ミリ波レーダを用いた呼吸波形計測における 波形不連続性の低減

谷本 雄大, 松浦 圭記, 齋藤 啓介

ヒトの動きやバイタルサインを計測する人体センシングは、計測デバイスの普及と関連サービスの拡大に伴い 我々にとって身近な存在となっている。様々な計測デバイスの中でも、人体と接触せずに非接触でヒトのバイタル サインを精度よく計測できるミリ波レーダが注目されている。バイタルサインの一つである呼吸を体表面の変位と してレーダで計測した呼吸波形には、複数の反射信号の存在や周囲環境変化の影響により、実際の呼吸には存在し ない不連続部が現れることがある。このような不連続性は、特に長時間の波形トレンドから健康状態を推定するう えで妨げとなり得るため、低減することが望ましい。

本論文では、波形の特徴とレーダで得られる空間情報に基づいて、推定された波形群の中から不連続性が小さく なる波形を選択する手法を提案している。ミリ波レーダを用いて複数人の呼吸波形を同時に計測する実験を行い、 提案手法を用いて長時間の呼吸波形を構成した結果、不連続性を考慮しない場合と比較して波形に含まれる不連続 性が低減することを示している。

Reduction of Waveform Discontinuity in Respiratory Waveform Measurement using Millimeter-Wave Radar

TANIMOTO Yudai, MATSUURA Keiki and SAITO Keisuke

Human sensing, which measures human movements and vital signs, has become familiar to us with the proliferation of measurement devices and the expansion of related services. Among various measurement devices, millimeter-wave radar has attracted much attention as it can accurately measure human vital signs without physical contact. Discontinuous parts that do not exist in actual respiration may appear in the respiratory waveform, which is measured by the radar as the chest wall movement. This is due to the presence of multiple reflection signals and the influence of environmental changes. Such discontinuities can hinder the estimation of health status from long-term waveform trends, so it is desirable to reduce them.

This paper proposes a method of selecting waveforms with less discontinuity from the estimated waveform group. This method is based on the characteristics of the waveform and the spatial information obtained by the radar. We conducted an experiment to simultaneously measure the respiratory waveforms of multiple people using millimeter-wave radar. The results showed that the discontinuity contained in the waveform was reduced compared to the case where discontinuity was not considered when constructing a long-term respiratory waveform using the proposed method.

1. まえがき

ヒトの動きやバイタルサインを計測する人体センシング は、急速なセンサの高度化・普及とパーソナルヘルスケア サービスの拡大に伴い、我々の生活において身近な存在と なっている。例えばスマートウォッチに代表されるウェア

Contact : TANIMOTO Yudai yudai.tanimoto@omron.com

ラブルデバイスで心拍数、血中酸素飽和度や皮膚温度など を計測し、ストレス状態や睡眠パターンと紐づけて心身状 態を日常的にモニタリングすること^{1,2)}が広く行われてい る。また、カメラを用いた自動車ドライバーの覚醒状態判 定³⁾や、対象物を立体として認識できる深度センサを用い たヒトの運動・姿勢計測⁴⁾といった応用も進められてい る。こうしたことから、人体センシング技術の重要性は、 医療・ヘルスケアや労働安全の分野において、今後ますま す高まることが期待される。

一方で普及が進むこれらの計測手段には、実用上の懸念 点も存在する。例えばウェアラブルデバイスなどの接触型 センサは、計測中常にユーザの皮膚に接触させる必要があ る。そのため、長時間にわたる計測では不快感を覚えた り、アレルギーを持つユーザの場合は皮膚炎を生じたりす ることがある。カメラなどの光学センサでは、センサに接 続される通信ネットワークを介して顔画像などの個人情報 が流出し、ユーザのプライバシーを侵害するおそれがあ る。

このような懸念に対応する手段として、レーダなど電波 を用いた人体センシング技術が注目されている。電波を用 いた計測は、一般に身体とは非接触で行うため、センサの 装着に関する様々な課題から解放される。また、ヒトの顔 を識別できるほどの空間分解能を持たず、プライバシーに 関する懸念も小さい。電波の中でもマイクロ波やミリ波は 着衣を透過し、ヒト体表面の動きを捉えることができる。 とりわけミリ波を送信信号として用いるミリ波レーダは、 その波長の短さと信号の広帯域性に基づく、微小変位に対 する精度の高い計測手段として注目されており、ヒトの呼 吸や心拍を計測対象とした様々な検討が行われている⁵⁻⁷⁾。

呼吸に伴う換気量の推移や体表面の微小変位を時間波形 として表した呼吸波形は、呼吸の深さや吸気・呼気の時間 比率などの情報を含んでおり、睡眠や健康の状態を推定す る手段として有用である^{8,9)}。レーダを用いて呼吸波形を 計測するとき、後述するように、計測の繰り返し周期とし て数秒から数十秒の時間区間(以下、観測区間)を設定す ることがよく行われる5-7)。数分以上の連続波形を得るに は、数秒から数十秒単位の各観測区間で推定した波形同士 を接続することになる。健康や睡眠の状態変化を把握する には、数分以上の単位で呼吸を観察することが有効であ る。しかし、従来の報告は単一の観測区間における計測結 果を扱うものが殆どであり、複数の観測区間において波形 を接続するときの整合性は考慮されていない。その結果、 波形の接続部である観測区間境界において不連続性を生じ ることがある。これは実際の呼吸には存在しない成分であ り、波形をもとに様々な推定をするときの妨げとなり得る ため、低減することが望ましい。

本論文では、連続呼吸波形に含まれる不連続性を小さく するための、各観測区間における波形選択手法を提案す る。2. でレーダを用いた呼吸波形計測の原理について述 べ、3. では不連続性の評価指標を導入する。4. で提案手法 の詳細について述べ、5. ではミリ波レーダを用いて計測し た複数観測区間の波形群から提案手法を用いて波形を選択 し、連続波形を構成したときの不連続性の評価結果を示 す。

2. レーダを用いた呼吸波形計測

2.1 信号モデル

簡単のため、連続波(Continuous Wave: CW)方式の レーダにおいてアンテナを送受信共用とし、ヒトの体表面 における電波の反射が一点のみで生じる場合を考える。こ のとき、送信信号が体表面で反射され、アンテナで受信さ れる受信信号を直交検波して得られるベースバンド信号は 次のように表せる¹⁰⁾。

$$s(t) = A \exp\left(j\frac{4\pi f_0 d(t)}{c}\right) + s_{\rm DC} + n(t) \tag{1}$$

ここでtは時間、Aは複素振幅、 f_0 は送信信号の周波数、 d(t)は呼吸に伴うレーダ視線方向の体表面変位、cは光速、 s_{DC} は静止物からの反射波などに相当する静止クラッタと 呼ばれる直流成分、n(t)は雑音である。上式からわかるよ うに、体表面変位成分が位相項 $\exp(j4\pi f_0 d(t)/c)$ に含ま れており、その位相変化量は周波数に比例する。同じ体表 面変位に対して周波数が高いほど位相変化量が増大するた め、呼吸に伴う微小変位については、ミリ波を用いること でマイクロ波よりも感度の高い計測が可能となる。いま、 Albanese らの研究¹¹⁾から、d(t)を次のように定式化する。

$$d(t) = \begin{cases} -\frac{K}{T_{\rm I}T_{\rm E}}t^2 + \frac{KT}{T_{\rm I}T_{\rm E}}t & (t \in [0, T_{\rm I}]) \\ \frac{K}{1 - \exp\left(-\frac{T_{\rm E}}{\tau}\right)} \left(\exp\left(-\frac{(t - T_{\rm I})}{\tau}\right) & (2) \\ -\exp\left(-\frac{T_{\rm E}}{\tau}\right) \right) & (t \in [T_{\rm I}, T]) \end{cases}$$

ここで*K*は変位量を表す係数、*T*_Iは呼吸周期における吸気 時間、*T*_Eは同呼気時間、 $T=T_{I}+T_{E}$ は呼吸周期、 τ は呼気に おける時定数である。例として、式(2)において体表面変 位のピークトゥピークを*K*=0.005 (5 mm)、呼吸周期を *T*=4 s、吸気と呼気の時間比率を*T*_I: *T*_E=1:2 と仮定し、式 (1)に代入してベースバンド信号を求める。ただし式(1) において*f*₀=60 GHz、|A|=1、*s*_{DC}=25-50*j*、信号対雑音 比を 12 dB とし、信号は周期 50 ms でサンプリングされた 離散時間信号であるとする。

図1上は上記で設定した体表面変位の時間波形、図1下 はそれに対して求めたベースバンド信号を複素平面上でプ ロットしたものである。信号は、複素平面上で静止クラッ タ成分を中心とした円弧を描くことがわかる。この性質を 利用し、円フィッティングなどで推定した円の中心を基準 とする信号偏角から位相(体表面変位成分)を求め、呼吸 波形を推定する逆正接復調と呼ばれる手法が提案され広く 用いられている^{12,13)}。この手法では、円の中心を正確に推 定できなければ波形に歪みが生じる。そのため、クラッタ の経時変化が大きい場合には計測精度が低下することに注 意する必要がある。



図1 体表面変位の時間波形(上)とベースバンド信号(下)

2.2 複数信号の分離

前節で扱った理想的な反射信号に対し、実際の反射信号 について考える。体表面における電波の反射は人体の様々 な部位において同時に生じ得るため、反射信号は一つだけ でなく複数受信されることが普通である。さらにレーダの 計測エリア内に複数のヒトが存在すると、異なる呼吸に対 応した体表面変位成分が信号に重畳する。各々の呼吸波形 を精度よく計測するためには、適切に信号を分離・推定す ることが必要である。その手法は様々であるが、本論文では レーダと反射点間の距離や反射信号のアンテナ入射角推定 結果に基づいて信号を空間的に分離する手法をとる。ミリ 波レーダでは、周波数変調した送信信号を用いて距離推定 を行う周波数連続変調波 (Frequency Modulated Continuous Wave: FMCW) 方式による広帯域信号の送受信や、複数の 送受信アンテナを用いて仮想的なアレーアンテナを形成し方 位推定性能を高める多入力多出力(Multiple-Input Multiple-Output: MIMO) レーダ技術を採用することで、センチ メートルオーダの空間分解能を実現できる¹⁴⁾。

2.3 観測区間における呼吸波形計測

呼吸波形計測で行われる信号処理について説明する。図 2 はレーダを用いた呼吸波形計測の、観測区間における信 号処理フローの一例を示している。はじめにレーダ信号の 送受信を行う(図2(a))。反射信号を空間的に分離するた め、得られたベースバンド信号をもとに距離や方位に対す る空間プロファイルを求める(図2(b))。これらの計算 にはフーリエ変換がよく用いられ、計測空間を距離や方位 方向に離散的にサンプリングして得られる空間上の各点を ビン(bin)と呼ぶ。各ビンは振幅と位相からなる複素振 幅のデータを持つ。レーダ信号送受信と空間プロファイル 算出は所定周期で繰り返し行う。後に推定する波形のエリ アシングを防ぐため、空間プロファイルの算出周期は想定 される呼吸周期に対して十分短くなるように設定する。

次に観測区間が終了するまで空間プロファイルを蓄積し てから、各ビンの時間方向データに対して静止クラッタを 推定・除去して逆正接復調を行う(図2(c))。想定される 呼吸周期よりも観測時間を長く設定することで、波形に含 まれる(準)周期性の検出が容易になる。一方で数分以上 の長い観測区間を設定すると、周囲環境やヒトの位置が経 時変化することで歪んだ波形が推定され、長時間にわたり 正確な計測結果が得られなくなるという課題がある。ま た、観測区間が長くなるほど信号処理対象のデータサイズ と計算規模が増大し、計測システムのコストアップにつな がる。そのため、観測区間は数秒から数十秒程度に設定さ れることが多い。

その後、各ビンで得られた波形が呼吸に由来するもので あるかを判定し、呼吸と相関があると考えられた信号成分 が含まれるビンを抽出する(図2(d))。呼吸周期に対応 したバンドパスフィルタの適用や、クラスタリングによる 分類など様々な手法が提案されている⁵⁻⁷⁾。ここで得た波 形(群)をもとに、観測区間における出力として代表とな る波形を構成する(図2(e))。



図2 呼吸波形計測における信号処理フローの例

3. 呼吸波形の不連続性と評価指標

3.1 呼吸波形に含まれる不連続性

呼吸波形に含まれ得る不連続性の一例を図3に示す。図 中ではレーダで推定した波形と、フローセンサやベルト型

センサ(以下、呼吸ベルト)など信頼性の高い他の計測手 段を用いて得た波形(以下、リファレンス波形)を併せて 示している。ここで各波形は、離散時間信号としてサンプ リングされているものとする。図3(a)は、単一のサンプ リング点でスパイク状の応答が得られた場合に相当する。 計測中に何らかの外乱が混入することや、波形の歪みなど で生じる。図3(b)は、ある時点(例えば観測区間の境 界)を境に波形がオフセットした、あるいは位相差が生じ た場合を示している。こうした現象が起きるのは、2. で述 べたように、受信信号に含まれる静止クラッタの推定精度 は経時変化などによって観測区間ごとに変化し得るため、 各観測区間で異なった歪み成分が波形に重畳することなど による。また、体表面における反射信号が空間分解能やビ ンの空間上の広がりよりも狭い範囲で複数得られること や、反射信号が複数の伝播経路を経るマルチパスにおい て、レーダとヒトの位置関係の僅かな変化に伴い状態が変 化することも原因になり得る。たとえ同一ビンであって も、支配的となる信号成分が経時変化することで推定され る波形は観測区間前後で変化し得る。図3(c)は、ある時 点で波形の位相が反転した場合を示している。これは、 レーダで推定した波形がレーダ視線方向の体表面変位を反 映していることに起因する。特に送信波が体表面に対して 浅い角度で入射すると、変位方向と視線方向が直交するよ うになり、ヒトの部位形状によってはレーダから見て互い に逆方向の変位成分が同時に計測されることもある。ま た、我々の観察によると、人によっては呼吸時に腹部と胸 部が互いに逆方向に変位することがしばしば生じる。この 場合、送信波が体表面に対して垂直に近い角度で入射した としても、同相・逆相の関係にある波形が得られる。



図3 波形に含まれる不連続性の例

3.2 不連続性の評価指標

呼吸波形に含まれる不連続性の低減について検討するた め、不連続性の大小を定量的に評価する指標を導入する。 波形は呼吸の状態に応じて様々な傾きをとるため、単に隣 接するサンプリング点間の値の変化量だけで不連続性を評 価することは適切でない。そこでリファレンス波形との値 の差に注目する指標(以下、差の指標)と、波形傾きの変 化に注目する指標(以下、傾きの指標)という観点の異な る二つの指標を導入する。なお、本論文では特に観測区間 境界の不連続性に注目するが、スパイク応答状の不連続性 は境界以外でも生じ得るため、観測区間境界以外も含む波 形中の全てのサンプリング点を不連続性の評価対象とす る。また、以降の議論において、各観測区間内の波形は*N* 個の離散点 *n*=1,...,*N*を用いて等時間間隔でサンプリング されているものとする。

3.2.1 差の指標

隣接するサンプリング点間の差分値を、リファレンス波 形とレーダで推定した波形とでそれぞれ求める。それらの 差の絶対値を求めたものが差の指標であり、式(3)のよう に表される。ここで *d*(*n*) は、現在の観測区間で指標計算 対象となる波形の n 番目のサンプリング点における変位推 定値である。ただし *d*(0) は、直前の観測区間で指標計算 対象となる波形のN番目のサンプリング点における変位推 定値を指すものとする。サンプリングタイミングは両波形 とも共通とし、値の比較を容易にするため標準化によって スケーリングする。この指標では両波形の形状が近しいほ ど指標値が小さくなり、不連続性が小さいと見做される。 ただし、同じ呼吸を対象に計測したとしても、計測原理の 違いによって得られる波形が異なる場合がある。レーダは 呼吸に伴う体表面変位から波形を得ているが、例えばフ ローセンサは呼吸に伴う気流変化から波形を得ており、計 測原理が全く異なる。レーダと計測原理が大きく異なる手 段でリファレンス波形を取得すると、図3に示したような 不連続部がレーダの推定波形に含まれていなかったとして も、指標値が大きくなり不連続性が大きいと見做される可 能性があることに注意が必要である。

$$F_{\text{diff}} = \left| \left(\hat{d}_{\text{ref}}(n) - \hat{d}_{\text{ref}}(n-1) \right) - \left(\hat{d}_{\text{radar}}(n) - \hat{d}_{\text{radar}}(n-1) \right) \right|$$
(3)

3.2.2 傾きの指標

傾きの指標は、レーダで推定した波形において評価対象 となるサンプリング点前後の傾きの平均値と、サンプリン グ点における傾きの差の絶対値を求めたものであり、式 (4)のように表される。ここで *d*'(*n*) は現在の観測区間で 指標計算対象となる波形の *n* 番目のサンプリング点におけ る後方差分で求めた傾きである。ただし *d*'(0) は直前の観 測区間で指標計算対象となる波形の *N* 番目のサンプリング 点における後方差分で求めた傾き、*d*'(*N*+1) は直後の観測 区間で指標計算対象となる波形の 1 番目のサンプリング点 における後方差分で求めた傾きを指すものとする。差の指 標と同様に、標準化でスケーリングした波形を対象とす る。この指標は傾きの変化率を反映しており、変化率が小 さい滑らかな波形形状であれば指標値が小さくなり不連続 性が小さいと見做される。一方で指標の算出にリファレン ス波形が関与しないため、リファレンス波形と大きく形状 が異なる波形が推定されたとしても、不連続性が小さいと 見做される可能性もある。

$$F_{\rm grad} = \frac{\hat{d}'_{\rm radar}(n+1) + \hat{d}'_{\rm radar}(n-1)}{2} - \hat{d}'_{\rm radar}(n)$$
(4)

3.3 指標の検証

上記の評価指標が機能することを確認するため、シミュ レーションを行う。リファレンス波形とレーダに関する設 定は2.で述べた条件に基づくものとし、観測区間長は5s とする。図4(a)は評価対象となるリファレンス波形と、 レーダで推定した呼吸波形を示している。両波形は標準化 でスケーリングしている。図中の破線は観測区間境界を表 している。いま、レーダで推定した波形において観測区間 の1周期目2.5s時点にスパイク応答、2周期目にリファレ ンス波形に対して呼吸周期5分の1相当の位相差、3周期 目にリファレンス波形に対して逆相となる不連続部を与え ている。この波形について差の指標値を求めたものが図4 (b)、傾きの指標値を求めたものが図4(c)である。両指 標ともに、不連続部では指標値が相対的に大きく、それ以 外では小さくなっている。両指標が機能することを確認でき たため、これらを用いて不連続性の評価を行うこととした。



4. 波形選択手法

前述したように、一般にレーダでは複数の反射信号が同 時に受信されるため、呼吸に対応した成分を持つ波形も同 様に複数得られる。各観測区間で推定した呼吸波形群をも とに長時間にわたる不連続性の小さい連続波形を構成する には、それら波形群の中から適切な波形を何らかの手法に よって選択する必要がある。これは図2の信号処理フロー において、同図(d)と同図(e)の間の処理として実行さ れる。なお、波形をリアルタイムに連続出力するためには 逐次的な処理が必要となる。そこで以降の説明では、図5 に示すように直前の観測区間において波形群が既に選択済 みという前提で、現在の観測区間における未選択の波形群 の中から1つ以上の波形を選択する場合の手法について考 える。本論文では、上記二つの波形群の情報を利用して、 差(difference)・傾き(gradient)・ビン(bin)というそれ ぞれ異なる基準を用いて波形を選択する、三つの手法を提 案する。



4.1 差による選択基準

現在の観測区間sにおいて推定した M_s 個の呼吸波形群に ついて、i個目($i=1, ..., M_s$)の波形の1番目のサンプリン グ点における変位推定値を $\hat{d}_{i,s}(1)$ とする。同様に、直前の 観測区間s-1において推定した M_{s-1} 個の波形群につい て、j個目($j=1, ..., M_{s-1}$)の波形のN番目のサンプリング 点における変位推定値を $\hat{d}_{j,s-1}(N$)とする。現在の観測区 間におけるi個目の波形の変位推定値について、観測区間 境界における直前の観測区間の波形群の平均変位推定値と の差を式(5)のように求める。この値について昇順にソー トすると、各観測区間の波形同士を接続したとき、観測区 間境界前後で値の変化が小さくなるような波形が上位とな ることが期待される。計測条件に応じて適切な波形選択数 を設定し、その数だけ上位の波形を選択する。

$$\left| \frac{1}{M_{s-1}} \sum_{j=1}^{M_{s-1}} \hat{d}_{j,s-1}(N) - \hat{d}_{i,s}(1) \right|$$
(5)

4.2 傾きによる選択基準

直前の観測区間において推定した呼吸波形群について、 j個目の変位推定波形のN番目のサンプリング点における 後方差分で求めた傾きを $\hat{d}'_{j,s-1}(N)$ とする。同様に、現在 の観測区間において推定した波形群について、i個目の変 位推定波形の2番目のサンプリング点における後方差分で 求めた傾きを $\hat{d}'_{i,s}(2)$ とする。これらの平均値と、同じくi個目の変位推定波形の1番目のサンプリング点における後 方差分で求めた傾き $grad_{i,j}$ との差を、 $j=1,...,M_{s-1}$ にわ たって平均したうえで式(6)のように求める。ここで $grad_{i,j}$ は、観測区間境界前後の変位推定値を用いて求め る。この値について昇順にソートすると、各観測区間の波 形同士を接続したとき、観測区間境界前後で波形傾きの変 化が急峻でない、滑らかな波形が上位となることが期待さ れる。差による選択基準と同様に、設定した波形選択数だ け上位の波形を選択する。

$$\left| \frac{1}{M_{s-1}} \sum_{j=1}^{M_{s-1}} \left(\frac{\hat{d}'_{j,s-1}(N) + \hat{d}'_{i,s}(2)}{2} - grad_{i,j} \right) \right|$$

where $grad_{i,j} = \frac{\hat{d}_{i,s}(1) - \hat{d}_{j,s-1}(N)}{2}$ (6)

4.3 ビンによる選択基準

呼吸に伴う体表面変位は、皮膚で繋がった複数の部位が 連動して生じる。そのため、空間的に近い部位同士での反 射信号には相関の高い体表面変位成分、つまり互いに形状 の近い呼吸波形が含まれ得ると考えられる。また、レーダ での計測が困難となる大きな体動が生じなければ、同一部 位からの反射が得られる空間座標は、隣接する観測区間に おいて同じであるか、大きく変化しないことが期待でき る。この仮定に基づいて、波形が得られた空間プロファイ ルにおけるビンの分布から基準となるビンを決定し、基準 ビンとより近い距離にあるビンから得られた波形を選択す る。基準ビンは、直前の観測区間において推定した波形群 について、*j* 個目の波形が得られたビン **b**_{j,s-1} の集合

$$\{\boldsymbol{b}_{1,s-1},...,\boldsymbol{b}_{M_{s-1},s-1}\}$$
 (7)

に対して、集合内のビンが対応する空間座標の中央値となる 座標に対応するビン \tilde{b}_{s-1} とする。現在の観測区間において推 定した波形群について、i個目の波形が得られたビン $b_{i,s}$ と 基準ビンとのユークリッド距離を次式のように求める。

$$d_{i,s} = \left\| \boldsymbol{b}_{i,s} - \tilde{\boldsymbol{b}}_{s-1} \right\| \tag{8}$$

この値について昇順にソートし、他の選択基準と同様、設 定した波形選択数だけ上位の波形を選択する。本手法で は、空間座標に基づいて波形が選択されるため、観測区間 の境界における波形の値そのものは考慮されない。また、 ビンの情報が存在しない、距離方向や方位方向の信号分離 能力を持たないレーダを用いて計測を行う場合には適用で きないことに注意が必要である。

5. 実験評価

不連続性評価指標を用いて、呼吸波形に含まれる不連続

性の低減効果について検証した。具体的には、ヒトを対象 にした呼吸波形計測実験を行い、提案手法の適用有無によ る波形不連続性への影響を評価した。

5.1 実験環境

送信信号の中心周波数を 62 GHz、帯域幅を 3.3 GHz に 設定した FMCW 方式のミリ波レーダを用いる。送信2素 子、受信3素子のアンテナを備え、MIMOアレーとして素 子間隔が 0.5 波長である 6 素子のリニアアレーアンテナを 形成する。レーダ(空間プロファイル)サンプリング周期 は80 ms、観測区間長は20 s (サンプリング点数 N=250) である。図6は実験における被験者とレーダの配置関係を 示している。家庭における家族の就寝シーンを想定し、被 験者は3名(A, B, C)として、仰向けの状態で肩を接する ように 0.45 m 間隔で横並びに配置する。レーダは被験者 頭側、中央の被験者 B が正面に来るように設置し被験者胸 部からの水平距離を 0.5 m、設置高さを被験者背面からの 垂直距離を 0.3 m とする。レーダの計測と同時にリファレ ンス波形を取得するため、呼吸ベルトを各被験者の体幹に 装着する。レーダと呼吸ベルトは、体表面の変位を捉えて 呼吸波形として表すという点で共通しており、理想的には 両者の波形は高い相関を持ちうる。呼吸ベルトのサンプリ ング周期は10msである。レーダのサンプリングタイミン グと同期させることで、共通のサンプリング点において両 者の値を比較できるようにする。

以上の構成により、各被験者の呼吸波形を連続的に計測 した。観測区間30周期分に相当する600sにわたる計測結 果を対象として、時系列クラスタリング¹⁵⁾を用いて各観 測区間で被験者ごとに呼吸波形群を抽出した。提案手法に おける波形の選択数は、各観測区間の計測条件に応じて適 応的に設定することで、波形不連続性の低減効果が高まる ことが期待される。その点は今後の課題とし、今回は全観 測区間で共通の波形選択数とした。そのために、全観測区 間のうち得られた波形数が最も少ない区間の波形数を、提 案手法における波形の選択数として設定した。これをもと に、各観測区間で提案手法を用いて波形を選択した。



5.2 評価結果

提案手法を用いて各観測区間で波形を選択し、全観測区 間にわたる連続呼吸波形を構成した。連続波形は、各観測 区間で選択した波形群の各サンプリング点における中央値 から構成した。このときの、各観測区間境界のサンプリン グ点における不連続性指標の平均値を表1に示す。なお、 比較対象として設定した選択基準なしの場合では、各被験 者に対応した波形群を抽出するクラスタリングの過程にお いて、ビンに対して一意に付与されるインデックスに基づ き昇順に選択している。これは信号処理の過程で副次的に 得られるものであり、不連続性の低減を意図したものでは ない。

表1から、提案手法を用いることで、元々不連続性が小 さい被験者Bを除き不連続性が低減されていることがわか る。また、三つの提案手法の間では指標値の差が小さく、 いずれも観測区間境界の不連続性低減に対して同程度の効 果が得られた。被験者Bのみ指標値が変化しなかった理由 として、レーダの正面に位置しているため、正面方向で信 号分解能が高くなるという方位推定の性質によって、適切 に空間分離された信号が毎回の観測区間で得られ易かった ことや、後述するマルチパスによる反射信号が比較的少な く、波形の歪みが小さかったことなどが考えられる。

表2は連続波形を構成したときの、観測区間境界を除く サンプリング点における不連続性指標の平均値を示してい る。観測区間境界の場合と同様に、提案手法を用いること で不連続性が低減されている。3.1 で述べたように、各波 形に重畳する歪み成分は異なっている。歪みが比較的大き い波形は瞬時的に変位推定値が大きく変化し得る。そのた め、歪みが小さい波形と比較して、差・傾きの選択基準に おいて不連続性が大きいと見做される可能性が高くなる。 歪みが大きい波形が選択されなくなることで、観測区間境 界以外においても指標値が小さくなり、不連続性が低減さ れる。また、各観測区間におけるマルチパスの状態も不連 続性に影響する。ヒトからの直接反射信号は前後の観測区 間で比較的安定して受信される傾向にある一方、マルチパ スによる反射信号は、ヒトや周囲環境の状態に応じて各観 測区間で異なる伝播経路を取ることがある。直接反射信号 とマルチパスによる反射信号は、互いに干渉することで受 信強度の変動や波形の歪みを引き起こす。ビンによる選択 基準は他の選択基準とは異なり、各観測区間で伝播経路が 大きく異なる反射信号や、安定した受信強度が得られない 反射信号を選択しづらくする働きがある。様々な伝播経路 をとることで波形の歪みを増大させる、マルチパスによる 反射信号の影響を抑制し、ヒトからの直接反射信号をもと に推定した波形が選択され易くなることで、不連続性の低 減が期待できる。

図7は、表1と表2に示した結果において提案手法によ る不連続性指標値の低減効果が最も高かった被験者Aのリ ファレンス連続波形、選択基準なしとして構成した連続波 形と各提案手法を用いて構成した連続波形を併せて示して いる。図中の破線は20sごとの観測区間境界を表してい る。図8は、観測区間境界における不連続性低減の一例と して、図7の160s時点と560s時点付近の波形を拡大し て示したものである。同図から、選択基準なしの場合に見 られる不連続性が、いずれの提案手法を用いた場合でも同 程度に低減され、リファレンス波形に近い波形が得られて いることがわかる。

また、図7の選択基準なしとして構成した波形におい て、特に0sから160sにかけて顕著に見られる波形の歪 みが、同図の提案手法を用いて構成した波形では明らかに 低減されていることがわかる。ここに、表2で示した観測 区間境界以外での不連続性指標値の低減効果が表れてい る。差・傾きによる選択基準を用いる手法では観測区間境 界付近の変位推定値を判断基準としているが、前述したよ うに観測区間境界以外においても、ある程度の波形不連続 性の低減効果がある。さらにビンによる選択基準を用いて 構成した波形に注目すると、他の選択基準を用いた場合の 波形と比較して歪みがさらに低減され、しかも各観測区間 における波形振幅の変化傾向がリファレンス波形に近づい ていることがわかる。これは、歪みが少なく、安定した波 形を得やすいビンによる選択基準の効果を反映していると 考えられる。以上のことから、限られた被験者数ではある ものの、三つの提案手法にはいずれも波形不連続性の低減 効果があり、中でもビンによる選択基準を用いる手法が最 も高い効果を示す傾向にあることを確認した。

	被験者 A		被験者 B		被験者 C	
基準/指標	差	傾き	差	傾き	差	傾き
なし	0.37	0.41	0.07	0.09	0.21	0.22
差	0.07	0.09	0.07	0.09	0.10	0.11
傾き	0.08	0.10	0.06	0.08	0.11	0.09
ビン	0.06	0.06	0.06	0.08	0.10	0.10

表1 不連続性指標値(観測区間境界)

表2 不連続性指標値(観測区間境界以外)

	被験者 A		被験者 B		被験者 C	
基準/指標	差	傾き	差	傾き	差	傾き
なし	0.10	0.09	0.07	0.09	0.10	0.11
差	0.06	0.06	0.07	0.09	0.07	0.08
傾き	0.07	0.07	0.07	0.09	0.08	0.09
ビン	0.03	0.03	0.07	0.09	0.07	0.08







6. むすび

本論文では、レーダにおけるヒトの呼吸波形計測を対象 として、所定周期で繰り返される観測区間で推定した波形 群をもとに不連続性の小さい連続波形を構成するための波 形選択手法を提案した。提案手法の有効性を評価するため の不連続性指標を導入し、シミュレーションによって指標 が機能することを示した。ミリ波レーダを用いた複数人の 呼吸波形計測実験において提案手法を適用し、限られた被 験者数ではあるものの、指標を用いた評価で各被験者の連 続波形に含まれる不連続性が低減することを示して提案手 法の有効性を明らかにした。

今回得られた結果は、限られた数の被験者を対象にした ものに留まるため、より多くの被験者に対して提案手法の 有効性を明らかにすることが必要である。また、提案手法 は本来の呼吸波形には不連続性が含まれないことを前提に しているが、呼吸の状態に異常が生じた場合、波形として 選択されないような不連続性が含まれることも想定され る。そのため、連続波形をもとにヒトの状態を推定する実 際のアプリケーションにおいて、提案手法が推定結果に与 える影響を検証していくことも必要である。

今後、これらの課題も踏まえ、レーダを用いたバイタル サイン計測の展開を検討していく。

参考文献

- Y. S. Can, B. Arnrich, and C. Ersoy, "Stress detection in daily life scenarios using smart phones and wearable sensors: A survey," *J. Biomed. Inform.*, vol. 92, 2019, 103139.
- 2) A. L. Alfeo, P. Barsocchi, M. G. C. A. Cimino, D. L. Rosa, F. Palumbo, and G. Vaglini, "Sleep behavior assessment via smart-watch and stigmergic receptive fields," *Pers. Ubiquitous Comput.*, vol. 22, no. 2, pp. 227-243, 2018.
- 日向匡史,木下航一,西行健太,長谷川友紀,"自動運転時代に おけるドライバモニタリング技術," OMRON TECHNICS, vol. 50, no. 1, pp. 36-31, 2018.
- J. Yin, D. Zhu, M. Shi, and Z. Wang, "Depth Maps Restoration for Human Using RealSense," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 112544– 112553, 2019.
- G. Paterniani *et al.*, "Radar-Based Monitoring of Vital Signs: A Tutorial Overview," *Proc. IEEE*, vol. 111, no. 3, pp. 277–317, 2023.
- M. Alizadeh, G. Shaker, J. C. M. D. Almeida, P. P. Morita, and S. Safavi-Naeini, "Remote Monitoring of Human Vital Signs Using mm-Wave FMCW Radar," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 54958–54968, 2019.
- T. Koda, T. Sakamoto, S. Okumura, and H. Taki, "Noncontact Respiratory Measurement for Multiple People at Arbitrary Loca-

tions Using Array Radar and Respiratory-Space Clustering," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 106895–106906, 2021.

- T. Penzel *et al.*, "Cardiovascular and respiratory dynamics during normal and pathological sleep," *Chaos*, vol. 17, no. 1, 2007, 015116.
- 9) H. D. Cohen, D. R. Goodenough, H. A. Witkin, P. Oltman, H. Gould, and E. Shulman, "The Effects of Stress on Components of the Respiration Cycle," *Psychophysiology*, vol. 12, no. 4, pp. 377–380, 1975.
- 10) 阪本卓也, ワイヤレス人体センシング, オーム社, 2023.
- A. Albanese, L. Cheng, M. Ursino, and N. W. Chbat, "An integrated mathematical model of the human cardiopulmonary system: model development," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 310, no. 7, pp. H899-H921, 2016.
- 12) B.-K. Park, O. Boric-Lubecke, and V. M. Lubecke, "Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature Doppler radar receiver systems," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 55, no. 5, pp. 1073–1079, 2007.
- 13) Q. Lv, D. Ye, S. Qiao, Y. Salamin, J. Huangfu, and C. Li, "High dynamic-range motion imaging based on linearized Doppler radar sensor," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 62, no. 9, pp. 1837–1846, 2014.
- 14) 山田寛喜, "ミリ波レーダによる高分解能イメージング技術," 電子情報通信学会論文誌 B, vol. J104-B, no. 2, pp. 66-82, 2021.
- 15) 松浦圭記,川上莉穂,谷本雄大,齋藤啓介,"ミリ波レーダを用 いた時系列クラスタリングによる複数人の呼吸数計測の実 現," OMRON TECHNICS, vol. 56, no. 1, pp. 97-104, 2024.

執筆者紹介



谷本 雄大 TANIMOTO Yudai 技術・知財本部 アドバンストテクノロジーセンタ アドバンストテクノロジー開発部 専門:電気・電子工学 所属学会:IEEE,電子情報通信学会



松浦 圭記 MATSUURA Keiki 技術・知財本部 アドバンストテクノロジーセンタ アドバンストテクノロジー開発部 専門:電気・電子工学



齋藤 啓介 SAITO Keisuke
技術・知財本部
アドバンストテクノロジーセンタ
アドバンストテクノロジー開発部
専門:電気・電子工学
所属学会:IEEE、電子情報通信学会

本文に掲載の商品の名称は、各社が商標としている場合があります。