

*Original Article***舌骨上筋群の筋活動検出手段としての舌骨下筋群の筋電位の評価**

森 仁,^{1,2,3} 出江紳一,⁴ 加賀谷斎,⁵ 小山秀紀,⁴ 阿部玄治,^{6,7} 八島建樹,¹ 高木敏行^{2,8}

¹株式会社 IFG

²東北大学流体科学研究所

³東北大学大学院工学研究科

⁴東北大学大学院医工学研究科リハビリテーション医工学分野

⁵藤田医科大学医学部リハビリテーション医学Ⅰ講座

⁶東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科理学療法学専攻

⁷東北大学大学院医学系研究科肢体不自由学分野

⁸ELyTMAx UMI 3757, CNRS - Université de Lyon - Tohoku University, International Joint Unit

要旨

Mori H, Izumi S, Kagaya H, Oyama H, Abe G, Yashima K, Takagi T. Evaluation of the myoelectric potential of the infrahyoid muscles as a means of detecting muscle activity of the suprathyroid muscles. Jpn J Compr Rehabil Sci 2020; 11: 52–58.

【目的】嚥下時における舌骨上筋群収縮の同期信号として舌骨下筋群筋電位が利用できる可能性について検討を行う。

【方法】健常成人 10 名の嚥下動作時における頸二腹筋前腹および胸骨舌骨筋の筋電位を測定し、各筋の筋活動を時系列で解析した。また測定した筋電波形を用いてリアルタイムでの筋活動開始検出処理のシミュレーションを行った。

【結果】「頸二腹筋前腹の筋活動時間」に対する「頸二腹筋前腹の筋活動開始から胸骨舌骨筋の筋活動開始までの経過時間」の比は、 $22.5 \pm 19.6\%$ であり、おもに頸二腹筋前腹の筋活動の初期に胸骨舌骨筋の活動が開始することがわかった。また、シミュレーション上では、微分処理を組み込んだ信号処理により、50 試行中 49 試行にて頸二腹筋前腹の筋活動時間内に胸骨舌骨筋の筋活動開始の検出が可能であった。

【結論】嚥下時における頸二腹筋前腹収縮の同期信号として、胸骨舌骨筋の筋電位で代用可能である。

キーワード：嚥下障害、磁気刺激、頸二腹筋前腹、胸骨舌骨筋、筋電位

著者連絡先：森 仁

株式会社 IFG

〒982-0261 宮城県仙台市青葉区折立 1-14-9

E-mail : h.mori@ifg.jp

2020 年 3 月 9 日受理

利益相反：本研究において一切の利益相反はありません。

はじめに

現在の本邦は、世界に先駆けて超高齢社会を迎えており、高齢化は脳血管障害の発生率を高めるため、その後遺症を要因とする嚥下障害患者は年々増加している [1]。正常でない嚥下動作により気管等に食物が入り込んでしまうと、誤嚥性肺炎、窒息等を引き起こす [1-3]。高齢者の肺炎の 70% 以上が誤嚥に関連しているとされており [4]、より効果的な嚥下障害のリハビリテーション手法の開発が望まれている。

現在われわれの研究グループでは、新たな嚥下障害のリハビリテーション手法として、磁気刺激を用いた嚥下機能トレーニング方法について研究している。磁気刺激とは、磁気刺激コイルから変動する磁束を発生させ、その磁束変化によって運動神経を興奮させ、対象となる筋肉の収縮を誘発する刺激方法である。磁気刺激は、低侵襲、痛みが少ない、電極を貼る必要がないといった特徴を持つ [5]。これまでの研究で、舌骨上筋群に磁気刺激を与えると痛みなく舌骨の大きな挙上が得られることが明らかとなった [6]。舌骨上筋群刺激用コイルとその刺激時の配置について図 1 に示す。

電気刺激を用いた物理療法において、単に筋収縮を誘導するよりも目的筋の筋電位をトリガとしたほうが高いリハビリ効果が得られることが、近年の研究で明らかにされている [7]。同様に磁気刺激を用いた訓練を行うにあたっても、嚥下関連筋の筋電位をトリガとした舌骨上筋群への磁気刺激により、高い効果が得られることが予想される。

一方、舌骨上筋群に電極を貼りつけた状態で、電極の上から磁気刺激を行う場合、電極内部の金属が磁気パルスの分布を変化させてしまう問題がある。また、磁気誘導により電極に生じた不要な電位が、筋電計内部の利得の高い増幅器により大幅に増幅され、筋電計の内部回路が破壊される可能性もある。加えて男性の場合、電極の貼付位置である下頸部中腹は頸靱帯が存在する領域であり、電極の接触不良を生じやすい。よって、舌骨上筋群の筋電位を舌骨上筋群に対する磁気刺



図1. 舌骨上筋刺激用コイル
磁気パルスにより頸下に渦電流を誘導し、舌骨上筋群を収縮させる。

激のトリガとすることは難しいと考えられる。

嚥下反射時には、舌骨上筋群に引き続き舌骨下筋群の収縮が生じる。舌骨上筋群の収縮中に舌骨下筋群の筋活動が開始される [8, 9]。よって、舌骨下筋群の筋電位をトリガとすることにより、舌骨上筋群の収縮に同期した刺激を行える可能性がある。舌骨下筋群に電極を貼付し、舌骨上筋群に磁気刺激を行うケースを想定した場合、解析により求めた刺激コイルの磁束密度分布から判断すれば、舌骨下筋群に貼付した電極付近の磁束密度は小さいため、電極が磁気刺激の磁場分布を変化させる可能性はなく、加えて筋電計に不具合が起こるリスクも小さい。

本研究では、舌骨上筋群ではなく舌骨下筋群の筋電波形が、舌骨上筋群の収縮に同期したトリガ信号として代用できる可能性の評価を目的とし、嚥下時における舌骨上下筋群の筋電位を測定し、これらの筋の筋活動の時系列について、特に「舌骨下筋群の筋活動が舌骨上筋群の筋活動全体のどの時点にて開始されるのか」について明らかにする。また、測定した筋電位を用いたシミュレーションを実施し、実際に舌骨下筋群の筋電位をリアルタイムに信号処理して筋活動の開始を検出する場合に想定される「検出処理による遅れ等を含んだ筋電位検出タイミング」を評価する。そして、

それらの結果を考慮し、舌骨下筋群の筋電波形を、舌骨上筋群の収縮に同期したトリガ信号として代用することの妥当性を評価する。

方法

本研究は、東北大学大学院医学系研究科倫理委員会の承認(受付番号: 2019-1-252)を受けて実施された。

1. 筋電位の測定

筋電位の測定を実施した被験者は、健常成人10名(男性8名、女性2名、年齢21~67歳、平均41.7±18.1歳)であった。なお、測定の実施にあたりすべての被験者から書面で同意を得ている。筋電位の測定は、電極間距離20mmのアクティブ電極(Biometrics Ltd, SX230)を用いた。この電極のゲインは60dBであり、帯域幅は20Hz-460Hzである。なお、本論文では、この電極から出力された増幅後の信号を筋電位信号として取り扱う。酒精布で被験者の下頸部、頸部を清拭した後、舌骨上筋群の活動電位検出のため頸下右側の頸二腹筋前腹相当部位表皮に筋線維走行方向に沿って電極を貼りつけ、同様に、舌骨下筋群の活動電位検出のため頸部右側の胸骨舌骨筋相当部位表皮に電極を貼りつけた。電極の貼付位置および電極装着状態を図2に示す。基準電極として電極付バンドを被験者の右肘頭に接触するように装着した。被験者は電極を装着した状態でシールドルーム内の椅子に安静な状態で座つてもらい、唾液嚥下を行うことを5回指示し、嚥下開始前から嚥下完了後までの筋電波形および嚥下指示のタイミングを記録した。唾液嚥下のスピードや飲み込む唾液の量については、特に規定を設けなかった。記録には、ADコンバータ(ADIstruments, PowerLab)および記録用ソフトウェア(ADIstruments, LabChart 7)を用いた。記録はサンプリングレート1kHzにて行った。記録した各被験者の筋電波形は、嚥下指示ごとに安静時の筋電波形が嚥下動作前後に2秒以上含まれる長さで切り出し、試行順序が分かる形で保存した。

2. 各筋活動の活動時間解析

活動時間の解析にあたり、事前に各筋電波形に対してハムノイズ除去のための48-52Hzのバンドストップ

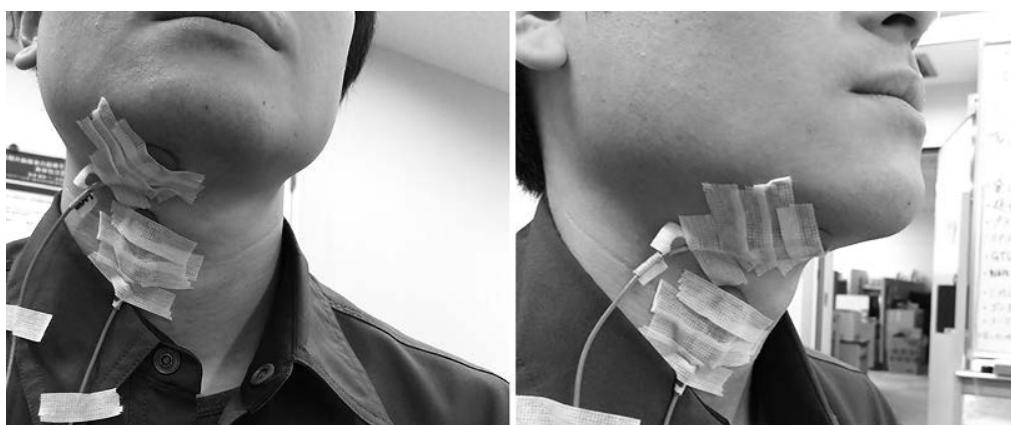


図2. 筋電計電極の貼り付け位置
頸二腹筋前腹および胸骨舌骨筋相当部の表皮に電極を貼付した。

フィルタ処理および時間微分処理をパソコンによるデジタル信号処理にて行った。デジタル信号処理は、解析ソフトウェア (National Instrument, Labview) で行った。以降のデジタル信号処理および解析はすべて Labview にて行っている。嚥下時の頸二腹筋前腹および胸骨舌骨筋の筋電波形の一例について、デジタル処理前の波形および0.2秒の幅で fast Fourier transform (以降 FFT) 処理した波形を図3に示す。また、フィルタ処理および微分処理後の波形およびその FFT 波形を図4に示す。このデジタル処理後の波形において、信号ピークを検出開始点として、Baseline activity の 3SD を 0.1 秒以上の間下回る期間

を時間軸負方向に検出し、その期間の終端を筋活動開始時間とした。同様に Baseline activity の 3SD を 0.1 秒以上下回る期間を時間軸正方向に検出し、その期間の始端を筋活動終了時間とした。本解析においては、嚥下前の安静時筋電波形 1 秒間を Baseline Activity としている。この解析を被験者 10 人、試行回数 5 回の計 50 試行の筋電波形に対して実施し、頸二腹筋前腹の筋活動時間 (A), 胸骨舌骨筋の筋活動時間 (B), 頸二腹筋前腹の筋活動開始から胸骨舌骨筋の筋活動時間開始までの経過時間 (C), および C の A に対する比 (C/A) について、平均値、標準偏差、最大値、最小値を求めた。評価した時間パラメータの定義を図5

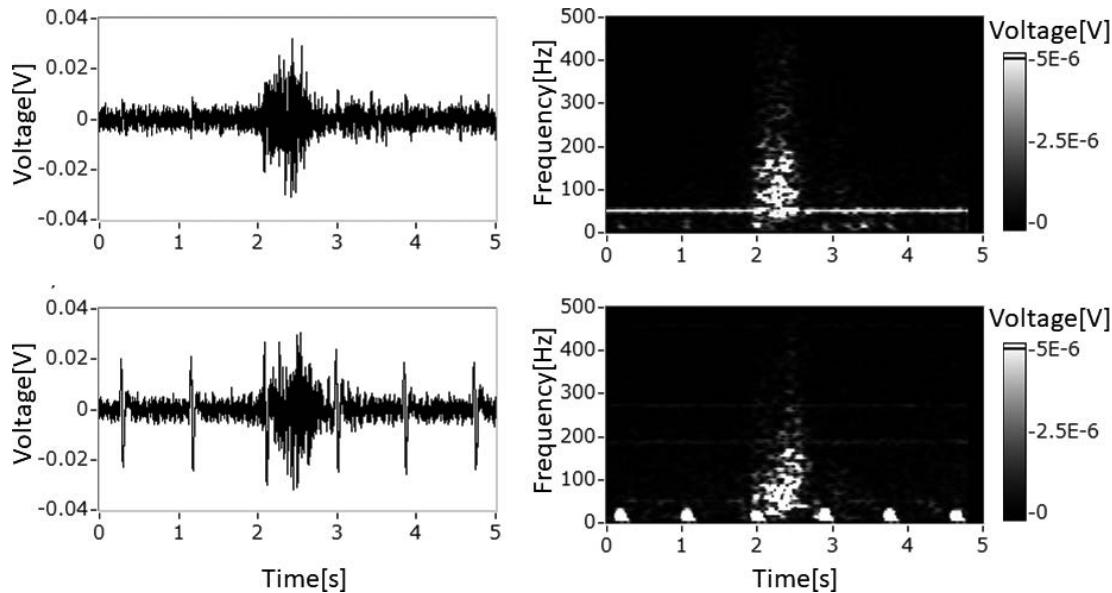


図3. 測定された筋電波形の一例（左）とその周波数特性解析結果（右）
上のグラフは頸二腹筋前腹、下のグラフは胸骨舌骨筋の測定結果。

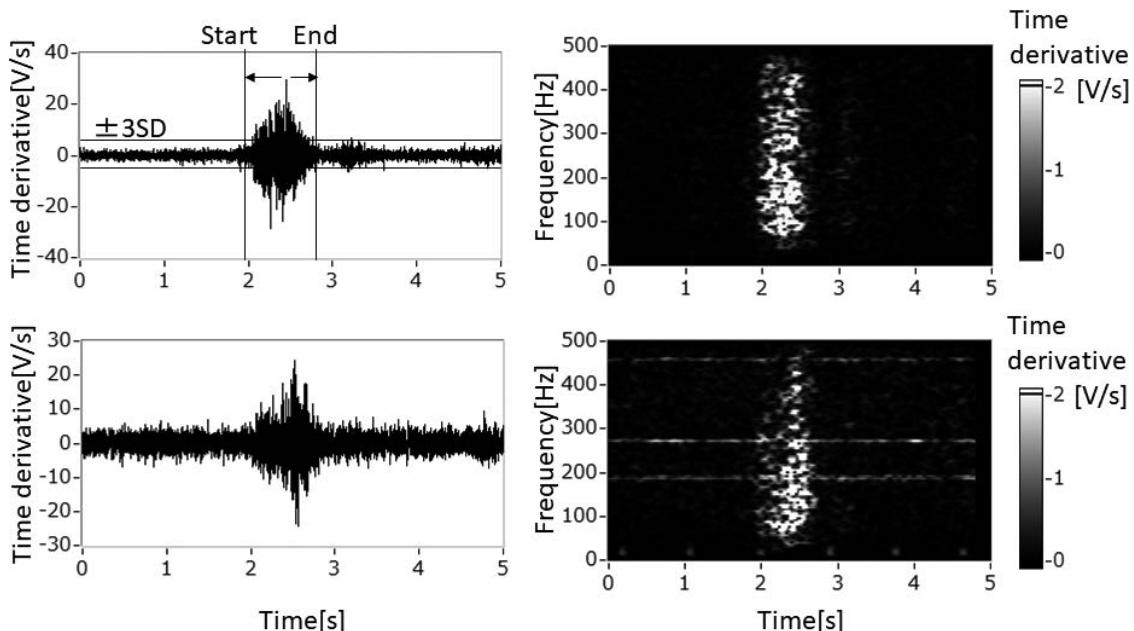


図4. ハムノイズフィルタ処理および微分処理後の筋電波形（左）および、その周波数特性解析結果（右）
上のグラフは頸二腹筋前腹、下のグラフは胸骨舌骨筋の測定結果。信号のピークより前方および後方に
安静時筋電位の±3SD を下回る時間を探索し、筋活動の開始時間および終了時間を決定した。

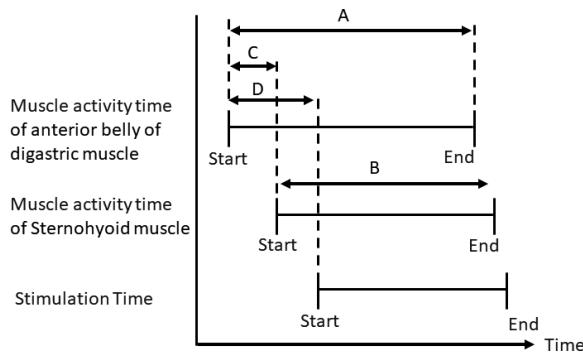


図 5. 評価した時間パラメータの定義

に示す。C/A の値は、胸骨舌骨筋の活動が頸二腹筋前腹の筋活動全体のどのタイミングで開始されるかを示すパラメータである。なお 1 名の被験者の頸二腹筋前腹の筋電波形に約 0.08 秒に一回程度の頻度で単発の筋活動が確認されたため、この 1 名の筋電波形については、Baseline activity の 3SD を 0.05 秒以上下回る期間を検出して、筋活動時間を決定している。

3. リアルタイムでの筋活動開始検出処理のシミュレーション

全被験者の胸骨舌骨筋のデジタル処理前の筋電波形に対して 48–52 Hz のバンドストップフィルタ処理を行った。また、さらに微分処理を行った波形と微分処理を行わない波形を用意し、それぞれに幅 10 ms の Root Mean Square (RMS) 処理を行った。以降微分処理を行わずに RMS 処理した波形を RMS 波形、微分処理後に RMS 処理を行った波形を DRMS (Differentiated Root Mean Square) 波形と呼称する。RMS 波形および DRMS 波形の一例を図 6 に示す。図 6 の波形は、図 3 に示した胸骨舌骨筋の筋電位の RMS 波形および DRMS 波形である。次に、得られた RMS 波形、DRMS 波形それぞれについて、規定された時間長 t の間 Baseline activity の Mean+3SD を上回る期間を波形データの開始時から正側に向けて検出し、初めに検出された期間の終端を胸骨舌骨筋の筋活動開始検出時間とした。この一連の信号処理は、アナログ回路を用いてリアルタイムで可能な処理であり、ここでは、そのアナログ回路による信号処理をパーソナルコンピュータでシミュレーションしている。

被験者 10 名、試行回数 5 回の計 50 試行の筋電波形に対して、 t の値を 20 ms~100 ms の範囲で変化さ

せながら上記の筋活動開始検出のシミュレーションを行った。胸骨舌骨筋の筋活動開始が頸二腹筋前腹の筋活動開始時から終了時の間に検出できた場合を検出成功とし、この範囲を外れた場合、または筋活動開始が検出できなかった場合は、検出失敗とした。各被験者の 5 回分の筋電波形に対するシミュレーションにおいて最も検出成功的回数が多い最小の t の値を求め、それぞれの被験者に対しその最適な t を設定した場合の筋活動開始検出時間より、「頸二腹筋前腹の筋活動開始時間から胸骨舌骨筋の筋活動開始検出時間までの経過時間 (D)」の「頸二腹筋前腹の筋活動時間」に対する比 (D/A) について、全 50 試行の平均値、標準偏差、最大値、最小値を求めた。この時間パラメータの定義について図 5 に示す。D/A の値は、胸骨舌骨筋の活動が頸二腹筋前腹の筋活動全体のどのタイミングで検出されるかを示すパラメータである。また、各被験者に対して最適な t を設定した場合の検出成功数(率)も求めた。

結果

各筋活動の活動時間解析の結果を表 1 に示す。頸二腹筋前腹の筋活動時間 (A) および胸骨舌骨筋の筋活動時間 (B) の平均はともに 1 秒程度の長さであり、頸二腹筋前腹の筋活動開始から胸骨舌骨筋の筋活動時間開始までの経過時間 (C) は 0.31 ± 0.29 s であった。この経過時間は -0.07 ~ 1.16 s の範囲を持っており、胸骨舌骨筋の筋電位が頸二腹筋前腹よりも少し早めに発生する事例も 6 試行で認められた。胸骨舌骨筋の筋活動開始のタイミング (C/A) は、 $22.5 \pm 19.6\%$ であり、おもに頸二腹筋前腹の筋活動の初期に胸骨舌骨筋の筋活動が開始していることがわかった。また、今

表 1. 頸二腹筋前腹の筋活動時間 (A) と胸骨舌骨筋の筋活動時間 (B) および頸二腹筋前腹の活動開始から胸骨舌骨筋の活動開始までの経過時間 (C)

	Mean \pm SD	Maximum	Minimum
A[s]	1.43 ± 0.64	3.40	0.45
B[s]	1.26 ± 0.58	2.63	0.26
C[s]	0.31 ± 0.29	1.16	-0.07
C/A[%]	22.5 ± 19.6	66.7	-6.5

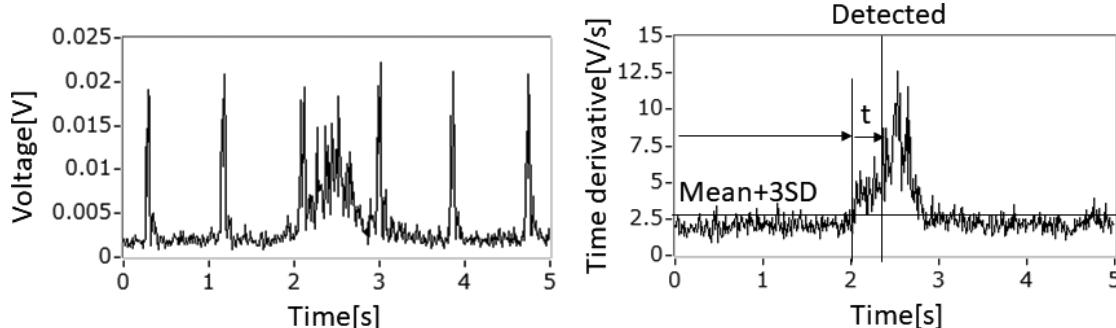


図 6. RMS 波形 (左) および DRMS 波形 (右)

安静時筋電位の平均+3SD を所定の時間 t の間上回っていた場合に、立ち上がりとして検出される。

表2. リアルタイム解析のシミュレーションより推定された胸骨舌骨筋の筋電位活動検出率と検出タイミング (D/A)

	Detection rate	D/A[%]	D/A[%]	D/A[%]
		Mean±SD	Maximum	Minimum
RMS	41/50	44.9±22.8	92.7	3.4
DRMS	49/50	41.5±21.7	92.2	4.7

回測定した50試行では、胸骨舌骨筋の筋活動開始のタイミング (C/A) の最大値は、66.7%であり頸二腹筋前腹の筋活動終了後に、胸骨舌骨筋の筋活動が開始する事例はなかった。

リアルタイムでの筋活動開始検出処理をシミュレーションした結果を表2に示す。RMS波形を用いた場合の筋活動開始検出成功率は41/50、DRMS波形を用いた場合の検出成功率は49/50であり、DRMS波形を用いた方が筋活動開始を検出しやすいことが示唆された。また胸骨舌骨筋の筋活動開始検出のタイミング (D/A) については、いずれの波形を用いた場合でも、40%程度であり、実際に胸骨舌骨筋の筋電位を用いて磁気刺激のトリガとする場合、おもに頸二腹筋前腹の筋活動全体のやや前方よりのタイミングで磁気刺激が入ることを示している。

考察

胸骨舌骨筋の筋電位には、図3の波形にも示されるとおり、心拍と同期している脈動がしばしば混入しており、電極位置を調整してもこの脈動が除去できない被験者が存在した。この脈動は、幅の広い信号のため、平均化処理やRMS処理でも取り除くことが難しかった。この脈動が含まれる信号のFFT波形を観察したところ脈動の周波数成分は数Hz程度の非常に低いところに存在し、頸二腹筋前腹および胸骨舌骨筋の嚥下時の筋電位の周波数成分は50Hzより高い周波数帯域に存在していた。これは今回測定を行った被験者の筋電波形全体に共通する特徴である。また、多くの筋電波形のBaseline activityに50Hz近傍の周波数のピークが観測できた。そのため、筋の活動時間を見定める解析においては、50Hz近傍のバンドストップフィルタおよび微分処理を前処理として行った。微分処理は周波数の低い成分を弱め、周波数の高い成分を強調するため、今回の筋電波形の前処理としては、最適であると考えられる。図3と図4を見比べるとわかるように、脈動が消え、ノイズに埋もれていた周波数の高い成分が強調されて、嚥下による筋活動の範囲が明確になっており、この信号処理は、より測定の精度を高める方向に寄与していると考えられる。

今回測定した双方の筋電波形に共通の特徴として、被験者によってはランダムに振幅が高く幅の狭いパルス状ノイズがバックグラウンドに含まれる傾向が確認できた。筋電信号ピーク側から時間に逆行して探索をかけられれば、筋活動開始の検出確度に対するパルス状ノイズの影響は限定的であるが、リアルタイムでの信号処理ではそのような処理は不可能である。よって、リアルタイムにおける筋活動開始検出手法としては、ある時間幅の間、閾値を超えることを検出条件とする、

いわゆるパルス幅トリガが有効であると考えた。この方法であれば、幅の小さいノイズを無視することができる。結果として、DRMS波形を用いた筋活動検出のシミュレーションにおいては、ほぼすべての試行にて筋活動開始が検出できており、DRMS波形とパルス幅トリガを用いた手法は実際の筋活動開始検出手法としても有効であると考えられる。

本研究では表面電極を用いて胸骨舌骨筋の電位を計測しているためにcross-talkの混入の可能性もあるが、フック式ワイヤー電極を用いた埋め込み筋電図での計測においても嚥下反射時には舌骨上筋群の収縮に続いて胸骨舌骨筋の収縮を認めていたため[9]、実際に胸骨舌骨筋の筋収縮を捉えていると推測できる。また、筋収縮により表面電極と筋との相対位置がずれることが予想されるが、筋電位の伝導速度は3~5m/sであり[10]、相対位置が数cmずれたとしても時間的な誤差は1/100秒程度にとどまると考えられる。よって、相対位置の変化が波形処理の結果に与える影響は軽微であると推測できる。

結論として、胸骨舌骨筋の筋電位は、頸二腹筋前腹の筋活動の初期に立ち上がる事が確認され、加えてリアルタイム解析における検出処理による遅れを考慮しても頸二腹筋前腹の筋活動の前半部分で立ち上がりが検出できる可能性が高く、胸骨舌骨筋の筋電位は嚥下時における頸二腹筋前腹収縮の同期信号として、代用可能であると考えられる。

文献

1. Sura L, Madhavan A, Carnaby G, Crary MA. Dysphagia in the elderly: management and nutritional considerations. Clin Interv Aging 2012; 7: 287-98.
2. Lieu PK, Chong MS, Seshadri R. The impact of swallowing disorders in the elderly. Ann Acad Med Singapore 2001; 30: 148-54.
3. Remesso GC, Fukujima MM, Chiappetta AL, Oda AL, Aguiar AS, Oliveira AS, et al. Swallowing disorders after ischemic stroke. Arq Neuropsiquiatr 2011; 69: 785-9.
4. Michiwaki Y, Sumi Y. Estimated national health care costs for aspiration pneumonia over 70 years old inpatients. Rounen Shigaku 2014; 28: 366-8. Japanese.
5. Szecsi J, Schiller M, Straube A, Gerling D. A comparison of functional electrical and magnetic stimulation for propelled cycling of paretic patients. Arch Phys Med Rehabil 2009; 90: 564-70.
6. Kagaya H, Ogawa S, Mori S, Aoyagi Y, Shibata S, Inamoto Y, et al. Hyoid bone movement at rest by peripheral magnetic stimulation of suprathyroid muscles in normal individuals. Neuromodulation 2019; 22: 593-6.
7. Francisco G, Chae J, Chawla H, Kirshblum S, Zorowitz

- R, Lewis G, et al. Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: a randomized pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 570–5.
8. Ding R, Larson CR, Logemann JA, Rademaker AW. Surface electromyographic and electroglottographic studies in normal subjects under two swallow conditions: normal and during the Mendelsohn maneuver. *Dysphagia* 2002; 17: 1–12.
9. Inokuchi H, González-Fernández M, Matsuo K, Brodsky MB, Yoda M, Taniguchi H, et al. Electromyography of swallowing with fine wire intramuscular electrodes in healthy human: activation sequence of selected hyoid muscles. *Dysphagia* 2014; 29: 713–21.
10. Oh SJ. Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2002. p. 473–4.