

睡眠下気道閉塞時の呼吸努力検出のためのセンサ技術に関する研究

A study on sensing techniques for breathing efforts detection under airway obstruction during sleep

電気電子情報通信工学専攻 金 香紀

Hyanggi KIM

1. はじめに

近年日本では医師不足が深刻な問題として挙げられる。その対策として医師に代替するAIやロボットの活用が注目されているのだが、それにはこれまで医師が目視や触察などの感覚で得た数値化されることの無かった生体情報や患者の反応などをデジタルデータ化する手段が必要である。AIの活用が期待されている分野の一つとして麻酔科が挙げられる。外科手術の際に患者の様子から投与する麻酔の管理を担当しており、すでに数値化されている呼吸回数や脈拍の他に顔色や首、鼻等の動きなどから経験に基づき適切な処置を行っている。このようにわずかな体の反応を検出するセンサが必要とされている。

2. 研究目的

本研究の目的は麻酔科医の判断に有効な睡眠下の患者に表れる比較的小さな体の動きを検出可能なセンシング技術の探求を目的としている。具体的には、睡眠下での無呼吸時の「呼吸努力」の検出を行うセンサの開発に取り組んだ。医師によると呼吸努力時に ①鼻翼拡張 と ②頸窩(けいこ)の深さ変化が体表変化として見られるとのことだったため、この2つの体表変化を数値化するセンサの開発に取り組んだ。鼻翼の位置を図1に、頸窩の位置を図2に示す。

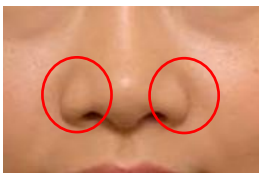


図1 鼻翼

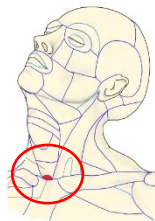


図2 頸窩

3. 鼻翼拡張度センサ

3.1 概要と測定原理

本センサはコの字に折り曲げたプラスチック板と歪ゲージ2つから構成されている。図3に寸法、図4に装着時の様子を示す。鼻翼と接地するプラスチック面に両面テープを貼り、挟むように装着する。

着時の様子を示す。鼻翼と接地するプラスチック面に両面テープを貼り、挟むように装着する。

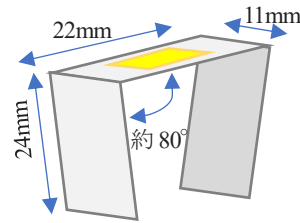


図3 外寸



図4 装着時の様子

歪ゲージは外部からの引張力(圧縮力)により抵抗値が増減するという性質を持っている。本センサは鼻翼が拡張した際に図5のように変形するため歪センサも湾曲し、抵抗値が変化する。この抵抗値を読み取ることで鼻翼の拡張を検知している。

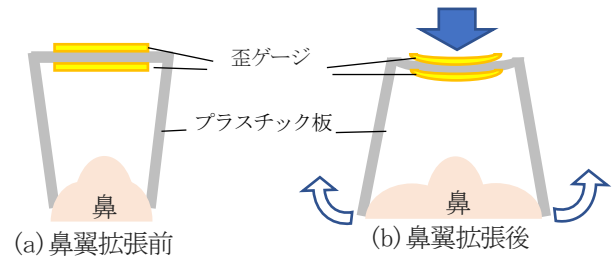


図5 測定原理

3.2 測定回路

変化する歪ゲージの抵抗値を、ホイートストンブリッジの2ゲージ法を用いて読み取った。図6のG1とG2に歪ゲージを置き、A-C間に電圧をかける。歪が無ければD-B間の電位差は0Vであるが、外部圧力がかかり歪ゲージの抵抗値が変化することでD-B間の電位差が変化する。この電位差は10mV前後と小さいため増幅回路を通

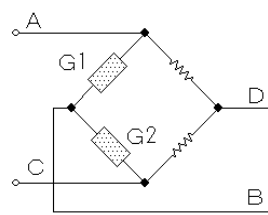


図6 2ゲージ法



図7 測定回路

してマイコンでの計測を可能とした。また使用者ごとに鼻の大きさが違うため、図7の各つまみで増幅度と初期値を変更できるようにした。

3.3 動作テスト

本センサを着用し3秒ごとに鼻翼を1度拡張させるという動作を30秒間行うテストを行った。被験者は男性3人、女性1人で全員20代前半であった。

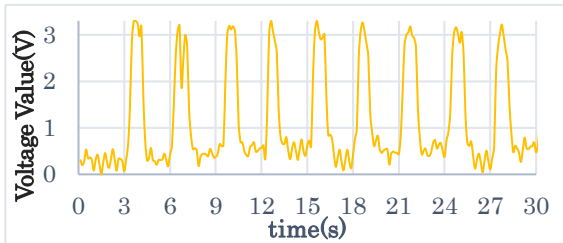


図8 鼻翼拡張度センサの動作テスト結果

図8に被験者1人分のデータを示す。どのデータを見ても鼻翼拡張と共に電圧値が上昇していることが分かる。またどの被験者からも思い通りにグラフが推移していたという意見をいただくことができたため、多少の鼻の大きさや鼻翼拡張度に差があったとしても使用可能だと考えられる。

4. 頸窩深さセンサ

4.1 構造・測定原理

本センサはスポンジと赤外線LED（以後発光素子と呼ぶ）、赤外線フォトトランジスタ（以後受光素子と呼ぶ）と各素子を固定するための基盤から構成されている。

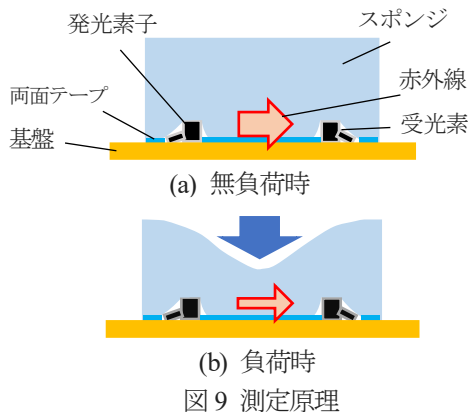


図9 測定原理

る。受光素子には受光した赤外線量に比例して流れる電流量が変化するという特性がある。また、図9のようにスポンジは押されるほど密度が増し赤外線を遮断するため、受光素子の流す電流量によりスポンジの押し具合

が分かる。本センサの外観を図10に示す。装着時はスポンジ面を頸窩に軽く押し当て図9のようにテープで固定し装着する。

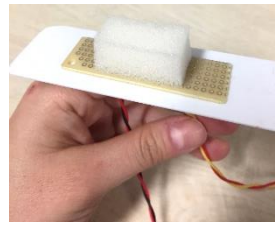


図10 外観

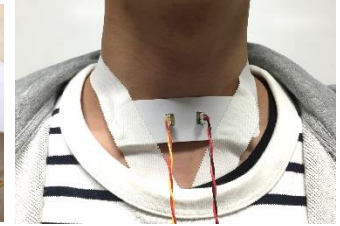


図11 装着時の様子

4.2 動作テスト

本センサを着用し5秒ごとに呼吸努力を行うという動作を50秒行うテストを行った。被験者は男性4人、女性2人で全員20代前半であった。

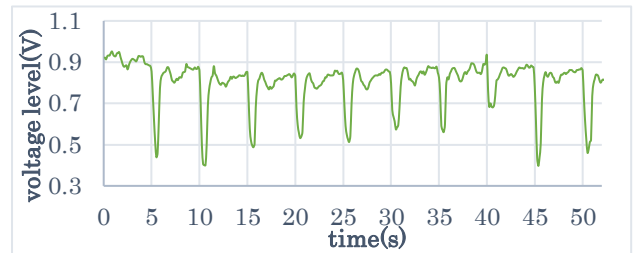


図12 装着時の様子

図12に被験者1人分のデータを示す。変化の大きさは個人によるものの、全被験者において5秒ごとの呼吸努力と共に電圧値が下がっていることが分かる。またどの被験者からも思い通りにグラフが推移していたとの意見を得られたため、頸窩の深さの計測が可能であることが確認できた。

5. 睡眠測定実験

睡眠時の呼吸努力の検知を目的に開発した2種類のセンサの評価を目的に、SAS（睡眠時無呼吸症候群：Sleep Apnea Syndrome）患者を対象とした睡眠評価試験を実施した。本実験は麻酔下ではなく、自然状態で睡眠時に気道閉塞を生ずるSAS患者を対象として実施した。本研究で開発した鼻翼拡張度センサと頸窩センサは、気道閉塞に伴う苦しい状態の呼吸努力を検知するものである。フローセンサで判定される気道閉塞時あるいはその直後の測定値を記録し、気道閉塞とセンサ測定値の関係を調べた。

5.1 実験内容

被験者は SAS 患者で常に治療器具を使用している 54 歳である。被験者は鼻翼拡張度センサ、頸窩深さセンサ、フィリップス・レスピロニクス社製睡眠評価装置 Alice6LDE を装着し、静穏を保った睡眠室にて一夜就寝する。Alice6LDE で睡眠ステージの判定と鼻口の気流、胸部・腹部膨張量、経皮酸素飽和度 SpO2 の測定・記録を行った。睡眠ステージは睡眠下かどうかの判定に、また鼻口の気流と胸部・腹部膨張量および SpO2 は呼吸状態の判定に用いた。また赤外線カメラを用いて睡眠中の被験者の横顔の撮影および録音も行い、手や体勢の変化が測定値に及ぼす影響が混入していないかの確認に用いた。図 13 に各センサを装着した時の様子を示す。



図 13 実験時の様子

5.2 評価方法

評価対象のデータを、Alice6LDE より睡眠中となっている時間の中で、フローが 25 秒以上停止している箇所が最も多かった 30 分の中から選定した。通常呼吸と思われる時間帯から 10 秒の 5 つのデータと、無呼吸時で呼吸努力がより見られると思われる①無呼吸開始 10 秒、②終了直前 10 秒、③終了直後 10 秒の 3 か所のデータを比較した。無呼吸時の呼吸努力の割合を出し、2 つのセンサの評価を行う。評価対象とするデータの範囲を図 14 に示す。

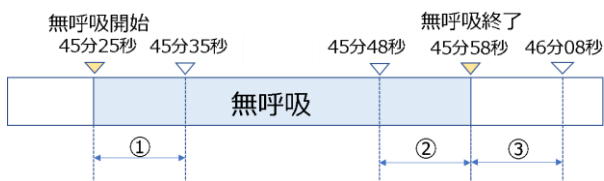


図 14 無呼吸時の評価対象データ

5.3 結果

実験開始から 1 時間 10 分 0 秒～1 時間 50 分 0 秒の 30 分で、25 秒以上の無呼吸は 17 回見られた。以下図 15～

図 22 において横軸が時間[s]、縦軸が電圧[V]で統一されている。また右上の時間はグラフの時間を示している(時間:分:秒)。また例として平常時のグラフを 1 つ、無呼吸時のグラフを各期間で 1 つずつ示す。

まずは鼻翼拡張度センサについて述べる。平常時のグラフを図 15 に、一度の無呼吸における①開始 10 秒を図 16 に、②終了直前 10 秒を図 17 に、③終了直後 10 秒を図 18 に示す。

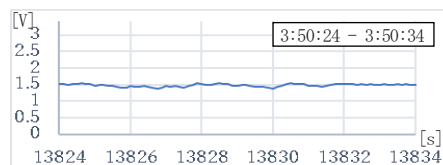


図 15 平常時

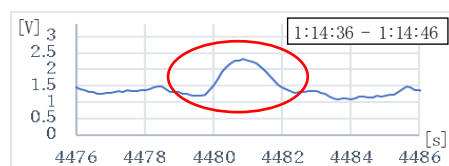


図 16 無呼吸開始 10 秒

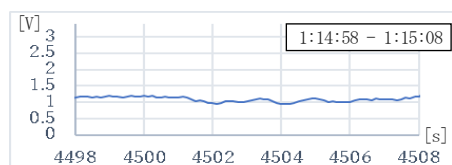


図 17 無呼吸終了直前 10 秒

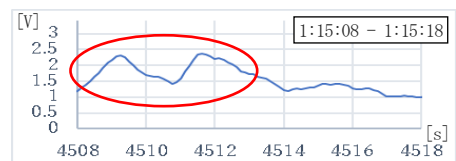


図 18 無呼吸終了直後 10 秒

平常時のデータでは、ほとんどが 6 秒以内の最大変動が 0.5V 以下であった。一方無呼吸中あるいは無呼吸直後のデータでは 6 秒以内の最大変動 0.5[V] 以上を含むものが多数確認できる。6 秒以内の最大変動 0.5[V] 以上を含む箇所を図 16、図 18 に丸で示す。3 つの期間ごとに 6 秒以内の最大変動 0.5[V] を生じた回数と割合を示した表を表 1 に示す。

表 1 鼻翼拡張度センサ測定値の無呼吸時の変動観測回数と頻度

タイミング	回数(回)	検出率(%)
開始10秒	9	52.9
終了直前10秒	9	52.9
終了直後10秒	9	52.9

いずれの期間も 52.9%の割合で大きな変動が観測された。この結果から、鼻翼拡張度センサの値からも無呼吸の発生を示唆するデータが検出できることが示された。

次に頸窩深さセンサのグラフを示す。平常時のグラフを図 15 に、一度の無呼吸においての①開始 10 秒を図 16 に、②終了直前 10 秒を図 17 に、③終了直後 10 秒を図 18 に示す。

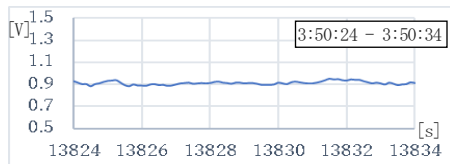


図 19 平常時

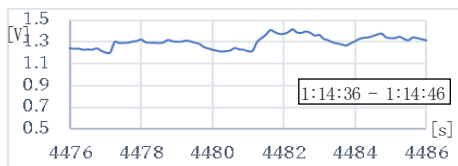


図 20 無呼吸開始 10 秒

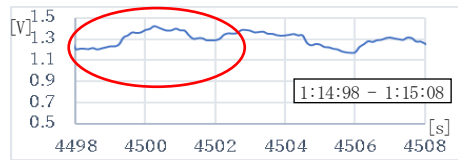


図 21 無呼吸終了直前 10 秒

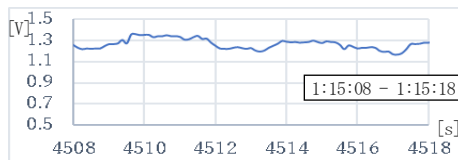


図 22 無呼吸終了直後 10 秒

平常時のデータでは呼吸の影響と思われる 3[Hz]前後の軽微な揺動が見られるが 6 秒以内の最大変動は 0.2[V]以下と小さい。一方、無呼吸中あるいは無呼吸直後のデータでは 6 秒以内の最大変動 0.2[V]以上を含むものが多数確認できる。6 秒以内の最大変動 0.2[V]以上を含む箇所を図 21 内に丸で示す。期間ごとに 6 秒以内の最大変動 0.2[V]を生じた回数と割合を示した表を表 2 に示す。

表 2 頸窩深さセンサ測定値の
無呼吸時の変動観測回数と頻度

タイミング	回数(回)	検出率(%)
開始10秒	3	17.6
終了直前10秒	5	29.4
終了直後10秒	5	29.4

無呼吸終了前後の 10 秒間においては平均で約 3 割の割合で大きな変動が観測されている。このように頸窩深さセンサの値から無呼吸の発生を示唆するデータが検出できることが示された。

しかし呼吸努力による鼻翼拡張や頸窩深さ変化は個人差が大きいと考えられ、特に今回の終夜睡眠実験の被験者は意識的にも頸窩深さを変化させることができなかつたこともあり、睡眠実験中に頸窩深さの変化がほとんど見られなかった。今後、被験者の個人差にも対応できるよう鼻翼拡張度センサではプラスチックの歪センサがついている面の幅、頸窩深さセンサではスポンジの硬さを使用者の動きの大きさに合わせ変更することができる仕様が必要であると考えられる。

6. 結言

今回、麻酔科医の判断に有効な睡眠時に現れる体表変化の検知を行う新しいセンサの開発に取り組んだ。呼吸努力の検知として鼻翼拡張度センサと頸窩深さセンサ、2種類のセンサを開発した。

6.1 鼻翼拡張度センサ

プラスチック板をコの字型に成型し、中央部分に歪ゲージを接着した鼻翼拡張度センサを試作し、測定実験を行った。実験より得られた結論は以下のとおりである。①鼻翼拡張度センサを用いて鼻翼の拡張を検知することができる。②鼻翼拡張度センサでは通常の呼吸による鼻翼の拡張は測定結果に影響を与えず、呼吸努力による鼻翼拡張の測定をタイムラグなしに行うことができる(即時性がある)。今後の課題としてより安定した固定方法の検討が必要と考えられる。

6.2 頸窩深さセンサ

鼻翼拡張度センサと同じように睡眠時における呼吸努力の検知を目的に、頸窩の深さを測定するセンサを試作し、測定実験を行った。センサは薄型の板に発光素子、受光素子を固定しその上をスポンジで覆う形の構成とした。実験より得られた結論は以下のとおりである。①頸窩深さセンサを用いて頸窩の深さを計測することは可能である。②使用者により頸窩の変化が小さく読み取れない場合がある。今後の課題として頸窩は対象者によってその深さが大きく異なるため、対象者に合わせたサイズのセンサを選べるようにする必要があると考えられる。