様々な計測状況下における手首装着型UWBを用いた呼吸波形推定

芝塚 育大[1,a)]　坪内 孝太[2,b)]　西山 勇毅[3,c)]　下坂 正倫[1,d)]

概要：呼吸波形や換気量は，健康状態や認知負荷などを評価する重要な生理指標である．これらを日常環境で低負荷に計測する手法として，無線信号の反射から胸郭変動を捉えられる Ultra-Wideband（UWB）が注目されている．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，手首装着で用いた場合，手の位置や姿勢によって胸部との距離や向き，身体・環境由来の反射が変化し，呼吸成分が現れるレンジビンや信号特性が計測状況に依存するため，学習時と異なる手の位置や姿勢では呼吸波形の復元性能が低下する可能性がある．本研究では，手首装着型 UWB による呼吸波形推定を対象として，手の位置や姿勢などの計測状況の違いが呼吸波形復元性能に与える影響と，その際に生じる課題を明らかにする．セッション間，ユーザ間，および活動間で，学習時と異なる計測状況における呼吸波形復元性能を評価し，計測状況の違いによる復元性能への影響を検証する．さらに，計測状況の違いによって生じる UWB 信号の反転に着目し，正解の呼吸波形を用いて信号の向きを補正した場合の復元精度の改善を検証することで，計測状況に依存した信号反転が呼吸波形復元性能低下の一因であることを示す．

1. 序論

1.1 本研究の背景

呼吸波形には，呼吸周期，換気量，吸気・呼気時間などの生理情報が含まれ，健康状態や認知負荷を評価する重要な指標となる [1][2]．例えば慢性閉塞性肺疾患（COPD）では呼吸の変動性や複雑性の低下が報告されており，心不全では周期性呼吸が観察される場合がある [1]．さらに，認知負荷についても，その増加に伴い呼吸数および分時換気量が増加する傾向が報告されている [2]．このように，病態や認知負荷の影響は，呼吸の変動性や換気量などに反映されるため，呼吸波形を捉えることは，健康状態や認知負荷を評価する上で重要である．

呼吸波形や換気量を計測する既存の医療・ウェアラブル機器 [3][4][5][6] は，計測時の負担が大きく，日常的な連続計測には課題がある．医療現場で用いられるスパイロメータ [3] は，高精度に換気量を測定できる一方，マウスピースを介して呼吸する必要があり，日常的な連続計測には適さない．また，シャツ型呼吸センサ [4][5] や呼吸インダクタンスプレチスモグラフ（RIP）[6] なども用いられているが，いずれも胸部や腹部への装着を必要とする．このように，既存手法では胸部や腹部へのセンサ装着が必要となるため，日常的な連続計測における装着負荷が課題となる．

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ため，呼吸に伴う胸郭運動を直接捉えるものではない．

一方，Ultra-Wideband（UWB）は，電波の反射から呼吸に伴う胸郭の微小変動を非接触で捉え，呼吸波形を復元可能な計測技術として注目されている [12][13][14][15]．例えば，動作中の被験者を対象とした研究 [12] では，スマートフォン操作やタイピング，歩行などの動作を伴う状況においても，UWB 信号から呼吸波形を復元できることが示されている．このように，UWB は，非接触で呼吸波形を取得できるため，計測に伴う装着負荷を抑えられる手法として期待される．

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．例えば，UWB レーダを胸部正面に配置したり [12][14]，天井に設置する [15] など，環境に固定して測定を行う構成が主

[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)] ktsubouc@yahoo-corp.jp
[c)] yuukin@iis.u-tokyo.ac.jp
[d)] simosaka@miubiq.cs.titech.ac.jp

© 1959 Information Processing Society of Japan

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 を手首に装着することで，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．

手首装着型 UWB では，手の位置や姿勢によって呼吸成分が現れるレンジビンや吸気・呼気に対する I/Q 信号の変化方向が異なるため，学習時と異なる計測状況での呼吸波形復元が課題となる．レンジビンは距離に対応するため，UWB と胸部の位置関係に応じて，呼吸成分を含むレンジビンを適切に選択する必要がある．しかし，呼吸成分を含むレンジビンを選択できた場合でも，選択するレンジビンによっては，得られる時系列が正解の呼吸波形に対して反転して観測される場合があることが報告されている [14]．すなわち，あるレンジビンでは吸気に伴って信号値が増加する一方，別のレンジビンでは減少するなど，選択するレンジビンによって I/Q 信号の変化方向が逆になる場合がある．そのため，ユーザや活動などの計測状況が学習時と評価時で異なる場合，呼吸成分が現れるレンジビンや I/Q 信号の変化方向が異なり，呼吸波形の復元性能が低下する可能性がある．

そこで本研究では，同一ユーザ・同一活動における異なるセッション間，異なるユーザ間，および同一ユーザにおける異なる活動間で学習時と異なる計測状況に対する呼吸波形復元性能を調査する．また，計測状況に依存して生じる UWB 信号の反転に着目し，信号の向きの補正前後で復元性能を比較することで，信号反転が呼吸波形復元性能低下に与える影響を検証する．

以上を踏まえ，本研究の貢献は以下のようになる．

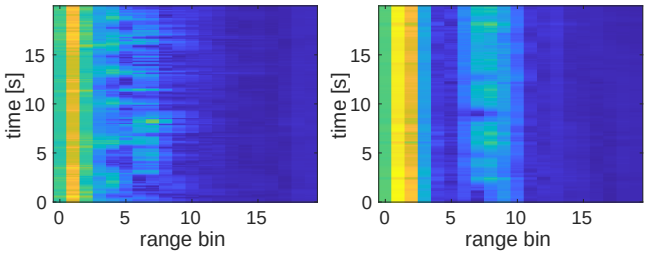
- 手首装着型 UWB による呼吸波形推定について，セッション間，ユーザ間，および活動間で評価を行い，学習時と異なる計測状況に対する汎化性能を定量的に評価する．
- 手の位置や姿勢等の計測状況によって，呼吸成分が現れるレンジビンや I/Q 信号に現れる呼吸変動の方向が異なることを確認し，信号反転に着目して向きの補正前後の復元性能を比較することで，信号反転が呼吸波形復元性能低下の一因であることを示す．

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には，商用製品として実用化されたものや，研究として提案された手法が存在する．PPG センサを用いた手法 [7][8] では，医療用 PPG センサや商用スマートウォッチから得られる光学信号の血流変動から呼吸数を推定する．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を検出する．また，音響センサを利用した手法 [10][11] では，呼気・吸気に伴う振動を検出し，呼吸数や睡眠時無呼吸を検出する．

しかし，これらの手法の多くは呼吸数の推定や無呼吸検出にとどまり，換気量や呼吸波形の推定には十分でない．一方で，スパイロメータ [3] や，シャツ型 [4][5]，ベルト型 [6] のデバイスは，換気量や呼吸波形を取得できるが，装着負荷が大きいため日常的なモニタリングには課題がある．したがって，装着負荷を抑えながら呼吸波形や換気量を取得できる計測手法が求められる．



(a) subject1　　**(b)** subject2

図 1: タイピング中におけるユーザ間の呼吸成分が現れるレンジビンの違い

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][14][15][16][17]．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いる．例えば，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 [14] や，天井に設置して仰臥位の呼吸を測定した研究 [15]，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．

一方，環境設置型ではレーダ位置が固定されるため，計測範囲がその設置環境に制約される．したがって，非接触という利点を持つ一方で，場所に依存しない継続的な呼吸モニタリングには課題がある．

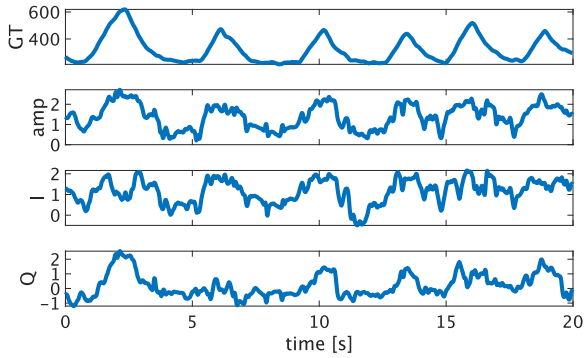
2. UWB を用いた呼吸推定の問題設定

2.1 UWB レーダの受信信号

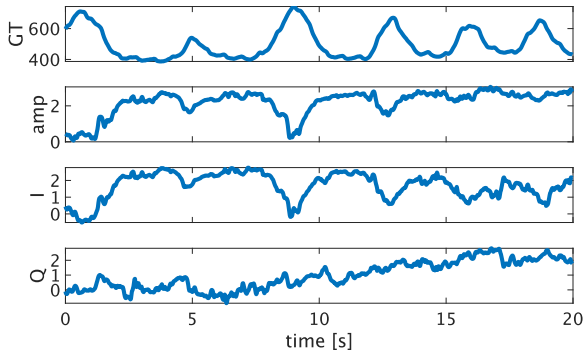
UWB は，500 MHz を超える広帯域を利用し，短時間幅のパルス信号によって高い時間分解能を得る無線方式である．送信信号は壁，家具，人体などで反射し，異なる遅延や減衰を持つ複数の経路を介して受信される [18]．この伝搬路を Channel Impulse Response（CIR）で表し，計測時間を t，伝搬遅延に対応する fast-time を τ とすると，時刻 t の CIR は次式となる [19]．

$$h(\tau, t) = \sum_{k=1}^{K} \alpha_k(t) e^{j\theta_k(t)} \delta\left(\tau - \tau_k(t)\right). \qquad (1)$$

© 1959 Information Processing Society of Japan



(a) 反転が見られない例



(b) 反転が見られる例

図 2: 計測状況の違いによる UWB 信号の変化方向の反転

ここで，K は伝搬経路数，$\alpha_k(t)$，$\theta_k(t)$，$\tau_k(t)$ は，それぞれ第 k 経路の振幅，位相，伝搬遅延を表す．

送信信号 $x(\tau)$ は伝搬路を通過し，受信信号 $x(\tau)*h(\tau,t)$ を I/Q ダウンコンバージョンすることで，次の複素信号を得る [12]．

$$r(\tau,t) = r_I(\tau,t) + jr_Q(\tau,t). \tag{2}$$

実際の計測では，伝搬遅延方向は離散的なレンジビンとして観測される．レンジビンを n とすると，各レンジビンにおける受信信号は，

$$r(n,t) = r_I(n,t) + jr_Q(n,t) \tag{3}$$

と表される．

2.2 UWB 信号を用いた呼吸推定

呼吸に伴う胸壁運動は，UWB レーダと胸部との距離の微小な時間変化として現れる．時刻 t における胸壁と UWB レーダとの距離を $d(t)$ とすると，

$$d(t) = d_0 + D(t) \tag{4}$$

と表される．ここで，d_0 は平均距離，$D(t)$ は呼吸に伴う胸壁変位である．呼吸に伴う胸壁変位により，胸部反射の伝搬遅延は

$$\tau_D(t) = \frac{2d(t)}{c} \tag{5}$$

と表され，時間的に変化する．UWB レーダでは伝搬遅延方向を離散的なレンジビンとして観測するため，呼吸に伴う胸壁変位は，胸部反射に対応するレンジビンおよびその周辺における I/Q 信号の時間変化として現れる．また，UWB レーダと胸部との平均的な距離 d_0 が異なると，胸部反射が現れるレンジビンも異なる．既存研究では，このような I/Q 信号に含まれる呼吸変動を利用して，呼吸波形を推定している [12][14][15][20][21]．

3. 手首装着型 UWB を用いた呼吸波形推定で観察される課題

3.1 計測状況による呼吸成分が現れるレンジビンの違い

手首装着型 UWB では，レンジビンが UWB からの距離に対応しているため，手の位置によって UWB と胸部との距離が変化すると，それに伴って呼吸成分が現れるレンジビンも異なる．手の位置は，同一ユーザであっても活動時の姿勢によって変化し，さらにユーザ間では体格や腕の長さの違いによっても異なる．

図 1 に，その一例として，subject1 および subject2 がタイピング動作を行った際の UWB 信号の振幅 $\sqrt{r_I(n,t)^2 + r_Q(n,t)^2}$ のヒートマップを示す．図 1a ではレンジビン 4 付近に，図 1b ではレンジビン 8 付近に，呼吸に伴う周期的な変動が確認できる．このように，呼吸成分が現れるレンジビンはユーザによって異なり，さらに同一ユーザであっても活動時の姿勢や手の位置によって変化する．そのため，計測状況に応じて呼吸波形復元に用いるレンジビンを適切に選択することが重要となる．呼吸成分を含まないレンジビンを選択した場合，呼吸変動を十分に捉えられず，復元性能が低下する可能性がある．

3.2 吸気・呼気に対する UWB 信号の変化方向の反転

人の呼吸を含むレンジビンを選択した場合でも，I/Q 信号に現れる呼吸変動の方向が正解データの呼吸波形に対して反転して観測される場合があることが報告されている [14]．図 2 に，反転が見られない例と反転が見られる例を示す．それぞれ，図 1a のレンジビン 4，図 1b のレンジビン 8 について，正解データ，振幅 $\sqrt{r_I(n,t)^2 + r_Q(n,t)^2}$，I 信号 $r_I(n,t)$，Q 信号 $r_Q(n,t)$ を示したものである．図 2a では，I/Q 信号に現れる呼吸変動が正解データと同じ方向に観測される一方，図 2b では，I 信号や振幅において，正解データとは逆方向の変化が確認できる．

UWB と胸部との距離や位置関係が変化すると，I/Q 平面上における呼吸変動の中心位置や変化方向も変化する．そのため，計測状況や選択するレンジビンによって，I 信号および Q 信号に現れる呼吸変動の増減方向が異なる可能性がある．その結果，正解データの呼吸波形に対して UWB 信号が反転して観測される場合があると考えられる．

このような信号反転が生じると，学習データ中に異なる

© 1959 Information Processing Society of Japan

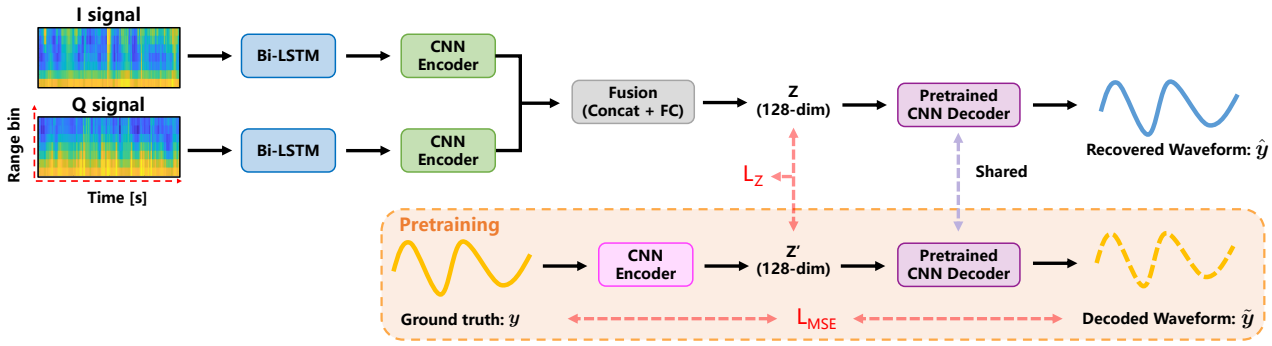


図 3: 呼吸波形推定のモデル概要

向きの I/Q 信号が混在することで，UWB 信号と呼吸波形との対応関係を学習しにくくなる可能性がある．また，学習時と評価時で信号の向きが異なる場合には，正解データとは逆方向の波形として復元される可能性がある．

4. 呼吸波形の潜在表現を利用した復元モデル

4.1 前処理

取得した UWB の I/Q 信号に対して，呼吸成分を含むレンジビンの選択とレンジ方向の信号補正を行う．まず，MoRe-Fi[12] と同様に CFAR を適用し，検出されたピークレンジビンを中心とする連続した 7 レンジビンを選択する．次に，RF-Carer[13] で用いられる Signal Compensation along Range Space に基づき，レンジビンごとの距離に起因する振幅減衰および位相回転を補正する．さらに，各時刻において I 信号と Q 信号をそれぞれレンジビン方向に z-score 正規化し，選択した 7 レンジビンの I/Q 信号を後段の処理に用いる．

4.2 正解データを用いた UWB 信号の反転補正

計測状況に依存して生じる UWB 信号の反転が呼吸波形復元性能に与える影響を検証するため，正解呼吸波形を用いて I/Q 信号の向きを補正する．

正解呼吸波形から検出された peak の時刻集合を $\mathcal{P}$，valley の時刻集合を $\mathcal{V}$ とする．レンジビン n における I 信号について，peak および valley 時の平均値をそれぞれ

$$\mu_{I,n}^{\text{peak}} = \frac{1}{|\mathcal{P}|}\sum_{t\in\mathcal{P}} r_I(n,t) \tag{6}$$

$$\mu_{I,n}^{\text{valley}} = \frac{1}{|\mathcal{V}|}\sum_{t\in\mathcal{V}} r_I(n,t) \tag{7}$$

として求める．これらの差

$$\Delta_{I,n} = \mu_{I,n}^{\text{peak}} - \mu_{I,n}^{\text{valley}} \tag{8}$$

が負の場合，正解呼吸波形に対して信号の変化方向が反転しているとみなし，補正係数を

$$s_{I,n} = \begin{cases} -1 & (\Delta_{I,n} < 0) \\ 1 & (\Delta_{I,n} \geq 0) \end{cases} \tag{9}$$

とする．補正後の I 信号は

$$\tilde{r}_I(n,t) = s_{I,n} r_I(n,t) \tag{10}$$

として得る．Q 信号についても同様に独立して補正係数 $s_{Q,n}$ を求め，

$$\tilde{r}_Q(n,t) = s_{Q,n} r_Q(n,t) \tag{11}$$

として補正する．なお，本補正は信号反転が呼吸波形復元性能に与える影響を分析するための処理であり，学習時および評価時の双方で正解データを用いる．

4.3 呼吸波形推定におけるモデルの構成

本研究では，正解の呼吸波形からその特徴を表す潜在表現を事前学習し，UWB 信号をこの潜在表現に対応する空間へ写像することで，呼吸波形を復元するアプローチを用いる．図 3 に，呼吸波形復元モデルの概要を示す．

4.3.1 事前学習

正解データの呼吸波形から，呼吸波形の特徴を表す潜在表現を獲得するため，CNN ベースのエンコーダとデコーダを用いた事前学習を行う．正解呼吸波形を $\boldsymbol{y}$，エンコーダを E_{GT} とすると，潜在表現 Z' は次式で得られる．

$$Z' = E_{\text{GT}}(\boldsymbol{y}). \tag{12}$$

得られた潜在表現 Z' をデコーダ D に入力し，再構成波形 $\tilde{\boldsymbol{y}}$ を

$$\tilde{\boldsymbol{y}} = D(Z') \tag{13}$$

として得る．

事前学習では，正解呼吸波形と再構成波形との平均二乗誤差

$$\mathcal{L}_{\text{MSE}} = \frac{1}{T}\sum_{t=1}^{T}(y_t - \tilde{y}_t)^2 \tag{14}$$

を最小化する．これにより，呼吸波形の特徴を表す潜在表

© 1959 Information Processing Society of Japan

現 Z' と，潜在表現から呼吸波形を復元するデコーダを獲得する．

4.3.2 UWB 信号からの呼吸波形復元学習

前処理後の I 信号と Q 信号をそれぞれ Bi-LSTM および CNN ベースのエンコーダに入力し，得られた特徴を融合することで，UWB 信号の潜在表現 Z を生成する．

学習時には，事前学習した正解呼吸波形のエンコーダから得られる潜在表現 Z' を教師として，UWB 信号から得られる潜在表現 Z との平均二乗誤差

$$\mathcal{L}_z = \frac{1}{D}\sum_{d=1}^{D}(Z_d - Z'_d)^2 \tag{15}$$

を最小化する．ここで，D は潜在表現の次元数であり，本研究では $D = 128$ とする．

学習後，UWB 信号から得られた潜在表現 Z を事前学習したデコーダ D に入力し，復元呼吸波形 $\hat{\boldsymbol{y}}$ を

$$\hat{\boldsymbol{y}} = D(Z) \tag{16}$$

として得る．

5. 実験

5.1 目的

本研究では，セッション間・ユーザ間・活動間で呼吸波形復元性能を評価し，手の位置や姿勢などの計測状況の違いによる影響を検証する．また，計測状況に依存した UWB 信号の反転が呼吸波形復元性能に与える影響を検証するため，正解データを用いて信号の向きを補正した場合の復元性能を評価する．

5.2 実験設定

5.2.1 ハードウェア構成

実験には，Novelda 社製の UWB レーダ XeThru X4M200 を使用した．中心周波数は 7.29 GHz，送信帯域幅は 1.4 GHz である．また，レンジビン間隔は 5.14 cm であり，各レンジビンについて I/Q 信号を取得した．本実験ではフレームレートを 50 Hz に設定し，X4M200 の制御およびデータ取得には Raspberry Pi を使用した．呼吸波形の正解データの取得には，NeuLog 社製の呼吸モニタベルトセンサ NUL-236 を使用し，サンプリングレートを 50 Hz に設定した．

5.2.2 データ収集

手首装着型 UWB を 2 名の被験者に装着し，タイピング動作およびスマートフォン操作を実施してデータを収集した．UWB 信号および呼吸波形の正解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．各被験者について，タイピング動作およびスマートフォン操作のそれぞれで，5 分間の測定を 1 セッションとして，8 セッションのデータを収集した．



図 4: 評価対象の活動

5.2.3 評価対象動作

本実験では，デスクワーク時の呼吸測定を想定し，机上で行う活動としてタイピング動作とスマートフォン操作の 2 種類を評価対象とした．図 4 に，各動作の計測時の様子を示す．評価では，学習時と評価時の計測状況の違いを，同一ユーザ・同一活動でセッションのみが異なる条件，同一活動でユーザが異なる条件，および同一ユーザで活動が異なる条件の 3 つの軸で設定した．それぞれを，セッション間評価，ユーザ間評価，および活動間評価とする．

評価プロトコルは 3 つの評価条件で共通とし，7 セッションを学習データ，1 セッションを評価データとして用いる．セッション間評価では，同一ユーザ・同一活動における 7 セッションで学習し，異なる 1 セッションで評価する．ユーザ間評価では，同一活動について，一方のユーザの 7 セッションで学習し，異なるユーザの 1 セッションで評価する．活動間評価では，同一ユーザについて，一方の活動の 7 セッションで学習し，異なる活動の 1 セッションで評価する．また，各セッションの UWB 信号および正解呼吸波形を 20 秒間の window に分割し，各 window を 1 サンプルとして学習および評価に用いる．

5.3 評価指標および比較手法

5.3.1 コサイン類似度

モデルが推定した呼吸波形と同時刻に取得した正解の呼吸波形とのコサイン類似度を算出する．

$$\cos(\hat{\boldsymbol{y}}, \boldsymbol{y}) = \frac{\sum_{t=1}^{T}\hat{y}_t\, y_t}{\sqrt{\sum_{t=1}^{T}\hat{y}_t^2}\sqrt{\sum_{t=1}^{T}y_t^2}}. \tag{17}$$

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

5.3.2 呼吸波形振幅誤差

呼吸波形の振幅は換気量と対応することから，換気量の再現性を評価する指標として呼吸波形振幅誤差を算出する．正解波形から検出した peak および valley の時刻を推定波形にも適用し，各呼吸における peak-to-valley 振幅の誤差を次式で求める．

$$\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\left|(\hat{y}_{p_i} - \hat{y}_{v_i}) - (y_{p_i} - y_{v_i})\right|. \tag{18}$$

© 1959 Information Processing Society of Japan

ここで，p_i および v_i はそれぞれ第 i 呼吸の peak および valley の時刻，N は評価区間内で検出された呼吸数を表す．

5.3.3 呼吸数推定誤差

推定波形と正解波形に対して FFT を適用し，呼吸周波数を求める．得られた呼吸周波数から 20 秒間の呼吸回数を算出し，その差を次式で求める．

$$\left|\hat{N}_r - N_r\right|. \tag{19}$$

ここで，$\hat{N}_r$ および N_r はそれぞれ推定波形および正解波形から求めた 20 秒間の呼吸回数を表す．

5.3.4 比較手法

比較手法として，環境設置型 UWB を用いた呼吸波形復元手法である MoRe-Fi[12] および RF-Carer[13] を用いる．MoRe-Fi は，身体動作を伴う状況での呼吸波形復元を目的とし，I/Q 信号の回転によるデータ拡張と Variational Encoder-Decoder を用いて呼吸波形を復元する．RF-Carer は，異なる計測環境への汎化を目的とし，背景反射の除去や呼吸成分を含むレンジビンの追跡などの信号処理を行った後，U-Net を用いて呼吸波形を復元する．なお，MoRe-Fi は論文に記載された手法に基づいて実装し，RF-Carer は著者らが公開したコードをもとに再現した．本研究では，これらの手法をベースラインとして，異なる計測状況における呼吸波形復元性能を比較するとともに，信号反転の補正前後における性能変化を評価する．

5.4 実験結果

本研究では，正解データを用いて I/Q 信号の反転を補正した提案手法を Proposed w/ Flip，反転補正を行わない提案手法を Proposed w/o Flip とする．

5.4.1 同一ユーザのセッション間の評価

図 5a に，同一ユーザにおけるセッション間評価の結果を示す．ここで，typing(sub1)，typing(sub2)，phone(sub1) は，それぞれ sub1 のタイピング動作，sub2 のタイピング動作，sub1 のスマートフォン操作を表す．信号反転を補正することで，コサイン類似度の中央値は，typing(sub1)，typing(sub2)，phone(sub1) において，それぞれ 0.961 から 0.966，0.971 から 0.987，0.904 から 0.955 に向上した．コサイン類似度については，すべての条件において信号反転を補正した提案手法が最も高く，補正を行わない提案手法がそれに続き，いずれも MoRe-Fi および RF-Carer を上回った．また，呼吸波形振幅誤差の中央値は，それぞれ 0.279 から 0.255，0.277 から 0.132，0.432 から 0.236 に減少した．以上より，同一ユーザ・同一活動におけるセッション間において，信号反転の補正によって呼吸波形復元性能が改善することを確認した．

5.4.2 ユーザ間の評価

図 5b に，ユーザ間評価の結果を示す．ここで，typing(sub1) は sub2 で学習して sub1 で評価する条件，typing(sub2) は sub1 で学習して sub2 で評価する条件を表す．信号反転を補正することで，コサイン類似度の中央値は，sub1 および sub2 においてそれぞれ 0.957 から 0.964，0.896 から 0.935 に向上した．sub2 では，補正前の提案手法はコサイン類似度において MoRe-Fi を下回った一方，信号反転を補正することで MoRe-Fi を上回った．また，呼吸波形振幅誤差は 0.328 から 0.283，0.478 から 0.358 に，呼吸数推定誤差は 3 から 2，1 から 0 にそれぞれ低下した．図 6a に復元波形の例を示す．特に sub2 では，信号反転を補正することで，推定波形が正解波形の変動をより適切に捉えていることが確認できる．異なるユーザ間においても，信号反転の補正によって呼吸波形復元性能が改善することを確認した．

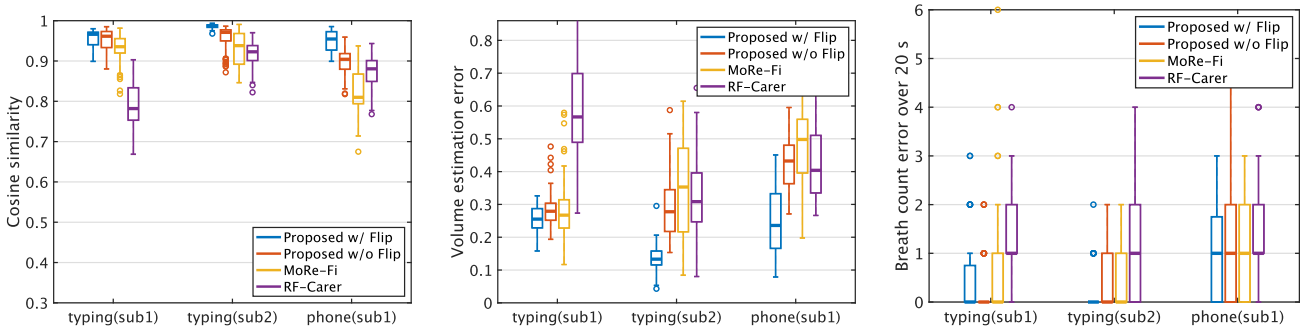
5.4.3 活動間の評価

図 5c に，活動間評価の結果を示す．ここで，typing(sub1) は sub1 のスマートフォン操作で学習し，sub1 のタイピング動作で評価する条件，phone(sub1) は sub1 のタイピング動作で学習し，sub1 のスマートフォン操作で評価する条件を表す．信号反転を補正することで，コサイン類似度の中央値は，typing および phone においてそれぞれ 0.915 から 0.944，0.922 から 0.933 に向上した．また，コサイン類似度の中央値は，両条件において信号反転を補正した提案手法が最も高く，補正を行わない提案手法がそれに続き，両者とも MoRe-Fi および RF-Carer を上回った．また，呼吸波形振幅誤差は 0.473 から 0.344，0.360 から 0.297 に低下した．呼吸数推定誤差についても，typing では中央値が 2 から 0 に低下した．図 6b に復元波形の例を示す．タイピングおよびスマホ操作のいずれにおいても，信号反転を補正することで推定波形が正解波形の変動をより適切に捉えていることが確認できる．以上より，異なる活動間においても，信号反転の補正によって呼吸波形復元性能が改善することを確認した．

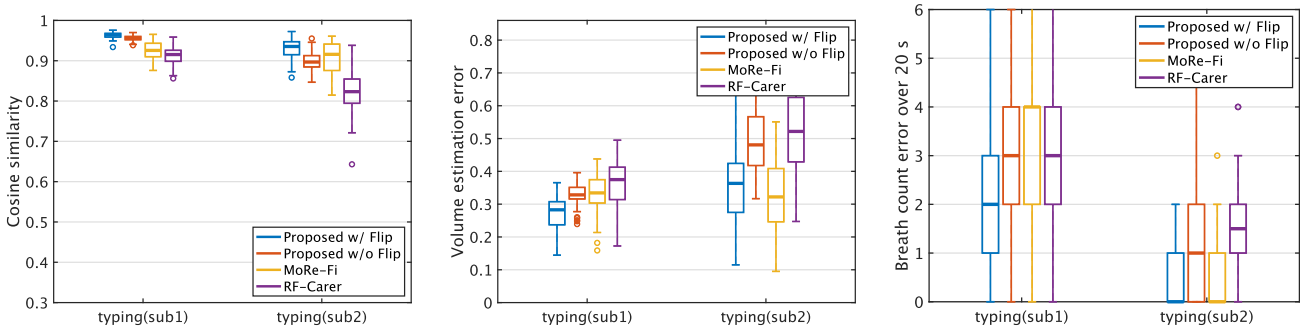
6. 結論

本研究では，手首装着型 UWB を用いた呼吸波形推定について，ユーザ，セッション，および活動の違いに伴う手の位置や姿勢の変化が，呼吸波形復元性能に与える影響を検証した．同一ユーザ・同一活動におけるセッション間評価に加えて，ユーザ間および活動間で呼吸波形復元性能を評価した結果，学習時と異なる計測状況では復元性能が低下する場合があることを確認した．例えば，信号反転を補正しない場合のコサイン類似度の中央値は，subject2 のタイピング動作において，同一ユーザ・同一活動のセッション間評価では 0.971 であったのに対し，異なるユーザで学習するユーザ間評価では 0.896 に低下した．また，subject1 のタイピング動作においても，セッション間評価の 0.961

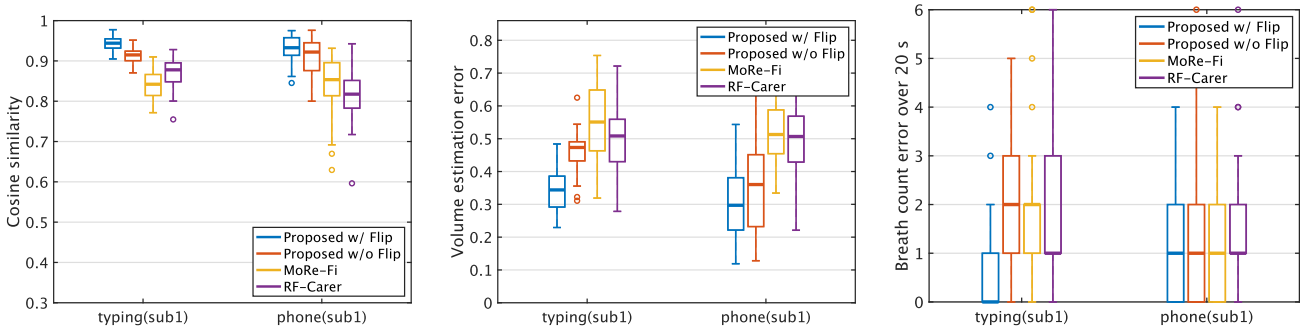
© 1959 Information Processing Society of Japan



(a) 同一ユーザのセッション間の評価

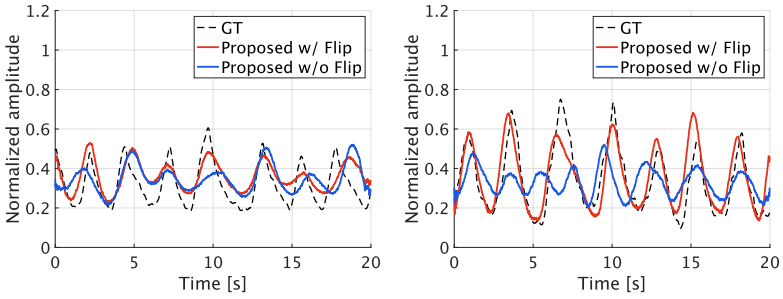


(b) ユーザ間の評価

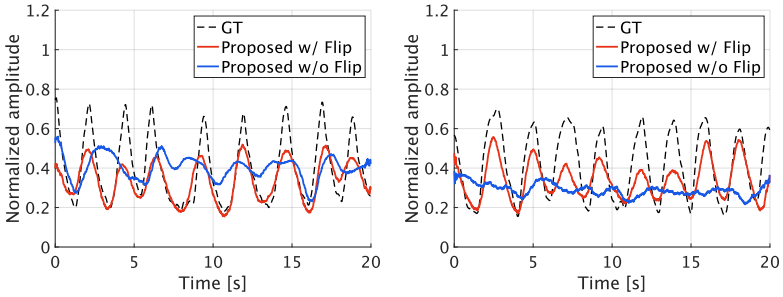


(c) 活動間の評価

図 5: 異なる計測状況における呼吸波形復元性能（左：コサイン類似度，中央：呼吸波形振幅誤差，右：呼吸数推定誤差）



(a) ユーザ間評価（左：sub1，右：sub2）



(b) 活動間評価（左：タイピング，右：スマホ操作）

図 6: 異なる計測状況における呼吸波形の復元例

© 1959 Information Processing Society of Japan

に対して，異なる活動で学習する活動間評価では 0.915 に低下した．

また，計測状況の違いによって，UWB の I/Q 信号に現れる呼吸変動の方向が反転して観測される場合があることを確認した．そこで，信号反転が復元性能に与える影響を検証するため，正解データの呼吸波形を用いて信号の向きを補正し，補正前後の復元性能を比較した．なお，本補正は学習時および評価時の双方で正解データを用いる分析用の処理であり，実運用時の補正手法を想定したものではない．その結果，セッション間，ユーザ間，および活動間の各評価において，信号の向きを補正することで呼吸波形復元性能が改善した．以上より，計測状況に依存して生じる UWB 信号の反転が，手首装着型 UWB における呼吸波形復元性能低下の一因であることを示した．

今後は，選択するレンジビンによって，吸気・呼気に対する信号の増減方向が異なることを踏まえ，信号反転の影響を抑えられるようレンジビンの選択方法を工夫する必要がある．これにより，正解データを用いた信号反転の補正に依存せず，計測状況が異なる場合でも安定して呼吸波形を復元することを目指す．また，より多様な被験者やデスクワーク時の活動を対象として評価を行い，計測状況の違いに対する呼吸波形復元性能をさらに検証する．

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, G., Chen, J., Chen, Z., Wang, F., Zhao, C., Wang, J., Ding, H., Zhao, C., Xi, W. and Han, J.: Zero-Effort Cross-Domain Wireless Respiration Monitoring Under Free Movements With Commercial UWB Devices, *Proceedings of the 2026 ACM/IEEE International Conference on Embedded Artificial Intelligence and Sensing Systems*, SenSys '26, p. 876–889 (2026).

[14] 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).

[15] 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).

[16] 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).

[17] 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).

[18] Molisch, A. F.: Ultra-Wide-Band Propagation Channels, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 97, No. 2, pp. 353–371 (2009).

[19] 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).

[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).

© 1959 Information Processing Society of Japan