

眼鏡の鼻あてに搭載した圧力センサを用いた 耳びく入力と身体活動検出手法

大塚 晟* 高田 峻介†

概要. スマートグラス用のハンズフリー入力手法として、音声や視線、頭の動きを用いた方法が提案されているが、日常動作との切り分けが難しく、誤認識が問題となる。また、スマートウォッチは健康管理目的で普及しているが、スマートグラスには運動量や脈拍の計測機能を備えたものが少ない。そこで、本研究では眼鏡の左右の鼻あてに圧力センサを搭載し、耳を動かす動作(耳びく)を用いたハンズフリー操作に加え、瞬き、歩行、および脈拍を計測する手法を示す。提案手法は鼻あて部の圧力センサを用いるため、環境光、騒音などの外的要因に影響されない。実験では3名の協力者を対象に、耳びく、瞬き、歩行のセンサ応答を計測し、SVMを用いてユーザごとの分類器と汎用分類器を作成し、それぞれの識別精度を評価した。その結果、ユーザごとの分類器では平均98.3%、汎用分類器では平均92.4%のF1スコアが得られた。また、提案手法による脈拍検出の精度を従来の脈拍センサと比較し、その有効性を検証した。

1 はじめに

眼鏡型のウェアラブルデバイス(以降、スマートグラス)において、入力デバイスを手で持つ必要が無く、日常動作中に素早く機器の操作ができるハンズフリー入力手法が広く研究されている[4][6][10][13]。これらの手法では、キャリブレーションフリーで使用可能な、out-of-the-boxな入力システムを目指す一方で、入力ジェスチャが日常動作と類似し、能動的な入力と自然な動作との区別が難しいという問題がある。また、スマートグラスの普及率はスマートウォッチに比べて低い[27][28]。その理由として、スマートウォッチは歩数や脈拍計測による健康管理目的で購入・利用されている[14]一方で、スマートグラスでは健康管理機能を搭載した製品は少ない。スマートグラスに健康管理機能が搭載されれば、普及へつなげる可能性がある。

本論文では眼鏡の左右の鼻あてに圧力センサを搭載することで随意的に耳を動かす動作(以下、耳びく)を用いた入力、および瞬き、歩行、脈拍を計測する手法を提案する。耳びくは10-20%[2]の人が可能な動作であり、訓練により習得可能[3][19][25]とされている。耳びくは日常で未利用の動作であるため、日常的な動きと能動的な操作を明瞭に切り分けることができることから入力に適した動作である。さらに、同センサで瞬き、歩行、および脈拍の計測が可能であるため、これらの身体活動データをユーザの健康管理に活用できる。提案手法は眼鏡の鼻あてに搭載した圧力センサを用いるため、環境光、騒音環境、外的要因も受けにくい。提案手法に基づき、図1に示すデバイスを作製した。本論文にて、実験



図1. 鼻あてに圧力センサを搭載したデバイス
耳びく、瞬き、歩行、脈拍の測定が可能

協力者3名が耳びく、瞬き、歩行を行った際のセンサ応答を示し、検出原理を述べる。また、サポートベクターマシン(SVM)を用いてユーザごとの分類器と汎用分類器を作成し、認識精度を検証した。さらに、提案手法で検出した脈拍と従来の脈拍センサの応答を比較した。

2 関連研究

提案手法は耳びくを用いたスマートグラス用のハンズフリー入力とユーザの身体活動データ取得を目的としている。そのため、他のスマートグラスのハンズフリー操作手法について述べ、入力として用いる耳びくの検出法、およびその活用した研究を挙げる。また、スマートグラスでの身体活動の取得に関する研究を述べる。

2.1 スマートグラス向けのハンズフリー入力手法

スマートグラスの操作手法は手を用いる手法と用いない手法で二分され、ハンズフリー入力として、音声認識、視線入力、頭の動き、舌ジェスチャが挙げられる。音声認識はRay-Ban Metaスマートグラス[12]やMicrosoft HoloLens 2[13]などの

Copyright is held by the author(s).

* 神戸市立工業高等専門学校 専攻科 電気電子工学専攻

† 神戸市立工業高等専門学校 電子工学科

製品にも搭載されているが、公共空間や騒音環境では他者へ邪魔、環境音による誤操作が生じる [21]. また、視線や頭の動きをカーソル操作に活用している [1] [6] [9] [15] [18]. 視線や頭の動きの利用は自然で高速な入力手法であるが、併用する決定動作として挙げられる、視線や頭の動きを一定時間留める操作は決定までの時間と誤認識の問題、ハンドジェスチャを用いたカメラ認識ではオクルージョンの問題、デバイス側面のタッチ操作は空中に腕を上げ続けることによる疲労問題 (ゴリラ腕問題) [16] がある. 日常の多くの時間で利用されない舌を用いたインタラクション [4] [5] [22] は有効的であるが、食事および会話中でのデバイスを操作できない.

提案手法は日常で利用される声、視線、頭の動き、舌を使用するのではなく、日常で未利用である耳びくを用いることで日常動作を阻害することなく、デバイス入力が可能である.

2.2 耳びくの検出および活用事例

本論文では耳介筋を用いて耳を後方へと動かす動作、英語では Ear Wiggle と表される動作を耳びくと定義する. 耳びくの最も一般的な検出手法は筋電センサを用いたものである [19] [24]. Strauss らの研究 [19] では音に反応して耳が動くか調べるために、式田らの研究 [24] では耳の動きをロボット指の操作へ活用するために筋電センサを用いている. 筋電センサは細かな動きを検出できる一方、電極を適切な位置に貼り付けなければならない上、湿式の場合は計測精度向上のために角質除去の前処理が必要な点、乾式の場合は使用者の汗などにより電極がはがれやすくなり、使用するたびに電極を変えないといけない点から、日常的に利用するウェアラブルデバイスのセンサとして用いることは難しい. InEar BioFeedController [11] ではイヤホンに脳波センサを搭載し、耳びくの検出を行っているが、耳びくとウィンクは特に識別せずに利用している. また、著者らは過去に静電容量式タッチセンサと圧力センサを額に接触するように安全メガネに取り付けて耳びく検出を行った [29].

提案手法では圧力センサを用いることから前処理が不要であるため、デバイスを装着直後から耳びくを検出できる. さらに、同センサで瞬き、歩行、脈拍を検出できるためこれらの研究と異なる.

2.3 スマートグラスにおける身体活動計測

市販のスマートウォッチには、光学式センサを用いて心拍数を計測できるものが多い. しかし、目に光が照射されることは健康上の懸念があるため、装着が目と近くなるスマートグラスでは光学式センサの利用は難しい. Huang らはレーダ信号を用いてスマートグラスでの心拍数の測定を行っているため、この問題が起らない [7]. JINS MEME では身体活動のデータとして慣性計測装置を用いて姿勢、3



図 2. 図 1 の鼻あて部拡大

図 3. 圧力センサ: FSR400 + 鼻パッド

点式眼電位センサより瞬き、視線移動を測定し、集中・活力・落ち着きなどユーザの状態を判別している [9].

提案手法では鼻あてに搭載した圧力センサを用いる点で異なる. また、健康上の懸念が無く、瞬き、歩行、脈拍を計測できる.

3 手法・デバイス構成

著者らの以前の手法 [29] では、眼鏡の額部分に搭載した静電容量式タッチセンサまたは圧力センサを用いて耳びくを検出していた. しかし、無入力時はセンサと額が接触せずに浮いており、耳びく時の接触/非接触を検出する構成であったため、ユーザごとの骨格や耳びく時の眼鏡の移動量の違いに合わせた装着位置の調整が必要であった. そこで、提案手法では眼鏡の装着時に必ず接触する鼻あてにセンサを搭載した. また、静電容量式タッチセンサは接触後の変位が取得しづらいことから、本論文では圧力センサを採用し、耳びくに追従してスマートグラスが後方へと動き、鼻あてが皮膚に食い込む際の圧力を検出できるように設計する.

提案手法に基づいて図 1 に示すデバイスを作製した. 本デバイスでは鼻あてがフレーム一体となっている伊達メガネを素体として使用した. 左右の眼鏡の鼻あてに圧力センサ (FSR400 [8]) を貼り付け、圧力の計測を行う. FSR400 は薄いため、鼻あてにそのまま貼り付けると鼻との接触が安定しない. これを解消するために厚みのあるシリコン製の鼻パッドを FSR400 上に貼り付け、鼻との密着度を向上させた. デバイスの鼻あて部にセンサを搭載した様子を図 2、FSR400 にシリコン製の鼻パッドを取り付けた様子を図 3 に示す.

FSR400 の抵抗値を計測するため、端子に導線をはんだ付けし、ブレッドボード上に図 4 に示す回路を構成した. 本回路では抵抗分圧法を用いて分圧抵抗 $R=100[\text{k}\Omega]$ とし、圧力センサの抵抗値 R_{FSR} を計測した. 計測には Arduino Pro Mini を使用し、サンプリング周波数 $100[\text{Hz}]$ 、 $0\sim 5[\text{V}]$ を 1024 段階の分解能でシリアル通信で PC に情報を送信している. PC が受信したデータは CSV ファイルに保存さ

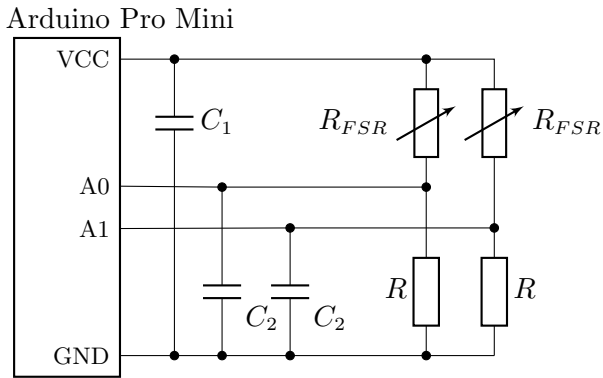


図 4. 構築回路

れるように Python でソフトウェアを作成した。また、ノイズ対策としてバイパスコンデンサ C_1 を電源に、高周波ノイズをグラウンドに逃がすコンデンサ C_2 を計測箇所挿入した。

4 各動作の計測結果と原理考察

3章で作製したデバイスで計測された各動作ごとのセンサ応答および検出原理を述べる。各動作のセンサ応答を示すために、著者1名を含む3名の実験協力者(平均年齢:18.3歳, 分散:2.9, 全員男性, 耳びく可能)に耳びく, 瞬き, 歩行を行ってもらった。このとき指定した動作のセンサ応答のみを得るため, 脈拍がセンサ応答に影響を与えない位置でデバイスを装着し測定を行った。各動作は1フレーム(データ長100, 1秒分)に収まるように切り取り, 左右のセンサ値をそれぞれ正規化した。正規化は次の手順で行った。(1)フレーム内全ての値に対して, フレーム内の最小値を減算する。(2)計算後の最大値と100を比較し, 大きい方を全ての値に対して除算する。これによりセンサごとの特性, 装着誤差の影響を除去してデータを0-1の間に収めた。図5-図7ではピークを0.5[s]に合わせて, センサの応答を重ねている。

実験協力者が両耳を同時に耳びくした際の応答を図5に示す。両側のセンサともに耳びく時には値の大きな上昇が見られた。これは著者らが以前額に接触するように取り付けられた結果[29]と類似している。これは耳びくによってデバイスが後頭部側へ引っ張られ, 鼻あてが顔へ押し付けられるためである。

両目で瞬きをした際の応答を図6に示す。図5の耳びくとは異なり, 瞬きの前後の状態が1に近い値を示し, 瞬き時には値が大きく減少していることが分かる。これは, 目を閉じた際に鼻あて周辺の筋肉が引っ張られることによって鼻の付け根の肉が凹み, 一方で眼鏡の位置はほとんど動かないためセンサが顔から浮いたためである。

歩行を模してその場足踏みした際の応答を図7に示す。一度値が減少してから値のピークが現れ, その後振動が減衰しながら無入力状態へと変化してい

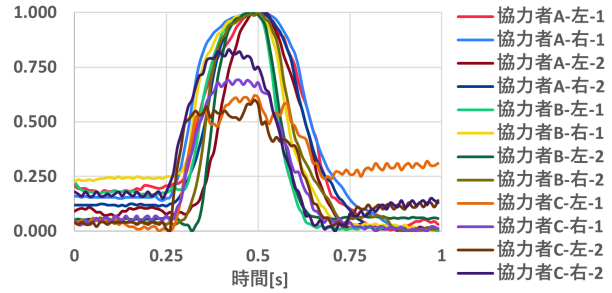


図 5. 正規化済み耳びく計測結果:
協力者 3 名 2 回分左右センサ

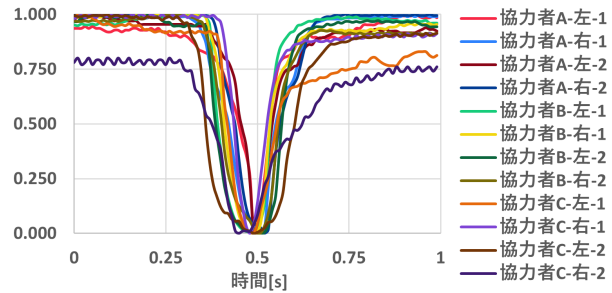


図 6. 正規化済み瞬き計測結果:
協力者 3 名 2 回分左右センサ

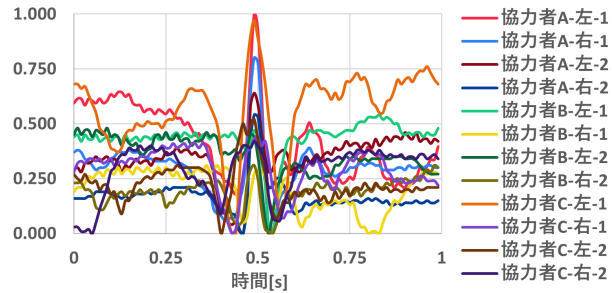


図 7. 正規化済み歩行計測結果:
協力者 3 名 2 回分左右センサ

る。ピークが足を地面に押し付けたタイミングと重なることから, ピーク前の値の減少は人が足をつける前に体が下がる時に, デバイスがそれより遅れて落下を始めるために一時的に浮くことで圧力が減少し, 足を地面につけた時に体が止まることで落下しているデバイスの鼻あてが鼻とぶつかることでの圧力の急激な上昇, そしてシリコンの弾性によって圧力の振動が発生するため図7のようになったと考えられる。ピーク前の減少量, ピーク値の大きさ, 振動の大きさは協力者ごとに異なる理由は, ユーザの歩き方の癖が反映された結果だと考えられる。

5 機械学習による動作の識別

4章で挙げた動作(両耳びく, 両目瞬き, 歩行)および, 無入力状態を機械学習を用いて識別できるか検証する。モデルは少ないデータ数でも高い認識精度を出すことができる SVM を使用した。カーネル

表 1. 実験協力者ごとの SVM 個別学習 F1 スコア

動作	無入力	耳びく	瞬き	歩行	平均
A	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
B	0.968	1.000	1.000	0.966	0.983
C	0.966	0.968	0.966	0.968	0.967

表 2. SVM 汎用分類 F1 スコア

動作	無入力	耳びく	瞬き	歩行	平均
X	0.75	0.59	0.84	0.83	0.75
Y	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Z	0.87	0.98	0.97	0.87	0.92
X'	0.86	0.82	0.84	0.87	0.85

は rbf を用いた。学習用データは、4 章で語った正規化を施した左右のセンサのデータとそれを上下反転したデータ、計 4 つそれぞれにハニング窓を適応させ、左、右、反転左、反転右の順で連結させたものである。用意した学習用データのデータ数は、協力者 A は無入力:62 個、耳びく:64 個、瞬き:59 個、歩行:60 個、協力者 B, C は各動作 60 個準備した。確認用データは協力者ごとに、各動作を 15 ずつ学習用データとは別で準備した。これらの計測時には装着誤差の影響を検証するために、各動作を 15 データ行うごとに着脱し直しているため、学習データは 4 回、確認用データは 1 回の着脱を行っている。

まず各協力者ごとに学習用データで分類器を作成し、確認用データで学習精度を確認した。結果を表 1 に示す。結果より F1 スコアが 96.7%以上、平均 98.3%と非常に高い精度で識別できている。

次に、協力者 3 名のうちの 2 名の学習用データを用いて汎用的な学習を行い、残り 1 名の学習用データを識別できるかを確認した。実験協力者 A, B を学習用データとした分類器 X, 実験協力者 B, C を学習用データとした分類器 Y, 実験協力者 C, A を学習用データとした分類器 Z の 3 種を検証した。分類器 X, Y, Z にそれぞれ実験協力者 C, A, B の学習用データで確認を行った結果 X, Y, Z の混同行列をそれぞれ図 8 に示す。

分類器 Y, Z は強く一致しているが、分類器 X は耳びく入力の識別が無入力状態と半分近く混同している。誤って識別された実験協力者 C のデータを確認すると、装着誤差によって左のセンサ値がほぼ反応していないことから、ラベリングが不適切として該当する 30 個の耳びくデータを除外し、分類器 X を変更せずに再度検証した結果 X' を図 8(d) に示す。これら結果の F1 スコアは表 2 のようになった。不適切なデータを除外したデータ以外の分類結果は 84.8%ほどの精度であることが分かった。また不適切としたデータを含んで作製した分類器 Y, Z は 100%と 92.4%と非常に高い F1 スコアであった。これらの平均 F1 スコアは 92.4%となった。左のセ

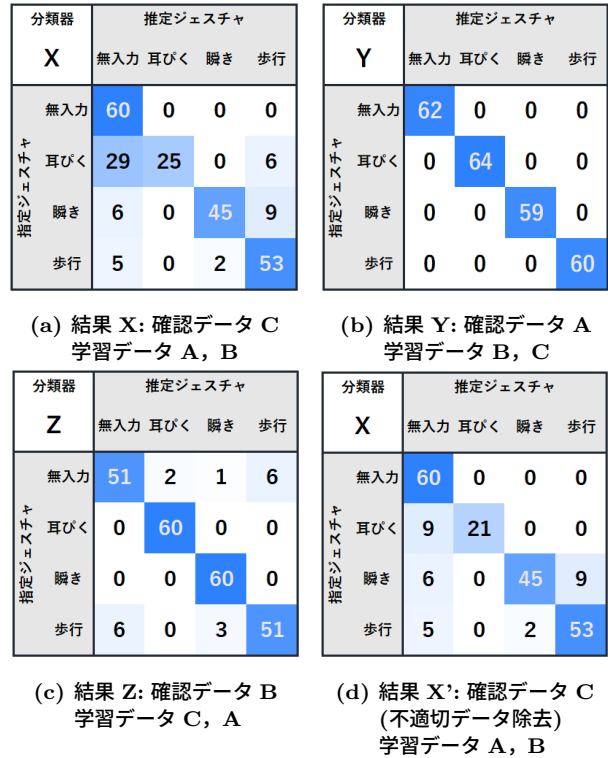


図 8. 汎用分類器混同行列

ンサが反応していないデータを学習しても分類器 Y, Z の識別精度が高いことから、本条件ではセンサが反応しないケースでも問題ないと考えられる。

6 脈拍測定

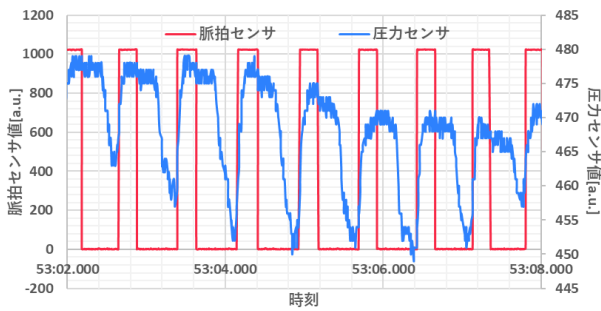
図 1 のデバイスを用いて脈拍を計測できるか調査するために、デバイス右側の圧力センサと、脈拍センサ (SEED Studio, Grove イヤークリップ脈拍センサ [17]) の計測値を比較した。図 1 のデバイスをセンサ応答が得られる位置に取り付け、脈拍センサは耳たぶに挟んで測定を行った。結果を図 9 に示す。図 9 を見ると圧力センサの応答は周期的な値の変化を示している。計測の原理は脈打つ血管の容積変化によるセンサへの加圧である。また、脈拍センサの立ち上がるタイミングで圧力センサの応答が、実験協力者 A, C は立ち上がり、実験協力者 B は立ち下がっている。これは測定を行った血管に到達した血液のタイミングの違いにより位相差が発生したと考えられる。位相差はあるが、圧力センサと脈拍センサのタイミングが重なっているため、提案手法で脈拍測定可能といえる。

なお、図 1 のデバイスは適切な位置にセンサが接触しなければ、センサ応答が見られなかった。原因と改善の議論を 8.2 節で述べる。

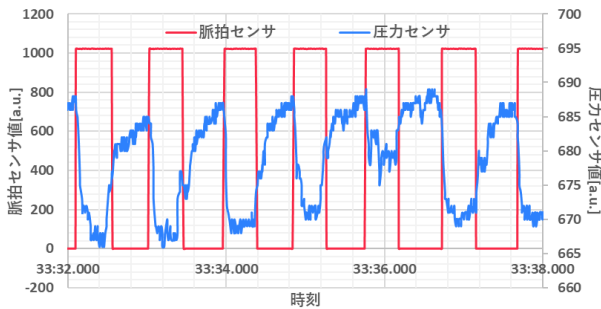
7 アプリケーション

提案手法を用いて図 10 のアプリケーションを実装した。これらの実装は Python を用いて行った。

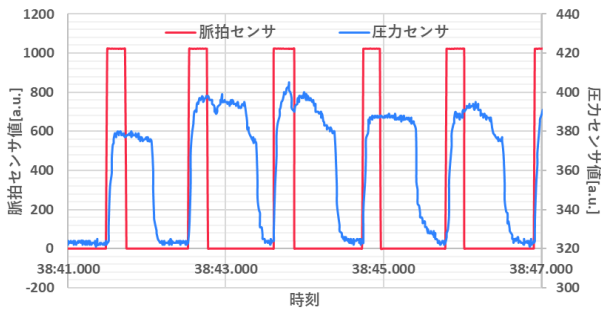
眼鏡の鼻あてに搭載した圧力センサを用いた耳びく入力と身体活動検出手法



(a) 実験協力者 A



(b) 実験協力者 B



(c) 実験協力者 C

図 9. 脈拍センサと圧力センサの脈拍計測結果

耳びく入力をキーボード操作やマウス操作に割り当てるプログラムを作成した。耳びくにスクリーンショット機能を割り当てることで、従来操作に比べてキーの探索や誤操作の影響が少なく、撮影したい瞬間に操作できる。また、歩行による波形より耳びくによる波形の方が変化量大きい。そのため、この2つの検出を組み合わせることにより歩行中は異なる操作を割り当てることも可能である。例えばウォーキング中のメディアプレイヤー再生/一時停止操作に耳びく操作を使用することができる。

また、瞬き検出よりユーザーの瞬きの頻度を観測するシステムを制作した。瞬きの間隔時間を測定できる他、15秒以上瞬きが検出されなければ、目の乾燥をアプリケーションのウィンドウ上に表記される。

8 議論

8.1 ジェスチャ数の拡張と分類

4章で挙げた動作以外にも著者が試したところ図11と図12で示されるように左右それぞれのウィンク(左ウィンク, 右ウィンク)や耳びく(左耳びく,

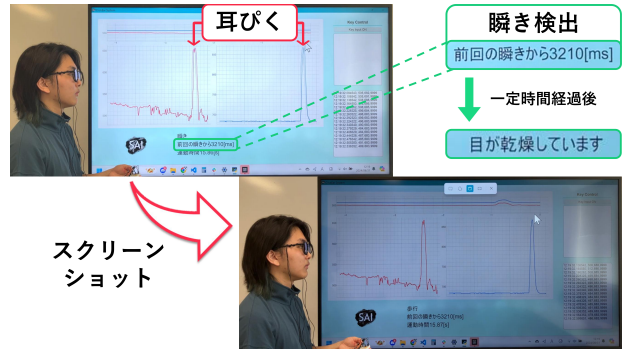
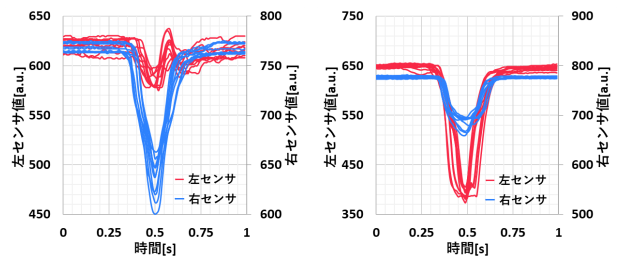


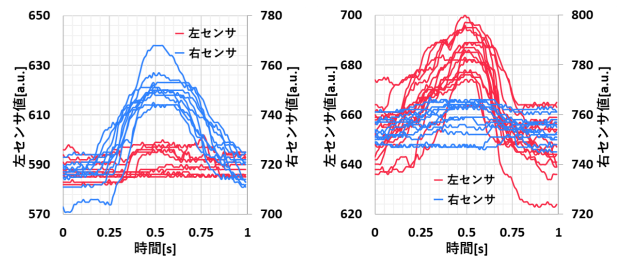
図 10. アプリケーション: 瞬き検出と通知, 耳びく入力でのスクリーンショット



(a) 左ウィンク

(b) 右ウィンク

図 11. 著者がウィンクを 10 回行った結果



(a) 左のみ耳びく

(b) 右のみ耳びく

図 12. 著者が片耳ずつの耳びくを 10 回行った結果

右耳びく)が検出できた。この時、指定のジェスチャによる波形の変化を得るため、脈拍が検出されない位置で測定を行った。無入力, 耳びく, 左耳びく, 右耳びく, 瞬き, 左ウィンク, 右ウィンク, および歩行の8ジェスチャを各動作60個用意しSVMで分類器を作成した。これらのデータに対して正規化を行うが、4章の正規化法では左右のセンサ応答の振幅の違いが削除されてしまう。そのため、正規化法の(2)を変更し(1)の計算後の左と右それぞれのセンサ応答の最大値と100を比較し、最大となる値で全てデータを除算した。学習データとは別のデータを各動作15個データを用意して確認を行った結果、混同行列が図13, F1スコアが表3ようになった。表3より瞬きのF1スコアが16%と低く左ウィンクと識別していないことと、図13より右ウィンクが瞬きとの識別で2分されていることが分かる。これ

	推定ジェスチャ							
	無入力	両耳びく	左耳びく	右耳びく	両目瞬き	左ウィンク	右ウィンク	歩行
無入力	15	0	0	0	0	0	0	0
両耳びく	0	15	0	0	0	0	0	0
左耳びく	0	0	15	0	0	0	0	0
右耳びく	1	0	0	14	0	0	0	0
両目瞬き	0	0	1	0	2	12	0	0
左ウィンク	0	0	0	0	0	15	0	0
右ウィンク	0	0	0	0	8	0	7	0
歩行	0	0	3	0	0	0	0	12

図 13. 著者データでの 8 ジェスチャ混同行列

表 3. 著者データでの 8 ジェスチャF1 スコア

動作	無入力	耳びく	左耳びく	右耳びく	平均
F1	0.968	1.000	0.882	0.966	
動作	瞬き	左ウィンク	右ウィンク	歩行	0.777
F1	0.16	0.714	0.636	0.889	

らは左右のセンサの接触によるセンサ応答の違いと、正規化処理の影響で信号波形が似てしまうことが原因である。今後はハードウェアの再設計、データの前処理を工夫するなど検出率の改善が行えるか検証する必要がある。

左右別々に動かすジェスチャの検出にはセンサ特性、左右のセンサの接触具合が影響するため、実験協力者間で一貫性のある結果が示されなかった。加えて、片耳ずつの耳びくの難易度が高いためデータを十分に集めることが難しい。今後、デバイス形状の改良やフォトリフレクタなど異なるセンサを用いることでこれらの動作を検出できるか試みる。

8.2 測定安定性

測定の安定性に課題がある。5章の結果のようにセンサが動作に対して反応しづらいことがあった。これは頭の形がユーザごとに異なることが影響していると考えられる。より精度を高めるにはデバイスの形状の改良、フォトリフレクタなど異なるセンサの使用、もしくはより多くのデータを用いた高精度の分類器の作成が必要となる。

脈拍測定では装着位置によってセンサと血管間の距離や圧力が変わり、センサ応答が観測されない。現時点では安定条件は推測の域を出ていないため、さらなる研究を通じて計測の安定条件を明確にし、装着位置がずれない工夫や計測手法の設計を行う必要がある。また脈拍数の算出精度を上げるためには、サンプリング周波数を上げる必要がある。

歩行中の他の動作の入力では、歩行の影響を受けづらい安定的な測定法が必要である。耳びくと瞬きはある程度の強さの入力であれば、歩行のセンサ応答より大きい変化量が現れるため、識別することが可能である。しかし、細かな入力や脈拍は歩行に

埋もれてしまう。周期性の違いからフィルタリングを行うなど、データ処理で歩行の影響を除去できるか検討する必要がある。

8.3 耳びくの特性

耳びくを入力として用いるケースは少なく、その特性について理解を深める必要がある。特に学習コストに関しては現状耳びくできる人が限られていることから十分な調査が必要である。筋電図で観測しながら耳びくの習得を調べた研究 [24] [26] がある。これらの研究では 30 分以内のトレーニングによって耳びくを習得できると報告されている。しかし、提案手法は筋電センサよりセンサ感度が低く、必要な耳の可動量が大きいため、これらのトレーニングで十分に本デバイスでの操作が行えるかは不明である。また、インターネットにいくつか練習法がある [20] [23]。これらは日々のトレーニングで数週間かけて習得を目指しているが、実際に習得できるかの検証が必要である。

耳びく入力の使用感の評価も必要である。耳びく習得済みの実験協力者らは練習なしでデバイス入力が行えた。一方で、実験協力者の 2 名は実験終了時に少し耳の疲れを感じていた。疲労の大きな要因は耳びくが日常で未利用であり、動作に慣れていないためと考えられる。著者の 1 人はデバイス製作の過程で長時間耳びくを続けた結果、1 月ほどで 1 時間ほど耳びくを続けてもさほど疲れを感じなくなった。そのため、慣れにより耳びく入力による疲労は起こりづらくなると考える。

9 まとめ

本稿ではスマートグラスの鼻あてに圧力センサを搭載することで、耳びくを検出する手法を示した。実際にデバイスを作製し、実験したところ両耳で行う耳びくが計測可能であることが示された。同時にユーザの健康管理に役に立つデータ: 瞬き、歩行、脈拍を同デバイスで取得できることを示した。検出できる動作はそれぞれ特徴的な波形、周期を示すことから、これらの値を十分に区別することができる。SVM を用いた識別においてもユーザごとの分類器では F1 スコアが平均 98.3%、汎用分類器では F1 スコアが平均 92.4% と高い精度でこれらの動作を識別できた。脈拍測定では圧力センサでの測定と脈拍センサの測定の周期が一致していることが示された。今後はデバイスの形状の改良や学習するデータ量を増やすことで認識精度の向上や識別可能な動作やジェスチャを増やしていく。

参考文献

- [1] S. Ahn and G. Lee. Gaze-Assisted Typing for Smart Glasses. In *Proceedings of the 32nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, UIST '19, pp. 857 – 869,

- New York, NY, USA, 2019. Association for Computing Machinery.
- [2] Connecticut Science Center. Useless Super Powers, 2020. <https://ctsciencecenter.org/blog/useless-super-powers/> (Accessed: 2024/08/30).
- [3] C. Darwin. *THE DESCENT OF MAN, AND SELECTION IN RELATION TO SEX*, Vol. 1. John Murray, 1st edition, 1873. pp.20–21 <https://darwin-online.org.uk/content/frameset?itemID=F937.1&viewtype=text&pageseq=1> (Accessed: 2024/08/30).
- [4] T. Gemicioğlu, R. M. Winters, Y.-T. Wang, T. M. Gable, and I. J. Tashev. TongueTap: Multimodal Tongue Gesture Recognition with Head-Worn Devices. In *Proceedings of the 25th International Conference on Multimodal Interaction, ICMI '23*, pp. 564–573, New York, NY, USA, 2023. Association for Computing Machinery.
- [5] M. Goel, C. Zhao, R. Vinisha, and S. N. Patel. Tongue-in-Cheek: Using Wireless Signals to Enable Non-Intrusive and Flexible Facial Gestures Detection. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '15*, pp. 255–258, New York, NY, USA, 2015. Association for Computing Machinery.
- [6] B. J. Hou, J. Newn, L. Sidenmark, A. A. Khan, and H. Gellersen. GazeSwitch: Automatic Eye-Head Mode Switching for Optimised Hands-Free Pointing. *Proc. ACM Hum.-Comput. Interact.*, 8(ETRA), may 2024.
- [7] I. W. Huang, P. Rajbhandary, S. Shiu, J. S. Ho, J. Zhu, B. Wilson, and G. Ye. Radar-Based Heart Rate Sensing on the Smart Glasses. *IEEE Microwave and Wireless Technology Letters*, 34(6):829–832, 2024.
- [8] Interlink Electronic. FSR 400. <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-400> (Accessed: 2024/08/30).
- [9] JINS. JINS MEME. <https://jinsmeme.com/> (Accessed: 2024/08/30).
- [10] L.-H. Lee and P. Hui. Interaction Methods for Smart Glasses: A Survey. *IEEE Access*, 6:28712–28732, 2018.
- [11] D. J. Matthies. InEar BioFeedController: A Headset For Hands-Free And Eyes-Free Interaction With Mobile Devices. In *CHI '13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, CHI EA '13*, pp. 1293–1298, New York, NY, USA, 2013. Association for Computing Machinery.
- [12] Meta. Ray-Ban Meta スマートグラス. <https://www.meta.com/smart-glasses/> (Accessed: 2024/08/30).
- [13] Microsoft. Microsoft HoloLens. <https://www.microsoft.com/hololens/> (Accessed: 2024/08/30).
- [14] MMD 研究所. 2021 年スマートウォッチに関する利用実態調査. https://mmdlabo.jp/investigation/detail_1930.html (Accessed: 2024/08/30).
- [15] K. Pfeuffer, B. Mayer, D. Mardanbegi, and H. Gellersen. Gaze + Pinch Interaction in Virtual Reality. In *Proceedings of the 5th Symposium on Spatial User Interaction, SUI '17*, pp. 99–108, New York, NY, USA, 2017. Association for Computing Machinery.
- [16] D. Schön, T. Kosch, F. Müller, M. Schmitz, S. Günther, L. Bommhardt, and M. Mühlhäuser. Tailor Twist: Assessing Rotational Mid-Air Interactions for Augmented Reality. In *Proceedings of the 2023 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '23*, pp. 1–14, New York, NY, USA, 2023. Association for Computing Machinery.
- [17] SEED Studio. Grove イヤークリップ心拍数センサ. <https://jp.seeedstudio.com/Grove-Ear-clip-Heart-Rate-Sensor.html> (Accessed: 2024/08/30).
- [18] L. Sidenmark and H. Gellersen. Eye&Head: Synergetic Eye and Head Movement for Gaze Pointing and Selection. In *Proceedings of the 32nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology, UIST '19*, pp. 1161–1174, New York, NY, USA, 2019. Association for Computing Machinery.
- [19] D. J. Strauss, F. I. Corona-Strauss, A. Schroerer, P. Flotho, R. Hannemann, and S. A. Hackley. Vestigial Auriculomotor Activity Indicates the Direction of Auditory Attention in Humans. *eLife*, 9:e54536, jul 2020.
- [20] wikiHow. How to Wiggle Your Ears. <https://www.wikihow.com/Wiggle-Your-Ears> (Accessed: 2024/08/30).
- [21] S. Yi, Z. Qin, E. Novak, Y. Yin, and Q. Li. GlassGesture: Exploring Head Gesture Interface of Smart Glasses. In *IEEE INFOCOM 2016 - The 35th Annual IEEE International Conference on Computer Communications*, pp. 1–9, 2016.
- [22] Q. Zhang, S. Gollakota, B. Taskar, and R. P. Rao. Non-Intrusive Tongue Machine Interface. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '14*, pp. 2555–2558, New York, NY, USA, 2014. Association for Computing Machinery.
- [23] ちゃんねる GO. 【潜在能力】誰でも耳を動かせるようになる方法【開放する】. <https://www.youtube.com/watch?v=TZDFpTb0AbQ> (Accessed: 2024/08/30).
- [24] 式田 寛, 青山 忠義, 長谷川 泰久. ロボット指の内部モデル獲得に向けた後耳介筋による操作学習. ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 2018:2A1–B18, 2018.
- [25] 藤田 恒太郎. 人体解剖学. 南江堂, 改訂 41 版, 1993. pp.115–116, pp.521–522.

- [26] 古賀 精治. 新奇な筋活動の制御の獲得における気づきと筋電図バイオフィードバック. 心理学研究, 62(5):308-315, 1991.
- [27] 総務省情報通信政策研究所. 令和5年度情報通信メディアの利用時間と情報行動に関する調査報告書. 第4章 4-2 pp.73-75 https://www.soumu.go.jp/main_content/000952988.pdf.
- [28] 矢野経済研究所. 「XR (VR/AR/MR) 対応 HMD・スマートグラス市場に関する調査 (2023年)». https://www.nikkei.com/article/DGXZRSP658618_V00C23A7000000/.
- [29] 大塚 晟, 高田 峻介. 眼鏡型デバイスにおける耳びく入力手法. インタラクション 2024 予稿集, pp. 1100-1105. 情報処理学会, 2024.

未来ビジョン

本手法を搭載したスマートグラスがスマートフォンを手を持つ煩わしさから解放してくれるだろう。なぜなら耳びく操作ができるからだ。耳びくは日常生活では全く役に立たない。だが日常で役に立たないからこそ、現在行っている日常動作と干渉せずデバイスの操作が可能となる。周辺環境に左右されず、歩きながらも、手で作業をしながらでも、話しながらでも、視線を変えながらでも、食事をしながらでも耳びくはできる。左右の耳びくを左クリック、右クリックに割り当て視線のカーソル操作としてネットサーフィンをするのが一般的になり、友達と会話しながら調べたり、料理中にレシピを確認したり、手も使わずベツ

ドでごろごろしながら SNS を見たり、耳びくモールス信号で文字を打つことだって可能だ。スマートグラスにカメラを搭載すれば手でボタンを押すより早く耳びくでシャッターを切れる。VR ではアバターの耳を人間の耳と連動させて耳びくしたり、象になって耳で空を飛ぶこともできる。

デバイスの操作だけでなく人間の健康管理に役立つ。スマートグラスをつけるだけで心拍数をいつでも教えてくれる。歩行を検知して歩数、消費カロリー、運動時間を自動でまとめてくれる。瞬きを検知して眠気、目の乾燥度合いを読み取ってユーザに休憩を促してくれる。工夫せればスマートウォッチで行っていることがすべてできるようになる。