

鼻腔情報のセンシング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ような部位に装着し、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、鼻から得られる情報に注目する。鼻から得られる情報は呼吸や鼻づまりなどがある。呼吸は呼吸数、リズム、成分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。鼻づまりは自律神経の支配を密に受けるので、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。具体的には、鼻腔に挿入した小型センサから情報を取得することで、ユーザの様々な状況を認識する。鼻腔情報から呼吸と日常動作の認識を行なった結果、4 状態 (着座、起立、臥位、ジョギング中) における呼吸の認識率は平均 97%、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) の認識率は平均 50%であった。

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、ユーザは小型化したセンサを身体のような部位に装着し、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。この状況認識技術を用いることで、ユーザの身体的行動 [1-3] だけでなく、表情やストレスなどの心理状況 [4,5] 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望まれる。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。そこで鼻から得られる情報に着目した。鼻から得られる情報は呼吸や鼻づまりなどがある。呼吸は呼吸数、リズム、成分などから身体内部の情報が得られ、ユーザの運動だけでなく、糖尿病 [6] や肝臓の脂肪変性 [7] などの病気の認識ができる。また、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、ユーザのいる部屋などの環境の状況を認識できる。さらに、鼻づまりは自律神経の支配を密に受けているので、ユーザの心理的情報を得られる。鼻から得られる情報を用いた研究として、鼻部皮膚温度を利用したストレス評価システム [5] があるが、この研究では鼻の表面温度を利用しており、鼻腔から得られる情報を利用し、ウェアラブル環境を想定した研究は少ない。

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。本論文では、呼吸を認識するためのセンサの選定を行い、選定したセンサを用いて、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 章で関連研究について述べ、3 章で提案手法、実装、予備実験について述べる。4 章で呼吸と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

2.1 コンテキストウェアシステム

コンテキストウェアシステムとはユーザの行動や状況 (コンテキスト) を認識 (ウェア) し、状況に基づいた適切なサービスを提供するシステムである。渡邊らは、腕と環境や人に装着したスピーカの出す超音波を、胸ポケットに入れたマイクで取得することでユーザの行動を認識するシ

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

システムを提案した [1]. このシステムは, スピーカからの距離や動きの速さで変化する音量と周波数, 環境音によってユーザの状況を認識し, 環境や人に装着したスピーカから, ユーザの位置や, 周囲に居た人の情報を記録する. 9種類の日常生活行動に対して実験を行った結果, ユーザ以外の他者や機器から発せられる環境音が無い場合に平均 86.6%の精度で認識している. 大内らは, 胸ポケットに入れたデバイスの加速度センサとマイクを用いて生活の中の行動認識を行った [2]. 実験では, 加速度センサで, 歩行, 安静, 歯磨きや皿洗いのような計 9 種類の生活行動を 95%以上の精度で認識し, マイクでは, 加速度センサで認識した 9 種類の行動から, 歩行, 安静状態を除く計 7 種類の生活行動を平均 75.8%の精度で認識している. 小林らはガスセンサを用いて, 場所, 時間, 状況によって変化する環境のにおいを測定し, 加速度センサでは認識できない食事や, トイレのような状況の認識をしている [8]. 椿らは, 伸縮により電気抵抗値が変化し衣服と統合可能な導電布を使って, 身体各部の周径の変化からユーザの状況の認識を行った [3]. この手法では腹部の周径変化から座る, 歩く, 話すを含む 9 つの動作を, 平均 96%の精度で認識できることを確認した. 福本らは, メガネに搭載したフォトフレクタを用いて目尻や頬の動きを測定し, 微笑みと笑いを検出するシステムを提案した [4]. このシステムで, 微笑みを 94%, 笑いを 73%で認識でき, 身に付けているカメラで撮った映像から, 楽しかった出来事を抽出することを可能にした. Bedri らは, 近接センサによるイヤピース型デバイスによる食事の認識を行った [9]. 咀嚼などによるあごの動きで, 耳の内壁の変形を近接センサで測定することで, 食事以外に, 安静, 会話, 歩行を 95%以上の精度で認識できる. 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 [5]. このシステムは 66.7%の精度でストレス場面を認識できる. このように, センサの小型化に伴い, センサ装着箇所は身体のみにとどまらず, 顔にまで拡張し, 頬や耳, 鼻から得た情報を用いた状況認識手法が提案されている.

2.2 鼻から得られる情報

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.

2.2.1 呼吸に関する研究

鼻の機能の 1 つに呼吸が挙げられる. 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 [10]. 原田らは, 睡眠中の頭部運動を枕の下の圧力センサシートで取得し, その値から呼吸を認識するシステムを提案した [11]. システムで認識された呼吸から睡眠の健全さが推測可能であり, 睡眠障害の診断にも貢献できることを確認した. 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 [12]. 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.

さらに, 呼気に含まれる成分を分析することで様々な疾患を検知できる. Zhang らは LAPS という半導体デバイスを用いて呼気中に含まれるアセトンを画像化することで, 糖尿病の診断に有効なことを確認した [6]. Costello らは, 酸化亜鉛のフィルムを用いて, 低濃度のアセトン, アセトアルデヒド, エタノール, ペンタンの測定実験を行い, 様々な病気や疾患の呼気分析に応用できることを確かめた [7].

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や疾患の検知ができる.

2.2.2 鼻の生理作用に関する研究

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, 自律神経による密な支配を受けており, 副交感神経が優位のときに起こりやすい [13]. 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. 今野は, 被験者に 6 分間の暗算負荷を行わしたところ, 負荷開始後 6 分で, 交感神経の緊張を表す血清ノルエピネフリン値が 44%増加し, 鼻づまりを表す鼻腔通気抵抗が 26%減少したことから, 緊張により鼻づまりが減少することを確認した [14]. 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ーザル・サイクルが起こる. ネーザル・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 [13]. 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 [15].

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.

3. 提案手法

3.1 提案システム

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

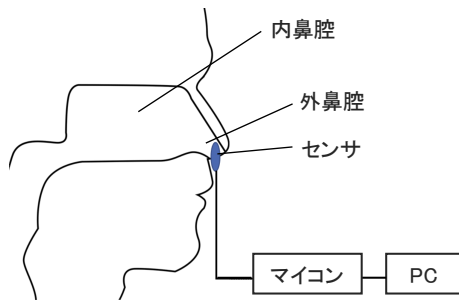


図1 システム構成図

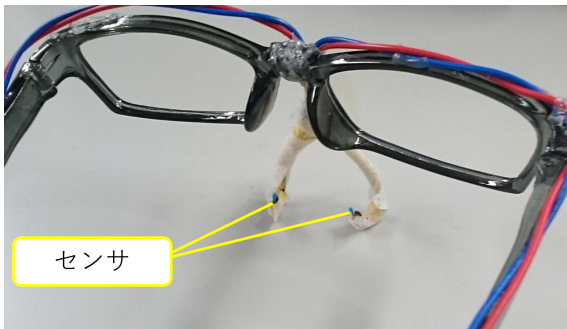


図2 プロトタイプデバイス

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、小型センサを外鼻孔から約2cm鼻腔に挿入して、鼻腔情報を取得する。外鼻孔の半径は約1cmで、センサは1cm以下のものを使用する。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、PCに送信され、PCで解析を行う。

3.2 実装

提案システムに基づいて、システムのプロトタイプデバイスを実装した。プロトタイプデバイスを図2に、装着図を図3に示す。プロトタイプデバイスは、既製品のメガネのフレームから鼻腔まで鼻の外形を沿うように針金を取り付け、そこにセンサと配線を固定している。衛生上の観点から、鼻に触れる部分にはガーゼを貼っている。提案システムは、PC、マイコン、センサから構成され、PCはlenovo社のThinkPad X240s (CPU: Corei7 1.80GHz, メモリ: 8GB), マイコンはArduino社のArduino Unoである。センサはGENIXTEK社のフォトリフレクタTPR-105F, Aosong Guangzhou Electronics社の湿度センサAM2321, 村田製作所の温度センサNXFT15XH103FA2Bの3つを用いた。

3.3 行動認識手法

本研究ではコンテキスト認識のためにセンサデータを利用するが、得られた値をそのまま使うのではなく、挙動を効率的に把握するために特徴量抽出と呼ばれる処理を行う。得られたセンサデータと、時間差分データから5つの特徴

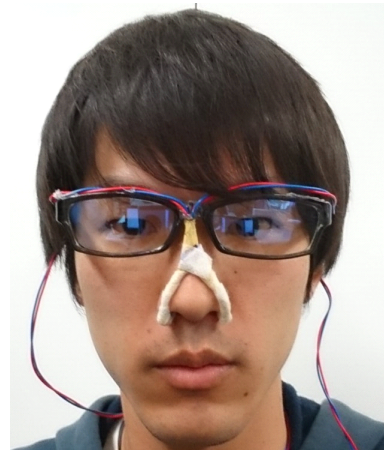


図3 デバイス装着図

量 (センサデータの平均値 μ , 分散値 σ^2 , 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 N) を抽出する。ウィンドウサイズを n サンプル, 得られるセンサデータを $x_i (i = 1, 2, \dots, n)$ とし, 以下にそれぞれの特徴量について説明する。まず, 得られたセンサデータ x_i の平均値 μ と分散値 σ^2 は以下の式のように表される。

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (1)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\mu - x_i)^2 \quad (2)$$

時間差分に関する特徴量について, 時刻 t におけるセンサデータを $x(t)$ とすると時間差分データ $Tsub$ は以下の式のように表される。

$$Tsub(t) = x(t) - x(t-1) \quad (3)$$

センサデータの平均値とセンサデータが交差する回数 N は, ウィンドウ内の平均値とセンサデータが交差する回数で次の条件式が満たされた回数を表す。

$$(\mu - x_i)(\mu - x_{i-1}) < 0 \quad (4)$$

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, 次式に従い正規化し, 2次元の特徴量 $Z(T) = (z_1(T), z_2(T))$ (平均0, 分散1) を得る。ここで, M および S は $X(T) = (x_1(T), x_2(T))$ の各成分の平均および標準偏差である。 T は時刻を表す。

$$Z(T) = \frac{X(T) - M}{S} \quad (5)$$

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, WEKA 上の分類器 Random Forest を用いて交差検証を行った。Random Forest とは, 機械学習における手法の1つである。決定木を弱学習器とする集団学習のアルゴリズムであり, ランダムサンプリングされた学習データの特徴量から多数の決定木を作成する。また, 交差検証と

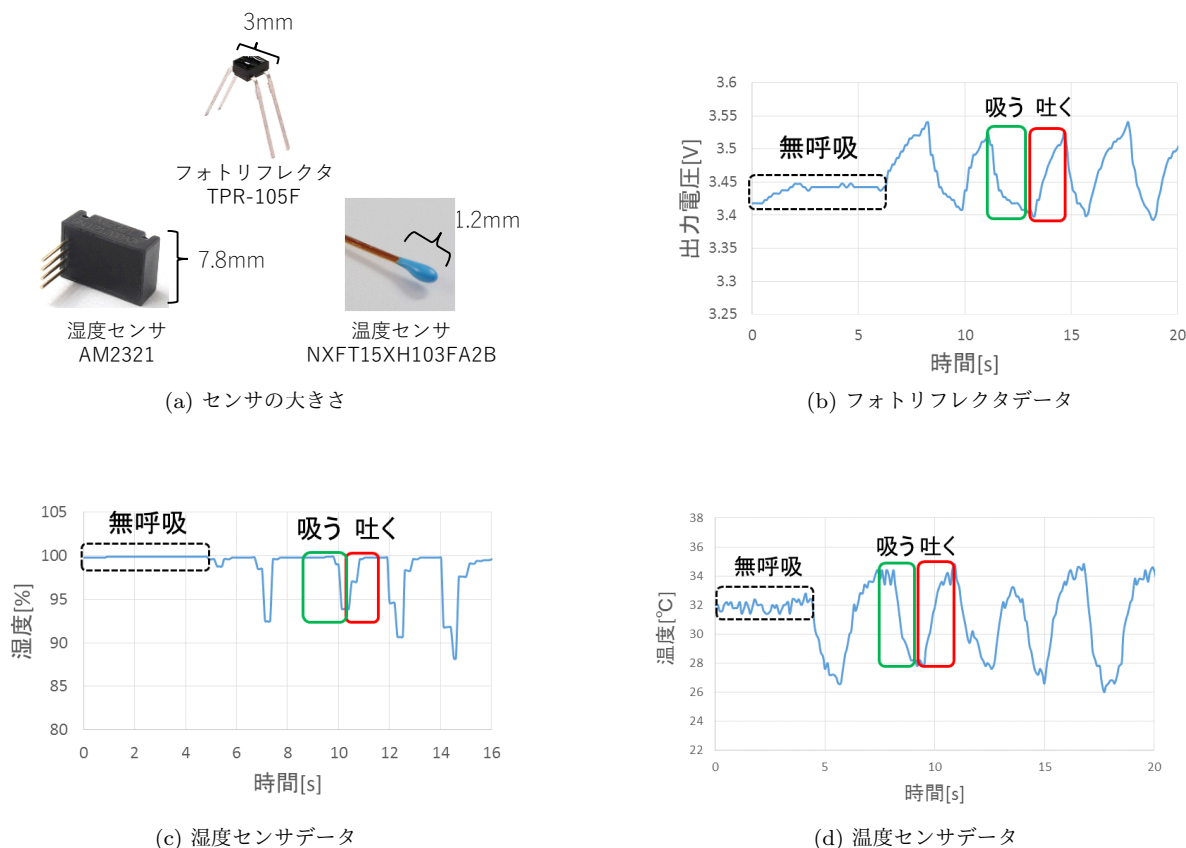


図 4 使用したセンサと呼吸によるセンサデータ

は、統計学において標本データを分割して、その一部をテストデータ、残りを学習データとする検証方法である。今回、交差検証の中の K-分割交差検証 (K-fold cross-validation) を用いた。K-分割交差検証とは、標本群を K 個に分割し、そのうちの 1 つをテストデータ、残りの K-1 個を学習データとし評価を行う。K 個に分割された標本群をそれぞれテストデータとして、K 回交差検証を行い、そうして得られた K 回の結果を平均して 1 つの推定を得る。

3.4 予備実験

鼻腔に挿入したセンサから呼吸情報が得られるか確認するため、予備実験を行った。予備実験では、被験者の鼻腔にセンサを挿入し、センサの導線部を被験者の鼻下にテープで貼り付け、センサを固定し、プロトタイプを用いて測定を行った。被験者は数秒間呼吸を止めた後、数回呼吸を繰り返した。呼吸測定はフォトリフレクタ、湿度センサ、温度センサを 1 つずつ挿入して行った。実験結果を図 4 に示す。

フォトリフレクタを用いた呼吸測定

フォトリフレクタは反射した光の量により出力電圧が変化するものであり、鼻腔の形状の変化を測定できると考え使用した。この実験では、フォトリフレクタは鼻腔壁面との距離の変化を測定している。図 4(b) から、吸気時には出

力電圧が大きくなり、呼気時に出力電圧が小さくなることを確認した。このことから、呼吸時に鼻腔の形状が変化し、フォトリフレクタの値に変化が生じたと考えられ、フォトリフレクタによって呼吸を計測することは可能である。しかし、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。これは口元や鼻下が動くことによって、フォトリフレクタと鼻腔壁面との距離が変化したためと考えられる。

湿度センサを用いた呼吸測定

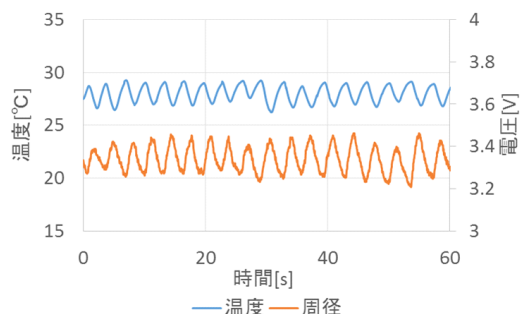
図 4(c) から、呼吸による鼻腔の湿度変化は、吸気時は外気が通過するので湿度が下がり、呼気時には体内で加湿された空気が通過するので湿度が 100% まで上昇することを確認した。しかし、湿度センサは吸気を行ってから湿度が下がり始めるまで遅れが見られたり、深い呼吸をしない場合センサ値が変化しないことが確認された。

温度センサを用いた呼吸測定

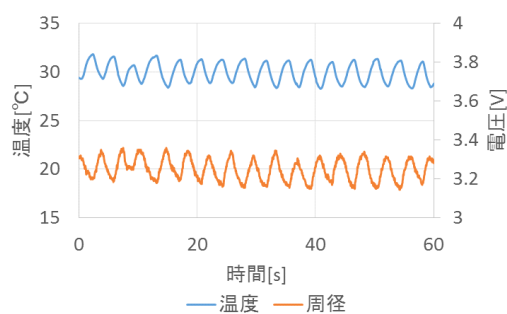
図 4(d) から、呼吸による鼻腔の温度変化は、吸気時には通過する外気によって低下し、呼気時には体温によって温められた空気が通過するので上昇することが確認できた。外気温が高くなるにつれ、呼吸による温度変化が小さくなることが想定されるが、温度センサは予備実験で用いたセンサの中でセンサ部のサイズが最小であり、出力値も安定し、遅延もないため、3 つのセンサの中では呼吸の測定に適している。よって本研究では、温度センサを用いて評価

表 1 状態別の 1 分間の呼吸数と認識率

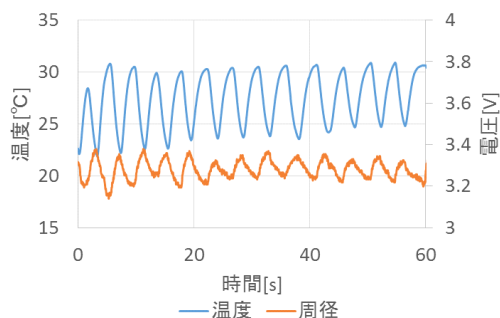
	温度センサによる呼吸数 [回]	正解データ [回]	認識率 [%]
着座	18	17	94
起立	16	16	100
臥位	14	14	100
ジョギング	12	13	92



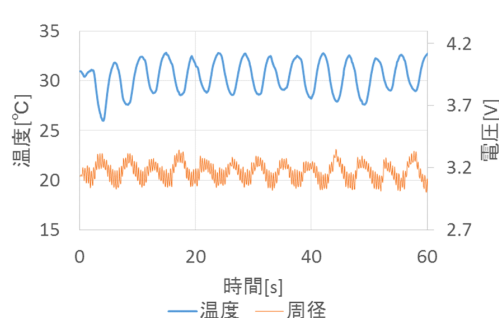
(a) 着座



(b) 起立



(c) 臥位



(d) その場ジョギング

図 5 呼吸の鼻腔温度と腹部の周径の変化

実験を行う。

4. 評価実験

予備実験の結果から、本実験では温度センサを使用し、呼吸と日常動作を認識する実験を行った。

4.1 鼻腔温度測定による呼吸認識の評価実験

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。被験者は左右の鼻腔の通気状態の良い方に温度センサを挿入し、着座、起立、臥位、その場でのジョギングの 4 状態で、それぞれ 1 分間呼吸を行った。データ取得のサンプリング周波数は 20Hz とした。また、正解データ測定のために、被験者は椿らのストレッチセンサから構成されたバンド型呼吸計測デバイス [16] を腹部に装着した。この計測システムは呼吸による腹部の周径変化から呼吸を認識し、その精度は 99% である。呼吸数は呼吸によるセンサデータの波形の立ち上がり数を数える。

吸気時に値が大きくなる周径データに合わせるために、前処理として温度センサデータに -1 をかけ、正負を入れ替えた。被験者は筆者 1 名である。

得られた呼吸数から、以下の式を用いて認識率を求める。なお、正解データの呼吸数を F 、提案手法で得られた呼吸数を X とする。

$$Accuracy = 1 - \frac{|F - X|}{F} \quad (6)$$

実験より得られた呼吸数と認識率を表 1 に、鼻腔温度と周径の変化を図 5 に示す。呼吸数の認識率は全ての状態で 90% を超えている。鼻腔温度は呼気で上がり、吸気で下がるのに対し、周径は呼気で下がり、吸気で上がっているが、波形は似通っている。計 4 状態の認識率を平均すると 97% であり、提案手法を用いた呼吸の認識が可能である。

4.2 日常動作の認識の評価実験

本節では、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評価実験を

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=drink	935	103	255	145	113	191	0.54
2=still	157	367	345	387	101	386	0.21
3=eat	259	211	671	57	144	401	0.38
4=walk	112	250	64	1188	0	129	0.68
5=laugh	179	11	218	0	1290	45	0.74
6=voice	262	260	244	91	45	841	0.48
Precision	0.49	0.31	0.37	0.64	0.76	0.42	0.51

(a) 被験者 A

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=drink	1129	156	219	83	118	38	0.65
2=still	142	904	392	220	50	35	0.52
3=eat	271	248	982	62	138	42	0.56
4=walk	88	250	77	920	161	247	0.53
5=laugh	136	83	141	107	700	576	0.4
6=voice	70	100	47	184	363	979	0.56
Precision	0.61	0.52	0.53	0.58	0.46	0.51	0.54

(b) 被験者 B

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=drink	1098	157	74	145	134	135	0.63
2=still	148	598	298	403	210	86	0.34
3=eat	128	321	458	173	481	182	0.26
4=walk	207	234	197	807	154	144	0.46
5=laugh	189	167	360	196	707	125	0.41
6=voice	125	54	243	106	169	1047	0.60
Precision	0.58	0.39	0.28	0.44	0.38	0.61	0.45

(c) 被験者 C

	1	2	3	4	5	6	Recall
1=drink	3162	416	548	373	365	364	0.60
2=still	447	1869	1035	1010	361	507	0.36
3=eat	658	780	2111	292	763	625	0.40
4=walk	407	734	338	2915	315	520	0.56
5=laugh	504	261	719	303	2697	746	0.52
6=voice	457	414	534	381	577	2867	0.55
Precision	0.56	0.42	0.40	0.55	0.53	0.51	0.50

(d) 被験者全体

図 6 confusion matrix

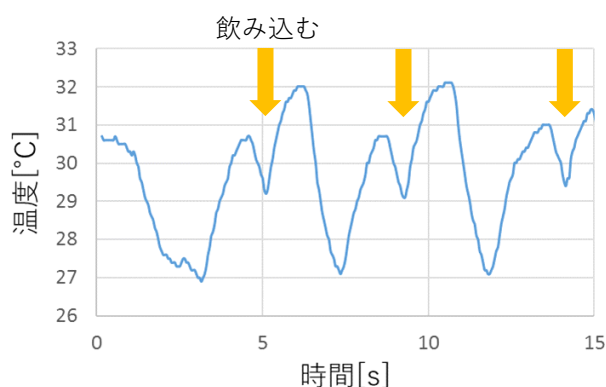


図 7 飲む動作の鼻腔温度変化

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20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。被験者は筆者を含む3名である。

実験結果の認識率を図6の confusion matrix 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6(d)より、3人の被験者の平均の認識率は50%であった。各動作の中で最も認識率が高い動作は「飲む」の60%であり、この動作の鼻腔温度変化を図7に示す。飲む動作では、飲み物を口に含んだ後温度が上がるが、飲み込む際に少し下がるという特徴的な波形が現れており、一連の動作による波形が比較的一定であったことが認識率が高くなった要因と考えられる。最も認識率が低い動作は「安静を保つ」の36%に示すように、図6(a)に示すように、特に被験者Aで低くなっている。これは、実験のストレスや疲れからか、被験者Aは試行を重ねると呼吸数が上がり、この動作の波形が大きく異なったことが考えられる。

図6(a)から図6(c)より、認識率の低い動作は被験者によって一貫性はない。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られる。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られる。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。

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状況認識手法を提案した。フォトリフレクタ、湿度センサ、温度センサを用いたプロトタイプを実装し、呼吸認識を確認

するための予備実験を行った結果、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、鼻腔温度を用いて呼吸と日常動作の認識を評価した。結果、呼吸は着座、起立、臥位、その場ジョギングでの計4状態で平均97%で認識できた。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)の認識の実験では、平均50%の認識率が得られた。

今後の課題として、呼吸の変化から認識できるコンテキストについて調査する。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コンテキストについて調査する。

謝辞 本研究の一部は、JST CREST(JPMJCR16E1)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] H. Watanabe, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Method for Embedding Context to Sound-based Life Log, *Journal of Information Processing*, Vol. 22, No. 4, pp. 651–659 (Oct. 2014).
- [2] 大内一成, 土井美和子: 加速度と音で日々の生活行動を認識する ActivityAnalyzer, 情報処理学会シンポジウム論文集, Vol. 2011, No. 3, pp. 255–258 (Mar. 2011).
- [3] K. Tsubaki, T. Terada, and M. Tsukamoto: An Activity Recognition Method by Measuring Circumference of Body Parts, *Proc. of the 7th Augmented Human Conference 2016 (AH 2016)*, pp. 1–7 (Feb. 2016).
- [4] K. Fukumoto, T. Terada, and M. Tsukamoto: A Smile/Laughter Recognition Mechanism for Smile-based Life Logging, *Proc. of the 4th Augmented Human Conference 2013 (AH 2013)*, pp. 213–220 (Mar. 2013).
- [5] 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).
- [6] Q. Zhang, P. Wang, J. Li, and X. Gao: Diagnosis of Diabetes by Image Detection of Breath Using Gas-sensitive Laps, *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 15, pp. 249–256 (Aug. 2000).
- [7] B. de Lacy Costello, R. Ewen, N. Ratcliffe, and M. Richards: The Characteristics of Novel Low-cost Sensors for Volatile Biomarker Detection, *Journal of Breath Research*, Vol. 2, No. 3, pp. 1–6 (Sep. 2008).
- [8] 小林泰貴, 寺田 努, 塚本昌彦: においに基づくコンテキストウェアシステム, コンピュータソフトウェア(日本ソフトウェア科学会論文誌) インタラクティブソフトウェア特集, Vol. 29, No. 4, pp. 324–334 (Dec. 2012).
- [9] A. Bedri, A. Verlekar, E. Thomaz, V. Avva, and T. Starner: A Wearable System for Detecting Eating Activities with Proximity Sensors in the Outer Ear, *Proc. of the 19th International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2015)*, pp. 91–92 (Sep. 2015).
- [10] 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).
- [11] 原田達也, 坂田晶子, 飯田 豊, 森 武俊, 佐藤知正: 圧力センサ枕による睡眠時呼吸・体動計測システムの実現, 計測自動制御学会論文集, Vol. 37, No. 7, pp. 593–601 (July 2001).
- [12] 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).
- [13] D. Shannahoff-Khalsanal: Lateralized Rhythms of the Central and Autonomic Nervous Systems, *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 11, pp. 225–251 (Dec. 1991).
- [14] 今野昭義: 鼻腔通気度測定法の問題点, 日本鼻科学会会誌, Vol. 29, No. 2, pp. 288–289 (1990).
- [15] 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).
- [16] 椿健太郎, 寺田 努, 塚本昌彦, 石川 朗, 山本暁生, 沖侑大郎, 藤本由香里, 岩田健太郎, 村上茂史, 渡邊 佑, 太田雅史, 別所侑亮: 様々な状況における呼吸数計測手法の比較評価, 情報処理学会 MBL 研究会, Vol. 81, No. 18, pp. 1–8 (Dec. 2016).