

筋電位センサを用いた鼻呼吸感知による 健康支援システムの提案と試作

堀之内 陽介^{1,a)} 成尾 怜真¹ 中山 裕貴² 濱川 礼¹

概要: 本論文では、筋電位センサを用いた鼻呼吸感知による健康支援システムについて述べる。生物は常に酸素を空気中から取り込み、細胞の代謝によって生じた二酸化炭素を排出する、すなわち呼吸をしているが、特に人間は主に鼻呼吸と口呼吸の2つの呼吸の方法を持ち合わせている。口呼吸は鼻呼吸とは異なり、喉の乾燥や免疫力低下など様々な健康上の問題を引き起こす原因となるが、統計によると現代の人々の多くが無意識に口呼吸をしている。そこで本研究では、筋電位センサによって鼻呼吸や口呼吸を感知し、スマートフォンアプリで感知の結果を表示することで、使用者の呼吸の仕方について知ることができるシステムを提案する。本システムはセンサの身体への装着が容易であり、スマートフォンでいつでも自身の呼吸について確認できる。したがって、自身の呼吸がどのようなものであるかを認知することで呼吸改善に一定の効果が期待できる。筋電位センサによって取得した筋電図はその特性上、様々な周波数を持つ複合波形とみなすことが可能であるので、高速フーリエ変換を行い、その結果得られた振幅の差異から鼻呼吸、口呼吸を判別した。判別データはBluetooth Low Energy 通信を用いて専用アプリに送信され、アプリで鼻呼吸、口呼吸の割合をグラフで表示させた。

1. 背景・目的

人間も含めて生物は呼吸をすることで生命を維持している。特に哺乳類は主に鼻で呼吸を行い、口は食事や体温調整などに使われるが、唯一人間のみ口で呼吸をすることができる。これは進化の過程で人間が言語を獲得し言葉を発するようになったため、それに適応するよう口でも呼吸ができるようになったと言われている [1]。しかしながら、本来、哺乳類は鼻で呼吸をするよう進化しており、口呼吸は健康上の問題の原因となる [2]。鼻で呼吸する場合、取り込まれた空気は鼻腔の中を通り、ほこりや花粉といった大きい粒子は鼻毛で、細菌やウイルスといった小さい粒子は粘液によってせき止められる。また空気が鼻腔を通過する際、適切な温度と湿度に調整されるため喉の乾燥を抑え、肺にかかる負担が抑制される。一方、口で呼吸する場合、取り込まれた空気が直接喉を通して肺に至るため、空気が加湿されず、大きささまざまな粒子が体内に取り込まれることとなる。これによって起きる健康上の問題は多岐にわたる [3]~[5]。以下に例を示す。

- 口腔乾燥、唾液分泌量低下
虫歯や歯周病、口臭の原因となる。

- 免疫力低下
風邪やインフルエンザなどの感染症にかかりやすくなる。また気管支炎の要因となる可能性がある。
- ほうれい線、口のたるみ
口を閉じる筋肉（口輪筋）の衰えから生じる。
- 歯並びの悪化
口が開いていることで歯にかかる圧力のバランスが崩れるため、子供の場合顔立ちにも影響が及ぶ。

他にも、睡眠時無呼吸症候群やアトピー性皮膚炎など口呼吸は様々な病気の原因となる。しかしながら、日本人は起床時に約74%の人が口の中が乾燥しているという調査結果がある [7]。起床時に口の中が乾燥しているということは、就寝時に口が開いているととらえることができることから、非常に多くの人が鼻呼吸ができていないことがわかる。

そこで、呼吸を感知してそれが鼻呼吸か口呼吸かを自動で判別する手法と、使用者に判別結果を提示するシステムを開発した。鼻呼吸と口呼吸の割合を表示することで、使用者が普段どのように呼吸をしているのか知ることができる。また使用者が鼻呼吸を意識することで、健康上様々な問題を引き起こす口呼吸を抑えることができ、結果的に健康支援につなげることができる。

¹ 中京大学工学部情報工学科

² 中京大学大学院工学研究科情報工学専攻

a) y.horisan@gmail.com

2. 関連研究

2.1 Myo.Nish:筋電位センサを用いたハンズフリーのための小鼻動作入力システムの提案と試作

このシステムは小鼻の動きで入力操作を可能とすることを目的とする [6]。筋電位センサで小鼻の動きを検知し、状態変化パターンから入力生成する。デバイスを Windows に接続し、左クリックは小鼻の拡張動作で、右クリックは小鼻の収縮動作で入力生成される。

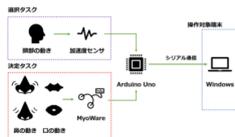


図1 システムフロー

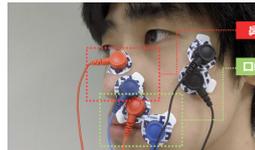


図2 電極配置図

2.2 スマートフォンを利用した睡眠時無呼吸症候群簡易検知システムの提案

呼吸の種類を検知するものではないが、スマートフォンを利用して呼吸そのものを検知する研究がある [8]。これは睡眠時に腹部に設置したスマートフォンに加速度センサを取り付けることで、腹部の動きを検知する。また、端末のマイクでいびきを取得する。この2つの結果から無呼吸状態を検知する。

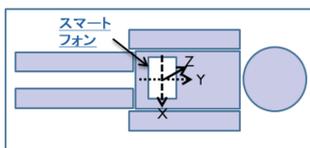


図3 装着イメージ

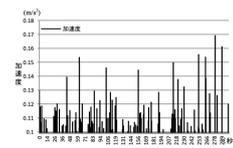


図4 通常呼吸時の腹部の動き

2.3 2-6歳日本人小児における口呼吸とアトピー性皮膚炎との関連

鼻呼吸を促す利点を証明する研究を紹介する [9]。この研究では2~6歳までの子供を対象とし、「普段口が空いている」「口で呼吸をしている」等の項目をアンケートで保護者に記入させた。そして睡眠時口呼吸と日中口呼吸の2分類に分け、アトピー性皮膚炎と口呼吸の相関を分析した。

結果、有効回答 468 人に対して、日中口呼吸の割合は 35.5%、睡眠時口呼吸の割合は 45.9%、日中口呼吸及び睡眠時口呼吸がともに陰性、いずれか陰性、ともに陽性の3群に分けると、有病率はそれぞれ 7.0%、12.7%、22.3%となり、口呼吸の程度が強いほど有病率が高い傾向にあった。

2.4 小児の口呼吸に関する実態調査

この研究では小児の口呼吸の割合、口呼吸が引き起こす具体的な問題点について述べている [10]。保育園の4~6歳、275人の保護者を対象にアンケートを行った。アンケートには206人が解答し、口呼吸をしている小児の割合は22.8%であり、問題点として以下の傾向が挙げられた。

- (1) 鼻咽頭疾患の既往率が高い
- (2) 唇、口に乾燥が見られる
- (3) 唇が弛緩し、上唇がめくれている
- (4) 風邪を引きやすい
- (5) よく聞き返す
- (6) 前歯部の咬合は正常の割合が低い
- (7) 咀嚼嚥下がうまくできない
- (8) 猫背である

また、全体回答の20%前後がアレルギー性鼻炎の既往があると解答しており、アトピー性皮膚炎、喘息関連も18.5%~28.2%の既往であった。

3. 提案手法

口呼吸による健康上の弊害を防ぐことで健康促進を支援することを目的とする。小鼻に装着した筋電位センサからArduinoを介してスマートフォンアプリケーションとBluetooth Low Energy (以下BLEとする)通信を行い、利用者に鼻呼吸を促す。筋電位センサから受け取った値から鼻呼吸か口呼吸かを判別し、アプリに送信、グラフに反映させる。図5にシステムの流れを示す。

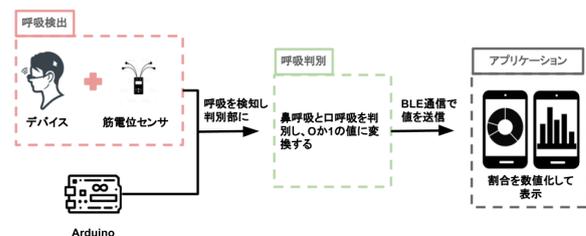


図5 システムフロー

3.1 鼻呼吸と口呼吸の判別方法

本項では鼻呼吸と口呼吸の判別について、本研究で用いる手法を述べる。2.4項で述べたとおり、口が開いていることと口呼吸は高い関連性がある。口が開いていることは口を閉じる筋肉である口輪筋が緩んでいることと同義である。図6のとおり、口輪筋は口の周りに位置し、口を閉じる他に口をすぼめるといった役割も持つ。したがって、口呼吸をしているときは鼻呼吸をしているときよりも口輪筋が緩んでいると考えられるので、口輪筋に筋電位センサを装着することで鼻呼吸と口呼吸の判別ができる考えた。

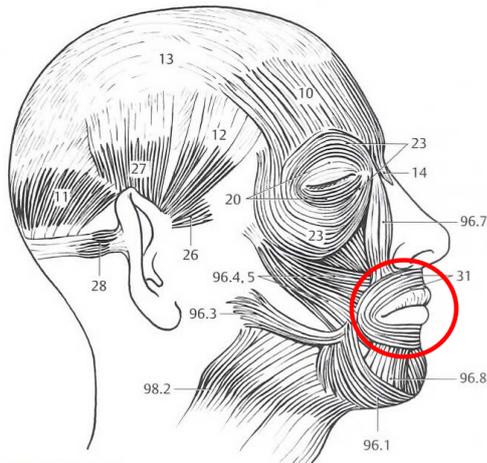


図 6 口輪筋の位置 (図解剖学事典第 3 版 [11] より引用)

筋肉の緩み, 締めりを感じするには, 筋電位が有効である。筋電位とは, 筋細胞の収縮によって発生する電位の変化のことを指し, 特に電位の変化量を縦軸, 時間経過を横軸としてグラフにしたものを筋電図という。この筋電図の特性上, 筋電図は様々な周波数を持つ複合波形ととらえることができる。この複合波形を解析する際に最適な解析方法は高速フーリエ変換である。高速フーリエ変換を行うことで, どの周波数でどの程度の振幅が存在するのかが確認できる。ここで, 筋電図は電位の変化量を参照していることから, より口輪筋が緩んでいる口呼吸の方が電位の変化量, すなわち筋電図でいう振幅が大きいと仮説を立てた。したがって本研究では, 口輪筋に筋電位センサを装着して筋電図を取得し, その筋電図を高速フーリエ変換で判別した振幅の差によって鼻呼吸, 口呼吸の判別をするという手法を提案する。

4. システム構成

本システムは鼻呼吸検出部とアプリケーション部の 2 つから構成される。システム構成を図 7 に示す。

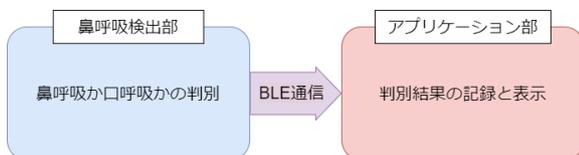


図 7 システム構成図

4.1 鼻呼吸検出部

鼻呼吸検出部では, 筋電位センサを用いて使用者の呼吸を感知する。3.1 項のとおり, 本手法では筋電位センサは口輪筋に装着するが, 2.1 項の Myo.Nish は小鼻動作を追跡するため, 図 2 のように小鼻と口輪筋に電極を装着する。本手法でも同様に口輪筋に電極を装着することから, 電極

の位置が一部共通しているため, 本システムを実装するにあたり Myo.Nish を利用した。本手法と Myo.Nish との電極配置図の比較を図 8 に示す。

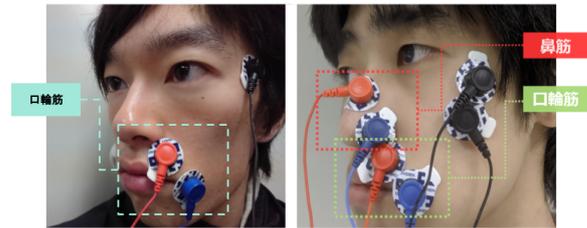


図 8 本手法と Myo.Nish との電極配置図の比較

そして使用者の呼吸が鼻呼吸であるか口呼吸であるかを判別し, 判別結果をアプリケーションに BLE 通信を用いて送信する。

鼻呼吸検出部でのフローチャートを図 9 に示す。まず口輪筋に筋電位センサの電極を装着し, 筋電位を取得する。次に取得した筋電位を筋電図に変換し, ノイズ除去を行う。そして, その筋電図を正弦波とみて高速フーリエ変換を行い, 得られた結果を閾値と比較することで鼻呼吸, 口呼吸を判別する。最後に判別結果を BLE 通信を用いてアプリケーションに送信するという流れである。

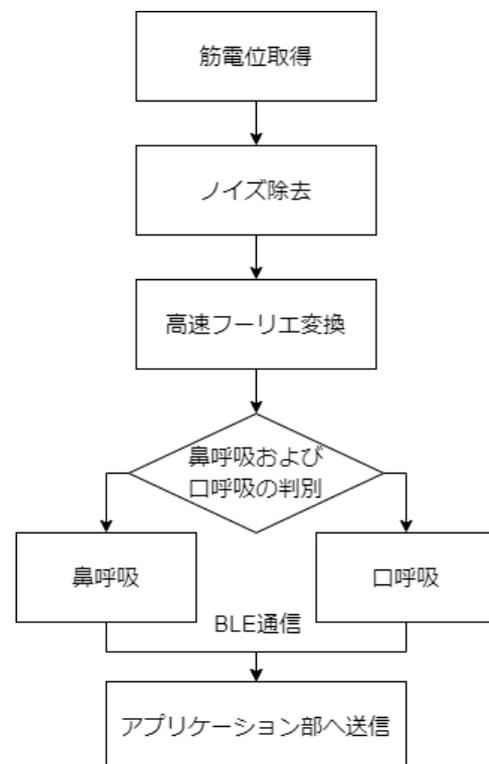


図 9 鼻呼吸検出部のデータフロー

4.1.1 筋電位取得及びノイズ除去

本項では、Arduino UNO（以後 Arduino とする）と本手法で使用している筋電位センサ The MyoWare Muscle Sensor（以後 MyoWare とする）を用いたデータ取得について述べる。MyoWare から出力されるデータはアナログデータであり、解析するにはデジタルデータに変換する必要がある。Arduino には A/D コンバータが付属されているため、そこに MyoWare を接続し、電源は Arduino の 5V ピンに接続した。MyoWare から得られるデータ AD_{out} は、Arduino のアナログデータの分解能力が 10bit であるため、0 から 1023 の整数値で表される。本手法ではこの AD_{out} を参照する。なお、実際の筋電位 $E_{act}[V]$ は式 (1) で表される。

$$E_{act} = \frac{5.0}{1023} AD_{out} \quad (1)$$

Arduino と Myoware を用いて得た筋電図を図 10 に示す。縦軸が AD_{out} 、横軸が時間 t である。 t について、筋電位の取得を 30[ms] ごとに得ているので 1 目盛りにつき 30[ms] 時間が経過する。

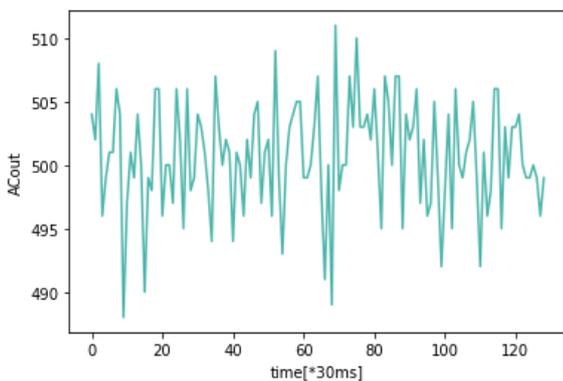


図 10 Arduino と Myoware を用いて得た筋電位

次に、 AD_{out} が解析を容易にするために図 10 で得た筋電位の振動の中心を横軸に合わせる。筋電位の振動を波としてとらえ、これを $f_{low}(t)$ とすると、 $f_{low}(t)$ と $f_{low}(t)$ に RC フィルタをかけた値 $f_{rc}(t)$ の差を求めればよい。すなわち、求める波を $f_{cen}(t)$ とすると、式 (2) で表せる。

$$f_{cen}(t) = f_{low}(t) - f_{rc}(t) \quad (2)$$

なおここで言う RC フィルタは、式 (3) によって表される。

$$\begin{cases} f_{rc}(1) = 0 \\ f_{rc}(t) = af_{rc}(t-1) + (1-a)f_{cen}(t) \end{cases} \quad (3)$$

a はフィルタ定数を表しており、除去する周波数の周期を $T[s]$ 、値の取得周期を $t_{loop}[s]$ とすると、式 (4) で表される。

$$a = \frac{T}{T + t_{loop}} \quad (4)$$

本手法では値の取得周期 t_{loop} が 0.03[s] であることから、10[Hz] 以上の周波数を取得する可能性は低いと考えられるため、 $T = 0.10$ とする。したがって、 $a = 0.80$ でフィルタをかける。

式 (2) によって筋電位の振動の中心が横軸となった筋電図が図 11 となる。横軸は図 2 と変わらないが、縦軸が変化量の大きさとなる。正の値が筋電位の増加、負の値が減少を表している。

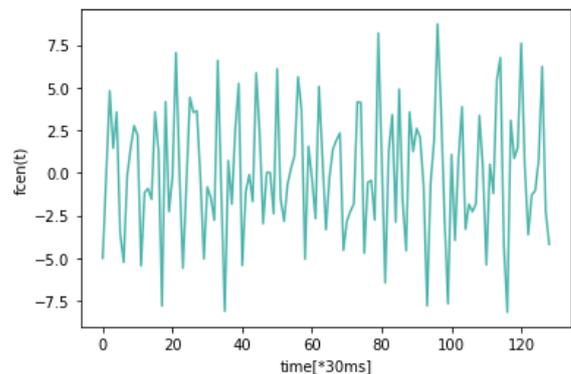


図 11 振動の中心を横軸とした筋電図

最後に $f_{cen}(t)$ のノイズを除去するため RC フィルタをかけると、筋電図は図 12 のようになる。なお、ノイズ除去後のデータを $Data(t)$ とすると、RC フィルタは式 (5) で表される。ここでの a は式 (4) と同様であり、 $t_{loop} = 0.03[s]$ 、 $T = 0.10[s]$ であることから $a = 0.80$ でフィルタをかける。この $Data(t)$ を次項の高速フーリエ変換に使用する。

$$\begin{cases} Data(1) = 0 \\ Data(t) = af_{cen}(t-1) + (1-a)Data(t) \end{cases} \quad (5)$$

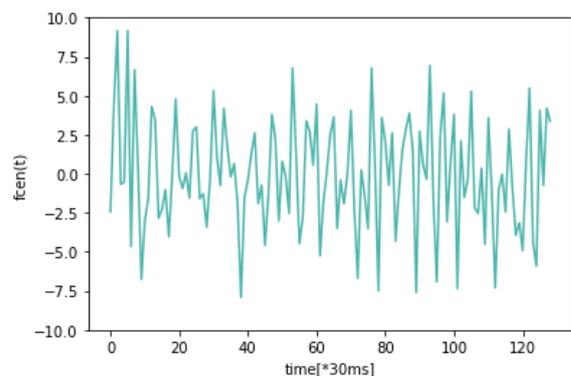


図 12 ノイズ除去した後の筋電図

4.1.2 高速フーリエ変換及び判別

本項では、4.1.1 項で得た筋電図の高速フーリエ変換、鼻呼吸と口呼吸の判別の手法について述べる。

図 13 及び図 14 は前項で出力されたノイズ除去後の筋電図であり、図 13 が鼻呼吸、図 14 が口呼吸の筋電図である。これらの差を明確にするために、これらの筋電図を正弦波として高速フーリエ変換を行い比較を行う。

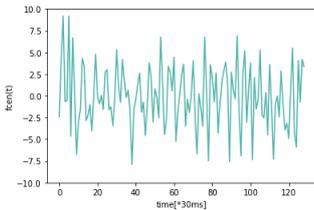


図 13 鼻呼吸時の筋電図

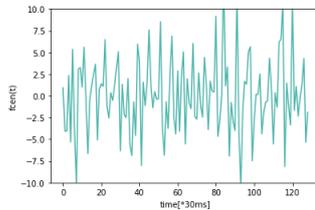


図 14 口呼吸時の筋電図

高速フーリエ変換後のグラフを図 15, 16 に示す。図 15 が鼻呼吸であり、図 16 が口呼吸である。そして横軸が周波数、縦軸が振幅である。これらのグラフを比較すると、口呼吸の方が振幅の最大値が鼻呼吸よりも大きくなっていることが目視できる。これは鼻呼吸より口呼吸の方が息を吸う量、吐く量が多く、身体の動きが大きくなることからきているのではないかと考えた。したがって、振幅の最大値を判別に利用した。

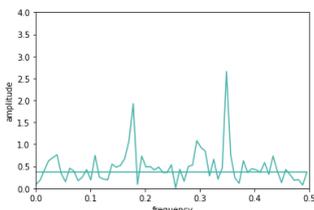


図 15 変換後の鼻呼吸

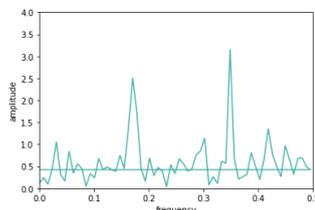


図 16 変換後の口呼吸

このグラフを基に、鼻呼吸、口呼吸の判別を行う。図 15, 16 から、出力された値の最大値に明確な差が存在することから、また鼻呼吸か口呼吸かの 2 値化での判別となるため、本手法では閾値を用いて判別する。高速フーリエ変換された後のタイミングで、高速フーリエ変換が行われるごとに独立して判別を行う。参照する出力最大値を $FFTData_{max}$ 、閾値を $Threshold$ 、判別値を $J(n)(n \in \mathbb{N})$ とすると、判別は式 (6) で表される。閾値 $Threshold$ はなど任意の値に変更でき (*ex.* $Threshold = 6.5$)、電極の装着位置の細かなずれなどの環境に応じて値を調整する。 $J(n) = 0$ のとき鼻呼吸と、 $J(n) = 1$ のとき口呼吸と判別する。

$$J(n) = \begin{cases} 0 & (FFTData_{max} \leq Threshold) \\ 1 & (FFTData_{max} > Threshold) \end{cases} \quad (6)$$

4.2 アプリケーション部

アプリケーション部では、鼻呼吸検出部で取得した値を BLE 通信で受信し、グラフに反映させる。どれくらい鼻呼吸をしているのか視覚的に簡単に確認することが可能となる。また、無意識のうちに口呼吸の割合が増えてきた時、警告をすることで鼻呼吸へと促すことができる。本システムでは iOS 向けアプリケーションを想定し、Xcode にて開発を行った。図 17 はアプリケーションの流れを表したものである。

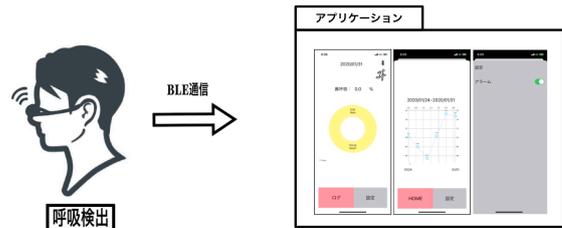


図 17 アプリケーションの流れ

4.2.1 リアルタイム検出

本項ではアプリケーションのリアルタイム検出について説明する。ここでは鼻呼吸検出部から受け取った値をリアルタイムで円グラフに反映する。反映した値は 1 日おきにデータとして保存され、過去一週間の呼吸の割合を確認することができる。また、運動時など必然的に口呼吸になってしまう割合が多くなる場合は「運動モード」にすることによって値の送信を一時的に停止することができる。図 18 は実際のアプリケーションの画面である。

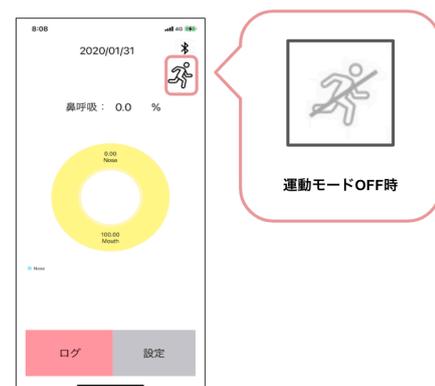


図 18 リアルタイム検出の画面

4.3 ログページ

本項では、本アプリケーションのログページについて解説する。リアルタイムで検出した鼻呼吸の割合を数値化し、過去一週間まで記録、保持する。本システムは口呼吸から鼻呼吸へと促すことを目的とするため、長期的に記録を保持し、数値を可視化することで過去と比較し、利用者

の改善意欲を掻き立たせると考える。図 19 は実際のログページの画面である。

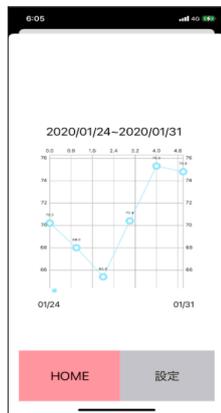


図 19 ログページ

4.4 設定

設定では、現段階でアラームの ON・OFF の切り替えができる。アラームは 5 分間鼻呼吸が検知できなかった時に警告音を鳴らす役割を担う。運動モードの最中は鼻呼吸検出部から値を受け取らなくなる。アラームは必然的に OFF になるが、システムが稼働した状態だと常にアラームは ON になっている。そのため稼働状態でも OFF にできるようにするため実装した。メイン画面右下の設定ボタンをタップすることで画面右側から設定ページがスライドして出現する。図 20 は実際のアプリ画面である。



図 20 設定画面

4.5 使用画面

実際のアプリケーションの使用の様子を紹介する。図 21 は鼻呼吸時の様子とアプリケーション画面である。



図 21 アプリの使用時の様子

5. 評価・考察

連続 100 回の判別（所要時間約 6 分半）を 2 セット行い、1 セット目の判別を行っている間は鼻呼吸をし続け、2 セット目は口呼吸をし続けた。これにより 100 回の判別の内、1 セット目は何回鼻呼吸と判別できたか、2 セット目は何回口呼吸と判別できたかを評価できる。この評価実験を筆者含め大学生 9 人に対して行った。実験対象者それぞれについて、鼻呼吸と正しく判別した回数、口呼吸と正しく判別した回数の結果を表 1 に示す。

表 1 鼻呼吸、口呼吸の判別結果

No.	鼻呼吸	口呼吸
1	61	76
2	82	60
3	52	61
4	54	61
5	47	46
6	76	58
7	71	88
8	94	49
9	90	87
平均	69.7	64.7
標準偏差	16.1	13.7

表 1 より、平均値が鼻呼吸が 69.7%、口呼吸が 64.7%であった。標準偏差は鼻呼吸が 16.1、口呼吸が 13.7 と鼻呼吸の方がばらつきが見られた。また相関係数は 0.19 であり、 t 検定の結果、鼻呼吸と口呼吸の判別精度に関連性はみられなかった。

これらのことから、どちらも 50% 以上の判別精度であったので仮説は支持されたといえるが、標準偏差から鼻呼吸の方がばらつきがあることから口呼吸よりも鼻呼吸の方が不安定であるといえる。閾値の設定は人力で行っているが、もしその設定が誤っていた場合鼻呼吸、口呼吸のどち

らかの精度が高く、もう一方は低くなることから相関係数は-1に近づくので、閾値の設定に誤りがあったとは考えにくい。このような結果となった要因として、以下の要因が考えられる。

- 身体の振れに対しても反応する。
身体の振れに対して筋電位センサが反応し、それが高速フーリエ変換に影響した。身体の振れが電極に伝い、それが筋肉の動きと誤認したと考えられる。
- 筋電位センサのデータ取得が不安定。
評価の途中に取得した筋電位が大きく変動すること見受けられた。身体の振れに伴い電極の位置がずれた、配線に問題があったと考えられる。

6. まとめ・今後の展望

今回の試作で筋電位センサを用いて呼吸を感知し、高速フーリエ変換で解析することで鼻呼吸、口呼吸の判別がある程度できた。今後はよりよい判別精度を得るためにデータ取得の安定化を図る他、本研究では閾値の設定がセンサの装着の都度人力で設定していたが、この閾値の設定を自動化させる。また今回は、本システムによって口呼吸が抑制され、健康支援につながったかどうかの評価実験がコロナ禍かつ実験が長期化するため行えなかった。そのため今後は口呼吸の抑制、鼻呼吸の促進効果による健康支援についても実験を行う。

アプリケーション部の改善点としては、ログページについて、一週間の数値をグラフとして表しているが、それぞれの具体的な数値が表示できていないため、各グラフの頂点に数値を表示させることが挙げられる。

参考文献

- [1] “鼻呼吸 | 健康一口メモ”, 大協薬品工業株式会社, 2020-02-19 <https://www.taikyo.co.jp/memo/vol17/>
- [2] Jason Turowski, “Should I Breathe Through My Mouth or Through My Nose?”, Cleveland Clinic, 2016-04-29 <https://health.clevelandclinic.org/breathe-mouth-nose/>
- [3] 小石 剛, 西川 岳儀, 浅野 博, 樋口 高広, 中島 隆敏, 堀部 尊人, “口呼吸はどこから来たのか”, 口呼吸の原因を探る小児歯科学会ポスター発表 2014 https://www.834814.com/medical_history/pdf/h25_syounishika_kinki.pdf
- [4] 末光妙子, “「口呼吸」はどうしてダメなの? 健康や美容への影響、対処法が知りたい!”, MUSEE WHITENING, 2019-10-12 <https://musee-whitening.com/column/article/9>
- [5] Zornitsa Valcheva, Hristina Arnautska, Mariana Dimova, Gergana Ivanova, Iliyana Atanasova, “THE ROLE OF MOUTH BREATHING ON DENTITION DEVELOPMENT AND FORMATION”, Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers). 2018 Jan-Mar;24(1) <https://www.journal-imab-bg.org/issues-2018/issue1/JofIMAB-2018-24-1p1878-1882.pdf>
- [6] 中山 裕貴, “Myo.Nish:筋電位センサを用いたハンズフ

- [7] リーのための小鼻動作入力システムの提案と試作”, ヒューマンインタフェース学会, Vol.22, No.6, pp79-84, 2020 鈴木 雅明, “感染症にも影響! 日中に比べて就寝時は対策不足? のどの乾燥を招く「口呼吸リスク」対策とは”, WELL-LAB, 2020-12-21 <https://www.well-lab.jp/concern/tsukare/1017/>
- [8] 佐々木 麻衣 他, “スマートフォンを利用した睡眠時無呼吸症候群簡易検知システムの提案”, 第 75 回全国大会講演論文集, Vol2013, No.1, pp933-934 2013-03-06 https://ipsj.ixsq.nii.ac.jp/ej/?action=pages_view_main&active_action=repository_view_main_item_detail&item_id=112389&item_no=1&page_id=13&block_id=8
- [9] Harutaka Yamaguchi 他, “Association between Mouth Breathing and Atopic Dermatitis in Japanese Children 2-6 years Old”, 2015-04-27 <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25915864/>
- [10] 小久江 由佳子 他, “小児の口呼吸に関する実態調査”, 2003 https://www.jstage.jst.go.jp/article/jspd1963/41/1/41_140/_article/-char/ja/
- [11] 山田 英知 他, “図解解剖学事典 第3版”, 医学書院, pp95, 2018