

共同プロジェクト研究（実用化試験）  
〔研究紹介〕

## ユーザ負担の少ない肺機能測定用ウェアラブル機器の開発

辛島 彰洋<sup>1)</sup>, 柳田 琢杜<sup>1)</sup>, 丸田 勝弘<sup>2)</sup>, 浅沼 義信<sup>2)</sup>

### Development of Wearable Pulmonary Function Measuring Device with Low User Burden

Akihiro KARASHIMA<sup>1)</sup>, Takuto YANAGIDA<sup>1)</sup>,  
Katsuhiko MARUTA<sup>2)</sup>, Yoshinobu ASANUMA<sup>2)</sup>

#### Abstract

In this study, in order to develop a device that can measure the pulmonary function easily, we prepared a device that can measure a respiratory rate not only at rest, in which the respiratory rate can be measured easily, but also under body movement. When we applied for this project, we employed a measurement method, in which a respiratory signal was measured by monitoring the movement of the thoracic cage using the terrestrial magnetism as a reference signal (hereinafter referred to as the "Conventional Method"), in reference to the previous study. However, we conducted a follow-up experiment and found that the Conventional Method could not record a respiratory signal under body movement, although it could measure a respiratory signal at rest, because the respiratory signal was interfered with noise signals under body movement. Therefore, we reviewed the measurement method and developed a new method, in which a wearable permanent magnet was used as a reference signal (in this article, the measurement method is referred to as the "Proposed Method"). The Proposed Method succeeded in the measurement of a respiratory rate under body movement, such as car driving, walking, running, and stair ascending/descending, which had been difficult in the Conventional Method. In addition, in the Proposed Method, detection rate of sleep apnea was increased because the recording precision of a respiratory signal was improved compared to the Conventional Method for both at rest and during sleeping. This article shows results of respiratory signals measured by the Proposed Method at rest, during walking, and during running.

## 1 研究の背景

日常的に呼吸数や換気量などの呼吸に関する情報を連続して測定することは、肺機能の評価や疾病の予測、運動能力の把握に有用であると考えられ、様々な測定法が開発されている [1]。例えば、マスクやマウスピースと接続された流量計から呼気や吸気の気流速

---

1) 東北工業大学大学院工学研究科  
Graduate School of Engineering, Tohoku Institute of Technology

2) ㈱コスモスウェブ  
COSMOSWEB Co.,Ltd

度を直接測定し、その積分から肺気量を得るという方法は最も普及した測定法と言える。換気量を正確に測れる点は優れているが、測定自体が呼吸数や換気量に影響を及ぼしてしまうことや [2]、装着感が悪く長時間（例えば睡眠時）の測定は難しいことから、連続的な測定には向いていないと言える。より簡便な測定法として、呼気と吸気の温度差から呼吸リズムを測定する方法も普及している。この方法では、鼻部にサーミスタ等の温度センサを取り付ける必要があり目立ってしまうため、前述の方法と同様に日常生活下で用いることは難しい。

呼吸による体幹部（胸部や腹部）の周囲長の変化を捉える方法も広く用いられている。この方法では伸縮性ひずみセンサが用いられることが多い。ひずみセンサは胸部または腹部に巻かれることになるが、衣服の下に装着することも可能であるため、センサを装着したまま日常生活を送ることができる。ただし、このセンサは装着位置のずれなどによるわずかな弛みで呼吸信号を捉えられなくなってしまうという問題点がある。最近、胸部に電磁誘導コイルを装着して呼吸情報を検出する方法が桑谷らにより提案された [3]。これは胸部の腹側部と背側部に装着した2つの電磁誘導コイルを用い、コイル間の相互誘導の起電力が呼吸による胸部運動で変化することを利用したものである。体格などの個人差や、男女の体型の差により測定精度にばらつきはあるが、呼吸数だけでなく換気量も推定できるすぐれた測定法である。しかしながら、交流磁場の発生には大きな電力を消費することから小型化・省電力は難しいと考えられ、本研究で目指している日常的な測定には向いていないと考えられる。

加速度センサを腹部または胸部に装着する方法も提案されている [4]。この方法では、呼気や吸気にもなう体表面の動きや重力方向に対する装着したセンサの傾きの変化を捉えることにより呼吸のリズム（呼吸数）を得るというものである。この方法は、前述した方法と比較して簡便に測定できること、センサがすでに小型化や省電力化されていることから、導入しやすい方法と言える。ただし、加速度信号には、体動によるノイズが呼吸信号に重畳してしまうことから、歩行など体動がある時に呼吸信号を抽出することは難しいと考えられる。

2018年にはMiliciらにより地磁気センサを胸部に巻いたベルトに装着する方法が提案されている [5]。この方法は、呼吸に伴う胸部の動きを磁方位の変化によって捉えるというものである。Miliciらは、磁気センサと比較のために加速度センサを胸部に装着し、体動がない睡眠時に呼吸信号を測定した。地磁気センサにより呼吸信号を測定できたこと、呼吸が一時的に停止する睡眠時無呼吸も検出できたことが報告されている。加速度信号より精度が高いことも報告されているが、呼吸信号に体動ノイズが重畳してしまうという問題は依然として加速度信号と同様に解決していないことから、安静時のみに用いることが出来る方法と言える。

本研究では、日常的に連続して呼吸リズムを測定できるセンサの開発を目指している。日常的に連続した測定をするためにはセンサは、(i) 装着が容易で負担が小さいこと、(ii) 体動などのアーチファクトに強いこと、(iii) 省電力で長期間の記録が可能であること、が重要と我々は考える。

センサの入手のしやすさや電力消費量の観点では、加速度センサや地磁気センサが適していると考えられるが、前述したようにどちらも体動アーチファクトには弱い。我々は、この問題を解決するため、永久磁石と磁気センサを組み合わせた方法を提案する。永久磁石と磁気センサをどちらも胸部または腹部に装着し、呼吸に伴う胸部または腹部の動きを

磁石とセンサとの位置関係の変化として捉えるというものである。この提案する方法ではアーチファクトの問題が解決できる可能性がある。なぜなら、体動があっても磁石とセンサの位置関係は変わらないと考えられるからである。

本稿ではまず、体動アーチファクトがない安静時において永久磁石と磁気センサを組み合わせた本研究で提案するシステム（提案法と呼ぶ）で得られた信号と、加速度センサ（従来法と呼ぶ）で得られた信号を同時に記録した結果を示す。次に、トレッドミル上を歩行または走行している被験者から両センサにより呼吸信号を測定した結果を示す。歩行や走行のような体動アーチファクトが大きい測定条件でも提案法で呼吸リズムが測定できるかどうかを示す。

## 2 実験方法

### 2.1 磁気センサと永久磁石を用いた測定器の作成

本研究では、磁気信号と加速度信号を測定するため、3軸デジタルコンパスと3軸加速度センサが組み込まれたLSM303DLHCを使用した。磁気センサの測定範囲は $\pm 1.3 \times 10^2 \mu T$ から $\pm 8.1 \times 10^2 \mu T$ の範囲の7レンジから選択でき、分解能は12bitである。本研究では、地磁気による影響を抑えるため、最も大きいレンジ（ $\pm 8.1 \times 10^2 \mu T$ ）を選択した。一方、加速度センサの測定範囲は $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$ から選択でき、分解能は16bitである。本実験では、呼吸活動による加速度のわずかな変化も捉えるため、最も小さいレンジ（ $\pm 2g$ ）を選択した。センサとマイコン（Arduino UnoまたはArduino Nano）はI2C通信で接続し、センサから得られた信号はサンプリング周波数10HzでSDカードに記録した。

センサは、胸部および腹部にまいた伸縮性のあるベルトに固定した。センサから5cmの距離にネオジム磁石（N40,  $\Phi 10\text{mm} \times 15\text{mm}$ ）を設置した。磁石もセンサと同じベルトに固定した。

呼吸信号の参照信号を得るために、サーミスタを用いて呼気および吸気の温度測定も同時に行った。この測定には、時定数の小さいNTCサーミスタ（EPCOS: 528-8564, 時定数 $\tau = 3$ 秒）を用いた。サーミスタの抵抗値の変化を測るためにブリッジ回路を作成した。サーミスタは呼気温を測定するためマスクに固定した。ブリッジ回路の出力はマイコンのAD変換器（10bit）でデジタルデータとした（サンプリング周波数, 10Hz）。なお本稿では、サーミスタから得られた信号を参照信号と呼ぶ。

### 2.2 呼吸リズムの測定方法

呼吸信号は、以下のように安静時および歩行・走行時に測定を行った。それぞれの測定方法を以下に示す。

#### ①安静時の呼吸リズムの記録方法

実験には8人の成人男性に被験者として協力していただいた。センサを固定した伸縮性のあるベルトとサーミスタを固定したマスクを装着してもらい、仰臥位で3分間呼吸信号の測定を行った。

#### ②トレッドミルを用いた歩行時および走行時の呼吸リズムの記録方法

測定には4人の成人男性に被験者として協力していただいた。安静時の記録と同様に、ベルトとマスクを装着していただき、呼吸信号を測定した。トレッドミル上を歩行・走行

している時の呼吸信号の測定を行った。測定は、歩行速度を一定にした状態で2分間にわたって行った。時速1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 kmの歩行時と、時速8, 9, 10, 12, 14 kmの走行時に測定を行った。

### 2.3 呼吸リズムの解析方法

各信号のパワースペクトル密度は、ウェルチ法により計算した（データ長20秒、ハミング窓、オーバーラップ10秒）。また、呼吸信号を抽出するため、AD変換後にバンドパスフィルタを施した。バンドパスフィルタには、FIRフィルタ（周波数帯域0.15–0.6 Hz、次数200）を用いた。

## 3 実験結果

### 3.1 安静時の呼吸リズム

仰臥位の姿勢の被験者において、腹部に設置した加速度および磁気センサで記録された信号と、同時に記録した鼻部のサーミスタで記録された信号（参照信号）を図1左に示す。参照信号と同期した周期的な波が加速度と磁気両方のセンサで記録されていることが分かる。それぞれの信号のパワースペクトル密度を図1右に示す。2つのセンサから記録された信号のパワーのピークは、参照信号と同様に約0.25 Hzであり、それ以外の周波数には大きなピークは見られないことが分かる。つまり、加速度・磁気どちらのセンサでも呼吸リズムを測定できると言える。

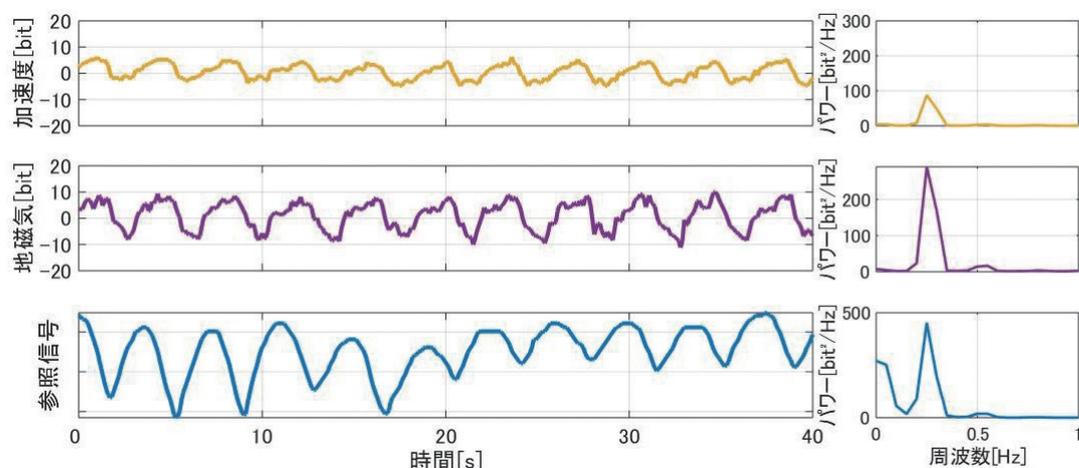


図1：安静時に測定された呼吸リズム（被験者1）。左側：それぞれのセンサから記録された波形。右側：記録波形のパワースペクトル密度。上段より、加速度センサ、磁気センサ、サーミスタで記録された信号の波形およびパワースペクトル密度を示す。

### 3.2 歩行および走行時の呼吸リズム

時速4 kmでトレッドミル上を歩行している被験者において、腹部に設置した各センサで記録した波形とパワースペクトル密度を図2に示す。加速度・磁気センサで記録した信号は、どちらも参照信号とは異なる波形を示していることが分かる。2つのセンサで記録

した波の特徴の違いは、図2右に示すパワースペクトル密度でも確認される。加速度信号のパワーは約3Hzにピークを持ち、呼吸リズムのパワーである0.5Hz未満のパワーが非常に小さいことが分かる。一方、磁気信号のパワーは、参照信号のパワーと同じ周波数(約0.4Hz)にピークが見られる。つまり、加速度センサでは体動ノイズに埋もれて呼吸信号が記録できていないが、磁気センサでは呼吸信号が記録できたことが分かる。他の速度で歩行している時や他の被験者でも同様の結果が得られた。

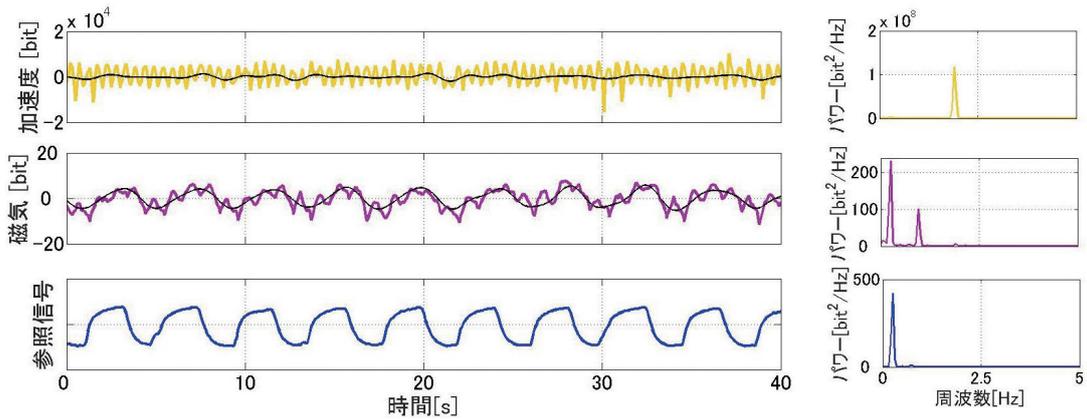


図2 歩行時(時速4km)に測定された呼吸リズム(被験者2)。左側：それぞれのセンサから記録された波形。右側：記録波形のパワースペクトル密度。上段より、加速度センサ、磁気センサ、サーミスタで記録した信号の波形およびパワースペクトル密度を示す。

時速10kmでトレッドミル上を走行している被験者において、腹部に設置した各センサで記録した信号の波形とそのパワースペクトル密度を図3に示す。歩行時と同様に、加速

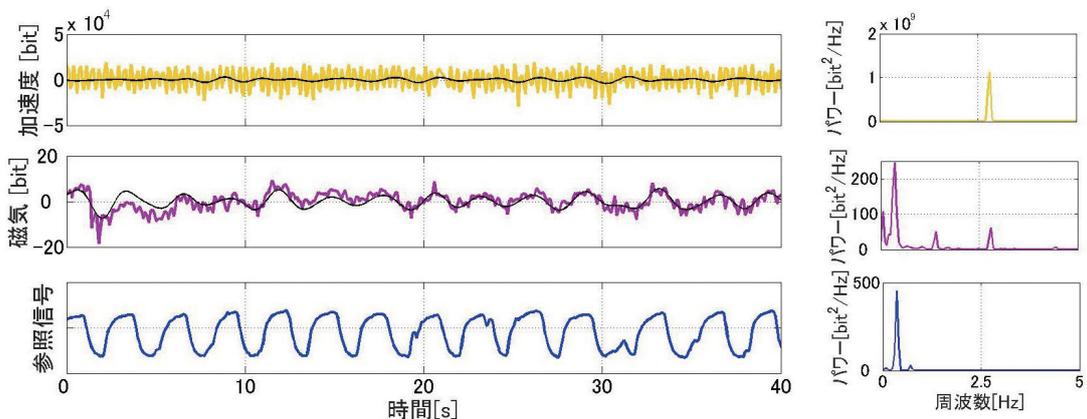


図3 走行時(時速10km)に測定された呼吸リズム(被験者2)。左側：それぞれのセンサから記録された波形。右側：記録波形のパワースペクトル密度。上段より、加速度センサ、磁気センサ、サーミスタで記録された信号の波形およびパワースペクトル密度を示す。

度・磁気センサで記録した波は、参照信号とは異なる波形を示した。それぞれの信号のパワースペクトル密度を図3右に示す。加速度信号のパワーは約3Hzにピークを持っていたが、磁気信号のパワーは、参照信号のパワーと同じように0.4Hzにピークが見られた。他の走行速度や他の被験者でも同様の傾向が見られた。つまり、走行時も加速度センサでは体動ノイズに埋もれて呼吸信号が記録できていないが、磁気センサでは呼吸信号が記録できたと言える。

#### 4 考察

本研究では体動によるアーチファクトを軽減することで歩行時や走行時にも呼吸信号を測定できるシステムの開発を目指しており、磁気センサと永久磁石を組み合わせた測定システムを提案した。提案法と、加速度センサを用いた従来法を比較するため、安静時、歩行時、走行時において2つのセンサで呼吸リズムの測定を行った。

安静時には、2つのセンサから記録された信号は、サーミスタで記録した参照信号と同期していた。この結果は、提案法が、加速度センサを用いた従来の方法と同様に、安静時に呼吸リズムを測定できる方法であることを示している。一方、歩行時や走行時には、磁気信号では参照信号と同じ周波数の波が優位であったが、加速度信号では体動由来と考えられる高い周波数の波が優位であった。以上の結果は、提案法の方が体動によるアーチファクトを低減して呼吸リズムを精度よく測定できることを強く示唆している。日常的な呼吸リズムの記録には体動がある時にも測定できることが重要であることから、本研究で提案した磁気センサと永久磁石を組み合わせた測定法は、日常的な呼吸リズムの測定に適した方法であると考えられる。今後は、機器を小型化、省電力化することでより使いやすい測定システムへと改良していきたい。

#### 参考文献

- [1] T.L. Lee-Chiong Jr, U. Magalang, Monitoring respiration during sleep, *Respir. Care Clin. N. Am.*, 11 (4), 663-678, 2005.
- [2] K. E. Bloch, J. Barandun, and M. A. Sackner, Effect of mouthpiece breathing on cardiorespiratory response to intense exercise, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 151 (4), 1087-1092, 1995.
- [3] 桑谷達之, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理, 胸部に連動する電磁誘導コイルを用いた呼吸量推定, *生体医工学*, 55 (2), 69-76, 2017.
- [4] T. Elfaramawy, C. L. Fall, M. Morissette, F. Lellouche, and B. Gosselin, Wireless respiratory monitoring and coughing detection using a wearable patch sensor network, *Proc. 15th IEEE Int. New Circuits Syst. Conf.*, 197-200, 2017.
- [5] S. Milici, A. Lázaro, R. Villarino, D. Girbau, and M. Magnarosa, Wireless Wearable Magnetometer-Based Sensor for Sleep Quality Monitoring, *IEEE Sensors J.*, 18 (5), 2145-2152, 2018.