1999.
- [8] 土居元紀, 井上博司, 青木優太郎, 大城理. “人物追跡と転倒検知による独居高齢者遠隔見守りシステム,” 電気学会論文誌 E (センサ・マイクロマシン部門誌), Vol. 126, No. 8, pp. 457-463, 2006.
- [9] 前川泰子, 中島智晴, 今西昇, 樋口由美, “居住空間のスマート化に向けた高齢者見守りシステム開発の取り組み,” ヒューマンケア研究学会誌 5.2, pp. 51-54. 2014.
- [10] J. Krumm, S. Harris, B. Meyers, B. Brumitt, M. Hale, and S. Shafer, “Multi-camera multi-person tracking for easy living,” In Proceedings Third IEEE International Workshop on Visual Surveillance, pp. 3-10, Jul. 2000.
- [11] J. Ohya and F. Kishino, “Human posture estimation from multiple images using genetic algorithm,” Proceedings of 12th International Conference on Pattern Recognition, Vol. 1, pp. 750-753, Oct. 1994.

- [12] R. Cucchiara, C. Grana, A. Prati, and R. Vezzani, "Probabilistic posture classification for Human-behavior analysis," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, Vol. 35, No. 1, Jan. 2005.
- [13] Bingbing Ni, Gang Wang, and Pierre Moulin "RGBD-HuDaAct: A color-depth video database for human daily activity recognition," In 2011 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops (ICCV Workshops), pp. 1147-1153, Nov. 2011.
- [14] Y. Zhao, Z. Liu, L. Yang, H. Cheng, "Combing RGB and depth map features for human activity recognition," *Proc. Asia Pacific Signal Inf. Process. Assoc. Annu. Summit Conf.*, pp. 1-4, Dec. 2012.
- [15] V. Ganapathi, C. Plagemann, D. Koller, and S. Thrun, "Real time motion capture using a single time-of-flight camera," In *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, pp. 755-762, Jun. 2010.
- [16] J. K. Aggarwal and Q. Cai, "Human motion analysis: A review," *Comput. Vis. Image Understand.*, vol. 73, no. 3, pp. 428-440, Mar. 1999.
- [17] J. Aggarwal and M. Ryoo, "Human activity analysis: A review," *ACM Comput. Survey*, Vol. 43, No. 3, pp. 1-43, Apr. 2011.
- [18] L. Fiore, D. Fehr, R. Bodor, A. Drenner, G. Somasundaram, N. Papanikolopoulos, "Multi-camera human activity monitoring," *Jour. of Intelligent and Robotic Systems*, Vol. 52, No.1, pp. 5-43, Jan. 2008.
- [19] Z. Zhang, "Microsoft Kinect sensor and its effect," *IEEE Multimedia Mag.*, Vol. 19, No. 2, pp. 4-10, Feb. 2012.
- [20] A Phan and F P. Ferrie, "Towards 3D human posture estimation using multiple kinects despite self-contacts," 2015 14th IAPR International Conference on Machine Vision Applications (MVA), pp. 567-571, May 2015.
- [21] A.T. Duchowski, "Eye tracking methodology," *Theory and Practice*, 2007.
- [22] 厚生労働省ホームページ, 平成 29 年 (2017) 人口動態統計 (確定数) の概況, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei17/index.html>.



- [23] S. Patel, H. Park, P. Bonato, L. Chan, and M. Rodgers, "A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation," *J. NeuroEng. Rehabil.*, Vol. 9, No. 1, Apr. 2012.
- [24] P. Chulsung, P. H. Chou, B. Ying, R. Matthews, and A. Hibbs, "An ultra-wearable wireless low power ECG monitoring system," *Proc. IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, pp. 241-244, 2006.
- [25] H. Sugano, T. Tsujioka, T. Inoue, S. Nakajima, S. Hara, H. Nakamura, and K. Takeuchi, "Clinical tests and evaluations of a wireless ECG sensor for realization of ubiquitous health care systems," *Proc. IEEE 32nd Annu. Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 2030-2033, Aug. 2010.
- [26] S. Izumi, M. Nakano, K. Yamashita, Y. Nakai, H. Kawaguchi, and M. Yoshimoto, "Noise tolerant heart rate extraction algorithm using short-term autocorrelation for wearable healthcare systems," *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, Vol.E98-D, No.5, pp.1095-1103, May 2015.
- [27] S.W Lee and K. Mase, "Activity and location recognition using wearable sensors," *IEEE Pervasive Computing*, Vol.1, No.3, pp.24-32, Jul. 2002.
- [28] M. Quwaider and S. Biswas, "Body posture identification using hidden Markov model with a wearable sensor network," *Proc. 3rd Int. Conf. Body Area Netw. Conf.*, No. 19, pp. 1-8, Mar. 2008.
- [29] D. Rodriguez-Martin, A. Sama, C. Perez-Lopez, A. Catala, J. Cabestany, and A. Rodriguez-Moliner, "SVM-based posture identification with a single waist-located triaxial accelerometer," *Expert Systems with Applications*, Vol. 40, No. 18, pp. 7203-7211, Dec. 2013.
- [30] R. Want, A. Hopper, V. Falcao, J. Gibbons, "The active badge location system," *ACM Transactions on Information Systems*, Vol. 40, No. 1, pp. 91-102, Jan. 1992.
- [31] E. Aitenbichler, M. Mhlhuser, "An IR local positioning system for smart items and devices," *IEEE ICDCS Workshops*, pp. 334-339, May 2003.
- [32] H. H. Kim, K. N. Ha, S. Lee, K. C. Lee, "Resident location-recognition algorithm using a bayesian classifier in the PIR sensor-based indoor location-aware system," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. C Appl. Rev.*, Vol. 39, No. 2, pp. 240-245, Mar. 2009.
- [33] A. K. Jain, A. Ross, and S. Prabhakar, "An introduction to biometric recognition," *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technology Special Issue Image- and Video-Based Biomet.*, vol. 14, no. 1, pp. 4-20, Jan. 2004.

- [34] F. Galton, "Finger prints," Macmillan and Company, 1892.
- [35] R.P. Wildes, "Iris recognition: an emerging biometric technology," Proc. IEEE, Vol 85, No. 9, pp 1348-1363, Sep. 1997.
- [36] M. A. Turk, A. P. Pentland, "Face recognition using eigenfaces," Proc. Int. Conf. on Patt. Recog., pp. 586-591, Jun. 1991.
- [37] M. S. Nixon, T.N. Tan, and R. Chellappa, "Human identification based on gait," New York, NY, US:Springer, Vol. 4, 2010.
- [38] Q. Hao, F. Hu, and Y. Xiao, "Multiple human tracking and identification with wireless distributed pyroelectric sensor systems," IEEE Systems Journal, Vo. 3, No. 4, Dec. 2009.
- [39] S. Pan, N. Wang, Y. Qian, I. Velibeyoglu, H. Y. Noh, and P. Zhang, "Indoor person identification through footstep induced structural vibration," in Proceedings of the 16th International Workshop Mobile Computing Systems and Applications, ACM, pp. 81-86, 2015.
- [40] C. Cornelius, R. Peterson, J. Skinner, R. Halter, and D. Kotz, "A wearable system that knows who wears it," in Proceedings of the 12th annual international conference on Mobile systems, applications, and services, vol. 14, pp. 55-67, Jun. 2014.
- [41] J. Krumm, S. Harris, B. Meyers, B. Brumitt, M. Hale, and S. Shafer, "Multi-camera multi-person tracking for easy living," Proc. IEEE Int'l Workshop Visual Surveillance, pp. 3-10, Jul. 2000.
- [42] M. Drahanak, "Liveness detection in biometrics," in Chetty G. Advanced Biometric Technologies, INTECH, pp. 179-198, 2011.
- [43] J. S. Fang, Q. Hao, D. J. Brady, B. D. Guenther, and K. Y. Hsu, "Real-time human identification using a pyroelectric infrared detector array and hidden Markov models," Optics express, Vol. 14, No. 15, pp. 6643-6658, Jul. 2006.
- [44] J. R. Smith, K. P. Fishkin, B. Jiang, A. Mamishev, M. Philipose, A. D Rea, S. Roy, and K. Sundara-Rajan, "RFID-based techniques for human-activity detection," Commun. ACM, Vol. 48, No. 9, pp. 39-44, Sep. 2005.
- [45] K. Bouchard, J.-S. Bilodeau, D. Fortin-Simard, S. Gaboury, B. Bouchard, and A. Bouzouane, "Human activity recognition in smart homes based on passive RFID localization," Proc. 7th Int. Conf. Pervasive Technol. Relat. to Assist. Environ. - PETRA' 14, pp. 1-8, May 2014.

- [46] 遠藤巖, 藤田悟, “複数のセンサを組み合わせた屋内歩行者位置推定,” マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2013 論文集, pp. 188-195, Jul. 2015.
- [47] 西正博, 吉田彰顕, “TV 放送波を用いた屋内侵入検知システムの提案,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-41, Mar. 2005.
- [48] 西正博, 川口立朗, 高橋茂, 吉田彰顕, “UHF 帯テレビ放送受信波を用いたヒト検知システムの提案,” 電子情報通信学会論文誌 B, Vol.J89-B, No. 9, pp. 1789-1796, Sep. 2006.
- [49] 奥川雄一郎, 秋山佳春, 田島公博, “電波を用いた侵入検知システムの精度向上に関する検討,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-30, Mar. 2006.
- [50] M. Youssef, M. Mah, A. Agrawala, “Challenges: device-free passive localization for wireless environments,” Proceedings of the 13th annual ACM international conference on Mobile computing and networking, pp. 222-229, Sep. 2007.
- [51] G. Deak, K. Curran, J. Condell, “Device-free passive localization using RSSI-based wireless network nodes,” PGNeT The Eleventh Annual Postgraduate Symposium on the Convergence of Telecommunications Networking and Broadcasting, pp. 241-246, 2010.
- [52] C. Xu, B. Firner, Y. Zhang, R. Howard, J. Li, X. Lin, “Improving RF-based device-free passive localization in cluttered indoor environments through probabilistic classification methods,” Proc. 11th Int. Conf. Information Processing in Sensor Networks, pp. 209-220, Apr. 2012.
- [53] M. Seifeldin, A. Saeed, A. E. Kosba, A. El-Keyi, M. Youssef, “Nuzzer: A large-scale device-free passive localization system for wireless environments,” IEEE Trans. Mobile Comput., Vol. 12, No. 7, pp. 1321-1334, Jul. 2013.
- [54] 尾原和也, 前川卓也, 岸野泰恵, 白井良成, 納谷太. “Wi-Fi 電波を用いた低コストなデバイスフリーパッシブ位置推定のための電波強度分散モデルの転移手法,” 研究報告高齢社会デザイン, Vol.2015-ASD-2, No. 12, pp. 1-8, Jul. 2015.
- [55] H. Abdelnasser, K. A. Harras, M. Youssef, “UbiBreathe: A ubiquitous non-invasive WiFi-based breathing estimator,” Proc. 16th ACM Int. Symp. Mobile Ad Hoc Netw. Comput., pp. 277-286, Jun. 2015.
- [56] S. Savazzi, M. Nicoli, F. Carminati, M. Riva, “A Bayesian approach to device-free localization: Modelling and experimental assessment,” IEEE J. Sel. Top. Signal Processing, Vol. 8, No. 1, pp. 16-29, Feb. 2014.

- [57] J. Wilson, N. Patwari, "Radio tomographic imaging with wireless networks," *IEEE Trans. Mobile Computing*, Vol. 9, No. 5, pp. 621-632, Jan. 2010.
- [58] S. Nannuru, Y. Li, Y. Zeng, M. Coates, B. Yang, "Radio-frequency tomography for passive indoor multitarget tracking," *IEEE Trans. Mobile Comput.*, Vol. 12, No. 12, pp. 2322-2333, Dec. 2013.
- [59] Y. Zhao, N. Patwari, "Robust estimators for variance-based device-free localization and tracking," *IEEE Trans. Mobile Comput.*, Vol. 14, No. 10, pp. 2116-2129, Oct. 2015.
- [60] M. Chia, S. Leong, C. Sim, K. Chan, "Through-wall UWB radar operating within fcc's mask for sensing heart beat and breathing rate," *European Radar Conference 2005. EURAD 2005*, pp. 267-270, Oct. 2005.
- [61] A. G. Yarovoy, L. P. Ligthart, J. Matuzas, B. Levitas, "UWB radar for human being detection," *IEEE Aerosp. Electron. Syst. Mag.*, Vol. 21, pp. 10-14, Mar. 2006.
- [62] J. Li, Z. Zeng, J. Sun, and F. Liu, "Through-Wall Detection of Human Being's Movement by UWB Radar," *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, Vol. 9, No. 6, pp. 1079-1083, Nov. 2012.
- [63] 東桂木謙治, 中畑 洋一朗, 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," *電気学会論文誌 C*, Vol. 129, No. 6, pp. 1056-1061, Jun. 2009.
- [64] 大石健太郎, 奥村成皓, 阪本卓也, 佐藤亨, 水谷研治, 井上謙一, 酒井啓之, "人体表面変位の高調波成分に着目した超広帯域ドップラレーダによる非接触心拍間隔測定," *電子情報通信学会論文誌 C*, Vol. J101-C, No. 11, pp. 412-420, Nov. 2018.
- [65] F. Adib, Z. Kabelac, D. Katabi, and RC. Miller, "3d tracking via body radio reflections," *11th USENIX Symposium on Networked Systems Design and Implementation (NSDI'14)*, Vol. 14, pp.317-329, Apr. 2014.
- [66] F. Adib, Z. Kabelac, and Katabi, "Multi-person motion tracking via RF body reflections," *Computer Science and Artificial Intelligence Laboratory Technical Report*, MIT-CSAIL-TR-2014-008, Apr. 2014.
- [67] Y. Wakamatsu, H. Yamada, Y. Yamaguchi, "MIMO Doppler radar using Khatri-Rao product virtual array for human location estimation," *Proceedings of 2014 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (IEEE iWEM 2014)*, Aug. 2014.

- [68] 大田 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,” 電気学会論文誌 C, Vol. 131, No. 9, pp. 1547-1552, Sep. 2011.
- [69] F. Adib, C.-Y. Hsu, H. Mao, D. Katabi, F. Durand, “Capturing the human figure through a wall,” ACM Trans. Graph., Vol. 34, No. 6, pp. 219, Nov. 2015.
- [70] M. Zhao, F. Adib, D. Katabi, “Emotion recognition using wireless signals,” Proceedings of the 22nd Annual International Conference on Mobile Computing and Networking, pp. 95-108, Oct. 2016.
- [71] J. C. Lin, “Noninvasive microwave measurement of respiration,” Proceedings of the IEEE, Vol.63, No.10, pp.1530-1530, Oct. 1975.
- [72] A. Droitcour, V. Lubecke, J. Lin, and O. Boric-Lubecke, “A microwave radio for Doppler radar sensing of vital signs. In Microwave Symposium Digest,” 2001 IEEE MTT-S International, Vol. 1, pp.175-178. May 2001.
- [73] O. Boric-Lubecke, V. Lubecke, A. Host-Madsen, D. Samardzija, K. Cheung, “Doppler radar sensing of multiple subjects in single and multiple antenna systems,” Proc. 7th Int. Conf. on Telecommunication in Modern Satellite Cable and Broadcasting Services, Vol. 1, pp. 7-11, Sep. 2005.
- [74] D. Samardzija, B.-K. Park, V. M. Lubecke, O. Boric-Lubecke, V. Lubecke, T. Sizer, “Experimental evaluation of multiple antenna techniques for remote sensing of physiological motion,” IEEE MTT-S Int. Microw. Symp. Dig., pp. 1735-1738, Jun. 2007.
- [75] H. Avagyan, A. Hakhoumian, H. Hayrapetyan, N. Pogosyan, T. Zakaryan, “Portable non-contact microwave Doppler radar for respiration and heartbeat sensing,” Armenian Jour. of Physics, Vol.5, No.1, pp.8-14, Apr. 2012.
- [76] M. Nango, N. Honma, K. Nishimori, H. Sato, “Biological activity detection method using MIMO system,” IEICE Communications Express, Vol. 2, No. 2, pp. 36-41, Feb. 2013.
- [77] C. Li, F. Chen, J. Jin, H. Lu, S. Li, G. Lu, and J. Wang, “A method for remotely sensing vital signs of human subjects outdoors,” MDPI sensors, Vol. 15, No. 7, pp. 14830-14844, Jun. 2015.
- [78] A. Tariq, H. Ghafouri-Shiraz, “Noncontact heart beat signal extraction based on wavelet transform,” Proc. of the 8th Biomedical Engineering and Informatics, pp. 209-213, Oct. 2015.

- [79] R. Ruth, S. Elliot, C. Ke-Yu, G. Mayank, G. Sidhant, S. N. Pate, "Wibreathe: Estimating respiration rate using wireless signals in natural settings in the home," Proc. IEEE Int. Conf. Pervasive Comput. Commun., pp. 131-139, Mar. 2015.
- [80] K. Lee, C. Park, B. Lee, "Tracking driver's heart rate by continuous-wave Doppler radar," Proc. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp. 5417-5420, Aug. 2016.
- [81] F. Adib, H. Mao, Z. Kabelac, D. Katabi, R. C. Miller, "Smart homes that monitor breathing and heart rate," Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, pp. 837-846, Apr. 2015.
- [82] A. Rahman, V. M. Lubecke, O. BoricLubecke, J. H. Prins, and T. Sakamoto, "Doppler radar techniques for accurate respiration characterization and subject identification," IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, Vol. 8, No. 2, Jun. 2018.
- [83] A. Hatami, K. Pahlavan, "In-building intruder detection for WLAN access," IEEE Pos. Loc. and Nav. Symp., pp. 592-595, Apr. 2004.
- [84] 大槻知明, 辻宏之, "時空間信号処理に基づく電波セキュリティシステム," 信学技報, USN2009-5, May 2009.
- [85] S. Ikeda, H. Tsuji, T. Ohtsuki, "Indoor event detection with eigenvector spanning signal subspace for home or office security," Proc. IEEE VTC, pp. 1-5, Sep. 2008.
- [86] 辻宏之, "アレーアンテナによる電波空間情報の検出," 電子情報通信学会技術研究報告. SIP, 信号処理: IEICE technical report, Vol. 110, No. 368, pp. 155-160, Jan. 2011.
- [87] K. Nishimori, Y. Koide, D. Kuwahara, N. Honma, H. Yamada and H. Makino, "MIMO sensor - evaluation on antenna arrangement-," Proceedings of the 5th European Conference on Antennas and Propagation, pp. 2924-2928, Apr. 2011.
- [88] K. Nishimori, K. Ushiki, and N. Honma, "Experimental evaluation toward transmit and receive diversity effect in SIMO/MIMO sensors," Proc. of EuCAP2012, POST2. 9, Mar. 2012.
- [89] L. Liu, M. Popescu, K. C. Ho, M. Skubic, M. Rantz, "Doppler radar sensor positioning in a fall detection system," pp. 256-259, Aug. 2012.
- [90] J. Hong, T. Ohtsuki, "Signal eigenvector-based device-free passive localization using array sensor," IEEE Trans. Veh. Technol., vol. 64, no. 4, pp. 1354-1363, Apr. 2015.

- [91] T. Miwa, S. Ogiwara, Y. Yamakoshi, "Localization of living-bodies using single-frequency multi-static Doppler radar system," *IEICE Trans. on communications*, vo. E92-B, No.7, pp.2468-2476, Jul. 2009.
- [92] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, and Y. Tsunekawa, "Localizing living body using bistatic MIMO radar in multi-path environment," In 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), pp. 3253-3257, Apr. 2014.
- [93] K. Konno, N. Honma, D. Sasakawa, K. Nishimori, N. Takemura, and T. Mitsui, "Estimating living-body location using bistatic MIMO radar in multi-path environment," *IEICE Trans. on Communications*, Vol.E98, No.11, 2314-2321, Nov. 2015.
- [94] Y. Kim, H. Ling, "Human activity classification based on micro-Doppler signatures using a support vector machine," *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, Vol. 47, No. 5, pp. 1328-1337, May 2009.
- [95] J. Hong, T. Ohtsuki, "State classification with array sensor using support vector machine for wireless monitoring systems," *IEICE Trans. Commun.*, Vol. 95, No. 10, pp. 3088-3095, Oct. 2012.
- [96] Q. Pu, S. Gupta, S. Gollakota, and S. Patel, "Whole-home gesture recognition using wireless signals," *Proceedings of the 19th annual international conference on Mobile computing & networking*. ACM, pp.27-38, Sep. 2013.
- [97] W. Wang, A. X. Liu, M. Shahzad, K. Ling, and S. Lü, "Understanding and modeling of wifi signal based human activity recognition," In *Proceedings of the 21st annual international conference on mobile computing and networking*, ACM, pp. 65-76, Sep. 2015.
- [98] Y. Wang, J. Liu, Y. Chen, M. Gruteser, J. Yang, and H. Liu, "E-eyes: device-free location-oriented activity identification using fine-grained wifi signatures," In *Proceedings of the 20th annual international conference on Mobile computing and networking*, ACM, pp. 617-628, Sep. 2014.
- [99] 菊間信良, "アレーアンテナによる適応信号処理," 科学技術出版, 1998.
- [100] J. Li, P. Stoica, *MIMO radar signal processing*, A John Wiley & Sons, inc., 2009.
- [101] G. Mokhtari, Q. Zhang, C. Hargrave, and J.C. Ralston, "Non-wearable UWB sensor for human identification in smart home," *IEEE Sensors Journal*, Vol.17, No.11, pp. 3332-3340, Jun. 2017.
- [102] T. Xin, B. Guo, Z. Wang, M. Li, and Z. Yu, "FreeSense: indoor human identification with WiFi signals," Aug. 2016, [online] Available: <https://arxiv.org/abs/1608.03430>.

- [103] J. Zhang, B. Wei, W. Hu, and S. S. Kanhere, "WiFi-ID: human identification using WiFi signal," in *Distributed Computing in Sensor Systems, 2016 International Conference on.*, IEEE, pp. 75-82, May 2016.
- [104] Q. Xu, Y. Chen, B. Wang, and K. J. R. Liu, "Radio shot: through-the-wall human recognition," in *Signal and Information Processing, 2016 IEEE Global Conference on.*, pp. 1067-1071, Dec. 2016.
- [105] C. Song, F. Lin, Y. Zhuang, W. Xu, C. Li, and K. Ren, "Cardic scan: a non-contact and continuous heart-based user authentication system," In the 23rd ACM Annual International Conference on Mobile Computing and Networking, Oct. 2017.
- [106] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, "Fast estimation algorithm for living body radar," 2014 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2014), FR3D, pp. 583-584, Dec. 2014.
- [107] 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 恒川佳隆, "MIMO レーダを用いた屋内高速生体位置推定アルゴリズム," 信学技報, AP2015-128, pp.105-110, Nov. 2015.
- [108] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, "時間差分チャンネルに基づく MIMO レーダの人物トラッキング性能の評価," 信学技報, AP2016-43, pp.38-42, Jul. 2016.
- [109] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, "Fast Living-Body Localization Algorithm for MIMO Radar in Multi-path Environment," *IEEE Trans. Antennas and Propagat.*, vol.66, no.12, pp.7273-7281, Dec. 2018.
- [110] R. Schmidt, "Multiple emitter location and signal parameter estimation," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 34, no. 3, pp. 276 - 280, Mar. 1986.
- [111] C. Plapous, J. Cheng, E. Taillefer, A. Hirata, and T. Ohira, "Reactance domain MUSIC algorithm for electronically steerable parasitic array radiator," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 52, no. 12, pp. 3257 - 3264, Dec. 2004.
- [112] M. L. Bencheikh, Y. Wang, and H. He, "Polynomial root finding technique for joint DOA DOD estimation in bistatic MIMO radar", *Signal Processing*, Vol. 90, Issue 9, pp. 2723-2730, Sep. 2010.
- [113] 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, Jun .2003.



- [114] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, and T. Mitsui, "Antenna array calibration for living body radar," *IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.*, vol.15, pp.246-249, Feb. 2016.
- [115] K. Saho, T. Sakamoto, T. Sato, K. Inoue, T. Fukuda, "Pedestrian classification based on radial velocity features of UWB Doppler radar images," *Proc. Int. Symp. Antennas Propag.*, pp. 90-93, 2012.
- [116] K. Saho, T. Sakamoto, T. Sato, K. Inoue, and T. Fukuda, "Pedestrian imaging using UWB Doppler radar interferometry," *IEICE Trans. Commun.*, Vol. E96-B, No. 2, pp. 613-623, 2013.
- [117] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, "MIMO レーダを用いた高さ RCS による生体状態推定精度の評価," *信学技報*, AP2016-177, pp.1-4, Mar. 2017.
- [118] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, "MIMO アレーを用いた生体状態推定法と精度評価," *電気関係学会東北支部連合大会*, 2C03, Sep. 2018.
- [119] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, "Human posture identification using a MIMO array," *MDPI electronics*, 7(3), 37, Mar. 2018.
- [120] T. Joachims, "Text categorization with support vector machines: Learning with many relevant features," In *European conference on machine learning* Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 137-142, Apr. 1998.
- [121] J. M. Keller, M. R. Gray, and J. A. Givens, "A fuzzy k-nearest neighbor algorithm," *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, Vol. SMC-15, No.4, pp. 580-585, Jul. 1985.
- [122] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, "Human activity estimation by height and RCS information detected by MIMO radar," *2017 IEEE AP-S Symposium on Antennas and Propagation and USNCURSI Radio Science Meeting*, Jul. 2017.
- [123] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, "Evaluation of filtering technique for human activity identification using MIMO radar," *2017 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP2017)*, POS 3, pp. 1324-1325, Nov. 2017.
- [124] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, "Human activity identification by height and Doppler RCS information detected by MIMO radar," *Vol. E102-B, No. 7, Jul. 2019. (to be published)*

- [125] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “前後状態を考慮した MIMO アレーによる生体行動識別法の高精度化,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-146, Sep. 2018.
- [126] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “状態遷移を考慮したマイクロ波ヒト行動推定法,” 信学技報, AP2018-99, pp.59-64, Oct. 2018.
- [127] T. Asano, A. Miyata, and S. Honda, “Visual interface system using character handwriting gestures,” J. JSPE, Vol. 77, No. 3, pp. 333-337, Sep. 2011.
- [128] F. B. Schneider, “Implementing fault-tolerant services using the state machine approach: A tutorial,” ACM Computing Surveys (CSUR) 22.4, pp. 299-319, Dec. 1990.
- [129] V. Srinivasan, J. Stankovic, and K. Whitehouse, “Using height sensors for biometric identification in multi-resident homes,” Lecture Notes in Computer Science, Vol. 6030 LNCS, No. 1, pp. 337-354, May 2010.
- [130] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた個人識別法,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-113, Sep. 2017.
- [131] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “Human Identification Using MIMO Array,” IEEE Sensors Journal, Vol.18. Issue 8, pp. 3183-3189, Feb. 2018.
- [132] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた個人識別法,” 信学技報, AP2018-52, pp.61-66, Jul. 2018.
- [133] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, “Evaluating Performance of Human Identification using MIMO Array,” Ninth International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation, 213244, Sep. 2018.

## 謝辞

本研究にあたり、岩手大学 本間尚樹教授には長期に渡り懇切なる御指導、御教示を賜りました。ここに深甚なる謝意を表します。

本論文の作成にあたり、ご多忙の中、副査を担当してくださいました、名古屋工業大学 菊間信良教授、岩手大学 小林宏一郎教授、同 恒川佳隆教授に深く感謝致します。本研究を進めるにあたり、御支援、御協力を頂いた新潟大学 西森健太郎准教授、パナソニック株式会社 ホームアプライアンス社 中山武司氏、同 飯塚翔一氏、日本工業大学 竹村暢康准教授、株式会社光電製作所 満井勉氏に深く感謝いたします。

本研究にあたり研究室在籍時に御指導頂きました東日本電信電話株式会社 今野恵太氏、および本研究の遂行に御協力頂きました白木信之氏をはじめとする岩手大学本間研究室所属の皆様に感謝致します。

最後に、これまで暖かく応援して下さった妻をはじめとする家族に深く感謝致します。

## 付録 A 様々なアンテナの組みあわせによる個人識別精度の評価

第5章では、生体の周囲に配置したアンテナ構成を使用し、個人識別精度の比較対象として身体の正面側のアンテナを使用した場合について評価を行った。ここでは、それ以外のアンテナの組みあわせについて精度評価を行った結果について述べる。識別用チャンネルの測定時間は1~5秒、教師用チャンネルの測定時間は10秒、識別チャンネルの測定回数は1、登録者数を8人とした。また、各登録者の識別をそれぞれ100回行い、その平均GARを計算した。

図A.1に対称的に配置したアンテナ構成の概念図を示す。本検討におけるアンテナ構成はアンテナを対称的になるように配置し、(a)身体の前と後ろの $2 \times 2$ MIMO、(b)身体の左右の $2 \times 2$ MIMO、(c)身体前後左右の十字型 $4 \times 4$ MIMO、(d)身体斜め方向のx型 $4 \times 4$ MIMO、および(e) $8 \times 8$ MIMOの配置で識別精度の評価を行った。

図A.2に対称配置アンテナにおける測定時間に対する平均GARを示す。図A.1(a)および同図(b)の $2 \times 2$ MIMOアンテナ構成における最高識別精度はそれぞれ1.8秒での44.9%、4.2秒での60.0%であった。MIMO構成であるが、 $2 \times 2$ 素子では精度が低いことが確認できた。また、同じ構成の配置であっても、身体の前より左右に配置した場合の精度が高いことが分かった。また、図A.1(c)および同図(d)の $4 \times 4$ MIMOアンテナ構成における最高識別精度はそれぞれ2.4秒での89.0%、3.0秒での93.5%であった。この結果より、 $4 \times 4$ MIMOでは十字配置よりx配置の精度が高いことが分かった。また、 $8 \times 8$ MIMO構成は第5章の図5.18で示したように最高99.4%の精度だった。

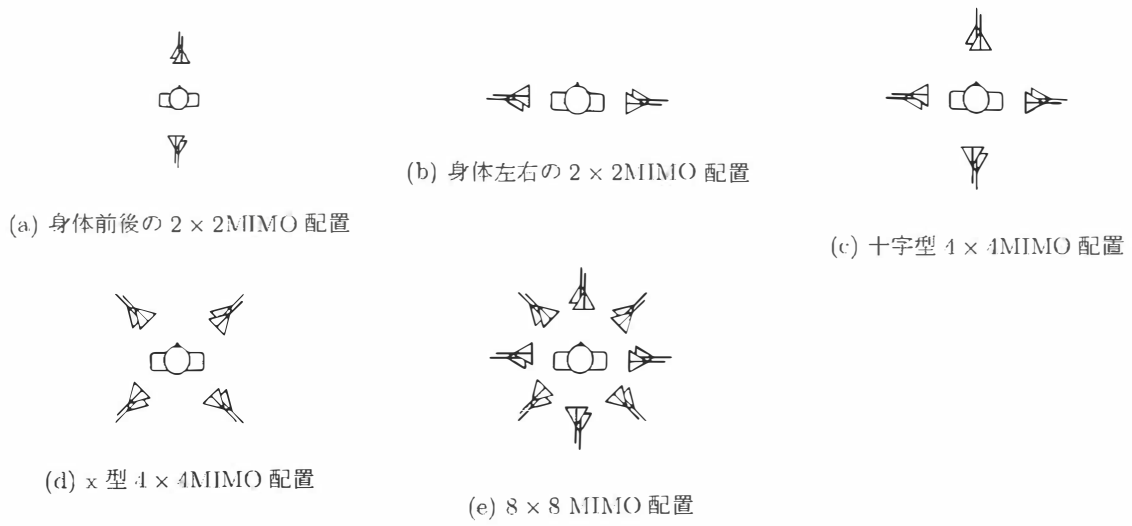


図 A.1: 対称的に配置したアンテナ構成

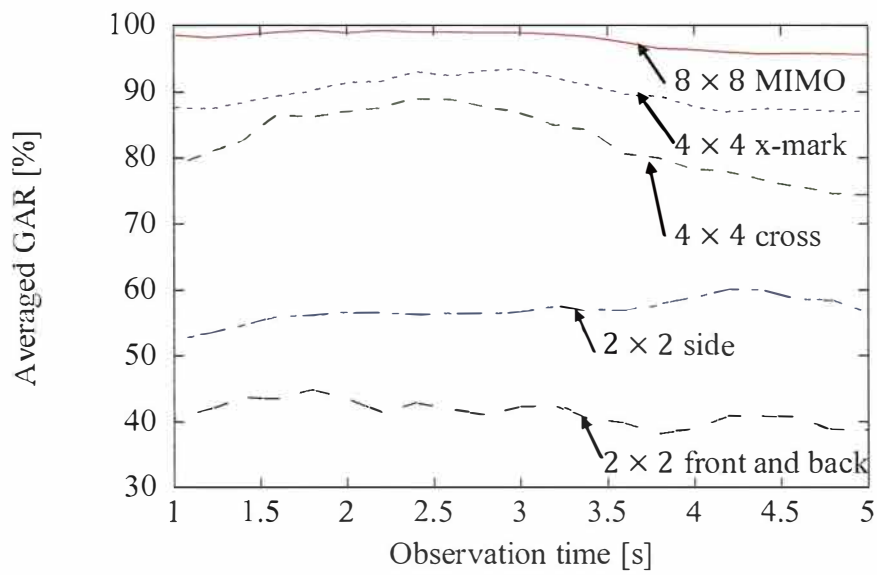


図 A.2: 対称配置アンテナにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

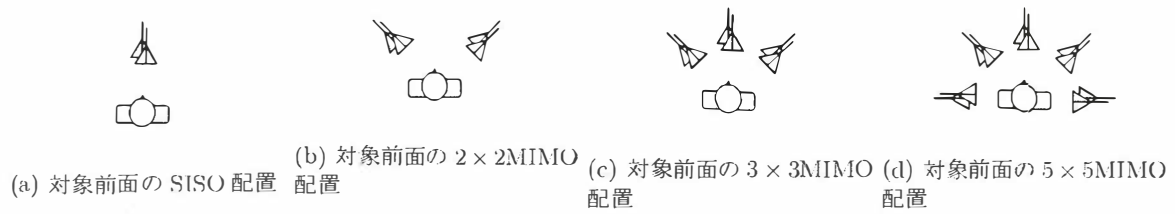


図 A.3: 対象の前面に配置したアンテナ構成

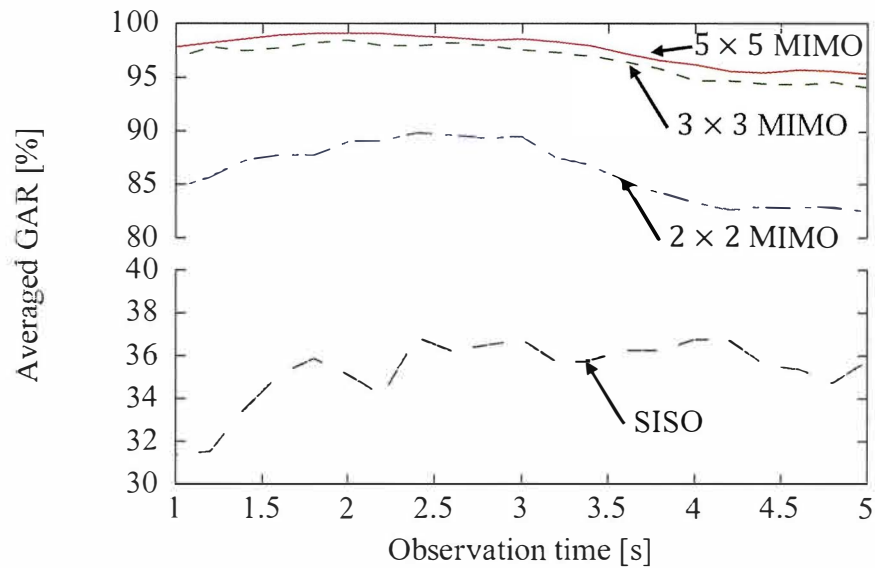


図 A.4: 対象の前面に配置したアンテナにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.3 に身体の正面側に配置したアンテナ構成の概念図を示す。本検討におけるアンテナ構成は第 5 章の図 5.18 と比較して身体の正面側 2×2MIMO を使用した場合の評価を追加して行った。

図 A.4 に正面配置アンテナにおける測定時間に対する平均 GAR を示す。図 A.3 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は SISO, 2×2, 3×3, および 5×5MIMO がそれぞれ 36.9%, 89.9%, 98.5%, 99.1%であった。追加した正面側 2×2MIMO における識別精度は 89.9%と非常に高く、図 A.2 と比較しても、2 素子であっても配置と生体との関係によって高い識別精度を達成できることを明らかとした。

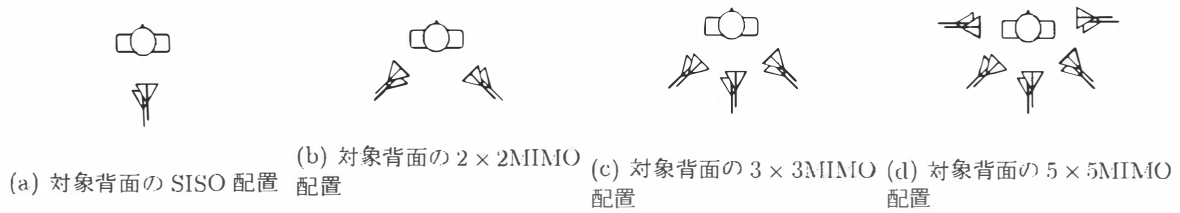


図 A.5: 対象の背面に配置したアンテナ構成

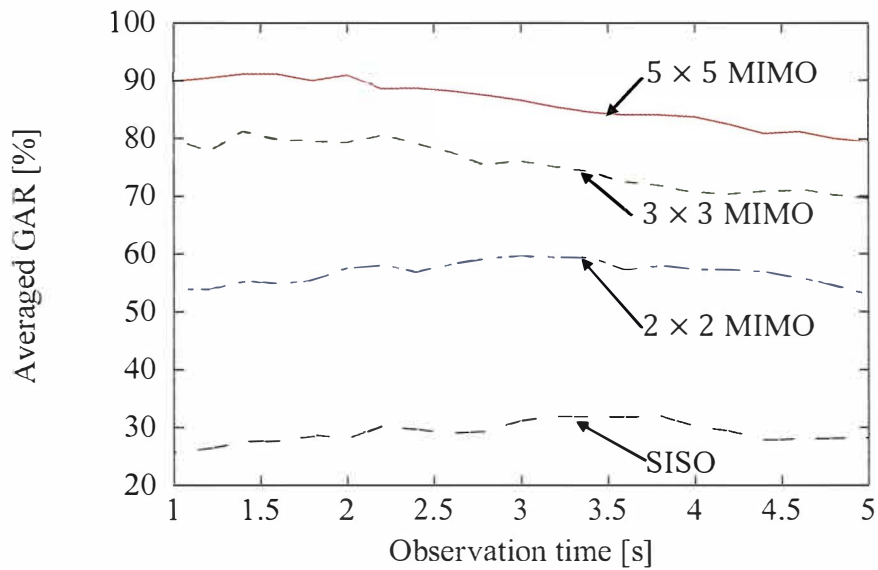


図 A.6: 対象の背面に配置したアンテナにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.5 に身体の背面に配置したアンテナ構成の概念図を示す。本検討におけるアンテナ構成は生体の背面側になるように配置し、(a)SISO 構成、(b)2 × 2MIMO、(c)3 × 3MIMO、(d)5 × 5MIMO の配置で識別精度の評価を行った。

図 A.6 に背面配置アンテナにおける測定時間に対する平均 GAR を示す。図 A.5 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は SISO、2 × 2、3 × 3、および 5 × 5MIMO がそれぞれ 32.1%、59.9%、81.3%、91.3%であった。SISO 構成の最大 GAR は正面側と同程度であったが、MIMO 構成における識別精度は正面側に配置したアンテナと比較して低くなっていることが分かる。したがって、MIMO アンテナにおける個人識別では、生体の正面側のアンテナを使用することが精度向上に重要であることが確認できた。

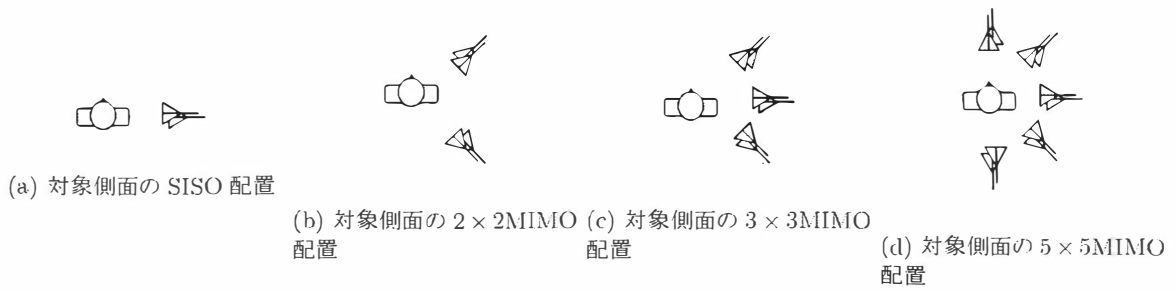


図 A.7: 対象の側面に配置したアンテナ構成

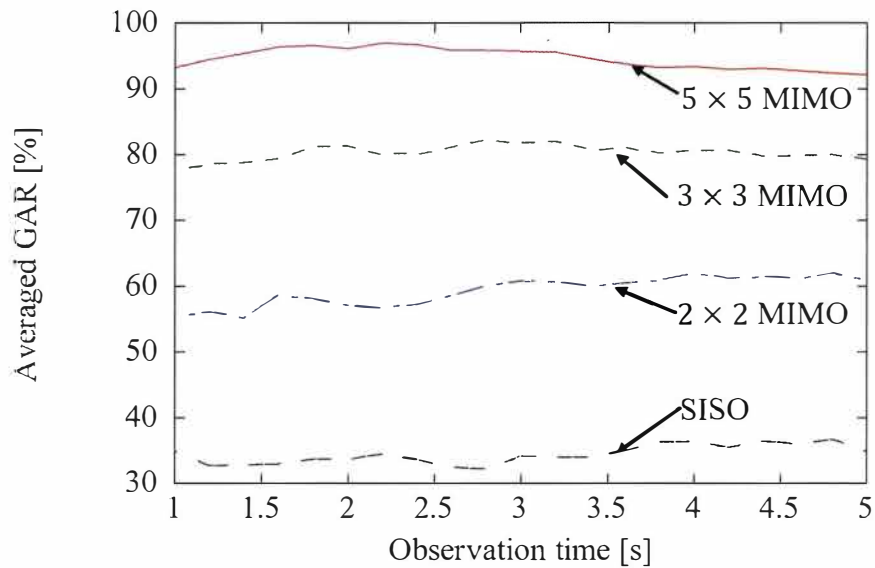
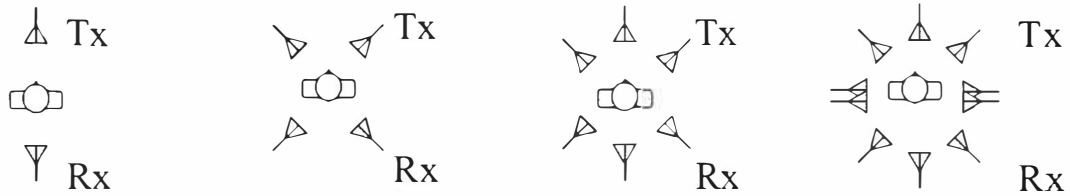


図 A.8: 対象の側面に配置したアンテナにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.7 に身体の側面に配置したアンテナ構成の概念図を示す。本検討におけるアンテナ構成は生体の側面側になるように配置し、(a)SISO 構成、(b) $2 \times 2$ MIMO、(c) $3 \times 3$ MIMO、(d) $5 \times 5$ MIMO の配置で識別精度の評価を行った。

図 A.8 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は SISO、 $2 \times 2$ 、 $3 \times 3$ 、および  $5 \times 5$ MIMO がそれぞれ 36.8%、62.1%、82.4%、97.0%であった。身体の前後が含まれる  $5 \times 5$ MIMO は非常に高い 97.0%となっていることが分かった。一方、側面要素のみの  $3 \times 3$ MIMO は 82.4%と、背面構成の 81.3%よりは少し高いものの、正面構成の 98.5%より劣っていることが分かる。この結果より、背面側の識別精度より向上していることが分かるが、正面側の精度よりは劣っていることが確認できた。





(a) 前面送信機から背面受信機の SISO 配置 (b) 前面送信機から背面受信機の 2 × 2MIMO 配置 (c) 前面送信機から背面受信機の 3 × 3MIMO 配置 (d) 前面送信機から背面受信機の 5 × 5MIMO 配置

図 A.9: 対象の前面に送信機, 背面に受信機を配置したアンテナ構成

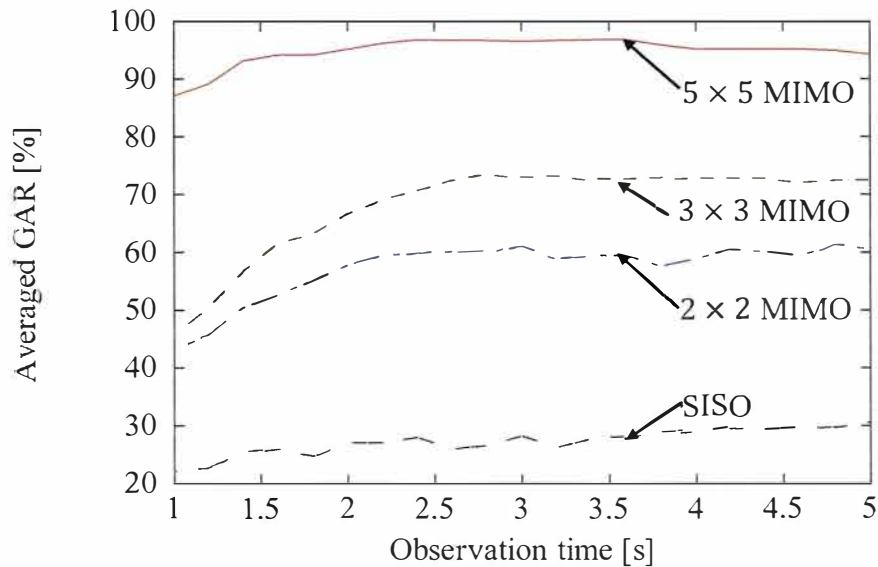


図 A.10: 前面送信機から背面受信機で測定した伝搬チャネルにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.9 に身体の正面側に送信アンテナ, 背面側に受信アンテナを配置した場合のアンテナ構成の概念図を示す. 本検討におけるアンテナ構成は, (a)SISO 構成, (b)2 × 2MIMO, (c)3 × 3MIMO, (d)5 × 5MIMO の配置で識別精度の評価を行った.

図 A.10 に図 A.9 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は SISO, 2 × 2, 3 × 3, および 5 × 5MIMO がそれぞれ 30.6%, 61.4%, 73.6%, 96.9%であった. 5 × 5MIMO における最大平均 GAR は 96.9%となっているが, この配置のためには生体の周囲をアンテナで囲う必要がある. 一方, この構成における 3 × 3MIMO の最大平均 GAR は 73.6%と, 身体の片側に配置した前面 (図 A.4) の 98.5%, 背面 (図 A.6) の 81.3%, 側面 (図 A.8) の 82.4%のいずれより低い結果となった.

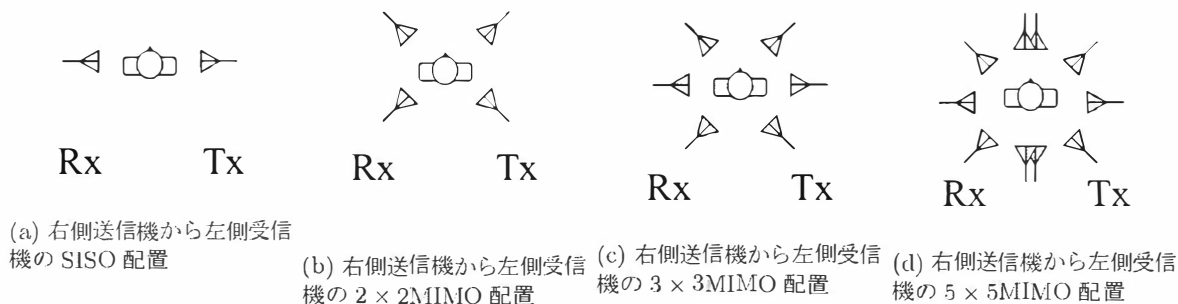


図 A.11: 対象の右側に送信機, 左側に受信機を配置したアンテナ構成

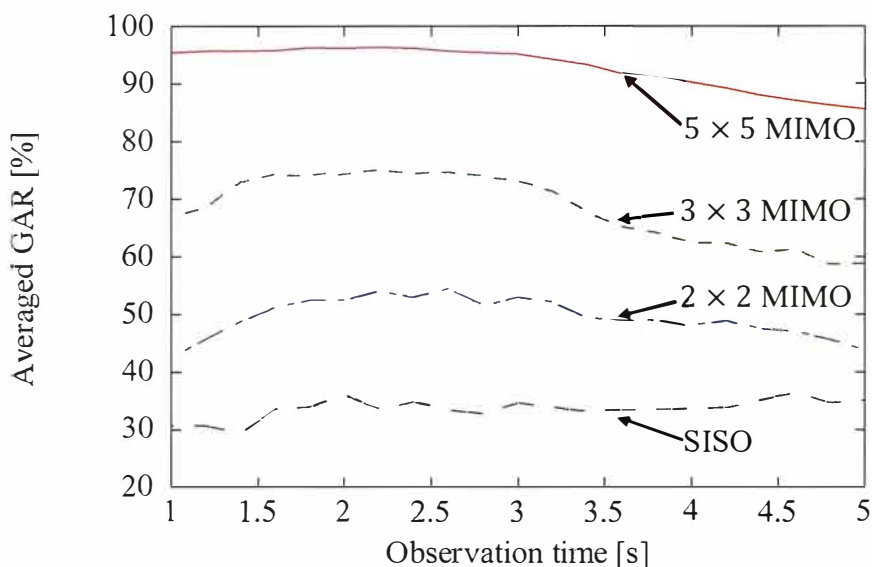


図 A.12: 右側送信機から左側受信機で測定した伝搬チャネルにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.11 に身体の右側に送信アンテナ, 左側に受信アンテナを配置した場合のアンテナ構成の概念図を示す. 本検討におけるアンテナ構成は, (a)SISO 構成, (b)2 × 2MIMO, (c)3 × 3MIMO, (d)5 × 5MIMO の配置で識別精度の評価を行った.

図 A.12 に図 A.11 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は SISO, 2 × 2, 3 × 3, および 5 × 5MIMO がそれぞれ 36.4%, 54.5%, 75.3%, 96.5% であった. 図 A.10 の結果と同様に, 3 × 3MIMO の平均 GAR = 75.3% は身体の片側に配置した前面 (図 A.4) の 98.5%, 背面 (図 A.6) の 81.3%, 側面 (図 A.8) の 82.4% のいずれより低い結果となった. 以上の結果より, 生体を送受信機で挟んだ構成に比べて送受信機を同位置に配置して測定を行った場合の識別精度が高いことを確認できた.

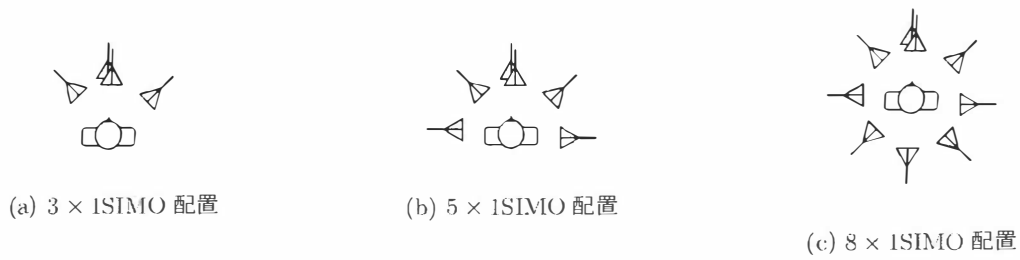


図 A.13: SIMO 配置したアンテナ構成

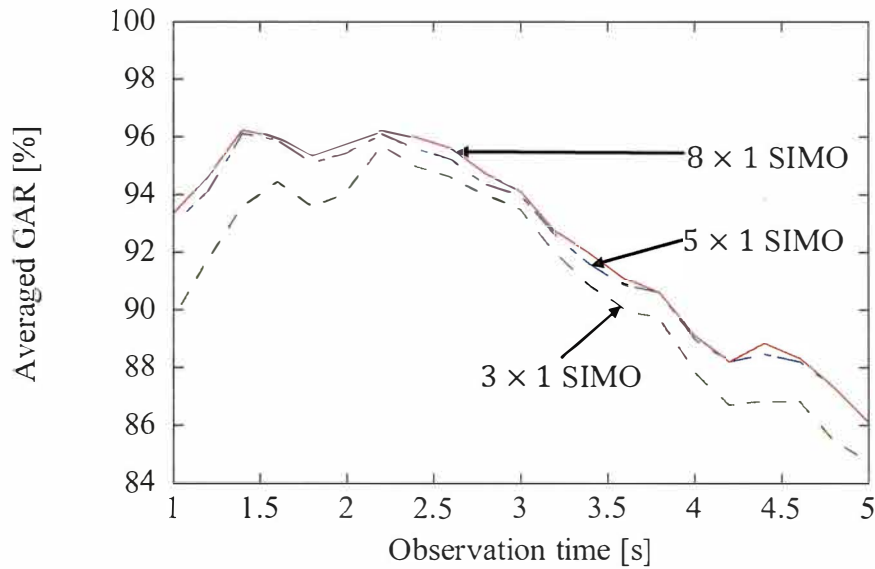


図 A.14: SIMO 構成で測定した伝搬チャンネルにおける時間窓長  $N_T$  に対する平均 GAR 特性

図 A.13 に SIMO 構成のアンテナ配置の概念図を示す。本検討におけるアンテナ構成は、(a) $3 \times 1$  SIMO、(b) $5 \times 1$  SIMO、(c) $8 \times 1$  SIMO の配置で識別精度の評価を行った。

図 A.14 に図 A.13 のそれぞれの構成における最大平均 GAR は (a) $3 \times 1$  SIMO、(b) $5 \times 1$  SIMO、(c) $8 \times 1$  SIMO の配置でそれぞれ 95.8%、96.1%、96.3%であった。正面側に配置した MIMO 構成 (図 A.4) ほどの精度ではないものの、受信機が同位置の SIMO 構成の識別精度は非常に高くなっていることが確認できた。

## 学術論文・外部発表

### 1. 学術論文

- [1] K. Konno, N. Honma, D. Sasakawa, K. Nishimori, N. Takemura, and T. Mitsui, “Estimating living-body location using bistatic MIMO radar in multi-path environment,” *IEICE Trans. Commun.*, Vol.E98-B, No. 11, pp.2314-2321, Nov. 2015.
- [2] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, and T. Mitsui, “Antenna array calibration for living body radar,” *IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.*, vol.15, pp.246-249, Feb. 2016.
- [3] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “human identification using MIMO array,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.18. Issue 8, pp. 3183-3189, Feb. 2018.
- [4] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “human posture identification using a MIMO array,” *MDPI Electronics*, 7(3), 37, Mar. 2018.
- [5] N. Shiraki, D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “method of estimating human orientation using array antenna,” *MDPI Electronics*, 7(6), 92, , Jun. 2018.
- [6] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “Fast living-body localization algorithm for MIMO radar in multi-path environment,” *IEEE Trans. Antennas and Propagat.*, vol.66, no.12, pp.7273-7281, Dec. 2018.
- [7] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama, and S. Iizuka, “human activity identification by height and Doppler RCS information detected by MIMO radar,” *IEICE Transaction*, Vol. E102-B, No. 7, Jul. 2019. (to be published)

## 2. 国際会議

- [1] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, "Localizing living body using bistatic MIMO radar in multi-path environment," 8th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP 2014), Electric Proc. of EuCAP 2014, pp.3863-3867, April 2014.
- [2] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, "Array antenna calibration method for living body radar," 2014 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (iWEM 2014), vol.2, pp. 185-186, Aug. 2014.
- [3] K. Konno, N. Honma, D. Sasakawa, Yoshitaka Tsunekawa, K. Nishimori, N. Takemura, "Localizing multiple target using bistatic MIMO radar in multi-path environment," 2014 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition (iWEM 2014), vol.2, pp. 90-91, Aug. 2014.
- [4] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, "Fast estimation algorithm for living body radar," 2014 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2014), FR3D, pp. 583-584, Dec. 2014.
- [5] D. Sasakawa, N. Honma, K. Nishimori, T. Nakayama and S. Iizuka, "Evaluation of fast human localization and tracking using MIMO radar in multi-path environment," 27th Annual IEEE International Symposium on Personal, indoor and Mobile Radio Communications, WeB8.4, pp.1148-1153, Sep. 2016.
- [6] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, "Human activity estimation by height and RCS information detected by MIMO radar," 2017 IEEE Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting, TH-UK.1P.6, Jul. 2017.
- [7] N. Shiraki, D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, "Cooperative MIMO radar using multiple receiving stations for human localization," 2017 IEEE Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting, pp.1509-1510, Jul. 2017.

- [8] K. Kishimoto, Shinya Yonezawa, N. Shiraki, D. Sasakawa and N. Honma, "Evaluation of vital sign distribution using array antenna," 2017 International Symposium on Antennas and Propagation, POS3-17.1219, Oct. 2017.
- [9] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, "Evaluation of filtering technique for human activity identification using MIMO radar," 2017 International Symposium on Antennas and Propagation, POS3.33.1324, Oct. 2017.
- [10] N. Shiraki, D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, "Experimental evaluation of localization accuracy of multiple subjects using multiple receiving stations," 2018 European Conference on Antennas and Propagation, , Apr. 2018.
- [11] D. Sasakawa, N. Honma, T. Nakayama and S. Iizuka, "Evaluating performance of human identification using MIMO array," Ninth International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation, 213244, Sep.2018.
- [12] N. Honma, D. Sasakawa, N. Shiraki, T. Nakayama and S. Iizuka, "Human monitoring using MIMO radar," 2018 IEEE International Workshop on Electromagnetics: Applications and Student Innovation Competition, TP1.4, pp.77-78, Aug. 2018.
- [13] S. Hasebe, D. Sasakawa, K. Kishimoto and N. Hanma, "Simultaneous detection of multiple targets' vital signs using MIMO radar," 2018 International Symposium on Antennas and Propagation, WeC2-3, pp.101-102, Oct. 2018.

### 3. 研究会

- [1] 今野恵太, 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, 佐藤宏明, 恒川佳隆, “多重波環境マイクロ波センサに適した生体方向推定法の評価,” 信学技報, AP2013-119, pp. 111-116, 2013年11月.
- [2] 今野恵太, 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, “屋内環境における MIMO レーダを用いた生体位置推定法,” 信学技報, AP2013-149, pp. 87-92, 2014年1月.
- [3] 今野恵太, 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, “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.
- [4] 今野恵太, 本間尚樹, 笹川大, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, “MIMO 仮想アレーアンテナを用いた屋内環境における生体位置推定法,” 信学技報, AP2014-162, pp.7-12, 2015年1月.
- [5] 笹川大, 今野恵太, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, “既知の生体方向情報を用いたアレーアンテナの簡易校正法,” 信学技報, AP2015-23, pp.25-30, 2015年5月.
- [6] 本間尚樹, 今野恵太, 笹川大, 西森健太郎, 恒川佳隆, “MIMO レーダ推定位置分散特性に基づく生体人数推定法,” 信学技報, AP2015-25, pp.37-42, 2015年5月.
- [7] 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 恒川佳隆, “MIMO レーダを用いた屋内高速生体位置推定アルゴリズム,” 信学技報, AP2015-128, pp.105-110, 2015年11月.
- [8] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “時間差分チャネルに基づく MIMO レーダの人物トラッキング性能の評価,” 信学技報, AP2016-43, pp.38-42, 2016年7月.
- [9] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO レーダを用いた高さ RCS による生体状態推定精度の評価,” 信学技報, AP2016-177, pp.1-4, 2017年3月.
- [10] [招待論文] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO レーダを用いた高さ と RCS による生体の状態および行動推定,” 第2回コミュニケーションクオリティ学生ワークショップ, 2017年8月.
- [11] 岸本一真, 本間尚樹, 白木信之, 笹川大, “複数アンテナを用いた生体信号発生部位の評価,” 第2回コミュニケーションクオリティ学生ワークショップ, 2017年8月.

- [12] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “複数受信局を用いた生体レーダ位置推定精度の向上法,” 第2回コミュニケーションクオリティ学生ワークショップ, 2017年8月.
- [13] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた個人識別法,” 信学技報, AP2018-52, pp.61-66, 2018年7月.
- [14] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “複数局協調型 MIMO レーダを用いた生体位置推定精度の評価,” 信学技報, AP2018-54, pp. 73-78, 2018年7月.
- [15] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “アレーアンテナを用いた生体向き推定法の評価,” 信学技報, AP2018-82, pp. 7-12, 2018年9月.
- [16] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “状態遷移を考慮したマイクロ波ヒト行動推定法,” 信学技報, AP2018-99, pp.59-64, 2018年10月.



## 4. 大会

- [1] 笹川大, 今野恵太, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, 恒川佳隆, “生体方向検出レーダの簡易校正法,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-201, 2014年3月.
- [2] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, Yoshitaka Tsunekawa, “Simple calibration method for living body radar,” 電気関係学会東北支部連合大会, 1A-11, 2014年8月.
- [3] 今野恵太, 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, 恒川佳隆, “屋内環境に適した MIMO レーダによる生体位置推定法,” 電気関係学会東北支部連合大会, 1F-11, 2014年8月.
- [4] 今野恵太, 笹川大, 本間尚樹, 西森健太郎, 竹村暢康, 満井勉, 恒川佳隆, “屋内環境における MIMO レーダを用いた複数生体位置推定法,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, BS-1-7, 2014年9月.
- [5] 笹川大, 今野恵太, 本間尚樹, 西森健太郎, 恒川佳隆, “マルチパス環境下における高速生体位置推定アルゴリズム,” 電気関係学会東北支部連合大会, 2G16, 2015年8月.
- [6] 笹川大, 今野恵太, 本間尚樹, 西森健太郎, 恒川佳隆, “MIMO 仮想アレーを用いた屋内高速生体位置推定アルゴリズム,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-126, 2015年9月.
- [7] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO レーダを用いた高さ と RCS による生体状態推定,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-135, 2016年9月.
- [8] 岸本一真, 米澤真也, 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, “アレーアンテナを用いた生体信号発生部位の評価,” 電気情報通信学会総合大会, B-1-147, 2017年3月.
- [9] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO レーダにより検出した高さ と RCS 情報を用いた行動推定法,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-148, 2017年3月.
- [10] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “複数受信局を用いた生体レーダ位置推定精度の向上法,” 電気情報通信学会総合大会, B-1-149, 2017年3月.
- [11] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた個人識別法,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-113, 2017年9月.

- [12] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “複数受信局を用いた複数ターゲット位置推定の精度評価,” 信号処理シンポジウム, P-8, 2017 年 11 月.
- [13] 長谷部駿, 笹川大, 岸本一真, 本間尚樹, “MIMO レーダにおける固有ビームフォーミングを用いた複数人バイタルサインの分離法,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-131, 2018 年 3 月.
- [14] 袁 之雄, 本間尚樹, 白木信之, 笹川 大, 中山武司, 飯塚翔一, “アレーアンテナを用いた生体向き推定法,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-132, 2018 年 3 月.
- [15] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “複数局協調型 MIMO レーダを用いた複数生体位置推定精度の評価,” 電気情報通信学会総合大会, B-1-134, 2018 年 3 月.
- [16] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた生体状態推定法の評価,” 電子情報通信学会総合大会, B-1-137, 2018 年 3 月.
- [17] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “MIMO アレーを用いた生体状態推定法と精度評価,” 電気関係学会東北支部連合大会, 2C03, 2018 年 9 月.
- [18] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “マイクロ波を用いた生体向き推定法の性能評価,” 電気関係学会東北支部連合大会, 2C05, 2018 年 9 月.
- [19] 白木信之, 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “OFDM 信号を用いた MIMO レーダによる屋内生体方向推定法,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-140, 2018 年 9 月.
- [20] 笹川大, 本間尚樹, 中山武司, 飯塚翔一, “前後状態を考慮した MIMO アレーによる生体行動識別法の高精度化,” 電子情報通信学会ソサイエティ大会, B-1-146, 2018 年 9 月.

## 特許

- [1] 本間尚樹, 笹川大, ”方向推定装置及び位置推定装置,” 特願 2016-006651, 2016 年 01 月 15 日
- [2] 飯塚翔一, 中山武司, 本間尚樹, 笹川大, “位置および状態推定装置,” 特願 2017-001317, 2017 年 01 月 06 日
- [3] 中山武司, 飯塚翔一, 本間尚樹, 笹川大, “位置および状態推定装置,” 特願 2017-249695, 2017 年 12 月 26 日
- [4] 中山武司, 飯塚翔一, 本間尚樹, 笹川大, “識別装置及び識別方法,” 特願 2017-223430, 2017 年 11 月 21 日
- [5] 飯塚翔一, 中山武司, 本間尚樹, 笹川大, 袁之雄, “生体方向推定装置及び生体方向推定方法,” 特願 2018-001045, 2018 年 01 月 09 日

## 表彰

- [1] D. Sasakawa, K. Konno, N. Honma, K. Nishimori, N. Takemura, T. Mitsui, “Simple calibration method for living body radar,” IEEE Sendai Section Best Paper Prize, Dec. 2014.
- [2] 笹川大, 電子情報通信学会, 学術奨励賞, Mar. 2017.
- [3] 笹川大, 電子情報通信学会 アンテナ・伝播研究会, 若手奨励賞, Jun. 2017.
- [4] 岸本一真, 本間尚樹, 白木信之, 笹川大, “複数アンテナを用いた生体信号発生部位の評価,” 第2回コミュニケーションクオリティ学生ワークショップ 優秀研究賞, Aug. 2017.
- [5] 笹川大, “MIMO アレーを用いた生体状態推定法と精度評価,” 電子情報通信学会東北支部学生優秀論文賞, 2019.