

柔軟膜ひずみセンサを用いた 嚥下障害リハビリテーションのための喉頭挙上の検出

Laryngeal Elevation Measurement for Dysphagia Rehabilitation by Stretchable Strain Sensors

勝野 友基 ^{*1}	中本 裕之 ^{*1}	山本 暁生 ^{*2}	梅原 健 ^{*2,*3}
Yuki KATSUNO	Hiroyuki NAKAMOTO	Akio YAMAMOTO	Ken UMEHARA
別所 侑亮	小林 太 ^{*1}	寺田 努 ^{*4}	石川 朗 ^{*2}
Yusuke BESSHO	Futoshi KOBAYASHI	Tsutomu TERADA	Akira ISHIKAWA

Abstract

The Mendelsohn maneuver is one of dysphagia rehabilitation methods and is a swallowing maneuver which voluntarily prolongs laryngeal elevation. In general, the recognition of the laryngeal elevation is difficult for patients. They often need a long-time training to obtain the maneuver. However, showing onset and offset times of laryngeal elevation can promote effective rehabilitation. We propose a measurement device of the laryngeal elevation based on the change of the circumference of the neck. In this study, we develop a neckband-shaped device composed of stretchable strain sensors. The laryngeal elevation changes the neck circumference. The device partially measures the neck circumference. Two methods detect the onset and offset times of the laryngeal elevation. One determines the times from the difference of the time-series circumference of the neck. The other method determines the times from both the difference and a pattern matching. In experiments, 21 healthy subjects conducted 4-second laryngeal elevation in the Mendelsohn maneuver. Simultaneously, a speech-language-hearing therapist determined the times of the laryngeal elevation by palpating the subjects. The method of only the difference correctly detected the onset times. However, the offset times had over 1-second errors in some cases. The other method detected both the onset and offset times with short-time errors. We confirmed that the proposed device and the method with the difference and pattern matching have a potential for a biofeedback rehabilitation device.

Keywords: Biological measurement; Stretchable strain sensor; Laryngeal movement; Dysphagia rehabilitation

1. はじめに

肺炎は日本において死因の第3位にある重大な疾病である¹⁾。また、肺炎の死亡者のうち65歳以上の高齢者が95%以上を占めており、高齢者の肺炎のおよそ80%が誤嚥性肺炎と言われている^{1),2)}。誤嚥性肺炎は、嚥下機能の低下により食べ物や唾液などを飲み込む際、食道ではなく気管に入ること、肺に細菌が繁殖して炎症を起こすことで生じる。年齢とともに嚥下機能は低下するため、社会の高齢化に伴い誤嚥性肺炎は今後増加すると予測される。このようなことから誤嚥性肺炎予防のため、嚥下機能を維持及び改善する嚥下障害リハビリテーションの重要性が高まっている。

嚥下障害リハビリテーションのひとつにメンデルソン手技（以下「手技」とする）がある。手技は嚥下時

に働く筋肉の協調性の強化により、舌骨と喉頭の挙上量の拡大、挙上維持時間の延長、咽頭収縮力の増加を目的としている。方法としては舌骨と喉頭の挙上と、咽頭収縮がピークに達した時点で嚥下を一時停止し、一定時間挙上を維持した後、力を抜いて嚥下前の状態に戻すものである³⁾。手技により嚥下機能が改善したとの報告もある^{3),4)}。一方、手技の欠点として教示が困難である点が挙げられる。一般に喉仏が最も上がった状態を喉頭周囲の筋肉に力を入れて保つように口頭で指示をする。しかし口頭での指示では、喉頭周囲の筋肉に力を入れて挙上を保つ感覚がつかめず、手技が実践出来ない場合がある。そこで手技の取得を容易にするため、喉頭挙上に関係する生理学的な状態を視覚や聴覚として感知できる形に変換し、対象者へ提示するバイオフィードバックが併用されることがあ

^{*1} 神戸大学大学院システム情報学研究科 ^{*2} 神戸大学大学院保健学研究科

^{*3} 独立行政法人国立病院機構三重中央医療センターリハビリテーション科 ^{*4} 神戸大学大学院工学研究科

る³⁾。これにより意識的に挙上状態を保つことが容易となり、手技の習得を促進できる。現在提案されているバイオフィードバックデバイスとして、表面筋電図や反射型フォトセンサがある^{5),6)}。表面筋電図は嚥下時に働く舌骨上筋群の活動を検出するものであり、有効性が認められている。一方、事前の皮膚処理が必要であり対象者単独での使用には適していない。反射型フォトセンサは皮膚面形状をリアルタイムで計測し、喉頭挙上を体表面から観測することが可能である。一方、機器が大きく対象者の動作を制限する可能性がある。そのため臨床現場において手技のバイオフィードバックは十分に普及していない。このことから薄型、軽量で簡単に装着、使用可能なバイオフィードバックデバイスが必要とされている。

そこで我々は、新しいバイオフィードバックデバイスとして、静電容量変化を利用した柔軟膜ひずみセンサ⁷⁾に着目した。このセンサは薄型、柔軟、軽量であり、任意の曲面に装着することが可能である。喉頭の体表面にセンサを装着することで、頸部の周径の変化から喉頭挙上の検出が期待できる。本研究では、手技のバイオフィードバックのため、柔軟膜ひずみセンサを用いた喉頭挙上の検出システムを提案し、その有効性を検証する。肺炎は日本において死因の第3位にある重大な疾病である¹⁾。また、肺炎の死亡者のうち65歳以上の高齢者が95%以上を占めており、高齢者の肺炎のおよそ80%が誤嚥性肺炎と言われている^{1),2)}。誤嚥性肺炎は、嚥下機能の低下により食べ物や唾液などを飲み込む際、食道ではなく気管に入ること、肺に細菌が繁殖して炎症を起こすことで生じる。年齢とともに嚥下機能は低下するため、社会の高齢化に伴い誤嚥性肺炎は今後増加すると予測される。このようなことから誤嚥性肺炎予防のため、嚥下機能を維持及び改善する嚥下障害リハビリテーションの重要性が高まっている。

嚥下障害リハビリテーションのひとつにメンデルソン手技（以下「手技」とする）がある。手技は嚥下時に働く筋肉の協調性の強化により、舌骨と喉頭の挙上量の拡大、挙上維持時間の延長、咽頭収縮力の増加を目的としている。方法としては舌骨と喉頭の挙上と、咽頭収縮がピークに達した時点で嚥下を一時停止し、一定時間挙上を維持した後、力を抜いて嚥下前の状態に戻すものである³⁾。手技により嚥下機能が改善したとの報告もある^{3),4)}。一方、手技の欠点として教示が困難である点が挙げられる。一般に喉仏が最も上がった状態を喉頭周囲の筋肉に力を入れて保つように口頭で指示をする。しかし口頭のみでは、喉頭周囲の筋肉に力を入れて挙上を保つ感覚がつかめず、手技が実践出来ない場合がある。そこで手技の取得を容易にするため、喉頭挙上に関する生理学的な状態を視覚や聴覚として感知できる形に変換し、対象者へ提示するバイオフィードバックが併用されることがあ

る³⁾。これにより意識的に挙上状態を保つことが容易となり、手技の習得を促進できる。現在提案されているバイオフィードバックデバイスとして、表面筋電図や反射型フォトセンサがある^{5),6)}。表面筋電図は嚥下時に働く舌骨上筋群の活動を検出するものであり、有効性が認められている。一方、事前の皮膚処理が必要であり対象者単独での使用には適していない。反射型フォトセンサは皮膚面形状をリアルタイムで計測し、喉頭挙上を体表面から観測することが可能である。一方、機器が大きく対象者の動作を制限する可能性がある。そのため臨床現場において手技のバイオフィードバックは十分に普及していない。このことから薄型、軽量で簡単に装着、使用可能なバイオフィードバックデバイスが必要とされている。

そこで我々は、新しいバイオフィードバックデバイスとして、静電容量変化を利用した柔軟膜ひずみセンサ⁷⁾に着目した。このセンサは薄型、柔軟、軽量であり、任意の曲面に装着することが可能である。喉頭の体表面にセンサを装着することで、頸部の周径の変化から喉頭挙上の検出が期待できる。本研究では、手技のバイオフィードバックのため、柔軟膜ひずみセンサを用いた喉頭挙上の検出システムを提案し、その有効性を検証する。

2. センサと計測システム

嚥下の際、Fig.1のように喉頭挙上により頸部の皮膚表面は変化する。嚥下が開始すると食塊を咽頭に送り込むために舌が上顎に向かって押し上がり甲状軟骨または喉頭が挙上する。この挙上に伴い喉頭隆起部の初期位置の周径は短くなり、最大挙上位では周径は長くなる。ピークを過ぎると次第に甲状軟骨または喉頭は降下していく。嚥下の終了時には喉頭隆起部は初期位置に戻り周径も元の長さとなる。本研究では柔軟膜ひずみセンサを用いて、この頸部の周径変化を部分的に計測可能なデバイスを製作した。

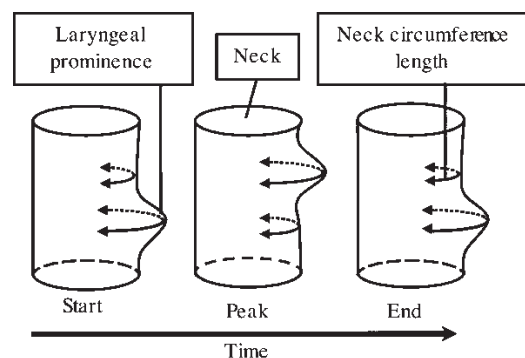


Fig.1 Change of neck circumference during swallowing

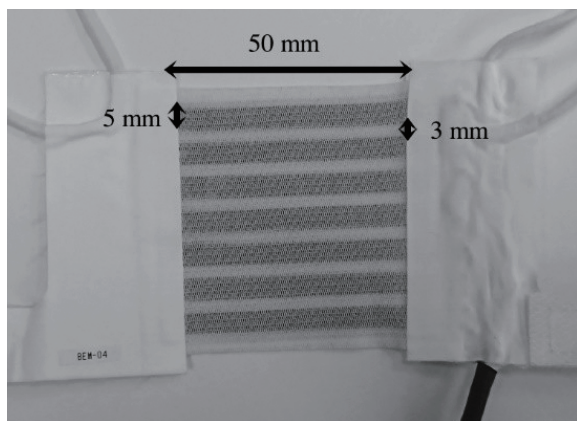


Fig.2 Measuring device for laryngeal elevation

柔軟膜ひずみセンサは伸縮可能な2枚の電極がエラストマシートを挟む構造をもつ⁷⁾。この構造は平行平板のコンデンサを構成する。センサの伸縮に合わせて電極とエラストマも伸縮する。伸縮方向が1方向の場合、センサの静電容量は伸縮量に依存するため、静電容量を計測することで伸縮の変化を捉えることができる。さらにセンサは外側の両面にシールド層を有しており、この層が皮膚とセンサ間の距離の変化や水滴の付着による静電容量への影響を除去する。

柔軟膜ひずみセンサを7枚用いて構成したデバイスをFig.2に示す。1枚の柔軟膜ひずみセンサの計測部の寸法は縦×横が5×50mmである。このセンサを3mm間隔で7枚配置した。嚥下時の喉頭挙上量は約33.4mmと報告されている⁸⁾。上から5番目のセンサの位置に喉頭隆起部が接触するようデバイスを頸部に装着した場合、最大35mmの喉頭挙上を捉えることができる。デバイスの質量は約33gである。計測システムとしては、デバイスからCapacitance/Voltage converterと16bit A/D converter (PowerLab 16/35, ADInstruments, NWZ)を介した上で、計測ソフト (LabChart ver 8)により7枚の柔軟膜ひずみセンサを同時に計測する。

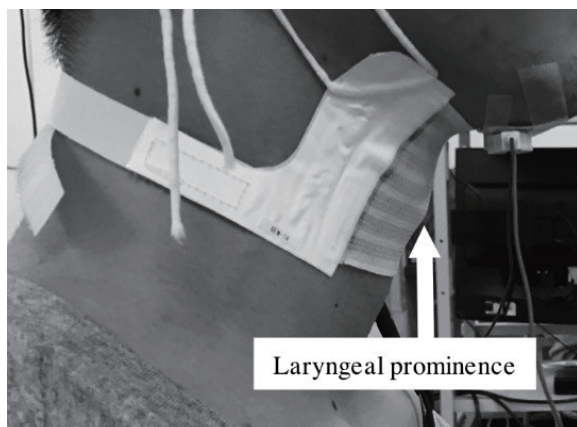


Fig.3 Mounting position of measuring device

3. 喉頭挙上の検出方法

3.1 デバイスから得られる時系列データ

Fig.3のように上から5番目のセンサに喉頭隆起部が位置するようデバイスを装着する。このとき上から1番目から4番目のセンサでは、喉頭挙上によりセンサが伸長するためFig.4のようなデータが得られる。また上から5番目から7番目のセンサでは、喉頭挙上によりセンサが収縮するためFig.5のようなデータとなることを期待できる。本研究では、このようなデータから喉頭挙上検出を行う。

手技のバイオフィードバックでは、喉頭挙上をリアルタイムで検出できる必要がある。また本研究では喉頭挙上の開始点と終了点を検出し、開始点と終了点の区間を挙上維持時間として算出する。このとき、計測時の体動に伴いデバイスの位置がずれることによりベースラインが変化する場合があり、この変化に対応できる検出方法が求められる。そこで本研究では、喉頭挙上の開始点と終了点を1階差分により検出する方法と、開始点を1階差分を用いて検出し、終了点をパターンマッチングから検出する方法を提案する。

3.2 1階差分

デバイスから得られる時系列データの1階差分を取り、閾値によって喉頭挙上の開始点と終了点を検出する。デバイスから得られる時系列データの1階差分を

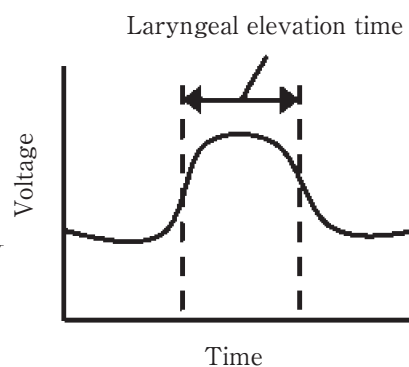


Fig.4 Time-series data of upper sensor

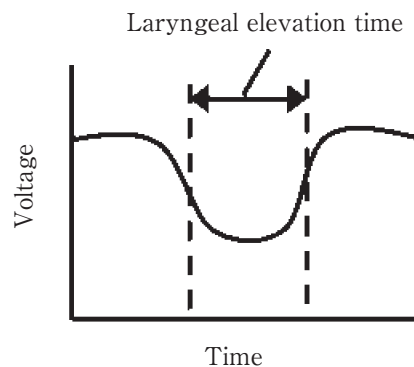


Fig.5 Time-series data of lower sensor

取ると、上から1番目から4番目のセンサでは正→負の値が得られる。また、上から5番目から7番目のセンサでは負→正の値が得られる。このような関係から、喉頭挙上の開始点の検出では正負ともに閾値を設定する。また、終了点の検出では開始点の検出で用いた閾値とは逆方向の閾値を用いる。挙上維持時間が極端に短くならないようにするため、喉頭挙上の開始点の検出と終了点の検出の間に閾値判定を行わない期間を設けた。この際、閾値判定を行わない期間として先行研究⁹⁾を参考に1.5秒間とした。この喉頭挙上検出方法のアルゴリズムを以下に示す。

Step.1 時刻*t*で取得した時系列データ*v[t]*で1階差分を計算し、差分データ*dv_t=v[t]-v[t-1]*を計算する。

Step.2へ進む。

Step.2 差分データ列を単純移動平均により平滑化する。計測開始から1秒まで**Step.1,2**を繰り返し、計測開始から1秒のとき**Step.3**へ進む。計測開始から1秒以降で喉頭挙上の開始点未検出なら**Step.4**へ、検出済みなら**Step.5**へ進む。

Step.3 計測開始から1秒までの差分データ列の平均値*x*と最大値と最小値の差*d*を計算し、閾値を*x±1.5d*と設定する。**Step.1**へ戻る。

Step.4 差分データ列で正負2つの閾値による判定を7枚それぞれのセンサで行う。7枚中2枚のセンサで判定された時刻を喉頭挙上の開始点とする。**Step.1**へ戻る。

Step.5 喉頭挙上の開始点から1.5秒未満なら**Step.1**へ戻る。喉頭挙上の開始点から1.5秒以降について、開始点の判定で用いた閾値とは逆方向の閾値による判定を7枚それぞれのセンサで行う。7枚中2枚のセンサで判定された時刻を喉頭挙上の終了点とする。終了点を検出されるまで、**Step.1**～**5**を繰り返す。

3.3 1階差分とDTW

デバイスから取得する時系列データの1階差分を取り、閾値によって喉頭挙上の開始点を検出する。終了点についてはパターンマッチングを用いて検出する。手技における挙上維持時間は試行によって変動する。そのため、デバイスから取得する時系列データの長さによらず、喉頭挙上を検出できる必要がある。そこで本研究ではパターンマッチングとして、時間方向の伸縮を許容し、長さの異なるデータ間でも用いることができるDynamic Time Warping (DTW)¹⁰⁾を利用する。

DTWとは、時系列の長さを整合し対応するデータ点を求めて比較するアルゴリズムであり、音声認識などに用いられる¹¹⁾。長さが*I*である時系列データを*A* = {*a*₁, ..., *a*_{*I*}}、長さが*J*である時系列データを*B* = {*b*₁, ..., *b*_{*J*}}とした際、本研究で用いたDTWの計算は以下ようになる^{10), 12)}。

(1) 初期条件を設定。

$$g(0, 0)=0, \quad g(i, 0)=g(0, j)=\infty \quad (1)$$

(2) 以下の漸化式を計算。

$$d(i, j)=\|a_i-b_j\| \quad (2)$$

$$g(i, j)=\min \begin{cases} g(i, j-1)+d(i, j) \\ g(i-1, j)+d(i, j) \\ g(i-1, j-1)+2d(i, j) \end{cases} \quad (3)$$

この計算を行っていく過程で、各データ間の最小パスを求めるための各点の最適なマッチング(対応付け)が得られる。(3) *D(A, B)=g(I, J)*が*A, B*のDTW距離となる。このDTW距離が小さいほどデータ間の類似度が高いことを表す。

喉頭挙上の終了点の検出について、デバイスから取得する時系列データに現れる喉頭挙上を反映したパターンのテンプレートを用意する。デバイスから取得する時系列データの各時刻において、それまでに得られた時系列データとテンプレート間とのDTW距離を算出する。この際、時系列データ内に喉頭挙上を反映したパターンが出現する時刻で算出されるDTW距離は小さくなる。そこでDTW距離について閾値を設定し、閾値を下回る時刻で得られるマッチングから喉頭

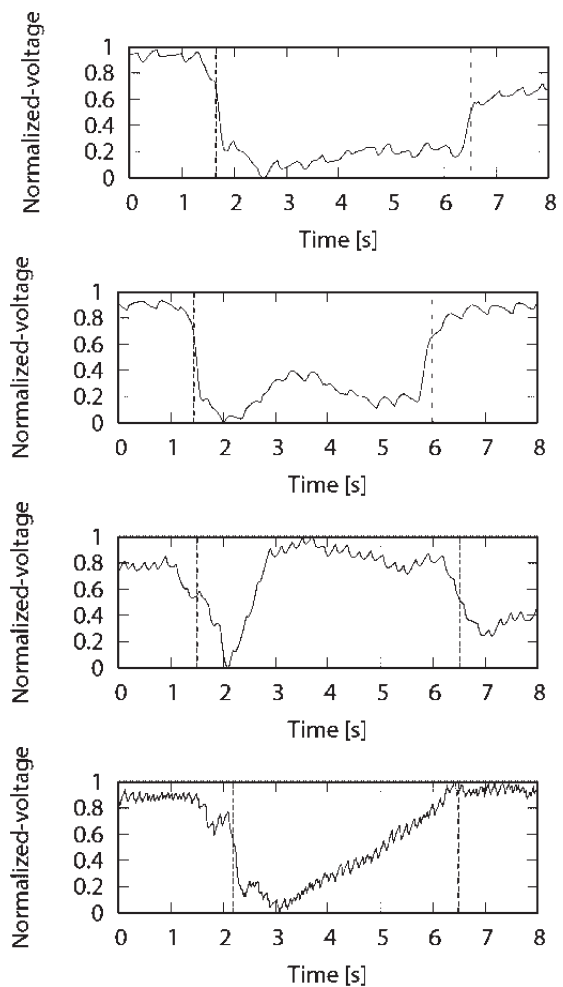


Fig.6 Typical time-series data in mendelsohn maneuver

挙上の終了点を検出する。

この喉頭挙上検出方法のアルゴリズムを以下に示す。DTW距離については、データ間の長さの差による影響を無くすため式(4)のように長さで割って正規化を行う。また、閾値の設定方法において、4.1に示した実験で取得したデータを対象に、Fig.6に示したデータをテンプレートとして、閾値を0.01ずつ変更させながら挙上検出を行った。その中で、喉頭挙上の終了点を検出可能な事例について、STの判定による終了点との誤差が最も小さい閾値を採用した。

$$\text{Normalized } D(A,B) = \frac{g(I,J)}{I+J} \quad (4)$$

Step.1 時刻 t で取得した時系列データ $v[t]$ で1階差分を計算し、差分データ $dv[t] = v[t] - v[t-1]$ を計算する。**Step.2**へ進む。

Step.2 差分データ列を単純移動平均により平滑化する。計測開始から1秒までStep.1,2を繰り返し、計測開始から1秒のときStep.3へ進む。計測開始から1秒以降で喉頭挙上の開始点未検出ならStep.4へ、検出済みならStep.5へ進む。

Step.3 計測開始から1秒までの差分データ列の平均値 x と最大値と最小値の差 d を計算し、閾値を $x \pm 1.5d$ と設定する。Step.1へ戻る。

Step.4 差分データ列で正負2つの閾値による判定を7枚それぞれのセンサで行う。7枚中2枚のセンサで判定された時刻を喉頭挙上の開始点とする。Step.1へ戻る。

Step.5 上から5番目のセンサに対し、時刻 t までに取得したデータ $V = \{v[0], v[1], \dots, v[t]\}$ と用意したテンプレートデータ間でDTWを行う。DTW距離が閾値0.05を下回った時刻で得られるマッチングから喉頭挙上の終了点を検出する。終了点が検出されるまで、Step.1~5を繰り返す。

4. 実験

4.1 方法

本実験の目的は、メンデルソン手技時における喉頭挙上の開始点及び終了点の検出とその時間精度の評価である。そのため、本実験の被験者は十分に喉頭を挙上でき、メンデルソン手技を実施可能な若年健常成人21名（男性：9名、女性：12名、平均年齢：26.1 ± 6.0歳）とした。実験の方法として、被験者の姿勢は安静座位とし。前頸部にデバイスを装着した状態で4秒間の手技を行うものとした。計測と同時に、言語聴覚士（Speech-Language-Hearing Therapist: ST）による触診を行い、喉頭挙上の開始点と終了点をスイッチにより記録することで挙上維持時間を測定した。センサとスイッチのサンプリング周波数は1.0 kHzとして同期計測を行ったが、喉頭挙上の検出の際にはダウン

サンプリングによりサンプリング周波数を100 Hzとした。また、データ間での振幅の差による影響を無くすため最大値を1、最小値を0に正規化を行った。手技の実施には水3 mlを計測前に口腔に含み、測定開始から2秒後に嚥下を行い喉頭挙上を開始し、挙上がピークの位置で4秒間保持した後降下するよう指示した。本実験は、神戸大学大学院システム情報学研究所の人を直接の対象とする研究の倫理委員会の承認を得て行った（受付番号：29-01）。

4.2 実験結果

21名の被験者に対して、いくつかの被験者では複数回実験を行ったところ、デバイスから取得した時系列データ内に喉頭挙上を反映したパターンを確認した。また、主に4つのパターンがあり、その典型例をFig.6に示す。破線は言語聴覚士による触診での喉頭挙上の開始点と終了点を表す。喉頭隆起部上となる上から5番目のセンサについて、(a)はバスタブ型、(b)はW字型、(c)は短いV字型、(d)は長いV字型となっている。目視で分類したところ、(a)と(b)、(c)、(d)がそれぞれ15名、2名、2名、2名であり、多くの被験者がバスタブ型であった。

4.3 喉頭挙上の検出結果

4.3.1 1階差分

被験者21名について、それぞれ1事例を対象にして3.2で述べた検出方法を適用した。結果として、21事例全てに対して喉頭挙上の開始点及び終了点が検出された。その中で、挙上維持時間について言語聴覚士による判定との誤差が1秒未満であった事例は11事例であった。喉頭挙上の開始点、終了点、挙上維持時間における言語聴覚士の触診による判定との絶対誤差平均（Mean absolute error: MAE）と標準偏差（Standard deviation: SD）をTable 1に示す。Table 1から分かるように、開始点の検出は精度良くできていたが、終了点の検出で大きな誤差が生じる事例があった。ここで、挙上維持時間について言語聴覚士による

Table 1 Results of laryngeal elevation detection using difference of time-series data

	Onset [s]	Offset [s]	Time [s]
MAE	0.15	1.47	1.45
SD	0.12	1.63	1.54

Table 2 Number of detectable subject using difference of time-series data

Pattern	Number of subject	Number of detectable subject
Bathtub shape	15	10
W shape	2	1
Short V shape	2	0
Long V shape	2	0

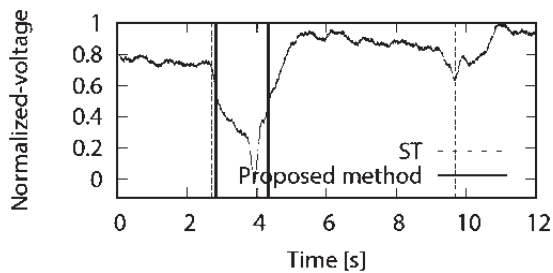


Fig.7 Time-series data of 5th sensor in a detection failure

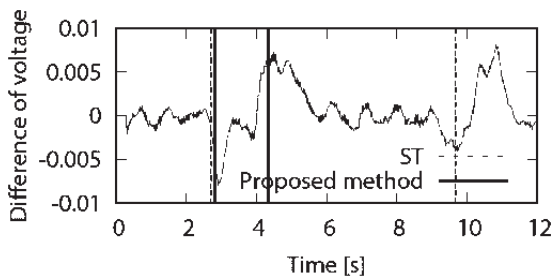


Fig.8 Difference of 5th sensor in a detection failure

判定との誤差が1秒未満となり、精度良く検出可能であったパターンごとの事例数をTable 2に示す。終了点の検出で誤差が生じた事例として、Fig.6における(b)、(c)のように挙上維持時間内に変化がある場合や、(d)のように終了点付近で急激な変化が生じていない場合、誤検出となった。また、(a)の場合でもバスタブの底が安定していない場合に誤検出となった。終了点の検出で誤差が生じた事例の1つについて、上から5番目のセンサ出力をFig.7、1階差分をFig.8に示す。この事例は短いV字型であり、挙上維持時間内に変化がある。そのため1階差分を計算すると、挙上維持時間内の変化の時刻で値が大きくなっていることが確認できる。

4.3.2 1階差分とDTW

Fig.6の典型例をテンプレートとして使用し、3.3で述べた検出方法を適用した。解析対象は4.3.1で解析対象とした21事例から、テンプレートで使用したデータを除く20事例である。最も多い事例であるバスタブ型の事例におけるDTW距離の遷移をFig.9に示す。1階差分により喉頭挙上の開始点を検出した後DTW距離の計算を始める。そして挙上の維持に伴ってバスタブ型テンプレートとのDTW距離が小さくなっていることが分かる。このDTW距離が閾値を下回る時点で終了点を検出し、その結果をFig.10に示す。この図から、言語聴覚士の触診と同様に喉頭挙上を検出できたことが確認できる。

一方で、終了点の検出においてDTW距離の閾値を下回らない事例があり、その事例は7事例であった。このような事例におけるDTW距離の遷移をFig.11に示す。こちらも1階差分により喉頭挙上の開始点を検出した後DTW距離の計算を始める。しかし、挙上の維持に伴って長いV字型テンプレートとのDTW距離

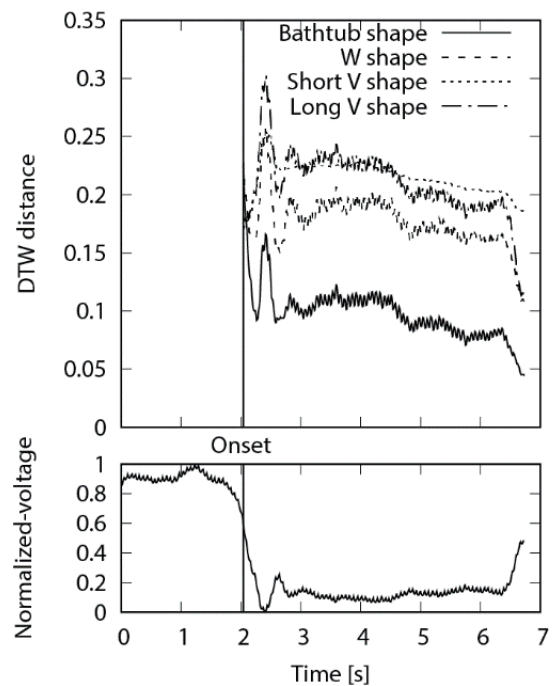


Fig.9 Transition of DTW distance in detectable case

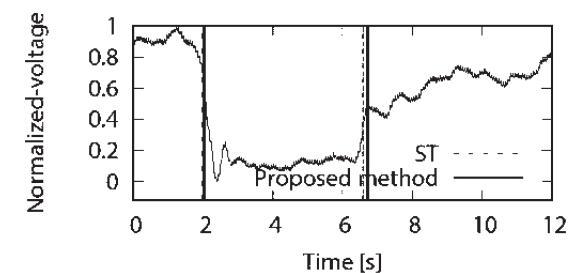


Fig.10 Example of laryngeal elevation detection using difference of time-series data and DTW

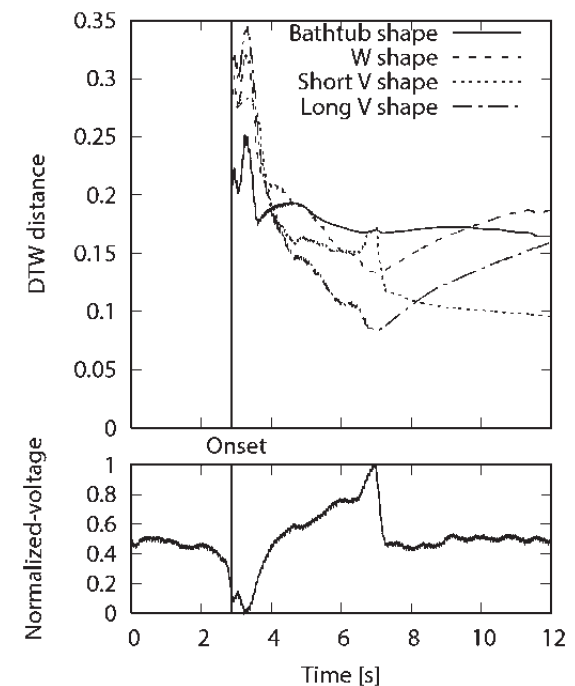


Fig.11 Transition of DTW distance in undetectable case

が小さくなるものの、閾値を下回らず終了点の検出ができなかった。

また、終了点の検出が可能であった13事例について、喉頭挙上の開始点、終了点、挙上維持時間における言語聴覚士の触診による判定との絶対誤差平均と標準偏差をTable 3に示す。このように、終了点の検出が可能であった13事例では挙上維持時間について言語聴覚士による判定との誤差は1秒未満であった。

次に、解析対象とした20事例のうち、検出が可能であったパターンごとの事例数をTable 4に示す。このように、長いV字型でも検出ができ、バスタブ型以外のパターンでも検出可能な場合があった。

Table 3 Results of laryngeal elevation detection using difference of time-series data and DTW

	Onset [s]	Offset [s]	Time [s]
MAE	0.15	0.17	0.24
SD	0.13	0.29	0.25

Table 4 Number of detectable subject using difference of time-series data and DTW

Pattern	Number of subject	Number of detectable subject
Bathtub shape	15	11
W shape	2	1
Short V shape	1	0
Long V shape	2	1

4.4 考察

Fig.6のようにデバイスから取得した時系列データ内に喉頭挙上を反映した複数の異なるパターンを確認した。多くの事例がバスタブ型であったため、手技時の典型的なパターンはバスタブ型であると考えられる。そこでバスタブ型以外のパターンが出現する原因について以下のように考察する。まず、W字型は挙上を保持する力が一時的に弱くなることで喉頭隆起部がわずかに降下した後、力を強めて挙上時の高さまで喉頭を再挙上させたと考えられる。次に、長いV字型では最大喉頭挙上位での保持ができておらず徐々に喉頭隆起部が降下していたと考えられる。また、短いV字型については、喉頭隆起部より下に位置する輪状軟骨や甲状腺による影響が考えられる。これらによる突起が嚙下時に挙上することによって、ピーク時にセンサが伸長し、短いV字型になったと考えられる。

次に、検出方法の有効性について考察する。1階差分を用いた方法では、バスタブ型の事例で喉頭挙上の開始点と終了点を検出可能であった。しかし、バスタブ型以外の事例では喉頭挙上の終了点について誤検出が多く発生していた。一方、1階差分とDTWを併用した場合、バスタブ型以外の事例でも喉頭挙上の開始点と終了点を検出可能な場合があった。また、終了点の未検出はあったものの、検出可能な場合の精度は高

くなっていた。実験で確認したいずれのパターンにも対応できる可能性をもち、検出した場合に挙上時間の誤差が小さいことから、手技のためのバイオフィードバックには1階差分とDTWを併用した検出方法が有効であると考えられる。

次に、検出精度について考察する。1階差分とDTWを併用した場合、バスタブ型の多くの事例に対してFig.9、10のように終了点が検出可能であった。一方で、バスタブ型以外の事例ではFig.11のように終了点が検出不可能な場合もあった。この原因としてテンプレート設計の問題が考えられる。本研究では喉頭挙上を反映したパターンを4つと決め、それらのテンプレートとして該当する1事例を抜き出した。そのため、Fig.11のような、短いV字型とも長いV字型とも取れるような事例についてはDTW距離が十分小さくならず検出できなかった。このように、テンプレートにより検出精度は大きく変わる。そこで、該当するパターンの事例を平均化するなどして、特徴を強く表したテンプレートの作成方法の検討が必要である。さらに、検出精度はDTW距離の閾値に大きく依存する。今後の課題として最適な閾値の設定方法が挙げられる。また、実験ではデバイスで得られたデータのうち最も変化の大きいセンサのデータのみを用いた。検出の高精度化を目的として、複数のセンサの空間的配置とそれらのデータを活用する方法については今後検討したい。

最後に本研究における喉頭挙上の検出方法の制限を以下に述べる。1つ目が被験者が21名であり少数例での検証のため、他にも喉頭挙上を反映したパターンが出現する可能性がある点である。2つ目が高齢者の情報を取得していない点である。特に高齢者の場合、加齢に伴う喉頭下垂¹³⁾や皮膚の弛みがセンサ出力に影響することが考えられるため、さらなる検証が必要である。

5. 結 言

本研究では、手技のバイオフィードバックのため、柔軟膜ひずみセンサを用いた喉頭挙上検出システムを提案した。結果として、1階差分のみでは喉頭挙上の終了点の検出に大きな誤差が生じる事例があった。一方、1階差分とDTWを用いた場合、終了点の検出が可能であった13事例で、挙上維持時間について言語聴覚士による判定との誤差は1秒未満となった。このことから、提案システムの有効性が示された。今後の課題として、嚙下障害を抱えた高齢者を対象者とした場合の検証を行う。

謝辞 本研究の一部は川西記念新明和教育財団の平成30年度研究助成を受けたものです。ここに謝意を表する。

[付記]

発表誌：計測自動制御学会論文集 Vol.55, No.10, 665/661 (2019)

References

- 1) 厚生労働省：結果の概要、平成28年度人口動態統計月報年計（概数）の概況、2/17 (2017)
- 2) Teramoto, Fukuchi, Sasaki, Sato, Sekizawa, Matsuse : High incidence of aspiration pneumonia in community- and hospital-acquired pneumonia in hospitalized patients: a multicenter, prospective study in Japan, *Journal of American Geriatrics Society*, 56-3, 577/579 (2009)
- 3) 日本摂食嚥下リハビリテーション学会医療検討委員会：訓練法のまとめ(2014版)、日本摂食嚥下リハビリテーション学会、18-1, 55/89 (2014)
- 4) Kahrilas, Logemann, Krugler, Flanagan : Volitional augmentation of upper esophageal sphincter opening during swallowing, *The American journal of physiology*, 260-3, G450-G456 (1991)
- 5) Ding, Larson, Logemann, Rademaker : Surface electromyographic and electroglottographic studies in normal subjects under two swallow conditions: normal and during the Mendelsohn maneuver., *Dysphagia*, 17-1, 1/17 (2002)
- 6) 佐藤、覚嶋、林、前田、渡部、道見、谷口、井上：喉頭運動の視覚フィードバックを用いた喉頭挙上訓練、日本摂食嚥下リハビリテーション学会雑誌、16-3, 235/242 (2012)
- 7) Nakamoto, Ootaka, Tada, Hirata, Kobayashi, Kojima : Stretchable strain sensor based on areal change of carbon nanotube electrode, *IEEE Sensors Journal*, 15-4, 2212/2218 (2015)
- 8) 古川：嚥下における喉頭運動のX線学的解析-特に年齢変化について-、*日本耳鼻咽喉科学会会報*、87-2, 169/181 (1984)
- 9) 中原学：嚥下時における舌骨運動のX線学的研究、*日本耳鼻咽喉科学会会報*、90-5, 669/679 (1987)
- 10) Berndt, Clifford : Using dynamic time warping to find patterns in time series, *Proceedings of the 3rd International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining*, 359/370 (1994)
- 11) 渡部：音声認識におけるパターンマッチングの手法、*日本音響学会誌*、42-9, 725/730 (1986)
- 12) Sakoe, Chiba : Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition, *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 26-1, 43/49 (1978)
- 13) 古川：老人の嚥下、耳鼻咽喉科 頭頸部外科 MOOK, 12, 145/150 (1989)



別所 侑亮

Yusuke BESSHO

2013年 入社

新事業推進センター