

令和2年度学内公募研究（実用化型）
〔技術報告〕

ウェアラブルセンサを用いた睡眠時呼吸測定

辛島 彰洋^{1) 2)}, 柳田 琢杜²⁾

Respiration Monitoring during Sleep by using Wearable Sensor

Akihiro KARASHIMA^{1) 2)}, Takuto YANAGIDA²⁾

Abstract

Daily respiration monitoring is important to understand the pulmonary function, presence of diseases, psychological state, and athletic ability. In this study, the respiration monitoring device based on a permanent magnet and magnetic sensor was developed. The device could measure a respiration signal from the movement of the abdominal/thoracic cavity associated with the respiration. We recorded respiratory signals not only by using the device but also a flow sensor, which is generally used for monitoring respiration during sleep. We found that (i) the respiration rate obtained by the device was similar to that obtained by the flow sensor, and (ii) absence of breathing effort could be detected by the device. These results strongly suggest that the device is suitable for measuring respiration rate during sleep and detecting sleep apnea.

1 背景

睡眠障害の診断や睡眠関連商品の開発現場において実施されている睡眠検査の多くでは、ゴールドスタンダードである PSG 測定が行われてきた。この PSG 測定は、狭く密閉された測定室において実験者と被験者が長時間にわたって密に接触してしまうため、コロナ禍でその実施は困難である。したがって、他人と接触することなく実施できる新しい睡眠検査手法が求められている。本研究は、被験者自身が自宅で睡眠時に呼吸測定をするための方法の確立を目指したものであり、2019年度の本学の公募研究で開発したウェアラブル呼吸測定器を利用するものである [1]。

本稿では、(i) 作製した呼吸測定器の測定精度を確認する、(ii) 測定した信号から呼吸数を求めるアルゴリズムを検討する、(iii) 睡眠時無呼吸が検出できるかどうかを検討する、という3点について報告する。

1) 東北工業大学 工学部
Faculty of Engineering, Tohoku Institute of Technology

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

2 呼吸測定器の作製と睡眠時呼吸測定の方法

2.1 呼吸測定器の作製

3軸磁気センサ (BMM150) と3軸加速度センサ (MPU6886) が内蔵されたマイコン (M5Stack FIRE: 54 × 54 × 28mm, 91g) と、永久磁石 (ネオジム磁石: ϕ 12mm 長さ 20mm の円柱型) から構成される測定器を作製した。マイコンと永久磁石は、3Dプリンターで作製したケースを介して伸縮性のあるゴムベルトに固定した (図1)。マイコンと磁石の距離は約5cmとした。

磁気センサおよび加速度センサから記録された3軸の磁束密度および3軸の加速度は、サンプリング周波数10HzでSDカードに記録した。3軸磁気センサ (BMM150) の測定範囲はx軸とy軸では $\pm 1.3 \times 10^3 \mu\text{T}$ 、z軸では $\pm 2.5 \times 10^3 \mu\text{T}$ であり、分解能はx軸とy軸は13bit、z軸は15bitである。3軸加速度センサ (MPU6886) は分解能が16bit、測定範囲は $\pm 2 \text{ g}$ である。マイコンには550mAhのバッテリーが内蔵されているが、700mAhの外部バッテリーを追加接続することで合わせて1,250mAhとした。このバッテリーの追加により、1晩の睡眠測定に十分な測定時間である18時間以上連続して記録できるようになった。



図1 3軸磁気センサ (BMM150) を内蔵した M5Stack FIRE と永久磁石をベルトに固定した呼吸測定器。

2.2 睡眠時の呼吸およびPSG測定と睡眠ステージング方法

睡眠時の呼吸測定には3人の被験者に協力していただいた [2]。本測定器の操作法を被験者に理解していただいた後、被験者の自宅において就寝から起床まで一晩分の記録を被験者自身に行っていただいた。ディスプレイ銀-塩化銀電極 (Ambu社: ブルーセンサ M-00-S) を額部、目尻および耳の後ろに合計6箇所装着し、脳波 (EEG) および眼電図 (EOG) を測定した。脳波や眼電図の測定には生体信号計測装置 (Polymate AP1000) を使い、サンプリング周波数500Hzでデジタル信号として保存した。作製した測定器が固定されたゴムベルトを腹部に装着し、呼吸運動も測定した。さらに、測定した呼吸の参照信号を得るため、サーミスタを用いた気流の測定も同時に行った。気流の測定には、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製し、ブリッジ回路の出力をマイコンに内蔵されたAD変換器でデジタルデータに変換した (サンプリング周波数: 10Hz)。

Rechtschaffen and Kalesの方法を参考にして、記録した脳波および眼電図から、エポック (20秒) ごとに視察により睡眠-覚醒状態の判定を行った。この判定では、覚醒 (体動がある状態または α 波が優位に出現している状態)、ノンレム睡眠 stage 1 (体動がなく、

α 波、スピンドル波、K複合波、 δ 波が全て出現していない状態）、ノンレム睡眠 stage 2（スピンドル波やK複合波が出現している状態）、ノンレム睡眠 stage 3（ δ 波が20%以上の時間帯に出現している状態）、およびレム睡眠（体動がなく急速眼球運動があり脳波は低振幅速波を示す状態）の5状態に分類した。

2.3 呼吸信号の解析方法

作製した測定器で測定した呼吸信号を詳しく解析するために呼吸周期を求めた。呼吸周期は以下の方法により求めた。まず、測定した呼吸信号に帯域通過フィルタ（FIRフィルタ、0.1-0.6Hz、次数:500）を施して呼吸に関連しない成分を除去した。その後、10秒ごとにデータを区切って自己相関を計算した。図2には、周期的な信号が記録された時間帯と記録されなかった時間帯における元の波形とその自己相関を示す。左図の自己相関では、時間差4.3秒にピーク（橙色点）が見られる。これは、元の波形と4.3秒ずらした波形との間に相関があることを示している。このピーク（4.3秒）をこの区間における呼吸の周期とした。一方、右図のように周期的な信号がない場合は、自己相関では顕著なピークが見られない。このようにピークが自己相関にない場合は呼吸周期を求めなかった。本研究では、相関係数が0.3以上のピークが2.7秒ずれの時間帯に存在するときのみ呼吸周期を求めたことにした。

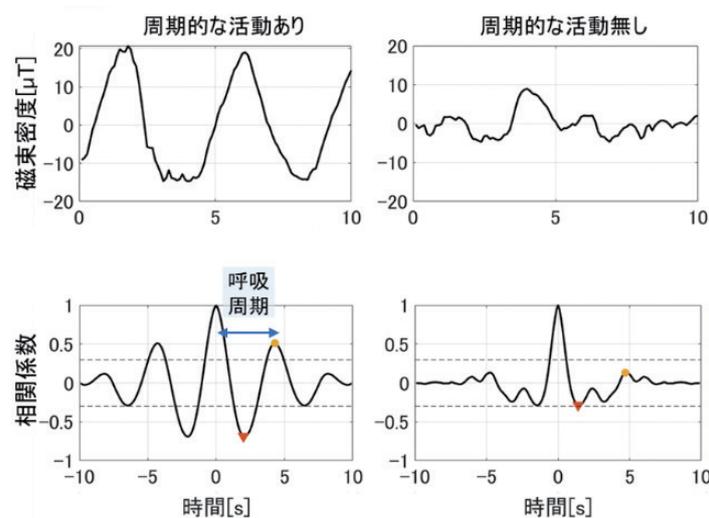


図2 睡眠時に測定された磁気信号の元の波形（上段）とその自己相関（下段）。左図：呼吸に伴う周期的な活動が測定できている時間帯の元の波形とその自己相関、右図：周期的な活動が観測できない時間帯。点線（相関係数が ± 0.3 ）を超えるピークを持つ左図のような場合にのみ呼吸周期を求めた。

3 作製した測定装置による呼吸測定

3.1 睡眠時の呼吸測定

睡眠時に記録された呼吸信号と同時に測定した脳波および眼電図の代表例を図3に示す。

図3左には、ノンレム睡眠 stage 3の時に記録された波形を示す。脳波において高振幅の徐波が観測され、眼球運動が見られないことから stage 3と判定された。stage 3のような深いノンレム睡眠時には、一般に、呼吸の周期や深さはほとんど変化しないことが知られている。本測定器で測定した波からも呼吸の周期や振幅に大きな揺らぎがない様子が分かる。

図3右にはレム睡眠時に記録された脳波、眼電図および呼吸信号を示す。低振幅速波の脳波（実際には電極が眼球に近いために急速眼球運動によるノイズが重畳している）と眼電図において急速眼球運動が観測されていることからレム睡眠と判定された。レム睡眠時にはノンレム睡眠時とは異なり、呼吸の周期や深さが大きく揺らぐことが知られている。本測定器で測定した信号からも、呼吸の周期が変化していることや振幅が大きく揺らいでいる様子が確認される。

以上のことから、作製した測定器により睡眠時の呼吸を測定できたことが示唆される。

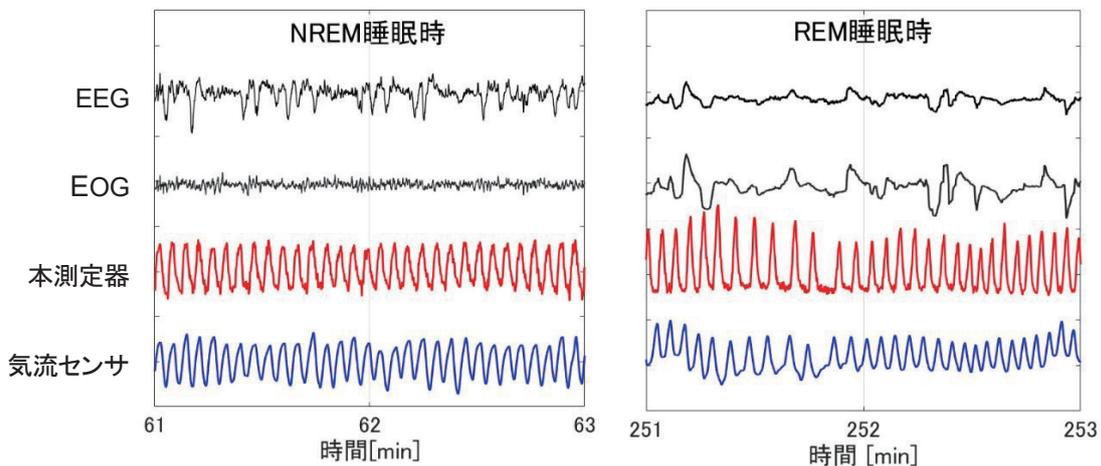


図3 ノンレム睡眠時（左）とレム睡眠時（右）に記録された各生体信号。上段から、脳波（EEG）、眼電図（EOG）、本測定器で記録した磁気信号（赤線）および気流センサ（青線）の信号を表している。

3.2 睡眠時の呼吸周期と睡眠—覚醒状態依存性

図4には睡眠ステージごとに求めた呼吸周期の平均値および標準偏差を示している。図では、作成した測定器で測定した信号から求めた呼吸周期と気流センサで測定した信号から求めた呼吸周期を重ねて表示している。レム睡眠時にはノンレム睡眠時と比べて呼吸周期の平均が短くなっていることや、標準偏差が大きくなっていることが両方のセンサから確認できる。以上の結果から、本測定器の測定データや、測定データから呼吸周期を求め解析のアルゴリズムに問題がないことが強く示唆される。

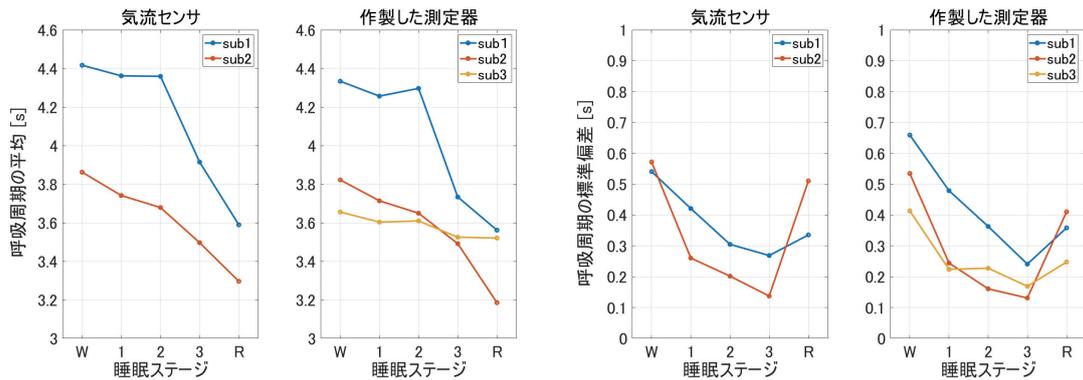


図4 気流センサおよび作製した測定器から求めた呼吸周期の平均値（左）と呼吸周期の標準偏差（右）の睡眠-覚醒状態依存性。測定した被験者ごとに示している。なお、被験者3では気流の測定を行っていないため、気流センサのデータは2人分のみ示している。

3.3 睡眠時無呼吸の検出

本測定器で睡眠時無呼吸を検出できるかどうかを調べた。図5には、作製した測定器で測定した呼吸信号（呼吸努力）と気流センサで記録した波形を並べて示している。96分の直前に、本測定器で測定された信号と気流が共に平坦になっていることが分かる。これは、呼吸運動と気流が停止していることを示唆しており、中枢性無呼吸が生じたときに見られる現象と一致している。

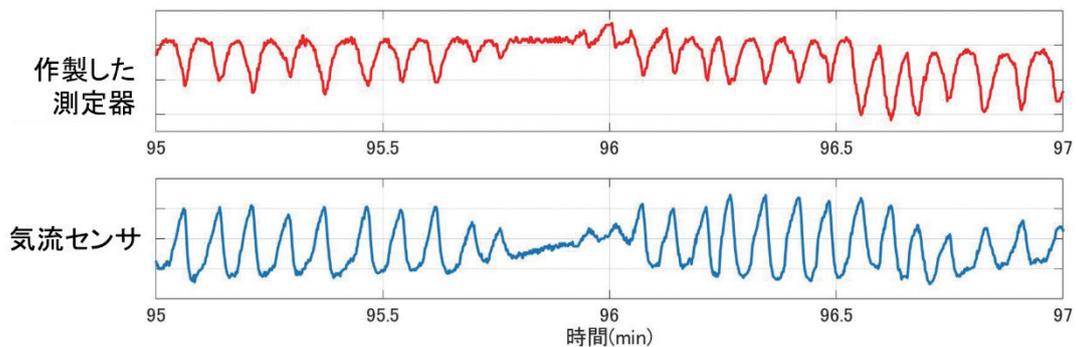


図5 睡眠時の呼吸信号。96分の直前に約10秒間にわたって呼吸運動（上段）と気流（下段）の両方が同時に停止している様子が分かる。

一方、作製した測定器で観測された信号の振動が続いているにもかかわらず、気流のみが平坦になる現象も一部の被験者で観測された。これは、呼吸運動が続いているにもかかわらず気流が停止していると解釈され、閉塞性無呼吸を観測したものと推測される。

4 まとめと今後の課題

本研究では、磁気センサと永久磁石を組み合わせたウェアラブル呼吸測定器を用いて睡眠時に呼吸測定を行った。その結果、(i) 睡眠時呼吸測定で一般的に用いられる気流セン

サと同期した信号が得られること, (ii) 睡眠ステージに依存した呼吸周期の変化が観測できること, (ii) 睡眠時に生じる中枢性および閉塞性無呼吸を検出できたこと, を示すことができた。

以上の結果から, 我々が作製したウェアラブル測定器は日常的な呼吸リズムの測定に必要な性能を有していると考えられる。測定器が大きく装着感があまり良くない問題を解決できなかったため, 今後は測定器の小型化・軽量化を行い, 測定器を改良していきたい。

謝辞

本研究は, 令和2年度東北工業大学学内公募研究(実用化型)の助成を受けて実施されたものです。ご関係の方々に心より感謝を申し上げます。

参考文献

- [1] 柳田琢杜, 辛島彰洋, 磁気センサを用いた呼吸数検出システムの開発, *電子情報通信学会技術研究報告* 119 (224), pp.29-34, 2019.
- [2] 柳田琢杜, 庭湜詩郎, 辛島彰洋, ウェアラブルセンサによる睡眠時呼吸リズムの計測, *電子情報通信学会技術研究報告* 120 (349), pp.50-53, 2021.