

◎原 著◎

## 表面筋電図を使用した補助呼吸筋の活動分析による努力呼吸の評価

関口浩至<sup>1,2)</sup>・近藤 豊<sup>2)</sup>・久木田一朗<sup>2)</sup>

キーワード: 補助呼吸筋の活動, 表面筋電図, ウィーニング, 最大随意収縮, 斜角筋

### 要 約

人工呼吸器からのウィーニングの成否を予測する指標の一つとして補助呼吸筋の活動の有無が挙げられる。しかしその活動の評価は客観性に乏しく、また補助呼吸筋の活動を定量化する方法の一つである表面筋電図も筋活動の評価は最大随意収縮との比較で行われるため、人工呼吸管理前の最大随意収縮を測定していない症例には適応できないなどの問題もある。

そこで本研究は健常成人19名(男性9名、女性10名)に対して複数の段階の吸気抵抗負荷を与え、変化する補助呼吸筋の活動を表面筋電図を用いて定量的に評価できるか検討した。その結果、吸気抵抗負荷の増加に伴って発生した努力呼吸を定量的に評価することができた。また本法を用いた評価には斜角筋が最も適していることがわかった。

### はじめに

人工呼吸器からのウィーニングの成否を予測する指標の一つとして補助呼吸筋の活動の有無を挙げているものもあるが、その評価は客観性に乏しい(Fig. 1)<sup>1,2)</sup>。

補助呼吸筋の活動を定量的に評価する方法の一つとして筋電図があり、Yokobaら<sup>3)</sup>は侵襲性の高い針筋電図を、また一場<sup>4)</sup>、西田<sup>5)</sup>らは表面筋電図を用いて補助呼吸筋の活動について報告している。先行研究<sup>3,4,6,7)</sup>では吸気抵抗の増加に対する補助呼吸筋の活動の評価を各筋の最大随意収縮(maximum voluntary contraction: MVC)との比較で行っているが、実際の臨床では人工呼吸管理前のMVCは測定していないので、ウィーニング中に出現した努力呼吸に伴う補助呼吸筋の活動電位を評価するためには、MVCを用いない方法を追究す

る必要がある。

### 目 的

複数の段階の吸気抵抗負荷を与え、変化する補助呼吸筋の活動を表面筋電図を用いて定量的に評価できるか検討する。また表面筋電図を用いた補助呼吸筋の活動の評価にはどの補助呼吸筋が最も適しているか検討する。

### 対象・方法

対象者は喫煙、呼吸器疾患歴がなく、呼吸機能的に問題がない健常成人男性(9名)と女性(10名)。今回の最大負荷としては研究前に最大吸気圧の測定を行い、被験者全員が到達可能な吸気圧であった40cmH<sub>2</sub>Oを用いた。測定筋は臨床にて筋収縮の活動が視覚的に観察可能である斜角筋、胸鎖乳突筋および僧帽筋とし、測定体位は頸部の補助呼吸筋の吸気以外の筋活動を除外するために仰臥位とした。吸気抵抗負荷は呼吸流速に関係なく口腔内圧を一定に保つことが可能で、負荷量の設定が容

1) 社会医療法人友愛会豊見城中央病院 ICU

2) 琉球大学大学院医学研究科 救急医学講座

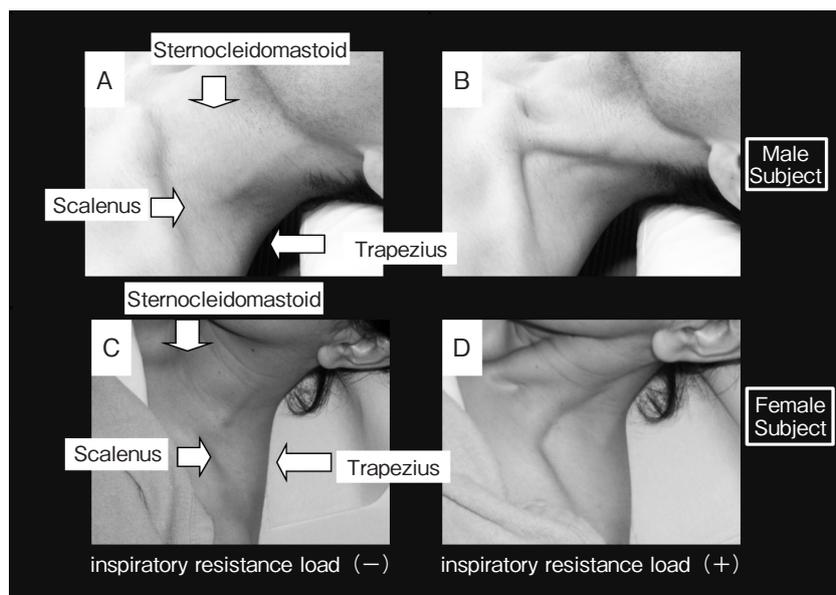


Fig.1 Accessory muscle use after application of inspiratory resistance load

Photographs A and C reveal accessory muscle use during quiet breathing in male and female subjects. Photographs B and D reveal accessory muscle use after the application of inspiratory resistance load of 40cmH<sub>2</sub>O in male and female subjects.

易な ThresholdIMT (フィリップス・レスピロニクス社)<sup>8)</sup>を使用した。測定装置は Neuropack MEB-2200 (日本光電)を使用し、感度 10 $\mu$ V、高域フィルター 120Hz とした。心電図も同時記録した。ThresholdIMT の負荷を無作為に変化させ、4段階 (10cmH<sub>2</sub>O、20cmH<sub>2</sub>O、30cmH<sub>2</sub>O、40cmH<sub>2</sub>O) の負荷時の活動電位を測定した。各負荷間の休息時間は一場ら<sup>4)</sup>の研究を参考に3分間設けた。測定開始時に各筋の導出筋電図の基線をチェックし、深呼吸をさせて活動電位が基線より増幅することを確認した。また基線に活動電位が発生する場合は頭部の位置、頸部の進展具合、体幹の歪みを調整した。測定中、ThresholdIMT は介助者が保持し吸気以外の筋活動が混入しないように配慮した。呼吸数は1分間に10回で1呼吸は3秒の吸気負荷と3秒間の補完的呼吸運動をメトロノーム音に合わせて行った。電極を対象者の左側の斜角筋、胸鎖乳突筋、僧帽筋直上の皮膚に装着した。斜角筋については導出電極の位置を斜角筋間溝後縁とし直接超音波エコー装置にて確認しながら胸鎖乳突筋を避け、中斜角筋から後斜角筋直上の皮膚になるようにした。基準電極は鎖骨中部とした。胸鎖乳突筋は導出電極の位置を甲状軟骨の高さより約4横指頭側に触知できる胸鎖乳突筋直上の皮膚とし、超音波エコー装置にて直接確認した。基準電極は胸骨頭とした。僧帽筋は導出電極を、両肩峰をつなぐライン

で頸肩移行部の直上の皮膚とし、基準電極は肩峰とした。超音波エコー装置のプロベはリニア式プローベを使用し周波数は7.5MHzと12MHzを併用した。心電図電極に関しては右鎖骨上と剣状突起近傍で、QRS波がもっとも良好に確認できる位置とした。

各抵抗の活動電位は10呼吸測定し、10呼吸のうち呼吸が安定してくる第3呼吸から第7呼吸間の心電図波形が混入していない3呼吸の筋電図波形を選定した。解析方法としては一つの抵抗負荷の測定が終了するたびに10呼吸の筋電図波形画面を停止させ筋電図波形中の活動電位が比較的安定する部分を解析するために吸気開始1秒後から1秒間に記録された活動電位の振幅を使用し<sup>9, 10)</sup>、Neuropack MEB-2200 に搭載されている活動電位波形の自動解析で得られた積分値にて筋の放電量 ( $\mu$ Vms) を求め、3呼吸分を加算し平均積分値を算出した。評価は男女被験者それぞれの吸気抵抗負荷時の活動電位で最大のものを100%として、各吸気抵抗負荷の活動電位の百分率を算出した。年齢、身長、体重、呼吸機能検査の男女間の統計学的比較には Mann-Whitney Test を、各吸気抵抗負荷の活動電位の積分値の比較には Wilcoxon Test を使用し、5%の危険率を持って有意と判定した。

本研究は倫理委員会の承認を受け、全ての被験者に対し研究目的、方法、研究結果の公表のほか、協力は

Table 1 Results of the respiratory function tests of the subjects in the study

	Male (n=9)	Female (n=10)	Diagnosis or P-value
% VC	111 ± 9.1	97 ± 10.4	Normal
FEV 1.0%	84 ± 7.9	91 ± 4.1	Normal
Height (cm)	169 ± 4	155 ± 4	P = 0.004
Weight (kg)	62 ± 6	51 ± 11	P = 0.004
Age	34 ± 10	30 ± 5	P = 0.56
VC (mL)	4,478.9 ± 438.1	2,874 ± 225.1	P = 0.008

The data indicate mean ± SD. %VC : % Vital Capacity, FEV1.0% : Forced Expiratory Volume 1.0% VC : Vital Capacity, Mann-Whitney test is used for statistical analysis.

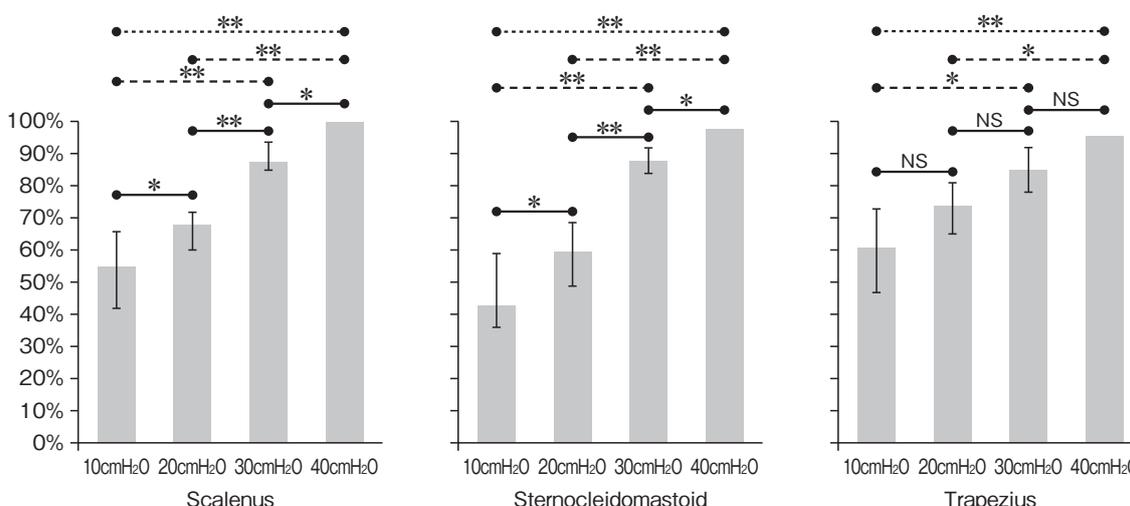


Fig.2 Accessory muscle use in male subjects

In the male subjects, the electromyographic activity for all resistance ranges in the scalenus and sternocleidomastoid muscles significantly increased with inspiratory resistance load, whereas that in the trapezius muscle did not change significantly.

The data indicate mean ± SD. Statistical analysis is based on Wilcoxon test.

\* : <0.05, \*\* : P <0.01, N S : Not Significant.

自由意志であること、また協力が得られなくても不利益を受けないことについて口頭と書類による説明を行い、書類による承諾を得た。また、個人情報の取り扱いについては個人情報保護法に準じ厳守した。

## 結 果

### 1. 被験者データ

年齢以外の身長、体重、肺活量の項目において男性の方が有意に高い数値を示した (Table 1)。

### 2. 吸気抵抗負荷に対する各補助呼吸筋の活動

測定開始前のマウスピースをくわえない安静呼吸時の基線の活動電位は無視できる程度のものであった。また無抵抗時にマウスピースをくわえただけでも基線

に持続的な活動電位が出現することがあったが、吸気のタイミングとは関係なかった。

男性の斜角筋と胸鎖乳突筋では吸気抵抗の増加に伴い筋収縮も有意に増加した。僧帽筋では抵抗の増加に伴い活動電位も増加を示すものの、10cmH<sub>2</sub>O ずつ抵抗を増加させた際の各抵抗間の活動電位の比較には統計学的な有意差はなかった (Fig.2)。

女性でも斜角筋では全ての抵抗間において有意に収縮の増加を示した。胸鎖乳突筋においては抵抗の増加に伴い活動電位の増加を示し 10 ~ 20cmH<sub>2</sub>O 間で有意差が出なかった以外は有意に収縮を増加させた。僧帽筋では 10cmH<sub>2</sub>O ずつ抵抗を増加させた際の各抵抗間の活動電位の比較では 20 ~ 30cmH<sub>2</sub>O 間で有意差が出なかった以外は有意に収縮の増加を示した (Fig.3)。

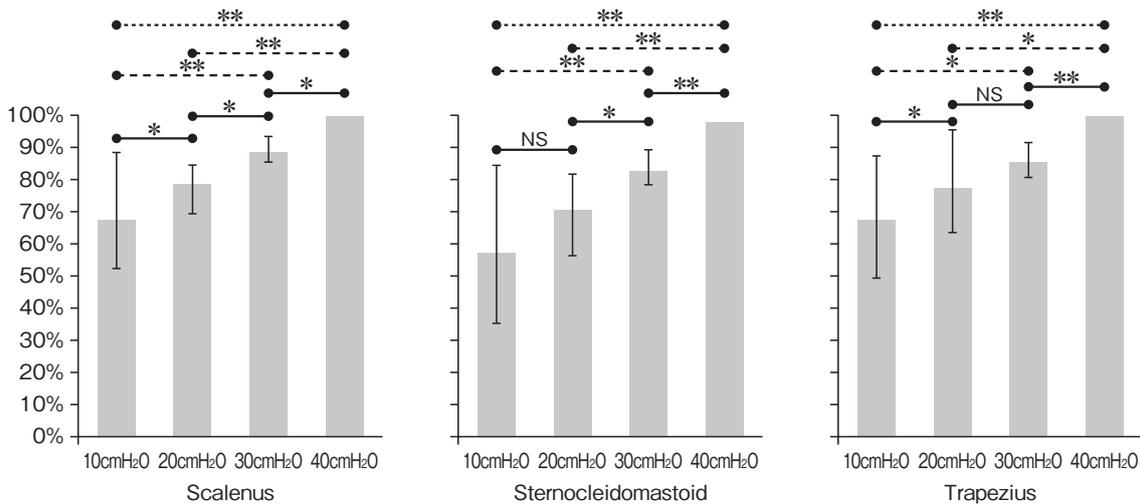


Fig.3 Accessory muscle use in female subjects

In the female subjects, only the scalenus showed a significant increase in electromyographic activity for all the resistance ranges as inspiratory resistance load increased.

The data indicate mean  $\pm$  SD. Statistical analysis is based on Wilcoxon test.

\* :  $< 0.05$ , \*\* :  $P < 0.01$ , N S : Not Significant.

## 考 察

本研究により、吸気抵抗を負荷した時の補助呼吸筋の活動を、表面筋電図を用いて定量的に評価することができた。筋電図には針筋電図と表面筋電図があり、前者は運動単位 (motor unit : MU) の動員数と発火頻度の測定、後者は対象筋の筋全体の活動量を導出するという機能がある。本研究で表面筋電図による評価を行った理由として将来的に筋電図による補助呼吸筋の評価方法をベッドサイドで行うためには非侵襲的であることも重要と考えたからである。補助呼吸筋の活動の評価に表面筋電図を使用することについては Hugら<sup>10)</sup> は斜角筋を Costaら<sup>11)</sup> は胸鎖乳突筋を対象とした研究で針筋電図と表面筋電図両者による比較検討を行い、結果の間に差がなかったことを報告していることから妥当であるとした。

筋電活動の定量化は通常、MVCを基準とし、それに対する活動比率 (% MVC) で評価することが一般的である。しかし実際の臨床では、人工呼吸管理前の補助呼吸筋のMVCは測定していないので、目の前で起こっている努力呼吸に伴う補助呼吸筋の活動電位の変化を評価する必要がある。本研究では無作為に変化させた複数の段階の吸気抵抗を使用することで補助呼吸筋の活動、すなわち努力呼吸を定量化できた。

人工呼吸器に接続された臨床の現場では気管チューブが挿入され、十分に人工呼吸器のサポートが入った状態でもチューブや回路の抵抗で補助呼吸筋の活動電位が出現し、本研究における比較的小さい抵抗がかかった際の活動電位に似た状態となることも考えられる。小さい抵抗に対するわずかな活動電位を、MVCとの比較ではない今回の研究方法を応用して定量化できるのか追究する必要がある。

測定体位については立位や座位では頭部の保持、運動中においては上肢の動きなどの影響で発生する基線の活動電位が含まれると考え、呼吸運動以外の筋活動の混入を除外するために仰臥位を選んだ。しかし、仰臥位であっても頭部の位置によっては筋電図の基線に電位は低いながらも持続的な活動電位が発生する被験者が存在し、同様の影響は臨床で頭高位で臥床されている患者などで問題となることが予想され、今後頭高位での活動電位の影響や体位の差による補助呼吸筋の活動の違いについての研究が必要である。

今回の研究から本法による評価に最も適した補助呼吸筋は斜角筋であることが示された。僧帽筋では男性で他の補助呼吸筋と相違する活動を呈したが、これが Yokobaら<sup>3)</sup>の研究が示す「僧帽筋は補助的に働き、呼吸筋としての性格が弱い、あるいは呼吸筋ではない」という説を支持するものなのか、測定条件などに違い

があるためさらに検討する必要がある。

また努力呼吸の要素には吸気抵抗の増加だけでなく、頻呼吸による補助呼吸筋の活動がある。頻呼吸時は吸気時間が短縮することや持続的な吸気努力による除外が困難な基線の活動電位も予想され、本研究で用いた手法で活動電位の評価が可能なのか検討を要する課題である。

## 結 語

表面筋電図を用いることで、圧による吸気抵抗負荷で発生させた補助呼吸筋の活動を定量的に評価できた。吸気抵抗負荷の増加に伴って補助呼吸筋の活動電位も増加を認めた。また表面筋電図を用いた補助呼吸筋の活動の評価には斜角筋が最も適していた。

本研究を遂行するに当たり、御協力頂いた社会医療法人友愛会豊見城中央病院検査科の登川氏、同リハビリテーション科の嶺井氏、そして仲座氏に心から謝意を表す。

本稿の全ての著者には規定されたCOIはない。

## 参考文献

- 1) 岡元和文：人工呼吸器からのウィーニングの指針。救急・集中治療ガイドライン—最新の診療指針—2008-09。岡元和文編。東京，総合医学社，2008，pp173-4.
- 2) Scheinborn DJ, Chao DC, Steam-Hassenpflug M, et al : Outcome in post-ICU mechanical ventilation : a therapist-implemented weaning protocol. Chest. 2001 ; 119 : 236-42.
- 3) Yokoba M, Abe T, Katagiri M, et al : Respiratory muscle electromyogram and mouth pressure during isometric contraction. Respir Physiol Neurobiol. 2003 ; 137 : 51-60.
- 4) 一場友実, 解良武士, 島本隆司ほか：呼吸抵抗負荷の相違による呼吸筋活動の分析. 理療科. 2002 ; 17 : 195-8.
- 5) 西田祐介, 秋山純和：歩行時の呼吸補助筋の活動とその評価の応用性について. リハ科ジャーナル. 2006 ; 1 : 67-73.
- 6) Campbell EJ : The role of the scalene and sternomastoid muscles in the breathing in normal subjects ; an electromyographic study. J Anat. 1955 ; 89 : 378-86.
- 7) Raper AJ, Thompson WT Jr, Shapiro W, et al : Scalene and sternomastoid muscle function. J Appl Physiol. 1966 ; 21 : 497-502.
- 8) 山田拓実, 中山 孝, 額谷一夫ほか：慢性閉塞性肺疾患患者の器具を使用した呼吸訓練と呼吸筋訓練. 理療ジャーナル. 1994 ; 28 : 687-94.
- 9) Chiti L, Biondi G, Morelot-Panzini C, et al : Scalene muscle activity during progressive inspiratory loading under pressure support ventilation in normal humans. Respir Physiol Neurobiol. 2008 ; 164 : 441-8.
- 10) Hug F, Raux M, Prella M, et al : Optimized analysis of surface electromyograms of the scalene during quiet breathing in humans. Respir Physiol Neurobiol. 2006 ; 150 : 75-81.
- 11) Costa D, Vitti M, de Oliveira Tosello D, et al : Participation of the sternocleidomastoid muscle on deep inspiration in man. An electromyographic study. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1994 ; 34 : 315-20.
- 12) 瀧 健治：1 胸郭のポンプ運動 3 努力性呼吸. 呼吸管理に活かす呼吸生理—呼吸のメカニズムから人工呼吸の装着・離脱まで. 瀧 健治著. 東京, 羊土社, 2006, pp31-2.
- 13) 近藤哲理：補助呼吸筋. 呼吸と循環. 1993 ; 41 : 719-24.

## Evaluation of labored respiration based on analysis of accessory muscle use by surface electromyography

Hiroshi SEKIGUCHI<sup>1,2)</sup>, Yutaka KONDO<sup>2)</sup>, Ichiro KUKITA<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup> Tomishiro Central Hospital, Social Medical Care Corporation Yuuai-Kai

<sup>2)</sup> Department of Emergency Medicine, Graduate School of Medicine, University of the Ryukyus

Corresponding author : Hiroshi SEKIGUCHI

Tomishiro Central Hospital, Social Medical Care Corporation Yuuai-Kai  
25, Ueta, Tomigusuku, Okinawa, 901-0243, Japan

Key words : accessory muscle use, surface electromyography, weaning,  
maximum voluntary contraction, scalenus

### Abstract

Activity of accessory muscles during respiration is one of the factors to assess whether the patient can be weaned from mechanical ventilation. However, the method of evaluating this activity lacks objectivity. Because surface electromyography has been used to evaluate accessory muscle activity. The maximum voluntary contraction (MVC) value, however, is necessary to measure for quantification. Thus it is not applicable for the patient on mechanical ventilation whose MVC value is unknown. In this study, we measured accessory muscle activity was measured in 19 healthy adults (9 males, 10 females) using surface electromyography. We sought whether surface electromyography can quantitatively evaluate the muscle activity under the stepwise inspiratory pressure loads. We found surface electromyography was able to evaluate muscle activity, and the scalenus muscle was most appropriate to quantitate accessory muscle activity. Thereafter, without using the data of maximum voluntary contraction, we determined whether the accessory muscle activity can be quantitatively evaluated using the data of multiple degrees of inspiratory resistance load. Consequently, we were able to quantitate the labored respiration resulting from the application of inspiratory resistance load. The test results in our study revealed that the scalenus muscle was the most suitable for evaluating accessory muscle activity.