

鼻腔内の温度計測に基づく状況認識手法

小玉亮輔^{1,a)} 寺田 努^{1,2,b)} 塚本昌彦^{1,c)}

概要: ウェアラブルコンピューティング環境では、ユーザは小型化したセンサを身体の様々な部位に装着し、これらのセンサデータからユーザの状況を認識することで、ユーザの状況に応じた様々なサービスを楽しむことができる。ユーザの様々な状況を認識するためには、様々なデータを取得する必要があるが、ユーザの行動を制限しないために、装着するセンサ数や部位は少ない方がよい。そこで本研究では、鼻の中(鼻腔)から得られる情報に注目する。鼻腔内に配置したセンサにより呼吸や鼻づまりなどが検出でき、呼吸は呼吸数、リズムなどから身体内部の情報に加えて、ユーザの体内に外気が流入するのでユーザの外気温などの体外の情報も得られる。また、鼻づまりは自律神経の支配を受けるので、ユーザの心理的情報を得られる。本研究では鼻内部の空間である鼻腔から得られる情報に基づいた状況認識手法を提案する。評価実験を行った結果、呼吸、作業負荷を 96.4%で、6 つの日常動作を 54%で認識でき、実生活上での 8 つの動作に対して 86%の認識率となった。

1. はじめに

コンピュータの小型化、軽量化によってウェアラブルコンピューティング環境が整いつつある。ウェアラブルコンピューティング環境では、ユーザは小型なセンサを身体の様々な部位に装着し、センサデータからユーザの状況を認識することで、ユーザの状況に応じた様々なサービスを楽しむことができる。認識対象は年々広がってきており、ユーザの身体的行動だけでなく、表情やストレスなどの心理状況も認識できるようになってきた。

多くのセンサを身につけることで、ユーザの様々な状況を認識できるが、ウェアラブルコンピューティング環境では、ユーザの行動を制限しないために、身につけるセンサ数や部位は可能な限り少ないことが求められる。そのため、少数のセンサで様々な状況を認識するために様々な情報をもつデータを取得する必要がある。そこで本研究では、鼻から得られる情報に着目する。鼻腔内に配置したセンサにより呼吸や鼻づまりなどが検出でき、呼吸は呼吸数、リズムなどから身体内部の情報が得られる。さらに、鼻づまりは自律神経の支配を受けているので [1]、ユーザの心理的情報を得られる。

そこで、本研究では鼻腔から得られる情報を用いた状況

認識手法を提案する。例えば、ユーザの呼吸によって鼻腔の温度や気圧は変化する。これらを小型センサによって測定することで、呼吸からユーザの興奮状態や、中枢神経の異常を認識できる。本稿では、状況認識のためのセンサ選定を行い、呼吸数と日常動作を認識する実験を行う。

本論文は以下のように構成されている。2 章関連研究について述べ、3 章で提案システム、センサの選定、状況認識手法について述べる。4 章でプロトタイプデバイスの実装と呼吸と作業負荷、日常動作を認識する評価実験と考察を行い、最後に 5 章で本稿のまとめを述べる。

2. 関連研究

従来、状況や行動を認識するには加速度センサ等のモーションセンサが用いられてきたが、他のセンサを用いることでこれまで得られなかったユーザの体の内的な状況を認識する研究も多数行われている。安福らは、ストレスによって鼻部皮膚温度が低下する性質を利用し、メガネ型デバイスを用いて鼻部皮膚温度を測定することで、ストレスを評価するシステムを実装している [2]。この研究のようにウェアラブルコンピューティング環境が整ってきたことに伴い、鼻から身体に関わる情報を常時得られるようになってきている。

鼻から得られる情報は様々だが、ここでは、鼻の代表的な機能である呼吸と特有の症候である鼻づまりについて説明する。呼吸は生命に関する最も基本的な情報であるバイタルサインの 1 つであり、呼吸パターンの変動因子に年齢、気温、情動などがあげられる。正常成人では、1 分当たりの

¹ 神戸大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, Kobe University

² 科学技術振興機構さきがけ
Japan Science and Technology Agency, PRESTO

a) ryosukekodama@stu.kobe-u.ac.jp

b) tsutomu@eedept.kobe-u.ac.jp

c) tuka@kobe-u.ac.jp

呼吸数は約 15 回、吸気と呼気の割合は 2:3、1 回の換気量は 500ml 程度であるが、心不全や脳血管障害など身体に異状をきたすとこれらの呼吸パターンに表れる [3]。栗谷川らは、シート座面に設置した圧力センサから臀部の面圧を取得し、呼吸の測定を行った [4]。測定された呼吸から、ドライバの生理心理状態が把握でき、それに応じた適切な運転支援への応用が出来ることを確認した。このように、呼吸には様々な情報が含まれており、それらを日常的に取得することで、作業中のストレスなどの生理状態の認識ができる。また、吸気に含まれる刺激物に対する防御反射である鼻づまりは、鼻粘膜の毛細血管の膨張により空気の通り道が防がれることで引き起こされる。鼻づまりは防御反射であるが、自律神経による支配を受けているため、副交感神経が優位のときに起こりやすい [1]。交感神経は活動時や緊張時に優位になり、副交感神経は睡眠時などの休息時に優位になる。また、一般に意識されていないが、約 2.5 時間周期で左右の鼻腔が交互に膨張し、通気状態が交代する生理現象であるネイザルサイクルが起こる。ネイザルサイクルはまだ不明なところが多いが、左右の鼻の通気状態の差は脳の活動との関係があることが議論されている [1]。また、生理状態にも関係しており、Raghuraj らは、ヨガの呼吸法で右側の鼻で呼吸することで血圧が上がり、左側の鼻で呼吸することで血圧が下がることを実験で確認した [5]。このように、鼻特有の状態である鼻づまりから豊富な情報が取得できることがわかる。Kahana-Zweig らは、このネイザルサイクルを長時間計測するために、バッテリー駆動で持ち運びできるデバイスを実装し、デバイスのフローセンサにより日常生活上で鼻通りの計測実験を行った [6]。この研究のデバイスでは、センサに呼吸の気流を送るために顔にチューブを這わしており、常時計測できるウェアラブル環境に適するためには、本研究のようにセンサを鼻腔に挿入し、より小型化が必要であると考える。

3. 提案システム

3.1 システム構成

本研究では、鼻孔内部の空間である鼻腔に小型センサを挿入し、小型センサによって鼻腔で測定したセンサデータを用いた状況認識手法を提案する。鼻腔は外鼻腔から内鼻腔までの空間であり、鼻中隔という壁によって左右に分かれている。本研究では、小型センサを鼻の外部から約 2cm 外鼻腔の中に挿入して、鼻腔情報を取得する。外鼻孔の直径は約 1cm で、センサは 1cm 以下のものを使用する。ハードウェアのシステム構成を図 1 に示す。鼻腔に挿入するセンサはマイコンに接続され、マイコンによってセンサ値を読み取り、スマートフォンの SD カードにデータを保存する。ソフトウェアのシステム構成を図 2 に示す。データが保存されるスマートフォンの SD カードのフォルダを、クラウドを経由して PC のローカルフォルダと同期させる。

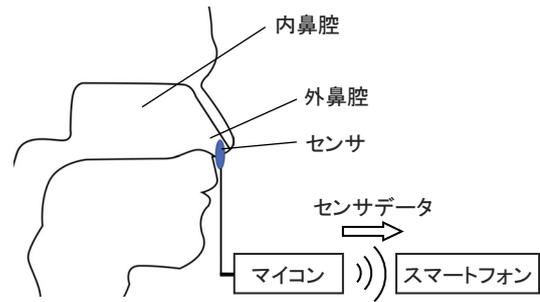


図 1 ハードのシステム構成図

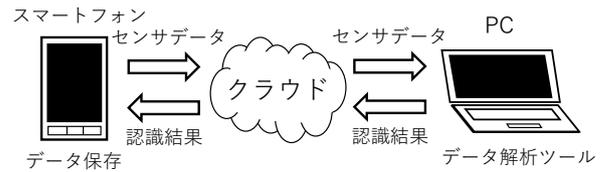


図 2 ソフトのシステム構成図



図 3 センサの大きさ

次に、PC に送られたデータは自動的に PC 上の解析ツールで解析され、認識結果として再びクラウドを経由してスマートフォンの SD カードに送られる。このシステムにより、ユーザはスマートフォンでデータを取得すると、自動的に認識結果を取得し、閲覧できる。

3.2 センサの選定

呼吸や鼻づまりの検出に適したセンサを選定するための予備実験を行った。予備実験では、被験者の鼻腔にフォトリフレクタ、湿度センサ、温度センサをそれぞれ挿入して呼吸時のデータを取得した。センサの導線部を被験者の鼻下にテープで貼り付けることで、センサを固定している。被験者は数秒間呼吸を止めた後、数回呼吸を繰り返した。実験結果を図 4 から図 6 に示す。全てのセンサで呼吸時と無呼吸時に呼吸に合わせて特徴的な波形が現れた。それぞれの特性として、フォトリフレクタでは口元や鼻下が動くとき大きなノイズが入ることが確認された。また、湿度センサでは吸気を行ってから湿度が下がり始めるまで遅れが見られたり、深い呼吸をしないうちセンサ値が変化しないことが確認された。温度センサは 3 つセンサの中でセンサ部のサイズが最小であり、出力値も安定していたので、3 つのセンサの中では呼吸の測定に適している。よって本研究では、温度センサを用いてプロトタイプシステムの実装および評価実験を行う。

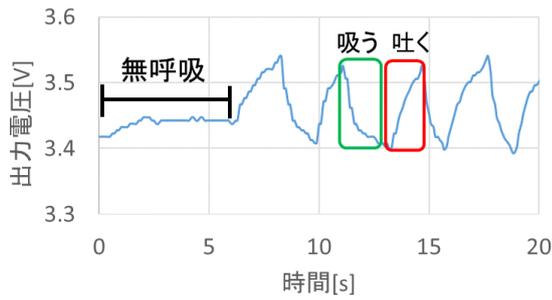


図 4 フォトリフレクタデータ

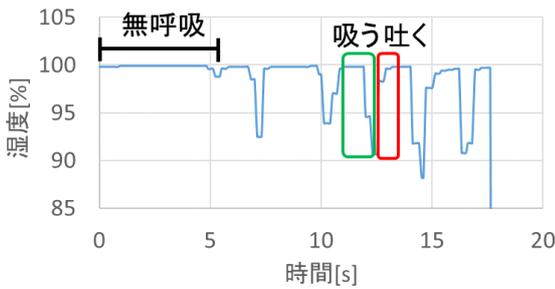


図 5 湿度センサデータ

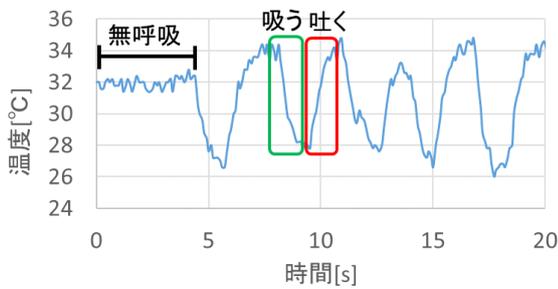


図 6 温度センサデータ



(a) デバイス



(b) センサ部

(c) 電源部

図 7 デバイス構成



図 8 デバイス装着図

3.3 状況認識手法

状況認識に用いる特徴量は、センサデータの平均値、分散値、時間差分データの平均値、分散値、センサデータの平均値とセンサデータが交差する回数の5つである。時間差分に関する特徴量について、今回は20サンプル前のデータに対する時間差分データを使用した。これら5つの特徴量は、それぞれスケールが異なり対等に扱うことができないため、平均0、分散1になるよう正規化し、5次元の特徴量を得る。認識方法には、データマイニングツールであるWEKAを使用し、分類器としてRandom Forestを用いてk分割交差検証を行った。

4. 実装と評価

4.1 プロトタイプの実装

3章に基づいて、システムのデバイスとAndroidのアプリケーションを実装した。実装したデバイスを図7に、装着図を図8に示す。デバイスは、既製品のメガネのフレームに回路が入ったケースを固定し、そこからフレームに沿ってセンサと配線を取り付け、鼻あてから鼻の穴まで導線で繋いでいる。導線は肌と近い色で目立たないが、ファンデーションテープで覆うことでより自然な見た目を実現

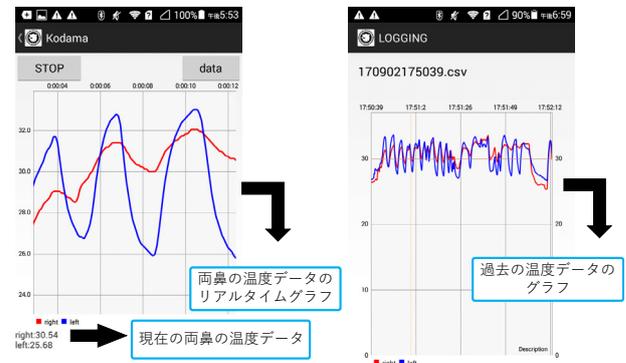


図 9 アプリケーション画面

できる。さらに、鼻内部には鼻マスクを装着し、そこにセンサを取り付けることで常に同じ場所にセンサを固定できるようにしている。ケースは3Dプリンタで製作した。システムは、スマートフォン、マイコン、センサから構成される。スマートフォンはHUAWEI社のAscend G6、マイコンはRed Bear Lab社のBLE Nano、センサは村田製作所の温度センサNXFT15XH103FA2Bを用いた。センサデータはマイコンからBluetooth通信によりスマートフォンに送信される。実装したAndroidのアプリケーションの画面を図9に示す。このアプリケーションでは、受信し

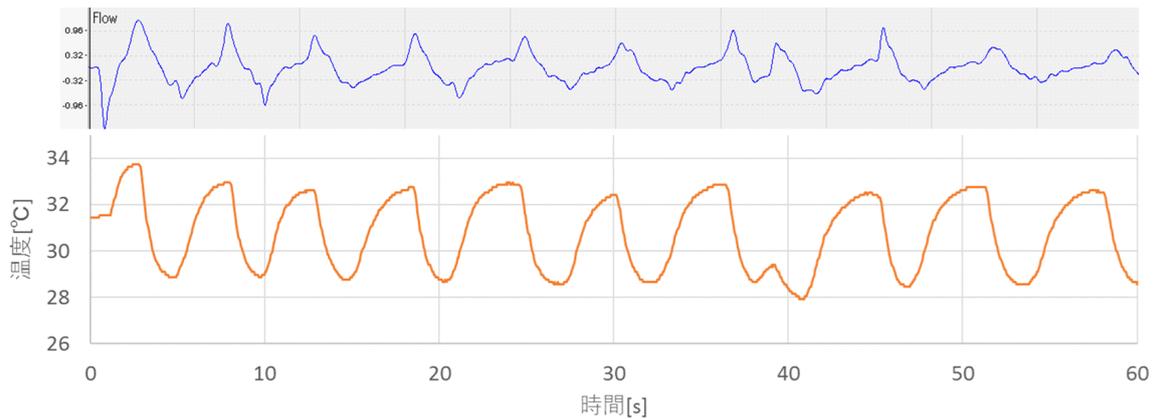


図 10 呼吸による流量と鼻腔温度の変化

た左右の鼻腔温度データをリアルタイムグラフで確認でき、SD カードに記録できる。また、記録した過去の全てのデータをグラフで確認できる。さらに、オンラインストレージサービス Dropbox を使って、SD カードのフォルダを PC のローカルフォルダと同期させることで、Android アプリで取得したデータは PC へ送られるようにした。そして、データマイニングツール WEKA を使用し、PC で受け取ったデータから認識結果を作成し、再び Dropbox を経由し、スマートフォン内の SD カードへ送られる。このようにして、ユーザはスマートフォン上で認識結果を確認できるようになっている。

4.2 鼻腔温度測定による呼吸認識の実験

呼吸数の認識精度を確認するために、提案手法を用いた呼吸数の測定実験を行った。被験者は提案デバイスと、正解データとなる CONTEC 社の RS01 の流量による呼吸モニタを装着し実験した。被験者は 1 名である。

図 10 に着座状態で 1 分間の呼吸を行った時の、流量の変化と鼻腔温度変化を示す。上側のフローの変化は RS01 のデータ解析ソフトで表示したグラフをキャプチャしたものである。2 つのグラフを比較すると呼吸による波の形に違いはあるが、波の個数は同じ数だけ表れている。40 秒付近で表れている、鼻腔温度の方では小さな変化が、流量では他の呼吸の波と同程度の変化となっている。また、50 秒 60 秒で確認できる呼吸も、鼻腔温度では他の呼吸と同程度であるが、流量ではわずかに小さい呼吸となっている。また、着座以外にも、起立、トレッドミルによる走行状態でも実験を行ったが、同様の結果が得られ、提案デバイスは正解データと違いがあるものの、呼吸を認識することは十分に可能であると考えられる。

4.3 作業負荷の評価実験

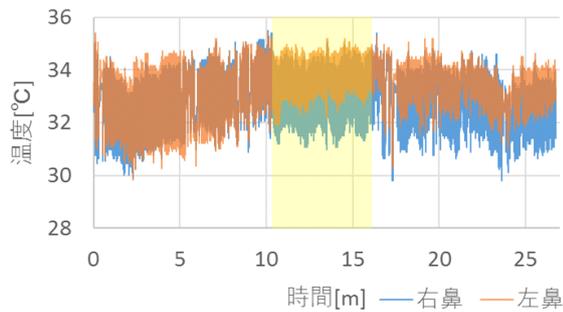
鼻づまりは副交感神経が優位なときに、起こりやすくなるため [1]、作業負荷により、鼻づまり具合が解消され、外気の流入が増えることで鼻腔温度の振幅に変化が現れるこ

表 1 作業負荷実験の認識結果

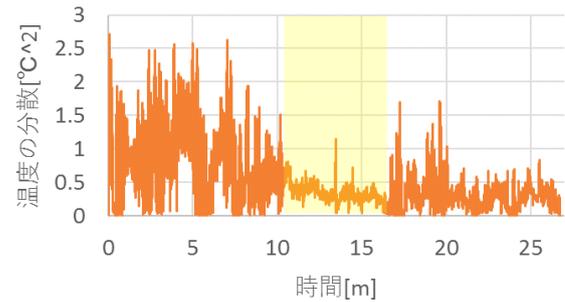
	適合率 [%]	再現率 [%]	認識率 [%]
A	96.5	96.5	97.5
B	94.7	89.0	94.3
C	99.5	99.5	99.6
D	94.7	96.0	97.1
E	92.2	89.2	93.5
全体	95.7	94.0	96.4

とで、作業負荷を認識できるかを確認する。温度を一定に保った室内で、被験者はデバイスを装着し、10 分間安静状態を保ち、次に作業負荷として 6 分間の暗算を行い、その後再度 10 分間の安静状態を保った。サンプリング周波数は 20Hz で、ウィンドウサイズは 60 サンプル (3 秒) とし、1 サンプルずつ移動させて特徴量を抽出した。学習データは全データからランダムに取得した 10% のサンプルで、テストデータは残りの 90% のサンプルとし、10 分割交差検証を行った。被験者は 5 名である。

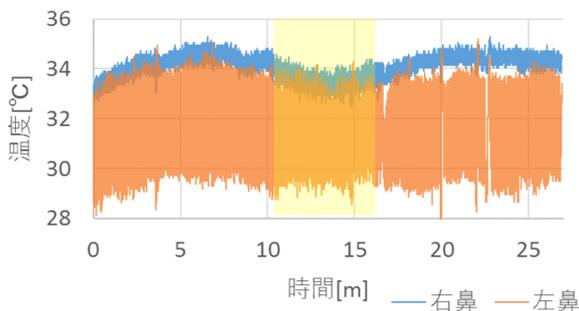
実験中の被験者の左右鼻腔温度とその分散値による温度振幅の結果の 2 例を図 11 に、各被験者の適合率、再現率、認識率と、被験者全体の平均値を表 1 に示す。図 11 の鼻腔温度振幅は、温度振幅は鼻が詰まっている側つまり、被験者 A は左鼻、被験者 E は右鼻の温度振幅である。また、左右の鼻腔温度の振幅に差が存在するのは、ネイザルサイクルにより左右の鼻づまりに差があるためである。作業負荷時を黄色い網掛けで示しているが、図 11(d) より被験者 E は作業負荷時に温度の振幅は特に大きくなっている。しかし、このように全被験者の中で作業負荷時に温度振幅が大きくなっているのは、5 名中 2 名であり、他の被験者では逆に図 11(b) の被験者 A のように振幅が小さくなる被験者が確認された。これは、図 11(a) より、被験者 A は左右の鼻のどちらの温度振幅もわずかに小さくなっており、作業負荷により呼吸自体が短く浅くなり空気の流入が小さくなったことによる影響が大きかったからであると考えられる。また、作業負荷時に鼻腔温度に現れた変化として、呼吸数



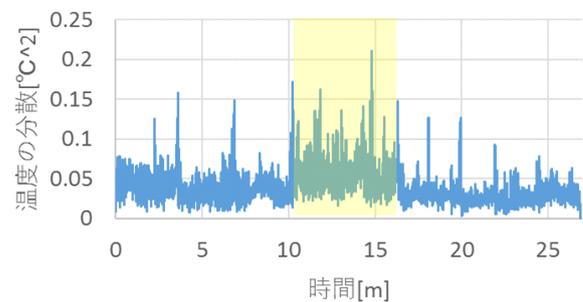
(a) 被験者 A の左右鼻腔温度



(b) 被験者 A の鼻腔温度振幅



(c) 被験者 E の実験の左右鼻腔温度



(d) 被験者 E の左右鼻腔振幅

図 11 実験結果のデータ例

があり全被験者に作業負荷時に呼吸数の増加が確認でき、特徴量のセンサデータの平均値とセンサデータが交差する回数へ影響したと考える。以上のような点から、表 1 より認識率はすべての被験者で 90% を超える結果となったが、認識率が高くなった他の理由として、センサの着け直しなどをせず、同じ実験データから学習データとテストデータを取得したことが挙げられる。以上の結果から、作業負荷時の鼻腔温度変化は被験者によって様々であり、鼻づまりに変化が起こったかは簡単には確認できなかったが、呼吸が浅くなったこと、呼吸数が増加したことなどから作業負荷認識が可能であることが確認できた。

4.4 日常動作の評価実験

鼻腔温度に特徴的な変化を示し得る日常動作を、提案手法で認識できるかを確認するための実験を行った。温度が一定の室内で、被験者はデバイスを付け、6つの日常動作(飲む, 安静を保つ, 食べる, 歩く, 笑う, 発話する)を行った。各動作の試行時間は 30 秒で、これを 1 試行とし試行回数は 3 回とした。サンプリング周波数は 20Hz で、特徴量を抽出する際のウィンドウサイズは 60 サンプルとし、1 サンプルずつスライドさせて抽出を行った。学習データは被

験者ごとの 3 試行の内の 2 試行のサンプルデータで、テストデータは残りの 1 試行で、3 分割交差検証を行った。さらに、機械学習による判定を行った後、多数決処理を行った。ここでの多数決処理は、ある時点でのサンプルを、その前後 30 サンプルの中で最も多く判定されている動作に置き換えるという処理を行った。被験者 4 名の内 1 名は著者である。

著者以外の被験者の実験結果の confusion matrix を図 12 に、著者の実験結果の confusion matrix を図 13 に示す。confusion matrix とは、コンテキストによって正しく認識された数を示す分類表であり、各セルはコンテキストの出力回数を示している。対角線上の行と列に示されたラベルが一致しているセルが正しく認識を行えたときのものである。図 12 より、3 人の被験者の平均の認識率は 54% であった。各動作の中で最も再現率が高い動作は「歩く」の 77% である。「歩く」はトレッドミル上で時速 6km で歩くという運動負荷が高い動作であり、動作中に呼吸が荒くなったことにより、特徴量の分散値に特徴が現れたことで、再現率が高くなったと考えられる。各動作の中で最も再現率が高い動作は「笑う」の 29% であり、「発話する」に多く誤認識している。これは、「笑う」動作の不定期に現れる呼

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=飲む	2608	759	408	29	753	308	0.54
2=食べる	1526	2020	408	470	307	454	0.39
3=歩く	459	170	3747	0	272	218	0.77
4=笑う	674	633	2	1399	810	1348	0.29
5=安静を保つ	194	780	501	147	3170	74	0.65
6=発話する	290	400	0	1080	76	3020	0.62
Precision	0.45	0.42	0.74	0.45	0.59	0.56	0.54

図 12 著者以外の被験者の認識結果

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=飲む	259	604	22	364	206	168	0.16
2=食べる	247	1020	22	74	189	87	0.62
3=歩く	55	19	1210	44	295	0	0.75
4=笑う	412	246	6	494	90	376	0.30
5=安静を保つ	232	157	95	20	1119	0	0.69
6=発話する	97	36	0	375	2	1113	0.69
Precision	0.20	0.49	0.89	0.36	0.59	0.64	0.53

図 13 著者の認識結果

気による温度低下と、「発話する」動作の、息継ぎのタイミングにより現れる不定期な温度低下が、波形に似通った特徴を示したからだと考えられる。また、図 12、図 13 から全体の認識率は同程度になっているが、認識率の低い動作は一貫性が少ないことがわかる。これは、鼻腔温度がわずかな呼吸や吸気でも大きな変化を受けるため、被験者の動作の癖などに左右されやすいからだと考える。よって、実サービスを考えると、学習データには本人データの使用が求められる。また、全体的な認識率の低下の原因として、鼻腔温度の波形の変化は通常の呼吸によるものが支配的であり、各動作に特徴的な波形の変化が現れにくかったからだと考える。よって、鼻腔温度に特徴的な波形が現れる動作について調査することが今後の課題だといえる。また、波形の特徴に再現性があれば、DTW などの波形マッチングを採用することも予定している。

4.5 実生活での動作の評価実験

提案デバイスを付けて実際の生活の中で行われる動作を認識できるかを確認するための実験を行った。サンプリング周波数を 10Hz でデータを取得し、2017 年 8 月中の 1 日間で 7 時間にわたって計測した。前節の実験の 6 つの動作に加え、「あくびする」、「くしゃみする」を加えた 8 つの動作に対して、全データからランダムに取得した 10% のサンプルを学習データとし、残りの 90% をテストデータとして、10 分割交差検証を行った。正解データは、実験計測中に録画していた映像をもとに決定し、「安静を保つ」以外の 7 つの動作をしている時はその動作を、それ以外の時間は「安静を保つ」に分類した。ただし、「安静を保つ」のサンプル数を他の動作と同レベルまで減らすために、「安静を保つ」に分類されたサンプルを時系列順に 20 サンプル飛ばしてサンプリングし直すことで、サンプル数を 20 分の 1 まで減らした。被験者は著者 1 名である。

	1	2	3	4	5	6	7	8	Recall
1=飲む	912	8	54	6	50	128	4	0	0.78
2=食べる	5	8619	284	7	273	531	7	0	0.89
3=歩く	10	54	20622	7	619	713	15	3	0.94
4=笑う	5	7	35	892	12	135	0	0	0.82
5=安静を保つ	27	413	1002	28	6044	2049	93	5	0.63
6=発話する	17	236	1131	31	995	20553	26	3	0.89
7=あくびする	0	11	21	2	42	124	1309	0	0.87
8=くしゃみする	0	0	5	1	5	24	1	116	0.76
Precision	0.93	0.92	0.89	0.92	0.75	0.85	0.90	0.91	0.86

図 14 実生活の動作の認識結果

実験結果の confusion matrix を図 14 に示す。8 つの動作の全体の認識率は 86% になった。8 つ全ての動作でサンプル数が多くなっている「歩く」と「発話する」に誤認識が多く、適合率が低くなっている。しかし、「安静を保つ」が再現率、適合率ともに最も低くなっており、その原因として前節の実験同様、呼吸の影響が他の動作にも含まれたことや、サンプル数を間引いた際に必要な情報が失われた可能性が考えられる。また、認識率が 86% と、前節の一定の環境で行われた実験より高くなったのは、作業負荷の実験と同様にセンサの装着し直しなどをせず一連のデータから学習データとテストデータを取得したことによると考えられる。しかし、実サービスの行動認識やライフログのようなアプリケーションを考えると、予め用意した学習データから行動のラベル付けを行うので、今後そのような認識方法で評価実験を行う必要があると考える。

本節の実験により、さらに検討が必要な点が明らかになった。まず、外気の差により屋内時と屋外時の温度データの波形が異なる点である。これは、デバイスに外気温を取得するために別の温度センサを装着し、鼻腔温度データを補正出来ると考えられる。また、この変化を特徴量に利用することで、さらに認識できる状況が増えると考えられる。例えば、屋内外の移動での温度変化を学習させることで、屋内と屋外を認識可能となり、それぞれで起こりやすい状況や動作を、より高精度で認識できる可能性がある。次に、ネイザルサイクルの影響で数時間周期で両鼻の通気状態が変化することにより、温度データの波形が周期的に変化してしまう点である。ネイザルサイクルによる左右のそれぞれの鼻の通気度は変化するが、左右の鼻の通気度の和は一定であるといわれているので [7]、左右の温度データの和をとることで長時間安定したデータを取得できると考える。また、長時間の計測により、センサが鼻水で濡れることがあったが、センサデータに影響はなかったように思われるが、どの程度影響があるか検証が必要である。また、前節の実験の被験者から「鼻水が出そうなときに邪魔になった」というフィードバックがあったため、デバイスの構成にはさらなる検討が必要である。

4.6 議論

提案システムを用いたサービス例としてライフログアプリ

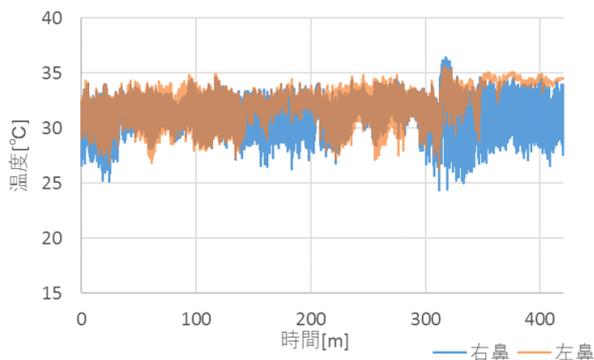


図 15 長時間計測の左右鼻腔温度

リケーションが考えられる。提案システムでは、「飲む」、「食べる」といった簡単な動作や、また呼吸が正確に認識できるのでユーザの緊張やストレスを認識できる。よって、ユーザの行動と、その時の心理状態を紐付けてロギングでき、ユーザ自身がログデータを見返し、生活の見直しや管理へ役立てることができる。また、鼻づまり具合をロギングすることで、風邪など体調不良の早期発見や対策を促すことが望まれる。

また、本稿では鼻腔温度から日常生活動作や作業負荷の認識を行ったが、提案デバイスは簡易的に鼻づまりを認識できる。図 15 に 4.5 節の実験の左右鼻腔温度の生データを示す。グラフの 150 から 200 分、また 300 分以降の左鼻の鼻腔温度の波形の振幅が小さくなっていることが確認できる。これは、鼻づまりにより外気の流入が少なくなったことによるものである。さらに、グラフから左右それぞれ振幅が周期的に小さくなっていることが確認でき、ネイザルサイクルが起こっていると考えられる。現在ネイザルサイクルを計測する手法は確立しておらず、また常時計測を行っている研究は存在するが [6]、ウェアラブルデバイス環境では、デバイスの装着感や目立ちにくさが重要になる。そこで、提案デバイスを用いて、日常生活の中でネイザルサイクルを常時計測することで、現在様々な議論がなされているネイザルサイクルのメカニズムや鼻と脳との関係の発見を狙うことができるかもしれない。

5. まとめ

本研究では、鼻腔情報からユーザの状況を認識する手法を提案した。フォトフレクタ、湿度センサ、温度センサを用いた予備実験の結果、最も応答性の良いものは温度センサであることを確認した。また、温度センサを用いたプロトタイプシステムを作成し、呼吸と作業負荷と日常動作の認識を評価した。結果、呼吸は、流量と違いはあるものの認識は十分に可能であることが分かった。作業負荷時の鼻腔温度変化は被験者によって様々であり、鼻づまりに変化が起こったかは簡単には確認できなかったが、他に現れた変化によって、認識率は平均で 96.4%と高い結果になっ

た。6つの日常動作(飲む, 安静を保つ, 食べる, 歩く, 笑う, 発話する)は平均 57%, また実生活の中での 8つの動作(飲む, 安静を保つ, 食べる, 歩く, 笑う, 発話する, あくびする, くしゃみする)は, 平均 86%の認識率となった。

今後の課題として、長期間に渡ってデバイスを装着しながら生活し、ネイザルサイクルについての調査や衛生面や装着感などを考慮したさらなるデバイスの作成を検討する。また、本稿では、心理的な実験と動作の実験を分けてに行ったが、今後それらが同時に起こるときに状況を別々に認識できるかを調査する。さらに、提案システムで効率的に認識できる日常動作や、鼻腔特有の変化を表す状況について調査する。また、実生活での認識をする際の、屋外と屋内の外気温の差やネイザルサイクルの影響を考慮した認識アルゴリズムを検討し、アプリケーションの実装を行う。

謝辞

本研究の一部は、国立研究開発法人情報通信研究機構の委託研究および JST さきがけ (JPMJPR15D4) の支援によるものである。ここに記して謝意を表す。

参考文献

- [1] D. Shannahoff-Khalsanal: Lateralized Rhythms of the Central and Autonomic Nervous Systems, *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 11, pp. 225–251 (Dec. 1991).
- [2] H. Yasufuku, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Lifelog System for Detecting Psychological Stress with Glass-equipped Temperature Sensors, *Proc. of the 7th Augmented Human International Conference 2016 (AH 2016)*, pp. 1–8 (Feb. 2016).
- [3] 原田博雅, 松尾 汎: 息切れの診かた—症例で読み解く呼吸困難の診療, 文光堂 (Aug. 2012).
- [4] 飯田 就, 栗谷川幸代, 景山一郎, 安田翔太, 小林裕之, 大須賀恵美子: 面圧センサを用いたドライバの呼吸計測, 自動車技術会学術講演会前刷集, No. 35, pp. 1–4 (Dec. 2012).
- [5] P. Raghuraj and S. Telles: Immediate Effect of Specific Nostril Manipulating Yoga Breathing Practices on Autonomic and Respiratory Variables, *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, Vol. 33, pp. 65–75 (June 2008).
- [6] R. Kahana-Zweig, M. Geva-Sagiv, A. Weissbrod, L. Secundo, N. Soroker, and N. Sobel: Measuring and Characterizing the Human Nasal Cycle, *PLoS one*, 11(10) (Oct. 2016)
- [7] 海野徳二: 鼻呼吸障害の解析と機能回復, 文光堂 (May 1992).