

# パッシブ RFID を用いた非接触睡眠時呼吸推定法の提案

納谷 かごめ<sup>†</sup>, Xiaoxuan Hu<sup>‡</sup>, Peng Li<sup>†</sup>, Kun Wang<sup>‡</sup>, 宮崎 敏明<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 会津大学    <sup>‡</sup> 南京郵政大学

## 1 はじめに

スマートホームにおいて人々の生活をモニタリングすることは、ヘルスケアの観点から非常に重要である。本稿では、睡眠の質のモニタリングに焦点を当て、パッシブ RFID システムを利用し、非侵襲で長期的な呼吸数推定を可能とするシステムを提案する。筆者らは、パッシブ RFID タグ(以下、単に RFID タグまたはタグ) [1] を寝具に装着することで、非接触の呼吸モニタリングを可能にするシステムを既に提案している [2]。ここでは、当該システムの呼吸推定精度の改善を図り、自然呼吸のデータにも試験的に適用した結果を中心に報告する。

呼吸数をモニタリングするシステムはいくつか報告されている [3]-[6]。文献 [3] では、Wi-Fi を用いて呼吸を含む生体情報のモニタリングを行っているが、推定精度が周囲環境に依存する。また、文献 [4] では本稿と同様に RFID システムを利用し、被験者の体勢によらず安定した呼吸数推定を行う。しかし、タグを直接被験者に貼り付ける必要があり、筆者らが目指す非接触での推定とは異なる。マットレス下にシートを敷く方法 [5] や枕を使う方法 [6] のように呼吸数を測定し、睡眠の質をモニタリングすることに焦点をおいている研究もある。しかし、本稿ではスマートホームの機能の一部として非接触呼吸推定法の実現を目指しているため、多目的に利用できない文献 [5] [6] の手法は推奨できない。提案システムは、ユーザが身体に何らデバイス装着する必要がなく、また管理も安易であることから、遠隔地からの独居老人や子供の見守り、介護施設などへの適用が考えられる。

## 2 提案システム

### 2.1. システム概要

提案システムの構成概要を図 1 に示す。毛布の上部表面に 5 枚のタグを T 文字型に貼る。また、各タグからの情報を取得するために、RFID リーダに接続した 2 つのアンテナを、被験者の頭部上側および左側にそれぞれ配置する。上記アンテナを通して各タグから取得した ID とその時の受信電波の強度 (RSSI) および位相値を RFID リーダに接続された PC に蓄積する。各タグは、被験者の呼吸によって移動するため、上記アンテナで取得する RSSI 値と位相値は、それに応じて変化する。ここでは、それら値の変化の様子から被験者の呼吸数を推定するものである。なお、図 1 のシステム構成は、文献 [2] と同じであるが、呼吸数の推定精度を上げるため推定法を下記のように変更した。

### 2.2. 呼吸数推定法

図 2 に提案システムの呼吸数推定の流れを示す。

- (1) **入力情報の取得**: 2 つのアンテナを用いて 5 枚のタグから取得した位相値と RSSI 値を入力データとする。RFID リーダでは、5 枚のタグから各データ (位相値と RSSI 値) を 2 つのアンテナで取得することか

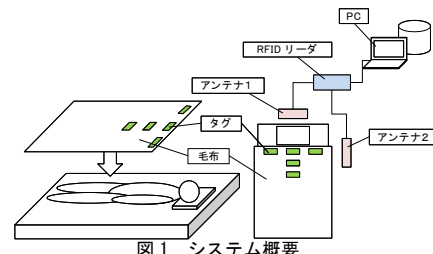


図 1. システム概要

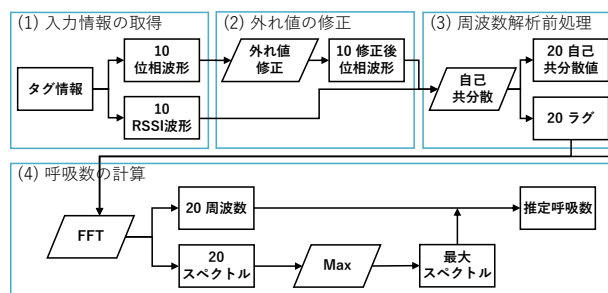


図 2. 呼吸数推定フローチャート

ら、5 (タグ) × 2 (データ) × 2 (アンテナ) = 20 波形が取得される。

- (2) **外れ値の修正**: 位相波形にのみ外れ値が現れるため、以下の式を用いて修正する。位相値波形を  $p(i) \mid i = 1, \dots, L$  ( $L$ : 総データサンプル数) とすると、 $|p(i) - p(i-1)| \geq \frac{\pi}{2}$  となる時  $p(i) \leftarrow p(i) - \pi$  とする。
- (3) **周波数解析前処理**: 提案システムでは、タグ 5 枚の情報を 2 つのアンテナそれぞれで読み取っている。したがって、体勢やタグの位置によっては呼吸波形が陽に現れない場合もあるため、波形の周期性を確認し呼吸に影響されているかどうかを判定する。外れ値を修正しても、位相・RSSI 波形ともにノイズが残っている。また、利用している RFID システムでは、各タグの情報を一定サンプリングレートで読み取ることができない。本ステップでは次ステップで FFT を利用し周期性を確認するための前処理として、自己共分散を求める。出力は一定レートに変更されるため FFT を利用した際の正確性が向上する。また、入力波形に比べ、周期性が強調されるため呼吸の影響を受けていない波形との区別が容易となる。図 3 に呼吸の情報を含む場合と含まない場合の入力波形と自己共分散をとった出力波形の例を示す。
- (4) **呼吸数の計算**: 最後に周波数解析を利用して呼吸数を求める。まず、前ステップで求めた自己共分散の結果に対して FFT をかけ、周波数とその片側振幅スペクトルを求める。FFT の適用データ範囲は、予め定めた時間間隔ごとに行う。この時間間隔をウィンドウサイズとよぶ。ウィンドウは、一連の処理が終了する度に、時間を 1 秒後方にスライドさせ、次の処理対象データを得る。次に、20 波形それぞれに対して、最大パワーを持つ周波数  $\{f_{lj} \mid j = 1, \dots, 20\}$  を抽

Proposal of Non-contact Sleep Time Respiration Estimation Method with a Passive RFID System

Kagome Naya<sup>†</sup>, Xiaoxuan Hu<sup>‡</sup>, Peng Li<sup>†</sup>, Kun Wang<sup>‡</sup>, and Toshiaki Miyazaki<sup>†</sup>

<sup>†</sup>The University of Aizu, Japan

<sup>‡</sup>Nanjing University of Posts and Telecommunications, China

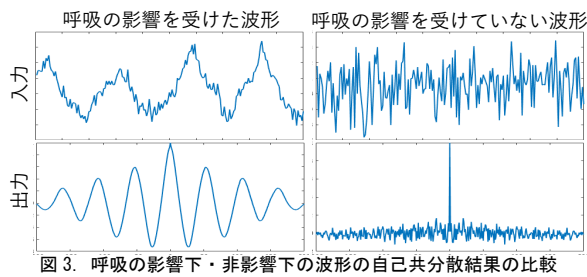


図3. 呼吸の影響下・非影響下の波形の自己共分散結果の比較

出する。ここで、 $f_j$ を抽出するのに先立ち、下記前処理を行う。本システムが推定対象としている呼吸数は、人間の呼吸を意識して1~60回/分である。したがって、FFTにより求めた周波数スペクトルの内、周波数を $f$ とした時  $f < \frac{1}{\text{ウィンドウサイズ}}$   $\frac{60}{\text{ウィンドウサイズ}} < f$ の範囲にあるスペクトルパワー値を0にする。これにより、呼吸に関連していない低周波・高周波ノイズが呼吸数と判断されないようにする。最後に、 $f_{max} = \max_{j=1}^{20} f_j$ を選択し、 $f_{max} \times \frac{60}{\text{ウィンドウサイズ}}$ として推定呼吸数を得る。

以上が提案する非接触呼吸数推定手法である。推定精度を向上させるために、文献[2]の手法に比べ、具体的にステップ(2)以降の処理を上述のように変更した。また、将来的に睡眠中の呼吸停止の推定を視野に入れ、20秒毎に呼吸の有無を判定できるように、ウィンドウサイズを20秒とした。

### 3. 評価

図1の実験環境下で複数の被験者を用いた評価実験を行った。睡眠中に考えられる4つの体勢(仰向け、左向き、うつ伏せ、右向き)において、呼吸数を推定した。1回の測定時間は3分間とした。ウィンドウサイズを20秒に設定しているため、推定回数は160回となる。評価は、160回の推定平均、標準偏差を用いて行った。また、設定した呼吸数 $\pm 1$ に入らない値は推定エラーとし、下式でエラー率を求めた。

$$\text{エラー率} = \frac{\text{推定エラー数}}{\text{全推定回数}} \times 100 [\%]$$

#### 3.1 固定呼吸周期を用いた評価

呼吸数の変化による影響を評価するため、呼吸数を1分あたり4.0, 6.0, 7.5, 10.0, 12.0回に設定し、各被験者はメトロノームに同期して、呼吸した。各呼吸数における4体勢の結果を表1に示す。表中の値は被験者2名の結果を平均したものである。また、ユーザごとの体型や体勢の影響を見るため被験者を14名の増やし、呼吸数6.0回の時の評価を行った。被験者ごとの結果を表2に示す。表1, 2から分かるように、全ての結果において、設定した呼吸数から1回/分以上の差は見られなかった。また、文献[2]で提案した従来手法に比べ、全体勢・呼吸数の平均エラー率は、9.76%から、5.42%に改善している。特に、うつ伏せ状態で、かつ、呼吸数が6.0回以上でも安定して推定できることを確認した。以上より、提案呼吸推定法は、長期モニタリングにも耐える十分な推定精度を有すると考える。

#### 3.2 自然呼吸への適用

設定した固定呼吸周期における十分な推定精度が得られたことから、自然呼吸でも性能を確認した。条件は3.1章と同様だが、呼吸数のみ未指定、すなわち被験者に自由に呼吸してもらった。図4に、被験者4名の推定平均、標

表1. 4つの体勢での推定平均、標準偏差(回/分)とエラー率(%)

体勢	呼吸数	推定平均	標準偏差	エラー率	体勢	呼吸数	推定平均	標準偏差	エラー率
仰向け	4.0	4.65	0.71	4.7	左向き	4.0	4.58	0.84	2.2
	6.0	6.09	0.82	4.0		6.0	6.06	0.85	6.8
	7.5	7.46	0.14	2.2		7.5	7.48	0.06	0.6
	10.0	10.22	0.56	18.0		10.0	10.38	0.38	7.1
	12.0	11.97	0.12	0.6		12.0	11.99	0.37	2.2
うつ伏せ	4.0	4.52	0.26	2.5	右向き	4.0	4.52	0.24	1.6
	6.0	6.00	0.59	7.3		6.0	5.98	0.67	6.7
	7.5	7.34	0.37	8.7		7.5	7.45	0.20	2.5
	10.0	10.32	0.48	11.8		10.0	10.22	0.80	12.1
	12.0	11.81	1.03	4.3		12.0	11.94	0.35	2.5

表2. 各被験者の推定平均、標準偏差(回/分)とエラー率(%)

被験者	推定平均	標準偏差	エラー率	被験者	推定平均	標準偏差	エラー率
1	5.98	0.364	4.0	8	5.95	0.149	2.8
2	5.99	0.355	2.0	9	5.98	0.137	1.6
3	6.49	3.877	16.0	10	6.00	0.272	2.8
4	5.83	0.442	10.4	11	6.16	1.134	10.2
5	6.23	2.126	18.3	12	5.99	0.185	1.6
6	5.93	0.288	4.3	13	5.96	0.170	3.1
7	5.93	0.307	5.0	14	5.97	0.356	4.8

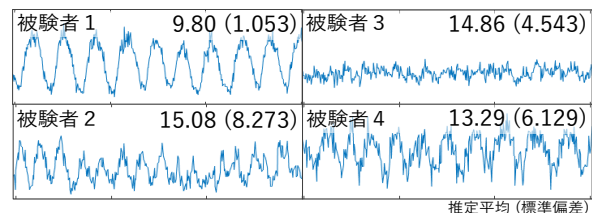


図4. 仰向けでの自然呼吸波形(1分間)と推定平均、標準偏差(回/分)

標準偏差を、仰向け時の外れ値修正後の波形(1分間)と共に示す。本結果は、呼吸数指定時に比べ推定のばらつきが相対的に大きくなるものの、自然呼吸への適用も十分可能であることを示唆している。

### 4. おわりに

アンテナをベッドサイドに、RFID タグを毛布に装着することによって被験者に直接機器類を装着することなく、当該RFIDタグから取得した電波の位相波形、RSSI波形を用いて、ベッド上の被験者の呼吸数を推定するシステムを提案した。実験により、呼吸数や体勢・体型の違いに影響されず、安定して呼吸推定できることがわかった。今後は、実用化に向け、被験者を増やし推定精度の検証を続けると共に、長期モニタリングの実証実験を行う予定である。

### 謝辞

本研究の一部は、戦略的情報通信研究開発推進事業(SCOPE No. 162302008)により実施した。

### 参考文献

- [1] Alien Technology Higgs 4 ALN 9770-Bat, [https://www.rfid-alliance.com/RFIDshop/Alien-Technology-Higgs-4-ALN-9770-Bat.pdf], (最終検索日:2019年12月16日)
- [2] K. Naya, X. Hu, T. Miyazaki, P. Li, and K. Wang, "Non-Invasive and Quick Respiratory-Rate Monitoring at Bedtime Using Passive RFIDs," in *2019 IEEE iThings, GreenCom, CPSCoM, and SmartData*, pp. 244–249.
- [3] R. Ravichandran, E. Saba, K.-Y. Chen, M. Goel, S. Gupta, and S. N. Patel, "WiBreathe: Estimating respiration rate using wireless signals in natural settings in the home," in *2015 IEEE PerCom*, pp. 131–139.
- [4] Y. Hou, Y. Wang, and Y. Zheng, "TagBreathe: Monitor Breathing with Commodity RFID Systems," in *2017 IEEE ICDCS*, pp. 404–413.
- [5] D. Heise, and M. Skubic, "Monitoring pulse and respiration with a non-invasive hydraulic bed sensor," in *2010 IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 2119–2123.
- [6] W. Chen, X. Zhu, T. Nemoto, K. Kitamura, K. Sugitani, and D. Wei, "Unconstrained monitoring of long-term heart and breath rates during sleep," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 2, pp. N1–N10, Jan. 2008.