

ウェアラブルUWBの時系列CIRを用いた呼吸推定

芝塚 育大^{1,a)} 藤重 凱人^{1,b)} 坪内 孝太^{2,c)} 西山 勇毅^{3,d)} 下坂 正倫^{1,e)}

概要:呼吸波形や換気量は健康や認知負荷などを評価する重要な生理指標であるが、測定には一般に装着負荷の大きい機器が必要となる。一方、無線信号の反射から胸郭変動を捉えられる Ultra-Wideband (UWB) は、低負荷で呼吸波形まで再現可能な有力な計測手法として注目されている。しかし、従来の研究では、環境設置型での計測を前提としており、ウェアラブルに適用した場合、UWB レーダと体との相対的な位置や向きによる影響や、体動によって呼吸信号が埋もれるなどの課題については十分に議論されていない。本研究では、日常的に装着可能な形態で呼吸波形を計測することを目的として、手首装着型 UWB を提案する。この計測形態では、手の配置や姿勢によるレーダと体との向き・距離の違い、および手の動作に伴うセンサ位置の変動が呼吸波形推定に影響を及ぼす可能性があるため、その影響を実験的に検証する。被験者の特定の姿勢・動作下で UWB の時系列 CIR から呼吸波形を推定し、環境設置型と手首装着型とを比較して、呼吸波形復元の精度を評価する。

1. 序論

1.1 本研究の背景

呼吸波形や換気量は、健康状態や疾患リスク、認知負荷などを評価できる重要な生理指標である [1][2]。呼吸の時間変動には健康や疾患状態に関する情報が含まれることが知られており、健康な個体では呼吸間隔や波形のゆらぎが多様で柔軟に保たれるのに対し、慢性閉塞性肺疾患 (COPD) や心不全、喘息などの病態では、呼吸波形がより規則的かつ単調になり、変動の幅や多様性が低下することが報告されている [1]。また、認知負荷が高まると、呼吸数が増加し、呼吸パターンが不規則になったり、分時換気量が増大するなど、呼吸波形に顕著な変化が生じることが示されている [2]。したがって、呼吸波形や換気量を連続的にモニタリングし、その動的变化を解析することは、健康・認知両面の状態評価において重要である。

これまでの医療・ウェアラブル機器 [3][4][5][6] では呼吸波形や換気量の計測が可能な一方、装着負荷が大きく日常的な利用には適さない。医療現場で広く用いられるスパイロメータ [3] は、換気量を高精度に測定できる一方で、マウスピースを口に装着する必要がある、長時間連続での使

用は困難である。胸部変形を計測するシャツ型デバイス [4] や、腹部の容量変化を検出するセンサ [5] などが報告されているが、いずれも胸郭や腹部にセンサを密着させる構造をとり、測定精度は高いものの、装着による負担の課題が残る。また、従来から用いられているベルト型の呼吸インダクタンスプレチスモグラフ (RIP) [6] は、胸部と腹部にベルトを巻きつけることで高精度な換気量推定が可能であるが、装着による負荷が大きく、日常生活下での利用は難しい。したがって、より低侵襲かつ日常的な呼吸モニタリングを実現するためには、装着負荷の少ない計測手法が求められる。

近年、比較的装着が容易な商用ウェアラブルデバイスや呼吸推定手法 [7][8][9][10][11] が報告されているが、多くは呼吸数や無呼吸検知にとどまり、呼吸波形や換気量の推定には至っていない。これらの手法では、光学センサや加速度センサ、音響センサなどを用いて呼吸に伴う間接的な生体変化を検出するが、胸郭運動を直接計測しないため、呼吸波形の再現は困難である。したがって、装着負荷を抑えつつ呼吸波形や換気量を精度よく計測できる手法の実現が期待される。

一方、Ultra-Wideband (UWB) は胸郭の微小変動を非接触で捉え、呼吸波形の復元まで可能な有望な計測技術として注目されている [12][13][14]。UWB の信号を用いて、電波の到達時間や反射強度から胸部の微小な動きを推定できるため、測定負荷がない呼吸モニタリングに適している。例えば、動作中の被験者に対する呼吸波形復元に関する研究 [12] では、スマホ操作やタイピング、足ゆすり、その場

¹ 東京科学大学 情報理工学院 情報工学系

² LINE ヤフー株式会社

³ 東京大学

^{a)} shibatsuka@miubiq.cs.titech.ac.jp

^{b)} fujishige@miubiq.cs.titech.ac.jp

^{c)} ktsubouc@yahoo-corp.jp

^{d)} yuukin@iis.u-tokyo.ac.jp

^{e)} simosaka@miubiq.cs.titech.ac.jp

でのエクササイズ、トレッドミル歩行、座り立ち、ベッド上での寝返りといった日常的な動作下でも、UWB から取得した信号を深層学習で処理することで、呼吸波形を復元できることを示した。このように、UWB は動作が伴う実環境においても、非接触かつ低負荷で呼吸波形を復元可能な有力な手法と位置づけられる。

しかし、既存研究の多くは環境設置型に限定されており、ウェアラブル化の検討はほとんどなされていない。UWB を用いた呼吸推定の既存研究では、レーダを胸部正面に配置したり [12][13]、天井に設置する [14] など、環境に固定して測定を行う構成が主流である。このような環境設置型の構成では、測定場所が限定され、被験者の移動や日常的な活動を伴う連続モニタリングには適さないという課題がある。そこで、UWB をウェアラブル化することで、日常生活中でも継続的に呼吸波形を取得できる計測形態の実現を目指す。

ウェアラブル化に際しては、レーダと体との相対位置や動作によるセンサ移動が呼吸信号に与える影響が未知である。環境設置型 UWB では、レーダを固定して測定するため、センサの位置の変動がなく、これらの影響を考慮する必要がほとんどなかった。一方、ウェアラブルでは、被験者の姿勢によっては装着部位と胸郭との位置関係が、環境設置型のように一定とはならず、さらに装着部位自体の移動が呼吸信号に影響を及ぼす可能性がある。

本研究では、手首装着型 UWB を提案し、低負荷な計測形態と呼吸波形測定との両立を図り、静止時の特定の姿勢におけるレーダと体との相対位置関係および動作に伴うセンサの移動が測定に与える影響を明らかにする。手首装着という形態は、環境設置型と異なり、姿勢に応じてセンサと体との位置関係が多様化するため、測定条件が姿勢によって異なるという特徴を持つ。また、日常動作では手首が移動するため、呼吸に起因する微小な体表面変動が、手の動きに伴う粗大運動成分に埋もれる可能性がある。これらの要因が呼吸波形推定に及ぼす影響を実験的に検証し、姿勢の違いや動作を含む環境下で手首装着型 UWB による呼吸波形推定の有効性を評価する。

以上を踏まえ、本研究の貢献は以下ようになる。

- 本研究では、手首装着型 UWB を用いて、低負荷な計測と呼吸波形推定の両立が可能な計測形態を提案する。
- UWB レーダと体の姿勢との相対位置関係や、動作による体動が呼吸波形推定に与える影響について明らかにする。
- 環境設置型と手首装着型で復元された呼吸波形の復元精度を比較し、手首装着型 UWB による呼吸波形推定の実現可能性を議論する。

1.2 関連研究

1.2.1 ウェアラブルデバイスによる呼吸推定

呼吸を測定するウェアラブルデバイスは、商用製品として実用化されているものから、研究として提案されている手法まで多様に報告されている。PPG センサを用いた手法 [7][8] では、医療用 PPG センサや商用のスマートウォッチから取得した光学信号を解析し、血流変動から呼吸数を間接的に推定する。加速度センサを用いる手法 [9] では、スマートウォッチ内蔵の IMU 信号から体動や姿勢変化を捉え、睡眠時の無呼吸や低呼吸イベントを検出している。また、音響センサを利用した手法 [10][11] では、喉部貼付のセンサにより呼気・吸気に伴う振動を検出し、呼吸数推定や睡眠時無呼吸の検出を行う。

しかし、これらの手法の多くは呼吸数の推定や睡眠中の無呼吸検出にとどまり、換気量や詳細な呼吸波形の推定には十分でないという課題がある。一方で、医療機器のスパイロメータ [3] や、シャツ型 [4][5] やベルト型 [6] といったデバイスは、換気量や呼吸波形を高精度に取得できるが、装着負荷が大きいため日常的なモニタリングには適していない。したがって、装着負荷が小さく、呼吸波形や換気量を取得できる計測手法の実現が求められている。

1.2.2 環境設置型 UWB による呼吸推定

UWB をはじめとしたワイヤレスセンシングでは、電波の反射から胸郭の変動を検知し、非接触で呼吸波形を推定する研究が数多く報告されている [12][13][14][15][16]。これまでの研究の多くは、レーダと被験者の位置関係を固定した環境設置型の方式を前提としており、この方式が一般的に用いられている。一例として、レーダを胸部前方に設置して座位の被験者から呼吸波形を抽出した研究 [13] や、天井に設置して仰臥位の呼吸を測定した研究 [14]、さらには日常動作を含む条件下で波形復元を行った研究 [12] が挙げられる。これらはいずれも UWB の高い時間分解能を活かし、非接触で呼吸波形を推定する有効なアプローチである。一方で、レーダ位置が環境に固定されているという制約を持ち、測定範囲は限定的である。被験者がその範囲から外れると信号取得が困難となるため、計測のために能動的にレーダ前方や下方に位置する必要がある。したがって、環境設置型 UWB は非接触という利点を持ちながらも、場所の移動を伴う日常生活下での連続的なモニタリングには適用が難しいという課題が残る。

2. UWB-CIR を用いた呼吸推定の問題設定

2.1 UWB: Channel Impulse Response (CIR)

UWB は、500 MHz を超える超高帯域の周波数帯域を利用する無線方式で、他の通信への干渉が小さく、低送信電力で短時間幅のパルス信号を送信できる。送信信号は、空間内の様々な物体 (壁、家具、人体など) によって反射、回折、散乱し、複数の異なる経路を経て受信機に到達するため

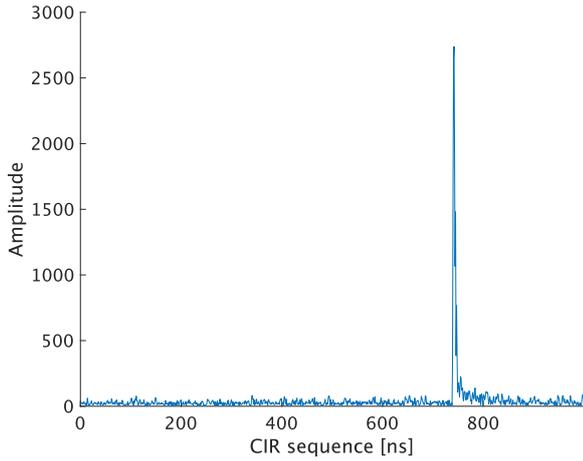


図 1: Channel Impulse Response

マルチパス伝搬が生じる。各伝送経路は、長さや減衰特性が異なるため、受信機には直接波に加えて、わずかに遅延し減衰した多数のマルチパス成分 (Multipath Component: MPC) が到達する [17]。これらの MPC を時間領域で観測したものが、Channel Impulse Response (CIR) である。CIR は、インパルス信号を送信したと仮定した際に受信機で得られる応答信号を表し、各 MPC の到来遅延・振幅・位相の情報を含む。図 1 に、1 回の送受信における CIR の例を示す。

CIR の統計モデルとして、広く用いられる、Saleh–Valenzuela モデル [18] では、類似した経路を通る MPC が時間的に近接したクラスタとして到来し、CIR は複数クラスタの集合として表される。数式は以下のとおりである。

$$h(t) = \sum_{l=0}^L \sum_{k=0}^K \alpha_{k,l} e^{j\theta_{k,l}} \delta(t - T_l - \tau_{k,l}). \quad (1)$$

ここで、 L はクラスタ数、 K は各クラスタ内の経路数である。 $\alpha_{k,l}$ 、 $\theta_{k,l}$ 、および $\tau_{k,l}$ は、それぞれ第 l クラスタに属する第 k 経路の振幅、位相シフト、および時間遅延を表す。 T_l は第 l クラスタの到来時刻を示し、 $\delta(\cdot)$ はディラックのデルタ関数である。

一般に、屋内オフィス等の障害物が多くある環境では、多くの反射物体による密なマルチパス成分が連続的に到来するため、単一クラスタで近似したモデルを採用し、次式のように表される。

$$h(t) = \sum_{k=0}^K \alpha_k e^{j\theta_k} \delta(t - \tau_k). \quad (2)$$

2.2 UWB-CIR を用いた呼吸推定

呼吸や心拍による胸部運動は、UWB レーダの送受信間で観測される伝搬距離の微小な変化として現れる。胸壁と UWB レーダとの瞬間距離 $d(t)$ は、以下のように定式化することができる [19]。

$$\begin{aligned} d(t) &= d_0 + D(t) \\ &= d_0 + d_r \sin(2\pi f_r t) + d_h \sin(2\pi f_h t) \\ &\approx d_0 + d_r \sin(2\pi f_r t). \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、胸壁と UWB レーダとの瞬間距離を $d(t)$ とし、その静的な平均距離を d_0 、時間変化する胸壁の変位を $D(t)$ とする。胸壁の変位 $D(t)$ は、呼吸および心拍による動きに起因し、それぞれの振幅を d_r 、 d_h 、周波数を f_r 、 f_h とする。本研究では、心拍に伴う変位は呼吸に比べて十分に小さいため、呼吸成分のみを考慮する。胸壁に対する伝搬時間 $\tau_D(t)$ は、光速 c を用いて、以下の式で表される。

$$\begin{aligned} \tau_D(t) &= \frac{2d(t)}{c} \\ &\approx \tau_0 + \tau_r \sin(2\pi f_r t). \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 $\tau_0 = \frac{2d_0}{c}$ は静的な伝搬遅延、 $\tau_r = \frac{2d_r}{c}$ は呼吸に起因する遅延変動の振幅を示す。

このとき、CIR は胸部からの反射成分と、周囲の静的な物体からの成分の和として、次のように表される。

$$h(t) = \alpha_D e^{j\theta_D} \delta(t - \tau_D) + \sum_{k=0}^K \alpha_k e^{j\theta_k} \delta(t - \tau_k). \quad (5)$$

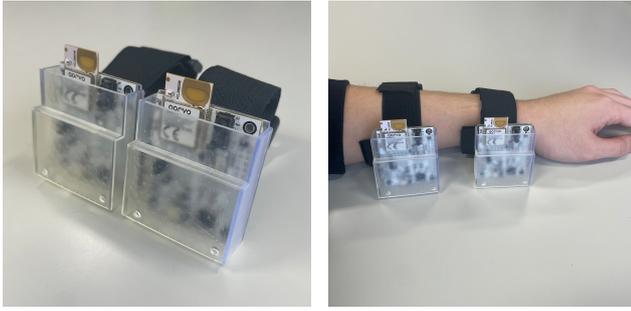
ここで α_D および θ_D はそれぞれ胸部からの反射成分の振幅と位相を示す。CIR を用いた呼吸推定の既存研究では、伝搬遅延 $\tau_D(t)$ に対応する CIR サンプルの振幅および位相の時間変化に着目し、連続的に取得される CIR 系列から胸部運動に伴う微小な時間変動を抽出している [12][13][14][20][21]。

2.3 既存手法の課題

既存の UWB を用いた呼吸数および呼吸波形推定の研究は、レーダを固定位置に設置して測定を行う環境設置型が主である。これらの手法では、観測範囲がレーダの設置位置や指向範囲に強く依存するため、被験者がレーダから離れ、測定範囲外に移動したりすると観測が途切れ、呼吸推定が困難となる。このため、計測を継続するには、被験者が能動的にレーダ前方の測定領域へ移動する必要がある。すなわち、環境設置型 UWB では、日常生活下での連続的なモニタリングを行う上で明確な制約が残る。したがって、測定場所に依存せずに呼吸波形を取得できる、ウェアラブルな UWB 計測手法の検討が求められている。

3. 手首装着型 UWB を用いた呼吸波形推定の検討

本研究では、時系列 CIR を用いた呼吸波形推定において、日常的な装着が可能な手首装着型 UWB を対象とし、ウェアラブル化に際して生じる検討項目について、実験的に検証を行いその影響を明らかにする。



(a) 手首装着型 UWB (b) 手首に装着した様子

図 2: 実験に使用した UWB

3.1 手首装着に伴う検討項目

手首装着型 UWB は、従来の環境設置型 UWB とは計測環境が大きく異なり、環境設置型では考慮する必要のなかった要因を新たに検討する必要がある。図 2 に、実験で使用した手首装着型 UWB と装着の様子を示す。

環境設置型 UWB では、レーダと被験者の位置関係が固定されており、測定中にレーダの向きや被験者との距離が大きく変化することはない。一方、手首装着型 UWB では、装着者の姿勢や体動によってレーダと体との位置関係が変化し、センサ位置の変動が生じる。姿勢によってレーダが体の異なる面を向いたり、体との距離が変化するなど、計測条件は姿勢ごとに異なる。また、体動を伴う場合には、手首や腕の動きによりセンサ自体が移動し、呼吸に対応する微小な変動が体動に起因する大きな変動に埋もれる可能性がある。そこで本研究では、姿勢によるレーダと体の位置関係の違いと、体動に伴うセンサ位置の変動の双方が呼吸波形推定に与える影響に着目し、手首装着型 UWB における呼吸信号の取得特性を分析する。

3.2 姿勢・体動が推定に与える影響

手を机の上や膝の上に置くなど、被験者の姿勢によってレーダが体の向く方向や胸部までの距離が変化する。このとき、UWB のアンテナには特定方向に感度が高い指向性が存在するため、体の正面を向かない配置では胸部からの反射強度が低下し、呼吸に伴う胸部運動の信号が十分に取得できない可能性がある。一方、体とレーダの距離が過度に近い場合には、直接波と反射波が干渉し、反射成分の分離が困難となることが考えられる。

また、体動によりセンサが移動する場合には、レーダと胸部との距離が時間的に大きく変動し、CIR の時系列変化に影響を及ぼす可能性がある。胸とレーダ間の距離変動は、呼吸に伴う微小な胸部運動に加えて、手首や腕の動作による大きな変位を含むため、胸部反射に対応する CIR サンプルの遅延位置が時間的に揺らぐ。その結果、呼吸由来の周期的変動が体動に起因する粗大な変動に埋もれ、CIR 全体としての周期性が低下すると考えられる。

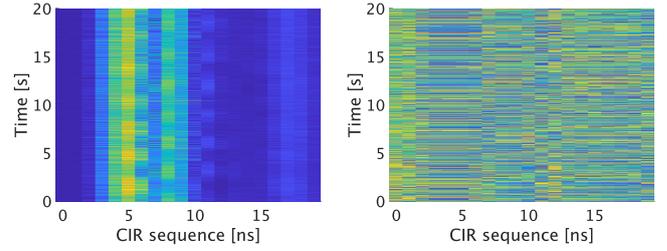


図 3: First Path Index を基準に抽出した時系列 CIR における振幅 (左) および位相 (右)

3.3 検討に用いるモデル

本研究で用いる図 4 の呼吸波形推定におけるモデルについて、入力にあたる特徴量とモデル構成の概要について示す。

3.3.1 特徴量

UWB で得られる単一の CIR は、時間遅延方向に沿って並ぶ複素サンプル系列であり、各サンプルは実部と虚部のペアで表される。本研究では、この CIR を時間方向に並べた行列を構築し、その振幅および位相の双方を特徴量として用いる。時刻 t における CIR の行列 $M^{(t)}$ は次式で表される。

$$M^{(t)} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}^{(t-c\tau)} \\ \vdots \\ \mathbf{x}^{(t-\tau)} \\ \mathbf{x}^{(t)} \end{bmatrix} \quad (6)$$

ここで、 τ は連続する CIR 測定間の時間間隔、 c は時刻 t 以前に取得された CIR の個数を表す。 $\mathbf{x}^{(t)} \in \mathbb{C}^N$ は、時刻 t における単一 CIR の複素数ベクトルであり、次式で表される。

$$\mathbf{x}^{(t)} = [h(t), h(t + \Delta T), \dots, h(t + (N - 1)\Delta T)]^T \quad (7)$$

ここで、 $h(t) \in \mathbb{C}$ 、 N は CIR のサンプル長、 ΔT は遅延時間の間隔を表す。

本研究では、CIR の全ての時間遅延に対応するサンプルを用いるのではなく、最も早く到達する主要な反射成分に該当する First Path Index を基準としてその前後の範囲のサンプルを取得する。First Path Index を基準とした単一 CIR である $\mathbf{x}'^{(t)}$ は次式で表される。

$$\mathbf{x}'^{(t)} = [h(t + (l_t - o_p)\Delta T), \dots, h(t + (l_t + o_f)\Delta T)]^T \quad (8)$$

ここで、 l_t は時刻 t における First Path Index、 o_p および o_f はそれぞれ First Path の前後で取得するサンプル数を表す。

最終的に、First Path Index を基準として設定した範囲のサンプルから構成される複素 CIR ベクトル $\mathbf{x}'^{(t)} \in \mathbb{C}^K$ を、振幅系列 $\mathbf{a}^{(t)} = |\mathbf{x}'^{(t)}|$ および位相系列 $\phi^{(t)} = \arg(\mathbf{x}'^{(t)})$ に分解する。これらの系列を時間方向に並べることで、CIR

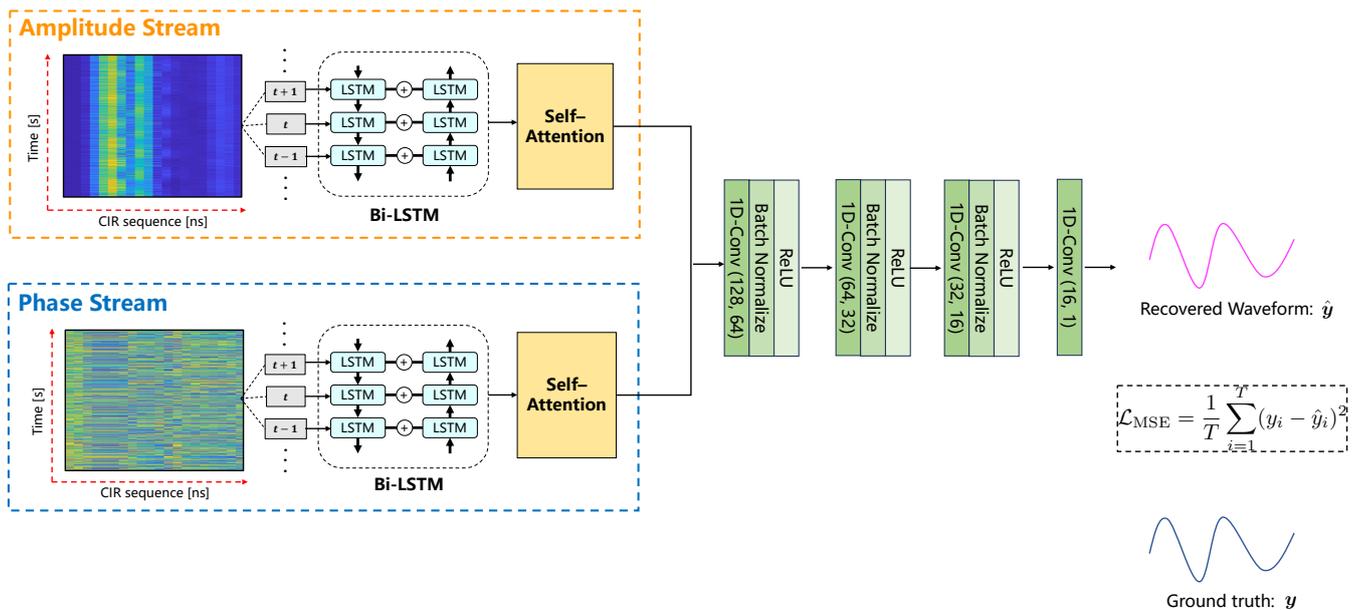


図 4: 呼吸波形推定のモデル概要

の時間変化を表す振幅行列および位相行列を構成し、それぞれを独立した入力特徴として後段のモデルに与える。図 3 に、First Path Index を基準として取得した時系列 CIR の振幅および位相の例を示す。

3.3.2 前処理

CIR から得られた振幅および位相系列に対して、ノイズ除去とスケールの統一を目的とした前処理を行う。まず、振幅系列に対して、各時刻の CIR ごとに z-score 正規化を適用し、系列内の平均および分散を揃える。続いて、振幅および位相系列の双方に対して、時間方向に 1 次元ガウシアンフィルタを適用し、時系列の平滑化を行う。この処理により、高周波成分を除去し、測定ノイズや微小な変動を抑制することを目的としている。

3.3.3 呼吸波形推定におけるモデルの構成

前処理を行った振幅系列および位相系列をそれぞれ独立な入力とし、Bidirectional Long Short-Term Memory (Bi-LSTM) により CIR に含まれる周期的変化を捉える。各系列から得られた時系列特徴に対しては、自己注意 (Self-Attention) 機構を導入し、時刻ごとに異なる重みを付与することで、呼吸に由来する周期成分を選択的に強調することを目的としている。その後、振幅と位相それぞれから抽出された特徴を結合し、時間方向の局所的なパターンを統合しつつ、特徴量を圧縮するための 1 次元畳み込みニューラルネットワーク (1D-CNN) を適用し、推定波形と ground truth の平均二乗誤差 (MSE) を損失関数として、最終的に呼吸波形を回帰する。

4. 実験

4.1 目的

UWB を手首に装着した際に、静止時の特定の姿勢における UWB レーダと体の位置関係の違いが呼吸波形推定に与える影響、および動作に伴う体動の影響を明らかにすることを目的とする。

4.2 実験設定

4.2.1 ハードウェア構成

実験には、Qorvo 社製の UWB 評価キット DWM3001CDK を受信機・送信機として 1 対使用した。本モジュールは、IEEE 802.15.4z 規格に準拠した UWB 通信方式で動作し、中心周波数 7.987 GHz で帯域幅は 500 MHz、データレート 6.8 Mbps、プリアンブル長 64 である。Two-Way Ranging (TWR) 中に得られる CIR を取得できるようにファームウェアを書き換え、TWR を 20 ms 周期 (50 Hz) で繰り返すことで、CIR の時系列データを取得した。各 CIR については、First Path Index を基準として、その 3 サンプル前から合計 20 サンプルを抽出するように設定した。呼吸の波形の ground truth の取得には、NeuLog 社製の呼吸モニタベルトセンサ (NUL-236) を使用した。NeuLog センサのサンプリングレートは 50 Hz に設定し、UWB レーダの CIR のサンプリング周波数と同じに設定した。

4.2.2 評価対象姿勢・動作

手首装着型 UWB で計測した場合の、体とセンサの相対位置や向きが推定される呼吸波形に与える影響を確認するため、座位静止時の姿勢として以下の 4 つを評価対象とし

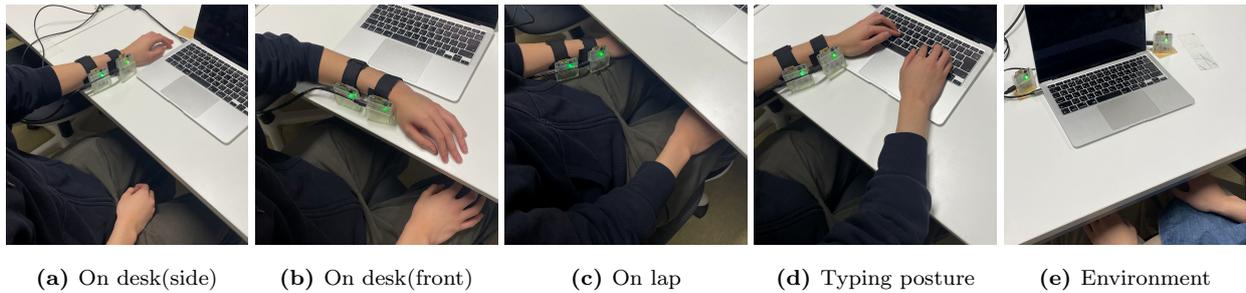


図 5: 評価対象の姿勢

た. 図 5(a) は, 手を机の上に置き, レーダが体に対して側面を向く姿勢, 図 5(b) は, 同じく手を机の上に置き, レーダが体の正面を向く姿勢, 図 5(c) は, 手を膝上に置いた姿勢, 図 5(d) は, タイピング姿勢をとっている場合である. これらはいずれも体とレーダとの相対位置や向きが異なっており, レーダと体の位置関係が固定されている環境設置型 UWB では十分に検討されてこなかった観点である. 例えば, 図 5(a) ではレーダが体の正面を向いていないのに対し, 図 5(b) では正面を向いており, 図 5(c) ではレーダと腹部との距離が近くなっている. ウェアラブル応用を想定する上では, これらの条件差が呼吸波形推定に与える影響を検証することが重要である. これらの検証において, 図 5(e) 環境設置型 UWB との比較を行い, レーダと体の相対位置の違いが呼吸波形推定に及ぼす影響について検討する.

さらに, 動作に伴う体動の影響を確認するため, 図 5(a) および図 5(b) に示すそれぞれの姿勢において, 腕を左右に動かす動作時の実験を行い, 同一姿勢で手を静止させた場合と比較した. ウェアラブルで UWB を用いる場合, センサ自体が動くため, 体動が推定精度に及ぼす影響を調査する必要がある.

4.2.3 データ収集

手首装着型 UWB を被験者 1 名に装着し, 各評価対象姿勢および動作を実施してデータを収集した. UWB および ground truth のデータは同時に取得し, Unix time に基づいて時間同期を行った. 各姿勢・動作について, 5 分間の測定を 1 セッションとして記録し, 合計で 8 セッションのデータを収集した. このうち, 1 セッション (5 分間) をテストデータ, 残りの 7 セッション (35 分間) をトレーニングデータとして用いた. CIR 系列に対しては, 1 ウィンドウを 20 秒間とし, データ拡張のために 5 秒ずつずらしてウィンドウを切り出した.

4.2.4 性能評価基準

推定した呼吸波形の精度の評価として, コサイン類似度を用いた. テストデータに対して, モデルが推測した呼吸波形と同時刻に取得した ground truth の呼吸波形とのコサイン類似度を算出し, 呼吸波形パターンの再現性を評価する.

$$\cos(\hat{\mathbf{y}}, \mathbf{y}) = \frac{\sum_{t=1}^T \hat{y}_t y_t}{\sqrt{\sum_{t=1}^T \hat{y}_t^2} \sqrt{\sum_{t=1}^T y_t^2}}. \quad (9)$$

ここで, $\hat{\mathbf{y}}$ はモデルが出力した呼吸波形, \mathbf{y} は ground truth の呼吸波形であり, それぞれを長さ T のベクトルとして扱う.

4.3 実験結果

4.3.1 姿勢によるレーダと体の位置関係の影響

各静止姿勢における 20 秒間の復元された呼吸波形の一例を図 6 に示す. 図 7 に, 各姿勢ごとの復元された呼吸波形と ground truth の呼吸波形とのコサイン類似度を示す. 図 6(e) の環境設置型では, 呼吸波形が精度よく再現されており, コサイン類似度の中央値も 0.95 を超えている. 一方, 手首装着による測定結果である図 6(a) の On desk (side), 図 6(b) の On desk (front), 図 6(c) の On lap では, コサイン類似度で比較すると, 環境設置型と同程度の精度で推定結果が得られた. これは, レーダを体の正面に固定せずとも, 特定の姿勢下においてレーダの向きや体との距離が適切であれば, 胸部反射を十分に取得できることを示唆している. 一方, 図 6(d) の Typing posture では, 環境設置型と比較してコサイン類似度が低下しており, 精度が落ちている. この結果は, 腕のわずかな角度や位置の変化により, レーダの指向性の影響を受けて胸部からの反射が不安定になり, 呼吸波形の再現が困難になったと推察される.

4.3.2 動作に伴うセンサ移動による影響

図 9, 10 に, On desk (side) および On desk (front) の姿勢において, 腕を左右に動かした際の復元された呼吸波形を示す. いずれの姿勢においても, 静止時と比較して復元波形が大きく乱れていることがわかる. また, 図 8 に示したコサイン類似度も静止時と比べて低下しており, 動作に伴うセンサ位置の変動が CIR の時系列変化に影響し, 呼吸に起因する微小な変動成分が体動由来の粗大変動に埋もれたことが示唆される.

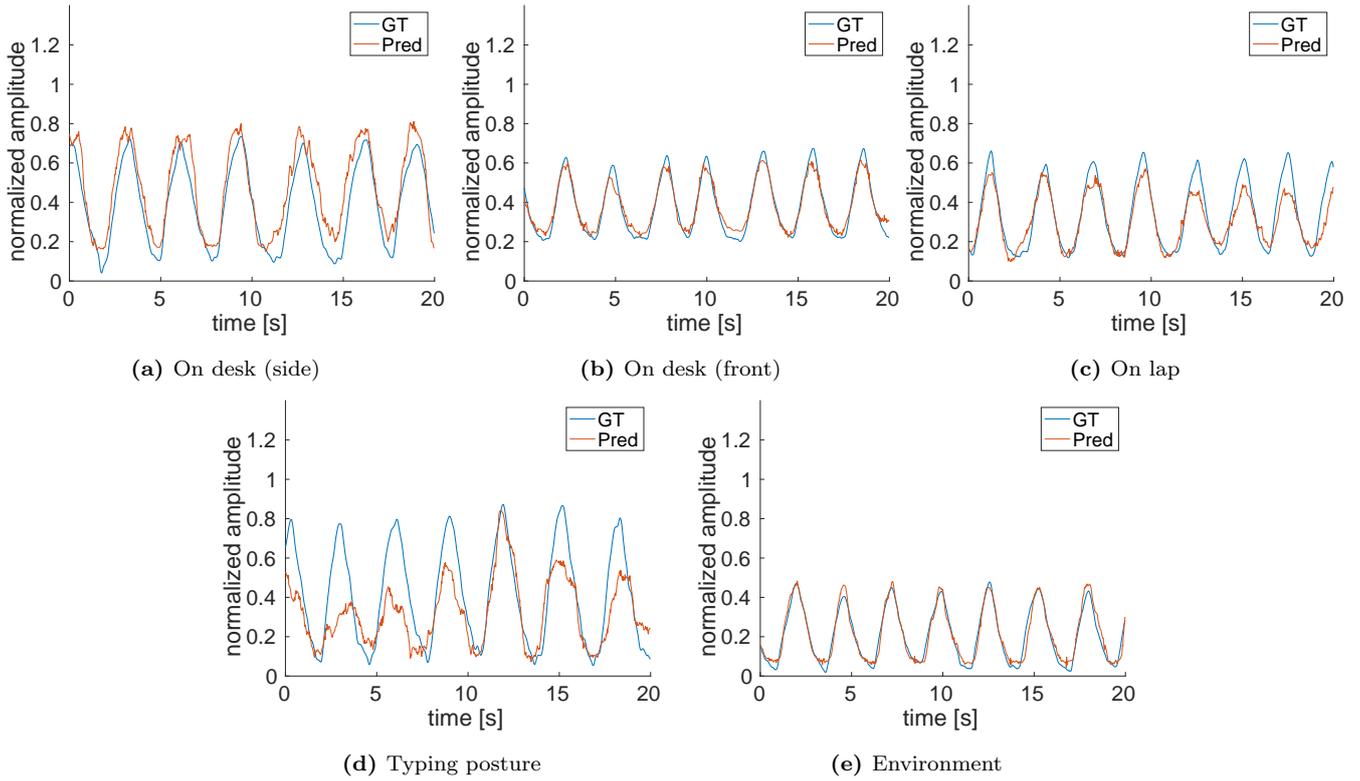


図 6: 静止時の姿勢ごとに復元された呼吸波形

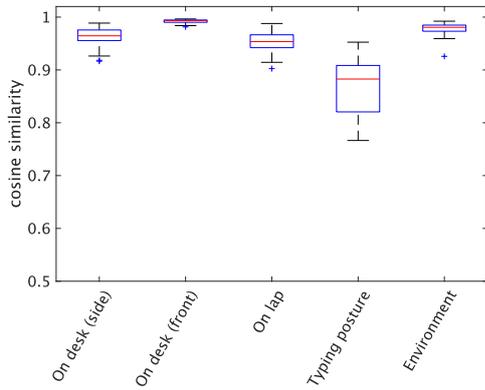


図 7: 姿勢ごとに復元された呼吸波形と ground truth に対するコサイン類似度

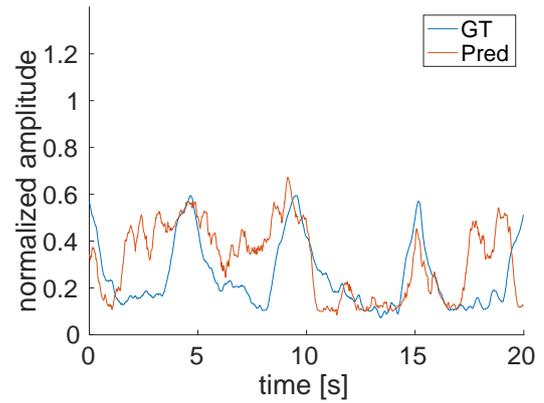


図 9: 動作時における復元された呼吸波形: On desk (side)

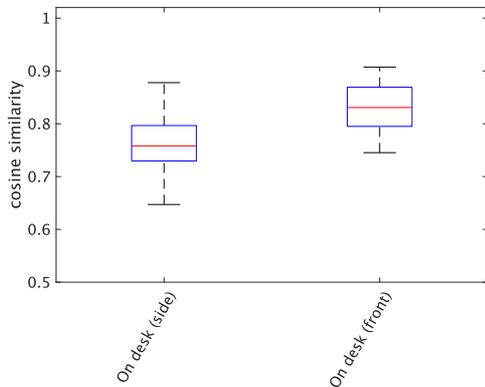


図 8: 動作時に復元された呼吸波形と ground truth に対するコサイン類似度

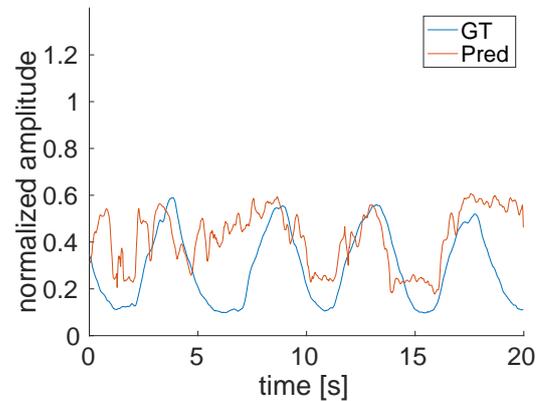


図 10: 動作時における復元された呼吸波形: On desk (front)

5. 結論

本研究では、手首装着型 UWB を用いて日常的に装着可能な形態で呼吸波形を推定し、特定の姿勢や動作が推定精度に与える影響を検証した。手首装着型ではレーダと体との位置関係が固定されないものの、特定の静止姿勢では環境設置型と同等の精度で呼吸波形を再現できることを確認した。一方で、体との距離やレーダの向きによっては推定精度が低下する場合があります、さらに動作に伴うセンサ移動時には、呼吸波形の再現が困難となった。これらの結果から、体とセンサの相対位置関係およびセンサ位置の変動が推定性能に大きく影響することが示唆された。

本検証では、評価した姿勢の種類が限られており、また座位の静止姿勢に限定して検証を行ったため、今後はより多様かつ日常的な姿勢や動作を対象として、レーダの向きや体との距離が呼吸波形推定に与える影響を詳細に検証し、測定の限界や有効な条件を明らかにする必要がある。さらに、本研究で使用したモデルについても、呼吸波形の復元精度を高めるための改良が求められる。加えて、被験者は1名のみであり、年齢・性別・体格などの個人差によって復元精度が変化する可能性があるため、被験者を跨いだ一般化性能の評価が今後の課題である。さらに、動作に伴う条件下の推定性能の低下に対して、ウェアラブル応用を実現するためには、体動に起因する粗動成分を抑制・キャンセルする手法の検討が不可欠である。

参考文献

- [1] Oku, Y.: Temporal variations in the pattern of breathing: techniques, sources, and applications to translational sciences, *The Journal of Physiological Sciences*, Vol. 72, No. 1, p. 22 (2022).
- [2] Grassmann, M., Vlemincx, E., von Leupoldt, A., Mittelstädt, J. M. and Van den Bergh, O.: Respiratory Changes in Response to Cognitive Load: A Systematic Review, *Neural Plasticity*, Vol. 2016, pp. 1–16 (2016).
- [3] Miller, M. R. et al.: Standardisation of spirometry, *European Respiratory Journal*, Vol. 26, No. 2, pp. 319–338 (2005).
- [4] Romano, C., Lo Presti, D., Silvestri, S., Schena, E. and Massaroni, C.: Flexible Textile Sensors-Based Smart T-Shirt for Respiratory Monitoring: Design, Development, and Preliminary Validation, *Sensors*, Vol. 24, No. 6 (2024).
- [5] Kim, J.-S., Truong, T. and Kim, J.: Development of Embroidery-Type Sensor Capable of Detecting Respiration Using the Capacitive Method, *Polymers*, Vol. 15, No. 3 (2023).
- [6] Sackner, M. A., Watson, H., Belsito, A. S., Feinerman, D., Suarez, M., Gonzalez, G., Bizousky, F. and Krieger, B.: Calibration of respiratory inductive plethysmograph during natural breathing, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 66, No. 1, pp. 410–420 (1989).
- [7] Natarajan, A., Su, H.-W., Heneghan, C., Blunt, L., O'Connor, C. and Niehaus, L.: Measurement of respiratory rate using wearable devices and applications to COVID-19 detection, *npj Digital Medicine*, Vol. 4, p. 136 (2021).
- [8] Yang, G., Kang, Y., Charlton, P. H., Kyriacou, P. A., Kim, K. K., Li, L. and Park, C.: Energy-Efficient PPG-Based Respiratory Rate Estimation Using Spiking Neural Networks, *Sensors*, Vol. 24, No. 12 (2024).
- [9] Hayano, J., Adachi, M., Sasaki, F. and Yuda, E.: Quantitative detection of sleep apnea in adults using inertial measurement unit embedded in wristwatch wearable devices, *Scientific Reports*, Vol. 14, p. 4050 (2024).
- [10] Mimoz, O., Benard, T., Gaucher, A., Frasca, D. and Debaene, B.: Accuracy of respiratory rate monitoring using a non-invasive acoustic method after general anaesthesia, *British Journal of Anaesthesia*, Vol. 108, No. 5, pp. 872–875 (2012).
- [11] Devani, N., Pramono, R. X. A., Imtiaz, S. A., Bowyer, S., Rodriguez-Villegas, E. and Mandal, S.: Accuracy and usability of AcuPebble SA100 for automated diagnosis of obstructive sleep apnoea in the home environment setting: an evaluation study, *BMJ Open*, Vol. 11, No. 12 (2021).
- [12] Zheng, T., Chen, Z., Zhang, S., Cai, C. and Luo, J.: MoRe-Fi: Motion-robust and Fine-grained Respiration Monitoring via Deep-Learning UWB Radar, *Proceedings of the 19th ACM Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, SenSys '21, p. 111–124 (2021).
- [13] Wang, Z., Hua, D., Jiang, W., Xing, T., Chen, X. and Srivastava, M.: MobiVital: Self-supervised Quality Estimation for UWB-based Contactless Respiration Monitoring, *Proceedings of the 3rd International Workshop on Human-Centered Sensing, Modeling, and Intelligent Systems*, HumanSys '25, p. 70–75 (2025).
- [14] Wang, P., Liu, H., Liang, X. and Zhang, Z.: A Denoising Diffusion Probabilistic Model-Based Human Respiration Monitoring Method Using a UWB Radar, *IET Signal Processing*, Vol. 2025, No. 1, p. 1548873 (2025).
- [15] Hao, Z., Wang, Y., Li, F., Ding, G. and Gao, Y.: mmWave-RM: A Respiration Monitoring and Pattern Classification System Based on mmWave Radar, *Sensors*, Vol. 24, No. 13 (2024).
- [16] Hu, J., Jiang, H., Zheng, T., Hu, J., Wang, H., Cao, H., Chen, Z. and Luo, J.: M2-Fi: Multi-person Respiration Monitoring via Handheld WiFi Devices, *IEEE INFOCOM 2024 - IEEE Conference on Computer Communications*, pp. 1221–1230 (2024).
- [17] Molisch, A. F.: Ultra-Wide-Band Propagation Channels, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 97, No. 2, pp. 353–371 (2009).
- [18] Saleh, A. and Valenzuela, R.: A Statistical Model for Indoor Multipath Propagation, *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, Vol. 5, No. 2, pp. 128–137 (1987).
- [19] Xie, Z., Zhou, B., Cheng, X., Schoenfeld, E. and Ye, F.: Passive and Context-Aware In-Home Vital Signs Monitoring Using Co-located UWB-Depth Sensor Fusion, *ACM Trans. Comput. Healthcare*, Vol. 3, No. 4 (2022).
- [20] Khan, F. and Cho, S. H.: A Detailed Algorithm for Vital Sign Monitoring of a Stationary/Non-Stationary Human through IR-UWB Radar, *Sensors*, Vol. 17, No. 2 (2017).
- [21] Leem, S. K., Khan, F. and Cho, S. H.: Vital Sign Monitoring and Mobile Phone Usage Detection Using IR-UWB Radar for Intended Use in Car Crash Prevention, *Sensors*, Vol. 17, No. 6 (2017).