

ストレッチセンサを用いた 残呼気量提示機能をもつ歌唱支援システム

松井勇介^{1,a)} 寺田 努^{2,b)} 塚本昌彦^{2,c)}

概要: カラオケには歌唱支援の方法として歌唱力採点機能があり、音程やリズムなどの歌唱情報が使用者に提示される。しかし、歌唱のクオリティには呼吸も大きく関わっており、呼気コントロールが重要である。歌い手自身が歌唱時に息の残量を正しく把握しておくことは難しいため、息の残量をリアルタイムで推定し提示するシステムがあれば呼気コントロール支援ができると考えた。そこで本論文では、歌唱時の呼気コントロール支援のために、歌い手の息の残量を提示する機能をもつ歌唱支援システムを提案する。提案システムでは、ストレッチセンサで取得した身体の周径変化から息の残量を推定し、推定結果と曲のお手本となる呼気コントロール波形を歌唱中のユーザに対してリアルタイムに提示する。評価実験でシステムによる息の残量の推定精度を確認した結果、推定誤差は平均約 510.7 [mL] であった。また、呼気情報の波形提示による歌唱支援効果を確認した結果、お手本の正解値と推定値の誤差がシステム介入前後で 42.4 [mL] 減少していたため、提案システムが呼気コントロール支援に利用できる可能性を確認した。

1. はじめに

カラオケは音楽におけるエンタテインメントとして多くの人に楽しまれており、その利用者数は2000年以降も約4600万人から4800万人と安定して推移している [1]。カラオケの普及に伴い第一興商の通信カラオケ機であるDAM [2] に搭載されているような歌唱力採点機能が高度化していき、利用者の中にはカラオケを趣味・娯楽目的だけでなく歌唱力向上の場として利用する人も多くみられるようになった。カラオケを歌唱練習の場として利用する人々は歌唱力採点機能を用いて、曲の音程やリズムなどが正確にとれているかを把握し、歌唱力向上を目指している。このように従来機器の歌唱採点機能は、曲の音程、リズムの分析などに限られている。

しかし、歌唱のクオリティには呼吸も大きく関わっている。Jiang は、完璧な歌唱には良い声が必要であるが、より必要なのは呼吸の調整だと結論付けており [3]、歌唱において呼気コントロールは重要であるといえる。実際に、ブレスやロングトーンといった呼気コントロール技術は、歌唱のクオリティに影響を与えている。例えば、次のブレスまで速いため多く息を吸う必要があるときに、十分に息を

吸えていないと歌の途中で息が足りなくなることがある。このように、歌唱時に歌い手自身が自分の息の残量を正しく把握することは難しい。この歌い手自身の息の残量波形と曲のお手本となる息の残量波形を歌唱中のユーザに対してリアルタイムで提示するシステムがあれば、呼気コントロールの支援ができるのではないかと考えた。

そこで本論文では、歌唱時の呼気コントロール支援のために、歌い手の息の残量を提示する機能をもつ歌唱支援システムを提案する。提案システムで提示する息の残量について、吐くことが可能な肺内の息の残量を直接的に示す指標がないため、これを残呼気量と定義した。この残呼気量を推定する手法として、胸部運動により生じる胸部と腹部の周径変化に着目した。提案手法では、胸部と腹部の2箇所ストレッチセンサを取り付けた着衣型デバイスから呼吸時の周径変化を計測し、残呼気量を推定する。そして、この着衣型デバイスの残呼気量推定精度を評価した。また、リアルタイムの残呼気量波形と曲のお手本となる残呼気量波形を同時に提示できるアプリケーションを使用して評価実験を行い、提案システムにより歌唱時の呼吸がどの程度お手本と近くなったかを確認した。

以下、2章で関連研究を紹介し、3章で提案システムについて説明する。4章で残呼気量推定精度の評価実験、5章で歌唱を用いた評価実験について述べる。最後に6章で本論文をまとめる。

¹ 神戸大学工学部

² 神戸大学大学院工学研究科

a) matsui-yusuke@stu.kobe-u.ac.jp

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

c) tuka@kobe-u.ac.jp

2. 関連研究

2.1 歌唱分析に関する研究

歌唱分析に関する研究は多く行われており、声や呼吸、筋肉といった様々な情報をもとに歌唱の分析が進められている。Ruinskiy らは、声の審美的品質を低下させる呼吸音を除去または抑制させるために、スピーチ及び歌唱の際に呼吸音を自動検出するアルゴリズムを提案している [5]。この研究では、スピーチや歌唱中の声と呼吸音の音響的特徴の違いから呼吸音を認識して、クオリティ低下につながると思われる呼吸音を除去するといった手法をとっている。しかし、クオリティ低下の要因を呼吸音に絞っており、歌唱部分の呼気コントロールについては考慮されていない。藤野らは、歌唱時の筋電位や呼吸情報を分析した結果、音量と胸部、腹部の周径変化の関係から被験者ごとの歌唱の成熟度の違いを見出している [6]。この研究では、呼吸ピックアップというゴム製で伸縮するバンドを装着し、胸部と腹部の周径変化を利用して呼吸情報を取得している。このように、歌唱時における呼吸情報を分析し、そこから歌唱のクオリティについて違いを見出すことが可能だが、この研究では単に胸部と腹部の周径変化量と歌唱の成熟度を関連付けるにとどまっており、周径変化から呼吸量を測定していない。カラオケシステムのような歌唱力をリアルタイムで視覚化してフィードバックするインタフェースについての研究として、中野らは、Mirusinger という歌唱力トレーニングシステムを構築している [4]。これは既存の楽曲の歌い方に忠実に歌いたいときに、その楽曲のボーカルパートを分析して音程を可視化し、それに合わせてユーザの歌声の音程も表示するというものである。このような歌唱情報をリアルタイムでフィードバックする手法は歌唱力向上の手段として有用であるが、従来のカラオケシステムのように呼吸情報については何も提示されていない。これらの研究から、歌唱時の呼吸が歌唱のクオリティに関係しているにも関わらず、現在呼吸情報を提示して歌唱力の向上を目指す支援システムはない。そこで本研究では、呼吸情報の提示が歌唱のクオリティにとって重要な呼気コントロール支援につながるという想定のもと、呼吸情報の中でも残呼気量の推定を行い、その推移をリアルタイムで提示する手法を用いる。

2.2 映像による呼吸計測システムに関する研究

呼吸計測において、映像から呼吸を分析する手法には、3次元解析がよく用いられている。これは被験者の身体の各部にマーカなどの3次元座標の目印になるものを貼り、それを複数の視点からカメラで撮影し続けることで、3次元座標の変化を測定して解析するものである。加藤らは3次元解析手法を用いて、呼吸時における胸部と腹部の皮膚

挙動特性について調査し、呼吸時には胸部と腹部において皮膚が大きく変位すると述べている [12]。正保らは、3次元動作解析装置を用いて脊柱後彎姿勢による胸郭運動への影響を調査している [7]。また、Jung らは、呼吸筋トレーニング時の体幹回転を含めた4つの姿勢変化について調査しており、3次元動作解析から姿勢変化によって胸郭の動きに影響を与えると結論付けている [8]。

身体への無拘束・無侵襲といった完全非接触型の動画像処理から呼吸をモニタリングするシステムについての研究も多くなされている。中井らは、ビデオカメラで撮影した映像を用いて、睡眠中の被験者の胸部の変化から映像のフレーム間差分を計測し解析する呼吸計測システムを開発している [9]。松本らは、時空間局所最適化法を用いたオプティカルフローに基づく、リアルタイム呼吸数・体動計測システムを開発している [10]。また、佐藤らは、2カメラFG呼吸モニタリングシステムを用いて呼吸数を計測している [11]。これらの研究では胸部部の変化から呼吸や体動を計測し状態や行動を推定しているが、対象は就寝時のみである。いずれも非接触型の設置型システムでありユーザへの負担は少ないが、大きな装置やそれを配置する空間を必要とするために、日常生活で簡易に使用するには不向きである。本論文で提案する残呼気量推定システムは、歌唱時での利用を想定しているため、大がかりな機器を必要とする映像分析ではなく着衣型デバイスを用いて残呼気量の推定を行う。

2.3 ウェアラブルデバイスによる呼吸計測システムに関する研究

ウェアラブルデバイスを用いた呼吸計測システムに関する研究も数多く行われており、そのような呼吸認識には胸郭運動による胸部と腹部の周径変化を利用するケースが多い。小池らは独自で開発したBREATHという呼吸計測機器を身体に装着することで、胸郭拡張差と最大吸気量の相関関係を結論付けている [13]。この実験では被験者は安静座位の条件下で呼吸を行っている。しかし、本研究では歌唱時の姿勢は安静立位を想定しているため、この研究の胸郭拡張差と最大吸気量との回帰式は本研究の残呼気量推定には使用できない。立位での姿勢変化による呼吸量の変化を調べた研究として、野添らは、胸部と腹部に水銀ストレインゲージを装着し、立位での体幹前傾姿勢による胸部と腹部の周径変化や肺気量位への影響を評価している [14]。しかし、水銀は人体にとって有毒なものであり、その使用には十分な配慮が必要であるため、簡易に使用できない。Guoらは、シャツの胸部と腹部の2箇所にストレッチセンサを縫い付けた着衣型デバイスを用いて呼吸モニタリングシステムを開発している [15]。この研究では、胸部と腹部の周径変化を計測することで呼吸を認識することに成功しており、このような着衣型デバイスは、ユーザの行動を制限し

ない呼吸計測システムとして有用である。しかし、従来の着衣型の呼吸計測デバイスでは換気量や肺活量については調査されていない。本研究では、胸部と腹部の2箇所にストレッチセンサを配置した着衣型デバイスを用いて、センサ値と残呼気量との関係を調査し、そこから残呼気量推定を行うというアプローチをとる。

3. 提案システム

本章では提案システムについて述べる。提案システムでは、ストレッチセンサで取得した身体の周径変化から残呼気量を推定し、推定結果とお手本の残呼気量波形を歌唱中のユーザに対してリアルタイムに提示する。

3.1 想定環境

本研究では歌唱力向上を目的とした歌唱において、ユーザに呼吸情報を提示することで歌唱のクオリティにとって重要な呼気コントロール支援につながるシステムを設計する。そこで、以下の要件を満たす必要があると考えた。

- 歌唱時にユーザの行動を制限しない。
- 他者と比較可能な呼吸情報を推定できる。
- リアルタイムとお手本の残呼気量波形提示機能をもつ。

歌唱時にユーザの行動を制限しないようなシステムであるために、呼吸計測システムは大がかりな機器などを必要とする映像分析ではなく着衣型デバイスを用いる。また、他者と比較可能な呼吸情報には、呼吸時の胸部と腹部の周径変化には個人差があると思われるため、絶対量として残呼気量を推定する必要がある。リアルタイムの推定結果とお手本の残呼気量波形を提示する機能をもつ理由は、呼気コントロール支援のアプローチとして、従来のカラオケシステムの音程提示機能のようにリアルタイムの自身の情報とお手本の情報を見比べることが歌唱支援として有用であると考えられるためである。

3.2 システム構成

提案システムの構成を図1に示す。提案デバイスは、伸縮により抵抗値が変化する導電ゴムのストレッチセンサ (Images scientific instruments 社製)[16] を胸部と腹部の2箇所に配置した着衣型デバイスである。胸部と腹部のストレッチセンサは伸縮性のあるアンダーシャツに直接縫い付けている。この製品の特性として、伸びるとセンサ値が小さくなり、縮むとセンサ値が大きくなる。システムでは、ストレッチセンサの値をArduinoNano[17]で受け取り、シリアル通信でPCへ送り、Processing[18]で実装したアプリケーションで残呼気量推定を行う。アプリケーション上

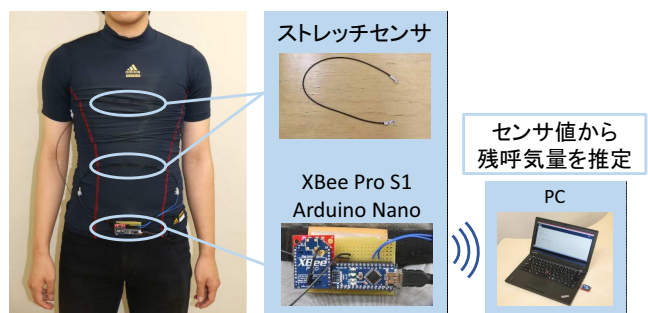


図1 システム構成

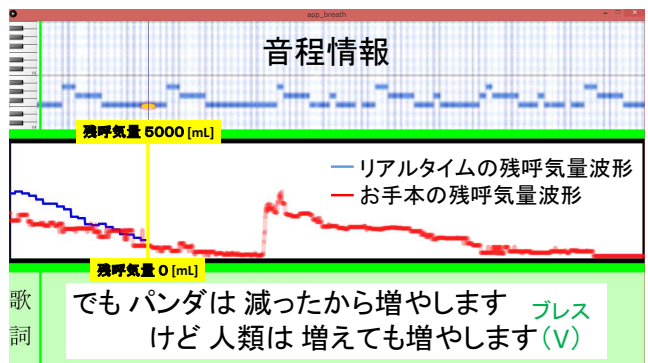


図2 アプリケーション画面



図3 学習データの収集環境

では図2のようにユーザの残呼気量と曲のお手本となる残呼気量波形をリアルタイムで表示し、従来のカラオケの歌唱力採点機能にある曲の音程と歌詞表示も実装した。

3.3 残呼気量推定手法

残呼気量の推定は、k近傍法で行う。特徴量には、PCへと送られてくる胸と腹の2つのセンサの瞬時値を用いる。この特徴量と肺活量測定器[19]から取得した残呼気量を100[mL]ずつ対応付けたものを学習データに用いる。図3に学習データの収集環境を示す。

学習データ収集時には、デバイスを装着した状態で肺活量測定器のゴム管の吹き口を口にくわえ、息を吸ったり吐いたりする。この際、ドラム式の肺活量測定器が回転する

ことにより変動する目盛りをビデオカメラで撮影しておく。ドラム式の肺活量測定器では最大 7000 [mL] まで測定可能で、目盛りは 20 [mL] 刻みである。呼吸について、歌唱時に行う呼吸は深くしっかりとしているべきだと述べられている [3]。提案システムは歌唱時の呼吸コントロール支援を目的としているため、ある程度呼吸の状態が一定で大きく換気する深呼吸を基本と考え、学習データには深呼吸を用いる。また、歌唱を行う姿勢は立位を想定しているため、呼吸を行う姿勢は安静立位を保つようにする。

k 近傍法では学習データとテストデータそれぞれの特徴量のユークリッド距離を計算し、特徴量がテストデータと最も近い k 個の学習データを算出する。その k 個の学習データの特徴量に対応付けられた残呼気量の平均値をテストデータの残呼気量推定値とする。具体的には次式に示すように胸と腹のセンサ値の組の学習データの特徴量とし、テストデータ $Z = \{(x_z, y_z)\}$ とのユークリッド距離 d をすべての学習データについて計算し、最も距離が小さい k 個の学習データを抽出する。

$$d_n = \sqrt{(x_z - x_n)^2 + (y_z - y_n)^2}$$

テストデータ Z の推定残呼気量 $B_{predict}$ は抽出された k 個の学習データに割り当てられた残呼気量 $\{B_1, B_2, \dots, B_k\}$ の平均値、

$$B_{predict} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k B_i$$

とする。

4. 残呼気量推定精度評価

本章では、提案システムを用いて深呼吸時における残呼気量推定精度を評価するために行った評価実験について述べる。3.2 節で述べた学習データに用いる深呼吸と同様の深呼吸をした際のセンサ値を比較し、残呼気量推定精度の評価を行った。

4.1 評価方法

推定精度の評価には、提案手法により推定した推定残呼気量と肺活量測定器から取得した正解残呼気量の差の絶対値による平均推定誤差を用いた。推定手法である k 近傍法の k=1, 3, 9 の場合において、それぞれ残呼気量を推定し精度を評価した。推定精度の評価には交差検証を用いた。交差検証とは、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して解析自身の妥当性を検証する手法である。本論文では、交差検証の中でも leave-one-out 交差検証を用いて残呼気推定精度を評価した。leave-one-out 交差検証では、標本群から 1 試行分のデータを抜き出してテストデータとし、残りを学習データとして評価を行う。これを全試行が 1 回ずつテストデータとなるように検証を繰り返し、その平均を評価結果

として得る。今回は被験者ごとに 10 回の深呼吸を計測し、そのうちの 1 回分をテストデータ、残りの 9 回を学習データとして交差検証を行った。

呼吸の切り替えにおいては呼気から吸気と吸気から呼気の 2 つがある。4.2 節では、呼気から吸気のデータを含む息を最大まで吸った状態からの呼吸で、4.3 節では、吸気から呼気を行ったデータを含む息を吐き切った状態からの呼吸でそれぞれ残呼気量の推定精度を評価した。

4.2 息を最大まで吸った状態からの呼吸の評価

4.2.1 実験内容

提案システムを用いて呼吸 10 回分の学習データを測定し、推定精度を検証する。被験者は 20 代の成人男性 8 名 A から H である。被験者の BMI、肺活量を表 1 に示す。なお、肺活量は呼吸 10 回分の学習データの中で最も大きい残呼気量とする。測定時は姿勢変化に伴う胸部と腹部の周径変化の影響を考慮し安静立位を保つ。息を最大まで吸った状態、すなわち残呼気量が最大の状態から息を吐き切り、最大まで息を吸う、という呼吸を肺活量測定器を用いて行う。これを呼吸 1 回分とする。この呼吸を 10 回、途中でデバイスの着脱をせずに行う。ただし、10 回の呼吸は不連続なものであり、1 回分の呼吸を測定するごとに呼吸を整える。

4.2.2 実験結果

表 2 に実験で採取した各被験者の呼吸 10 回分の標本データに含まれている特徴量の最大値と最小値を各部位について示す。また k 近傍法の k=1, 3, 9 の場合において、10 回分の呼吸を用いた leave-one-out 交差検証による各被験者の残呼気量推定精度を表 3 に示し、図 4 から図 11 に被験者について最も推定誤差が小さかったときの leave-one-out 交差検証結果を残呼気量とセンサ値の推移として示す。ただし、実際には残呼気量推定は 100 [mL] ごとに行っているが、推定誤差をわかりやすく見せるため、推定値とセンサ値はグラフ上では線で表している。交差検証による残呼気量推定精度の評価結果について、全ての被験者で k 近傍法の k=9 の場合に最も平均推定誤差が小さくなり、全被験者の平均残呼気推定誤差は約 510.7 [mL] であった。被験者ごとにみると、被験者 A は 304.5 [mL]、被験者 B は 767.0 [mL]、被験者 C は 576.9 [mL]、被験者 D は 409.6 [mL]、被験者 E は 337.6 [mL]、被験者 F は 661.1 [mL]、被験者 G は 475.2 [mL]、被験者 H は 553.9 [mL] であった。

4.2.3 考察

交差検証の結果、平均推定誤差は k=1, 3, 9 のいずれも被験者 A が一番小さいという結果になった。次いで、小さかったのが被験者 D, E となった。学習データに用いた特徴量のセンサ値を見比べると、被験者 A や D は他の被験者と比べて胸部のセンサ値の変化量は同じくらいだが、腹部のセンサ値の変化量が大きい。今回は腹部のセンサ値の

表 1 被験者情報

被験者	A	B	C	D	E	F	G	H
BMI	23.6	19.0	18.9	19.7	21.0	18.9	18.3	19.4
肺活量 [mL]	4400	4300	4500	4900	3900	4700	3400	4100

表 2 各被験者の特徴量の各部位の最大, 最小値

被験者	A		B		C		D		E		F		G		H	
	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部	胸部	腹部
最大値	605	656	661	704	636	700	657	702	650	702	646	702	668	705	661	702
最小値	558	599	613	685	594	677	606	654	610	668	608	692	622	693	613	691

表 3 各被験者の交差検証結果

被験者	平均推定誤差 [mL]		
	k=1	k=3	k=9
	A	378.3	339.6
B	943.1	822.6	767.0
C	719.9	642.8	576.9
D	476.8	447.0	409.6
E	425.9	370.8	337.6
F	897.5	732.5	661.1
G	648.3	530.2	475.2
H	669.1	576.0	553.9

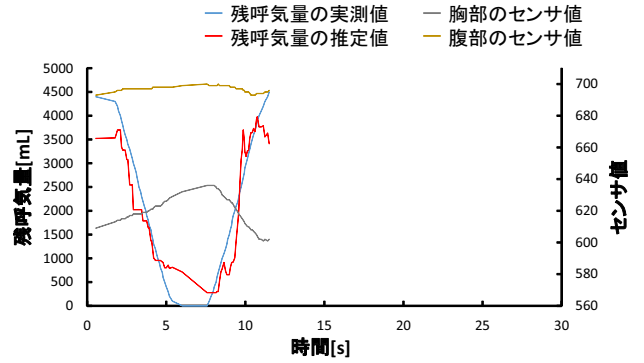


図 6 被験者 C の残呼気量とセンサ値の推移

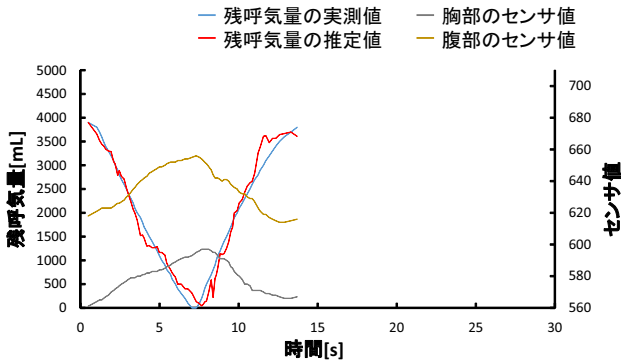


図 4 被験者 A の残呼気量とセンサ値の推移

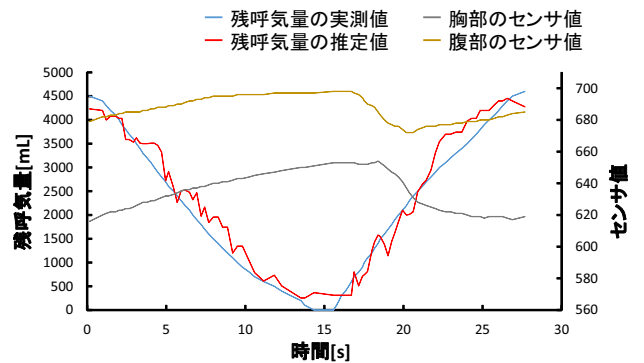


図 7 被験者 D の残呼気量とセンサ値の推移

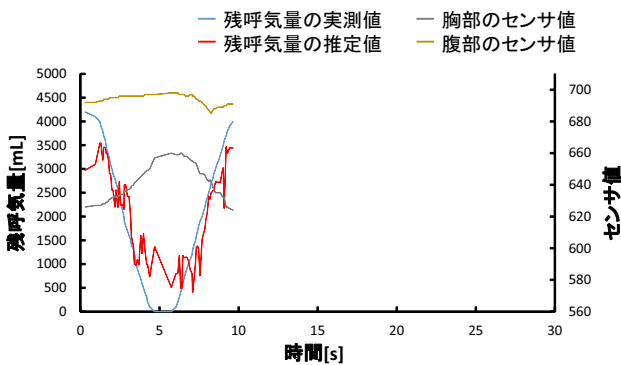


図 5 被験者 B の残呼気量とセンサ値の推移

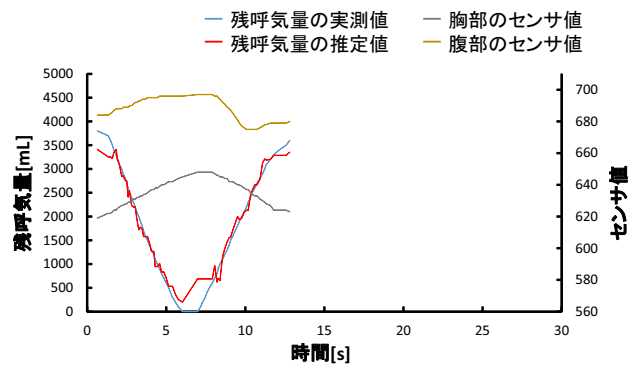


図 8 被験者 E の残呼気量とセンサ値の推移

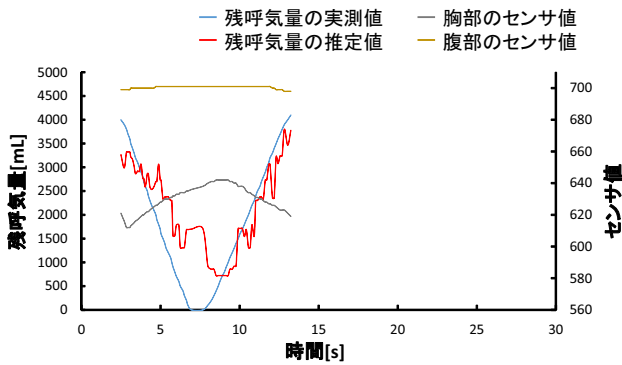


図 9 被験者 F の残呼気量とセンサ値の推移

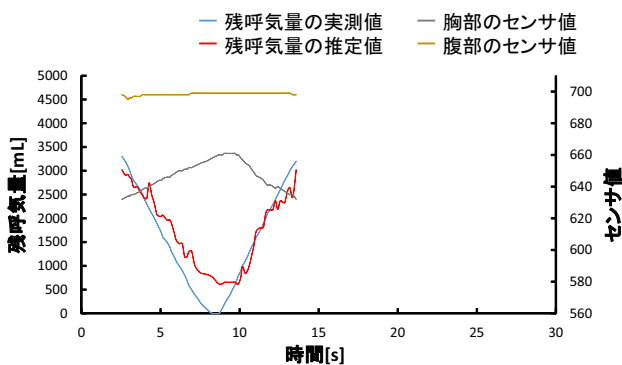


図 10 被験者 G の残呼気量とセンサ値の推移

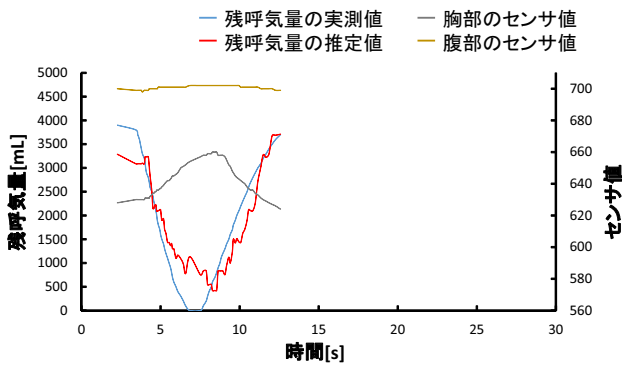


図 11 被験者 H の残呼気量とセンサ値の推移

変化量大きい被験者は BMI が高かった。つまり、BMI が高い人ほど腹部の周径変化が大きくなりセンサ値の変化量も大きくなるため、推定精度が高くなると考えられる。

以上をまとめると、提案システムによる残呼気量推定精度を確認するため評価実験を行った結果、残呼気推定誤差が全被験者で平均約 510.7 [mL] となった。また、被験者間ごとで比較すると推定誤差は最小 304.5 [mL]、最大 767.0 [mL] と被験者間で差があり、特徴量に用いた腹部のセンサ値の変化量大きい被験者ほど推定精度が高くなった。

4.3 息を吐き切った状態からの呼吸の評価

4.3.1 実験内容

提案システムを用いて呼吸 10 回分の学習データを測定し、推定精度を検証する。被験者は 1 名で、4.2.1 項の被験者 A である。測定時は姿勢変化に伴う胸部と腹部の周径変化の影響を考慮し安静立位を保つ。息を吐き切った状態、すなわち残呼気量 0 [mL] の状態から、息を最大まで吸い、息を吐き切る、という呼吸を肺活量計を用いて行う。これを呼吸 1 回分とし、10 回の呼吸をデバイスの着脱なしに行う。またこの実験では 1 回呼吸をするごとに息を整えて 10 回の呼吸を不連続に行ったものに加え、10 回分の呼吸を連続で行ったものについても交差検証を行う。

4.3.2 実験結果

k 近傍法の $k=1, 3, 9$ において、息を吐き切った状態から始めた不連続な 10 回分の呼吸と連続した 10 回分の呼吸における残呼気量推定精度の結果を表 4 に示す。また、図 12 と図 13 に最も推定誤差が小さかったときの leave-one-out 交差検証結果を残呼気量とセンサ値の推移として示す。ただし、実際には残呼気量推定は 100 [mL] ごとに行っているが、推定誤差をわかりやすく見せるため推定値とセンサ値はグラフ上では線で表している。

4.3.3 考察

息を吐き切った状態からの呼吸の学習データの収集では、肺活量計にあらかじめ 5000 [mL] 程度空気を貯めておきそれを吸うことから始めるため、4.2 節の実験のように新鮮な空気を吸えず推定精度が低くなると予想していた。しかし、表 3 での被験者 A の交差検証結果と表 4 での不連続な呼吸の交差検証結果を比較すると、推定精度が大きく異なることはなかった。よって、呼吸の切り替えによる残呼気量推定精度への影響は小さいと考えられる。また推定精度は、不連続呼吸よりも連続呼吸のほうが低いという結果になった。これは呼吸筋機能と持久性体力の関わりに関係があり、解良らは呼吸筋機能と持久性体力との関係について調査している [20]。この研究から、肺活量計の流量負荷により呼吸筋に疲労が蓄積されることが連続呼吸での推定精度を下げた原因だと考えられる。金子らは、安静時と吸気抵抗時の呼吸努力感、胸腹部呼吸運動 (左右の上部胸郭と下部胸郭、腹部)、呼吸数、呼吸パターンを三次元動作分析装置により測定した結果、吸気抵抗増大に伴い胸部呼吸運動、胸式呼吸の優位性は有意に増大したと結論付けている [21] ことから、本実験において連続呼吸では、10 呼吸の学習データそれぞれに差が生じ、交差検証の推定精度が低くなったと考えられる。

4.4 まとめ

4 章での考察をまとめると、胸と腹のセンサ値には個人差があるためリアルタイムの自身の呼吸情報とお手本の呼吸情報を比較するためには、残呼気量推定が必要だと考え

表 4 不連続な呼吸と連続した呼吸の交差検証結果

呼吸の連続性	平均推定誤差 [mL]		
	k=1	k=3	k=9
不連続	382.0	332.6	297.9
連続	358.1	329.1	341.6

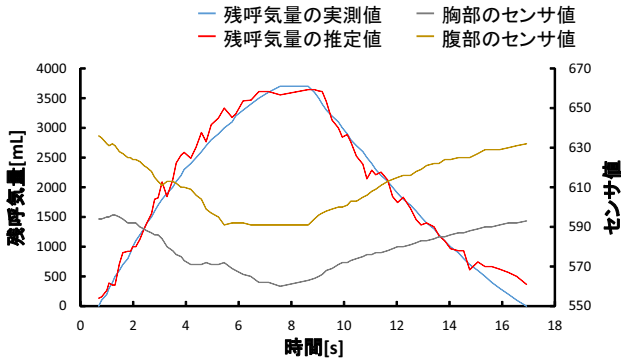


図 12 息を吐き切った状態からの残呼気量の推移 (不連続な呼吸)

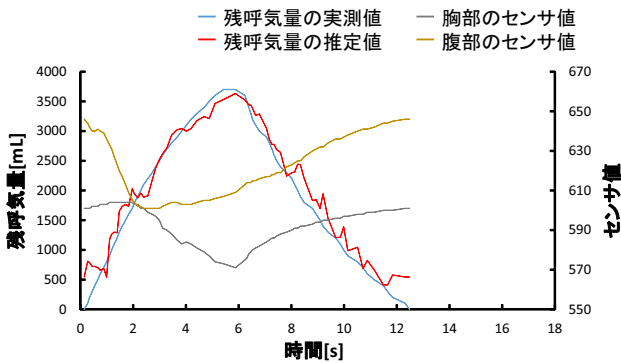


図 13 息を吐き切った状態からの残呼気量の推移 (連続した呼吸)

られる。残呼気量推定については、残呼気量が呼気時では減少し吸気時では増大していて、呼吸の切り替えによる残呼気量推定精度への影響は小さいと考えられた。このことから提案システムはブレスの波形が検出できると思われる、本実験の推定精度で歌唱時にも利用できると思われるため、以降に述べる歌唱時の評価実験を行う。

5. 歌唱を用いた評価実験

本章では、提案システムを用いて歌唱時の残呼気量波形がアプリケーションに提示されるお手本の残呼気量波形にどの程度近くなったかを調査した評価実験について述べる。

5.1 実験内容

評価実験で使用するお手本の残呼気量波形のデータは、ボーカルトレーニング経験がある筆者自身のものとする。また、使用する曲はブレスを行うのが難しい曲であると思われる「おしゃかしゃま (RADWIMPS)」を用い、実験では曲の一番のみを歌唱する。被験者は、カラオケでこの曲の歌唱経験がある 4.2 節の被験者 D である。実験手順を以

下に示す。

ステップ 1 実験で使用する曲の歌詞 (ブレス位置付き) を見ながら、曲を聞く

ステップ 2 音程と歌詞 (ブレス位置付き) の情報が提示されている画面を見ながら、3 回歌唱を行う

ステップ 3 ステップ 2 で提示されている情報に加えて呼吸情報 (リアルタイムの残呼気量波形と曲のお手本となる残呼気量波形) が提示されている画面を見ながら、3 回歌唱を行う

5.2 実験結果

図 14 にステップ 2 での呼吸情報を提示していない歌唱時の残呼気量の推移を、図 15 にステップ 3 での提案システムによる呼吸情報を提示している歌唱時の残呼気量の推移を示す。また、使用曲の一番には間奏部分があり、歌唱部分の前半と後半をそれぞれ①、②としている。

5.3 考察

ステップ 2 とステップ 3 の提案システムの介入前後について考察する。まず、歌唱時の息を吸う量について、図 14、図 15 での①を比較すると、ブレス位置で息を吸う量が増えていた。また、残呼気量の推移について比較する。システムによる提示ありとなしの各 1, 2, 3 回目でのお手本の残呼気量波形の正解値とリアルタイムの残呼気量波形の推定値の差の絶対値をとり平均した推定誤差は、曲の前半部分をみると図 14 の①で約 494.2 [mL], 467.6 [mL], 426.6 [mL] であり、図 15 の①では約 435.6 [mL], 668.5 [mL], 325.9 [mL] であった。各 1, 3 回目を比較すると推定誤差は、システムによる提示がない場合に 1 回目より 3 回目の方が 67.3 [mL], 提示がある場合に 109.7 [mL] 小さくなっていた。これらより、お手本の正解値と推定値の誤差がシステム介入前後で 42.4 [mL] 減少しているため、提案システムは呼吸コントロール支援に利用できる可能性があると考えられる。図 15 の 2 回目で推定誤差が大きくなった理由として、提案システムの推定精度が低くユーザがブレス位置を間違えた可能性があり、今後は推定精度を改善していく必要がある。

また、曲のサビにあたる②後半部分で特に残呼気量推定がうまくいかなかった。歌唱時の被験者の様子では明らかにブレス位置でブレスを行っていたにもかかわらず、残呼気量の波形ではブレスを行っていないような波形になっている。原因として、提案システムは残呼気量推定において深呼吸時の学習データを使用しているため、歌唱時の速いブレスでは推定精度が低くなったことが考えられる。今後は、そのような速い呼吸にも対応できるような残呼気量推定手法を提案システムに組み込む必要がある。

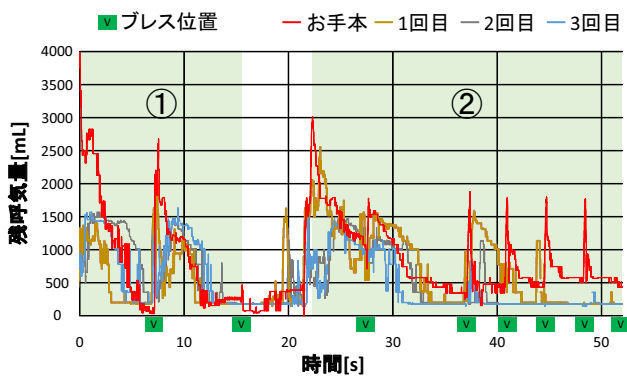


図 14 ステップ 2 での残呼気量の推移

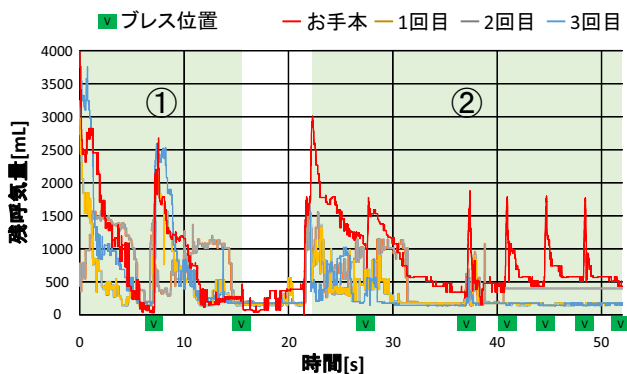


図 15 ステップ 3 での残呼気量の推移

6. まとめ

本論文では、胸部と腹部の2箇所ストレッチセンサを備えた着衣型ウェアラブルデバイスを用いて、呼吸時の身体周径変化から残呼気量を推定し、推定残呼気量の波形と曲のお手本となる残呼気量波形を歌唱中のユーザーに対してリアルタイムに提示するシステムを提案した。提案システムによる残呼気量推定精度を確認するため評価実験を行った結果、残呼気推定誤差が全被験者で平均約 510.7 [mL] となった。また、被験者間ごとで比較すると推定誤差は最小 304.5 [mL]、最大 767.0 [mL] と被験者間で差があり、特徴量に用いた腹部のセンサ値の変化量が大きい被験者ほど推定精度が高くなった。提案システムでは、吸気から呼気を行った学習データと呼気から吸気を行った学習データの推定精度に大きな違いはみられなかった。また、不連続な呼吸よりも連続した呼吸のほうが推定精度が低くなった。これは呼吸筋の疲労による影響であると考えられる。システムの提示により歌唱時の呼吸がどの程度お手本と近くなったかを確認した結果、お手本の正解値と推定値の誤差がシステム介入前後で 42.4 [mL] 減少していたことから、提案システムが呼気コントロール支援に利用できる可能性を確認した。また、歌唱時の速いプレスでは推定精度が低くなったと考えられたため、今後は、そのような速

い呼吸にも対応できるような残呼気量推定手法を提案システムに組み込む必要がある。

謝辞

本成果の一部は、国立研究開発法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) の委託業務の結果得られたものです。

参考文献

- [1] 全国カラオケ事業者協会: カラオケ参加人口とカラオケボックスルーム数の推移, カラオケ白書 2016, <http://www.karaoke.or.jp/05hakusyo/p1.php>.
- [2] 第一興商: DAM(Daichikosh Amusement Multimedia), <https://www.clubdam.com/damlineup/index.html>.
- [3] S. Jiang: Discussion on the Correct Method of Using Breath in Singing, *ICCESE Proceedings of the 2nd International Conference on Culture, Education and Economic Development of Modern Society*, Vol. 205, pp. 697-699 (Mar. 2018).
- [4] 中野倫靖, 後藤真孝, 齋藤 毅, 藤原弘将: 歌声情報処理: 歌声を対象とした音楽情報処理, 情報処理学会研究報告, Vol. 2010-MUS-86, No. 4, pp. 1-9 (July 2010).
- [5] D. Ruinskiy and Y. Lavner: An Effective Algorithm for Automatic Detection and Exact Demarcation of Breath Sounds in Speech and Song Signals, *IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing*, Vol. 15, No. 3, pp. 838-850 (Mar. 2007).
- [6] 藤野剛志, 伊藤一典, 池田 操, 久保直子, 米沢義道, 橋本昌巳: 筋電位と呼吸情報を用いた歌唱の分析と評価の基礎研究, *音楽情報科学*, Vol. 47, No. 2, pp. 7-12 (Oct. 2002).
- [7] 正保 哲, 山本澄子: 脊柱後彎姿勢が呼吸時の胸壁運動に及ぼす影響, *理学療法学*, Vol. 26, No. 6, pp. 753-757 (July 2011).
- [8] J. H. Jung and N. S. Kim: Changes in Training Posture Induce Changes in the Chest Wall Movement and Respiratory Muscle Activation During Respiratory Muscle Training, *Journal of Exercise Rehabilitation*, Vol. 14, No. 5, pp. 771-777 (Sep. 2018).
- [9] 中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 馨, 新盛英世, 石原 謙: 動画処理による呼吸モニタリングシステム, 情報処理学会研究報告コンピュータビジョンとイメージメディア (CVIM), Vol.1998-CVIM-114, No. 3, pp. 89-96 (Jan. 1999).
- [10] 松本佳昭, 中島一樹, 田村俊世, 田中恭治, 田中正吾: 動画処理を用いた非接触呼吸・体動モニタリング, システム制御情報学会論文誌, Vol. 14, No. 4, pp. 173-179 (Apr. 2001).
- [11] 佐藤 勲, 青木義満, 中島真人: 2カメラ FG 呼吸モニタリングシステムの開発, *画像電子学会誌*, Vol. 38, No. 4, pp. 385-394 (July 2009).
- [12] 加藤太郎, 福井 勉: 呼吸運動時の胸部と腹部の皮膚挙動特性, *理学療法科学*, Vol. 28, No. 2, pp. 279-283 (Apr. 2013).
- [13] 小池友和, 藤谷順子, 西垣有希子, 安藤 武, 關口相和子, 山下祥平, 川村和也, 藤江正克: 胸郭可動域と深呼吸時の換気量との関連について, *理学療法 - 臨床・研究・教育*, Vol. 24, No. 1, pp. 36-39 (Apr. 2017).
- [14] 野添匡史, 間瀬教史, 杉浦みどり, 岡前暁生, 山本健太, 立柴智恵, 眞淵 敏, 傳 秋光: 体幹前傾姿勢が肺気量位と呼吸運動に与える影響, *理学療法学*, Vol. 34, No. 6, pp. 254-259 (Oct. 2007).
- [15] L. Guo, W. Qureshi, J. Peterson, L. Berglin, A. K.

- Mehrjerdi, and M. Skrifvars: Knitted Wearable Stretch Sensor for Breathing Monitoring Application, *Ambience*, Vol. 9 (Jan. 2011).
- [16] Images scientific instruments: Flexible Stretch Sensors, <https://www.imagesco.com/sensors/stretch-sensor.html>.
- [17] Arduino: Arduino Nano, <https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardNano>.
- [18] Processing.org: <https://processing.org/>.
- [19] 福井度量器: TTM オールステンレス肺活量計 “団体用 KBS”, <http://www.fukuidoryoki.net/shopdetail/053000000003/053/0/page1/order/>.
- [20] 解良武士, 古泉一久: 呼吸筋トレーニングによる持久性能力の向上の可能性, *理学療法学*, Vol. 24, No. 5, pp. 767–775 (Apr. 2009).
- [21] 金子秀雄, 岡本龍児, 鈴木あかり: 健常者における胸腹部呼吸運動と呼吸努力感の関連, *理学療法学*, Vol. 30, No. 2, pp. 323–327 (Dec. 2015).