

●原 著●

吸気流量の増加を伴う頻呼吸時における吸気筋活動の評価法の検討 —表面筋電図を用いた実験的観察研究—

関口浩至^{1, 2)}・登川雅子³⁾・近藤 豊²⁾・花城和彦⁴⁾・久木田一朗²⁾

キーワード：頻呼吸，吸気筋，表面筋電図，吸気流量，平均二乗平方根

要 旨

頻呼吸は呼吸仕事量の増加を示唆する重要な兆候であり、臨床現場で見逃されてはならない呼吸状態の1つである。呼吸仕事量の評価のためには呼吸数の計測が定量的方法の1つであるが、頻呼吸の際に呼吸補助筋の収縮が出現する場合は、呼吸補助筋の活動度も呼吸仕事量を推測する指標となる。健康成人男性をマスク式人工呼吸器装着下で吸気流量の増加を伴う実験的な頻呼吸状態とした。斜角筋、胸鎖乳突筋および外肋間筋の筋収縮レベルを分析するために、表面筋電図信号を平均二乗平方根（root mean square：RMS）を用いて定量化した。回帰分析による解析では吸気流量とRMSの間には正の相関関係が認められた。吸気時間1.2秒の時と比較して吸気時間が0.4秒まで短縮するとRMSは斜角筋で約5.1倍、胸鎖乳突筋で約4.6倍、さらに外肋間筋で約3.5倍に増大した。実験的な条件下ではあるが、頻呼吸時の吸気筋活動を表面筋電図測定によって定量的に評価することができた。

I. はじめに

頻呼吸は呼吸仕事量の増加を示唆する重要な兆候の1つであり¹⁾、臨床現場で見逃されてはならない呼吸状態の1つである。一回換気量が増加すると弾性収縮力に抗する仕事量が増大する。一方で、呼吸数が多く吸気流量が増加するほど気道抵抗に抗する仕事量も増大する。コンプライアンスの低下した患者では、分時換気量の増大など呼吸仕事量が比較的增加する状況に対して、浅く速い呼吸が観察されることもある^{2, 3)}。しかしながら、呼吸数がさらに増加していくと、気道抵抗などの影響でさらに呼吸仕事量が増大する⁴⁾。呼吸仕事量の評価には呼吸数の計測が簡便で定量的な方法の1つであるが、どの程度の呼吸回数増加が呼吸仕事量の増大につながるのかは明確ではない^{5, 6)}。頻呼吸に付

随して呼吸補助筋などの収縮が出現する努力性呼吸⁷⁾では筋収縮レベルの変化も頻呼吸中の呼吸仕事量を推測する補足的指標となるが、定量的評価法としては検証が必要であろう。筋収縮は運動単位の動員（recruitment）と発火頻度（rate coding）によって調節されており、その活動電位を示す筋電図には当然発揮されるパワーの大きさが反映される。特に表面筋電図は比較的非侵襲であり、一定時間における筋電図信号の平均パワーを表わす平均二乗平方根（root mean square：RMS）^{8, 9)}を筋活動の分析に用いることで、頻呼吸中の吸気筋活動の定量的評価手段となり得るため、将来的な臨床応用が期待できる。本研究の目的は、健康成人男性を対象として、斜角筋、胸鎖乳突筋および外肋間筋の表面筋電図を計測し、呼吸数の増大による吸気流量の増大が、筋収縮活動の変化として定量的に評価できるのかを検証することである。

1) 社会医療法人友愛会豊見城中央病院 集中治療室

2) 琉球大学大学院医学研究科 救急医学講座

3) 社会医療法人友愛会豊見城中央病院 検査科

4) 琉球大学大学院医学研究科 衛生学・公衆衛生学講座

[受付日：2017年2月3日 採択日：2017年9月11日]

Ⅱ. 対象と方法

1. 対象

定期的にスポーツを行っている非喫煙の成人男性ボランティア 22 名を対象とした。被験者にはマラソン、野球そしてサッカーなどの競技者が含まれており、実験を遂行するために高い負荷の実験条件に耐える被験者を選定した¹⁰⁾。被験者には肺気腫、気管支喘息、気胸、過換気症候群、狭心症そして心筋梗塞などの呼吸器・循環器疾患の既往はなく、呼吸機能検査にて呼吸機能障害がないことを確認した。

2. 倫理的配慮

被験者には実験内容に関して説明し、同意を得た。本研究は社会医療法人友愛会、豊見城中央病院倫理委員会（承認番号：R018）の承認を得た。

3. 実験体位と機器

実験時の体位はベッド上ファーラー位（45 度）とした。換気マスクは呼気ポートなしのフルフェイスマスクをヘッドギアにて確実に被験者の頭部に固定し、人工呼吸器（ニューポートTM HT-70；Newport Medical, USA）に接続した。人工呼吸器は自発呼吸モードとし、設定圧支持換気（pressure support ventilation：PSV）と呼気終末陽圧（positive end-expiratory pressure：PEEP）はゼロとした。吸気時の筋電図の信号を増大させる目的で圧トリガーはこの機種で最も感度の低い 9cmH₂O に設定した¹¹⁾。マスク内の自発呼吸努力の発生は吸気トリガーランプの点灯で確認した。

Fig.1 に筋電図測定部位を示す。斜角筋間溝に超音波エコープローブ（7.5-MHz linear probe）を置き胸鎖乳突筋を避けながら右中斜角筋と右後斜角筋を同定し¹²⁾、その直上の皮膚に表面電極（20mm diameter, silver/silver chloride, Natus[®]；Natus Neurology, USA）を貼付した。胸鎖乳突筋用の電極は甲状軟骨から約 5cm 外側の筋直上の皮膚に貼付した¹¹⁾。外肋間筋用の電極は右前腋窩線上の第 8 肋間に貼付した¹³⁾。電極間インピーダンスが可能な限り低くなるように擦過パウダーを用いて皮膚を研磨した。電極間距離は 2cm とし、電極はビニールテープで固定し、不関電極の位置は右肩峰とした。実験開始前に筋電図の基線のノイズが著明な場合は再度、皮膚研磨を実施し電極を貼り直した。筋

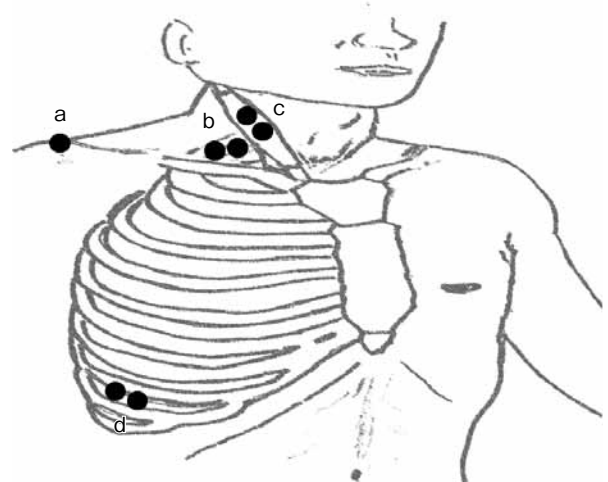


Fig.1 Locations of the electrodes placed on the body surface

a：Reference electrode on the acromion. b：the right middle scalene muscle. c：the right sternocleidomastoid muscle. d：the external intercostal muscle in the eighth intercostal space.

電計には Viking Quest version 12 (CareFusion, USA) を使用した。入力インピーダンスは 200M Ω 、同相信号除去比は 110dB、ハムフィルターはオフとした。16bit の A/D コンバータを用いて最大サンプリング周波数 100kHz、バンドパスフィルターは 20Hz ～ 3kHz でデータを記録した。

4. 実験手順

被験者にマスクと電極を装着後、メトロノームのリズムに合わせて吸気と呼気のタイミングを被験者に口頭で指示した。メトロノームのリズムは 18 回 / 分から最大 50 回 / 分まで 2 回ずつ増加させた。1 つの呼吸リズムの測定と次の測定との間は約 20 秒間メトロノームを止め、安静呼吸をさせた。新しい測定に入る前には必ず被験者の疲労感や気分不良の自覚、口唇や指の痺れの有無を確認した。自覚症状がある場合や被験者自身が何らかの理由で実験の中止を訴えた場合には実験はすぐに中止することとした。必要ならば実験室と同じフロア内にある救急外来の施設が利用できる体制下で実験を行った。吸気時間は 1.2 秒（18 回 / 分）から 0.05 秒ずつ短縮し、50 回 / 分のリズムでは 0.4 秒となった。計測は 10 呼吸を 1 行程とし、測定時間は呼吸数の増加とともに短縮し 18 回 / 分のリズムでは 36 秒間、最終 50 回 / 分では 12 秒間となった。吸気のタイミングが安定してくる 5 呼吸目から約 5 秒間、筋電図と心

電図波形を記録した。人工呼吸器の画面に表示された10呼吸の平均値を一回換気量とした。実験プロトコールは最終段階である50回/分の呼吸数に達するか、上記のような自覚症状が出現し実験が中止するまで継続した。

筋電図データの解析方法はコンピュータに保存された筋電図信号のうち5秒間の筋電図信号を筋電計に搭載された解析システムを用いてRMS (μV) として定量化した。吸気流量 (L/分) を一回換気量と吸気時間から算出した。呼吸数18回/分と50回/分について、斜角筋、胸鎖乳突筋および外肋間筋のRMS (μV) 値、ならびに一回換気量 (mL)、吸気流量 (L/分) を比較した。さらに、呼吸数18回/分 (吸気時間1.2秒) 時の斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋のRMSを基準として、各呼吸数におけるRMSの比率を求めた。

5. 統計解析

年齢 (歳)、身長 (cm)、体重 (kg)、肺活量 (mL) は平均 $\pm$ 標準偏差で、一回換気量 (mL)、吸気流量 (L/分)、斜角筋、胸鎖乳突筋、外肋間筋のRMS (μV) は

平均 $\pm$ 標準偏差 (中央値) で示した。呼吸数18回/分と50回/分時の一回換気量、吸気流量およびRMSの比較にはWilcoxon符号順位検定を用いた。また、各被験者において、吸気流量 (L/分) と斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋のRMS (μV) の関係を回帰分析を用いて解析した。決定係数 (R^2) が0.7以上の場合に強い相関があると判断した。pは0.05以下を有意とした。

Ⅲ. 結 果

1. 被験者の特性

被験者の平均年齢は 32 ± 7 歳、身長、体重そして肺活量はそれぞれ 170 ± 8 cm、 68 ± 8 kg、 4576 ± 658 mLであった (Table 1)。22名中20名は実験プロトコールを完遂した。2名の実験中止理由はマスク装着の圧迫感に耐えられないことであり、ともに健康を損なう有害事象はなかった。吸気時間を0.05秒ずつ短縮させながら、呼吸数を18回/分から50回/分まで増加させた際の吸気呼気比は最短1:1.2から最長1:2の間で変化した。筋電図の生データをFig.2に示した。

Table 1 Subjects' characteristics and results of pulmonary function tests

Subject number	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Type of Sport	VC (L)	VC%	FEV1.0%
1	46	173	73	Marathon	4.45	114	83
2	29	168	67	Baseball	4.26	104	90
3	40	167	61	Soccer	4.3	111	82
4	25	153	59	Weight-lifting	3.78	100	89
5	41	155	62	Boxing	3.47	97	93
6	22	171	64	Marathon	4.65	108	85
7	26	173	72	Baseball	4.52	106	94
8	34	175	80	Baseball	4.69	113	84
9	22	170	65	Marathon	3.91	91	97
10	27	167	65	Baseball	4.45	109	90
11	27	169	58	Marathon	4.62	111	88
12	27	180	77	Marathon	5.9	133	94
13	32	172	63	Soccer	4.79	116	78
14	29	167	65	Baseball	4.42	109	87
15	24	163	67	Baseball	3.65	90	92
16	46	165	61	Cycling	4.56	123	77
17	28	166	74	Soccer	4.67	115	84
18	32	172	62	Soccer	4.65	112	92
19	41	182	80	Boating	5.82	139	83
20	34	185	82	Basketball	5.95	135	89

VC, vital capacity ; VC%, vital capacity% ; FEV1.0%, forced expiratory volume in 1.0 s (%)

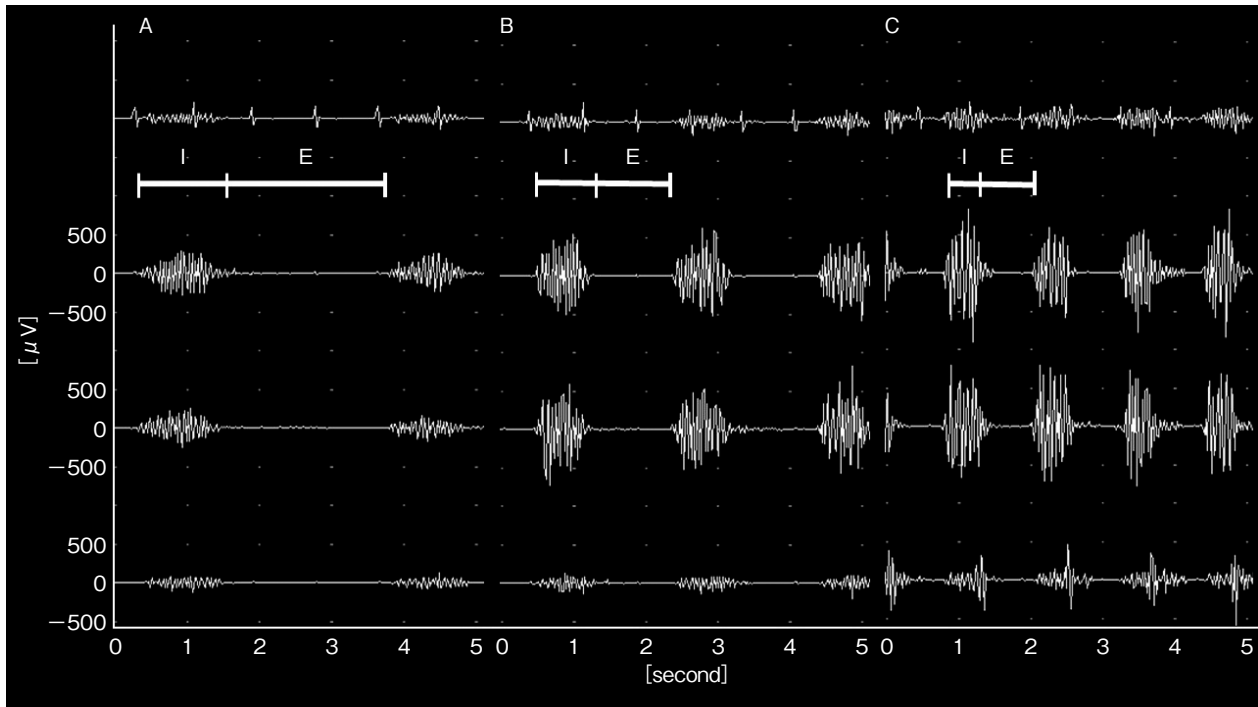


Fig.2 Representative raw EMG data

EMG data of the scalene (the second row), sternocleidomastoid (third row), and external intercostal (bottom row) muscles with electrocardiogram (ECG) data (top row). Respiratory rhythm at (A) 18 breaths/min, (B) 30 breaths/min, and (C) 50 breaths/min. (I) the inspiratory phase, (E) the expiratory phase. The vertical line represents the root mean square (RMS in μV) of the EMG. The horizontal line represents the time (s). Amplitude and frequency (firing rate) of EMG signal is related to the magnitude of muscle force. Amplitude and frequency (firing rate) of EMG signal increased with the rise of the respiratory rhythm.

2. 換気量と吸気流量

Fig.3 には呼吸数が 18 回 / 分と 50 回 / 分時の一回換気量と吸気流量の比較結果を示した。呼吸数 18 回 / 分では一回換気量が 916 ± 165 (927) mL であったのに対して 50 回 / 分では 480 ± 70 (482) mL であった ($p < 0.0001$)。一方、呼吸数 18 回 / 分の吸気流量は 45 ± 9 (47) L / 分であったのに対して 50 回 / 分では 72 ± 10 (72) L / 分であった ($p < 0.0001$)。

3. 平均二乗平方根 (root mean square : RMS)

呼吸数 18 回 / 分における斜角筋の RMS は 86 ± 58 (76) μV であり、50 回 / 分では 349 ± 185 (307) μV であった。一方、胸鎖乳突筋では呼吸数 18 回 / 分で 103 ± 61 (74) μV 、50 回 / 分では 406 ± 158 (371) μV であった。外肋間筋では呼吸数 18 回 / 分で 39 ± 25 (28) μV 、50 回 / 分では 109 ± 67 (90) μV であった。各吸気筋の RMS は呼吸数 50 回 / 分の時のほうが 18 回 / 分の時よりも有意に増加した ($p < 0.0001$)。Fig.4 に斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋について呼吸数 18 回 / 分

(吸気時間 1.2 秒) の時の RMS を 1 とした場合の RMS の比率の変化を示す。呼吸数 50 回 / 分 (吸気時間 0.4 秒) では筋電図の信号は斜角筋で約 5.1 倍、胸鎖乳突筋で約 4.6 倍そして外肋間筋で約 3.5 倍に達した。Table 2 に各被験者の斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋の吸気流量と RMS の回帰分析の結果を示した。斜角筋では 16 名の被験者の R2 が 0.7 以上を示した。胸鎖乳突筋と外肋間筋では 11 名が $R2 \geq 0.7$ を示した。Fig.5 は代表例として 3 名 (被験者 1、11、15) の吸気流量と RMS の関係をグラフに示した。被験者 1 と被験者 15 では吸気流量と RMS の間に強い正の相関を認めた。これに対して被験者 11 では吸気流量と RMS の関係を示すプロットのパターンが異なっていた。

IV. 考 察

実験的に作られた吸気流量の増大を伴う呼吸数増加の際の斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋の活動変化を表面筋電図を用いて評価することができた。また、各吸気筋の活動レベルを変化率として定量的に評価す

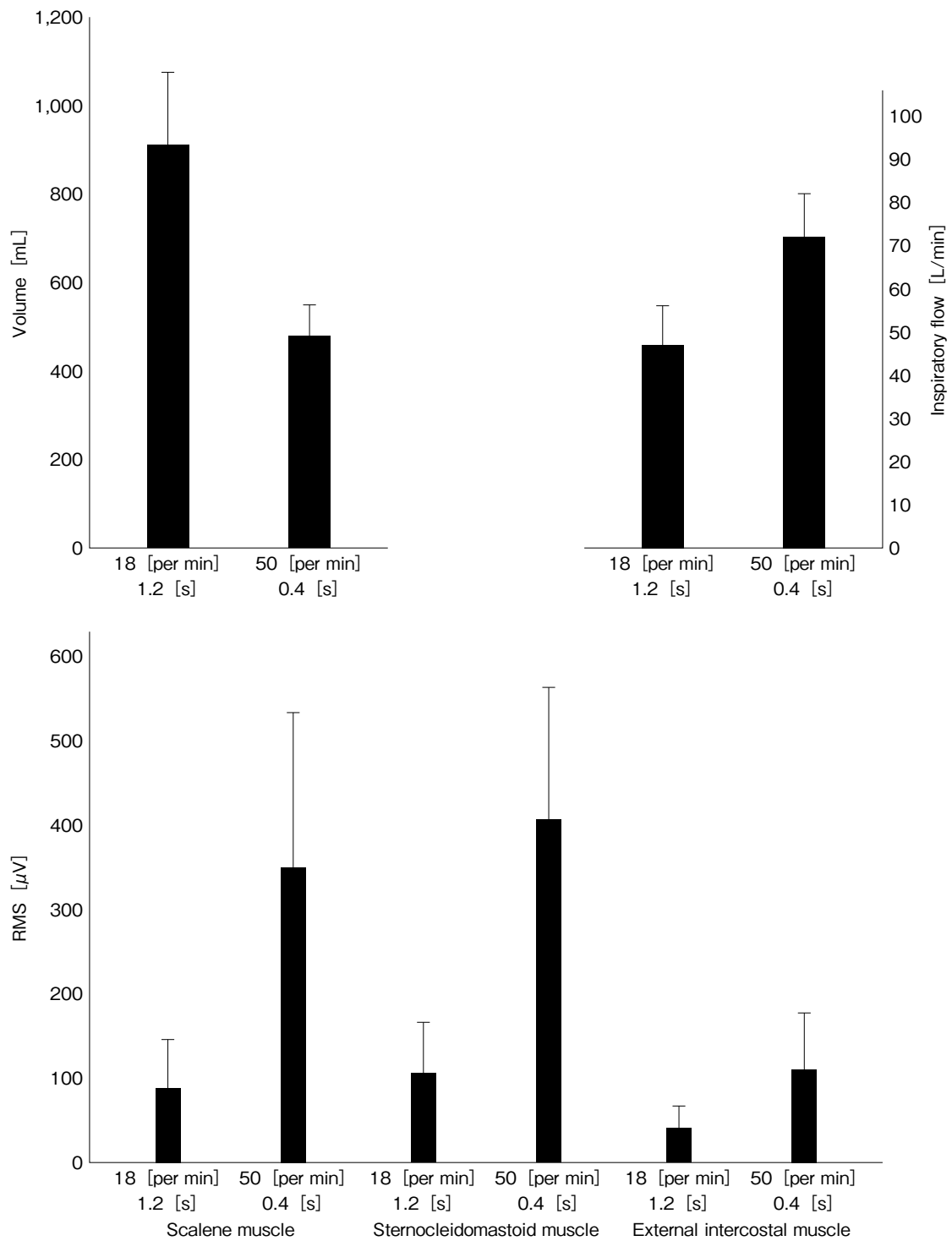


Fig.3 Comparisons of tidal volume, inspiratory flow and RMS values in 18 and 50 breaths/min

Comparisons of tidal volume (mL) (left bars graph) and inspiratory flow (L/min) (right bars graph) measured at 18 and 50 breaths/min (inspiratory times of 1.2 and 0.4 s), respectively (upper panel). Comparisons of root mean square (RMS) values measured at 18 and 50 breaths/min (inspiratory times of 1.2 and 0.4 s) in the scalene muscles (left bars graph), sternocleidomastoid muscles (middle bars graph), and external intercostal muscles (right bars graph), respectively (lower panel). The differences in the medians are significant at $P < 0.0001$, measured using the Wilcoxon signed rank test, respectively.

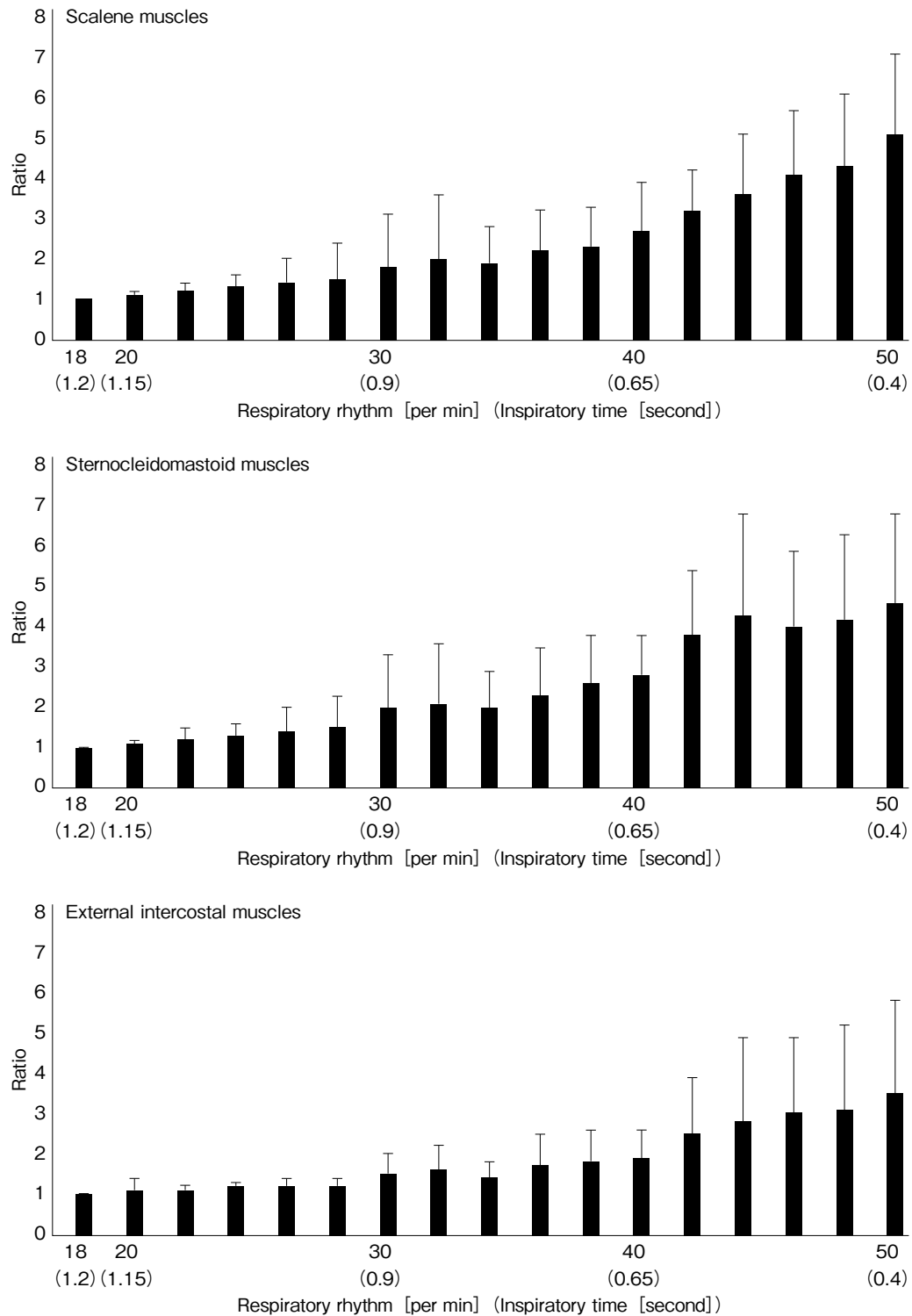


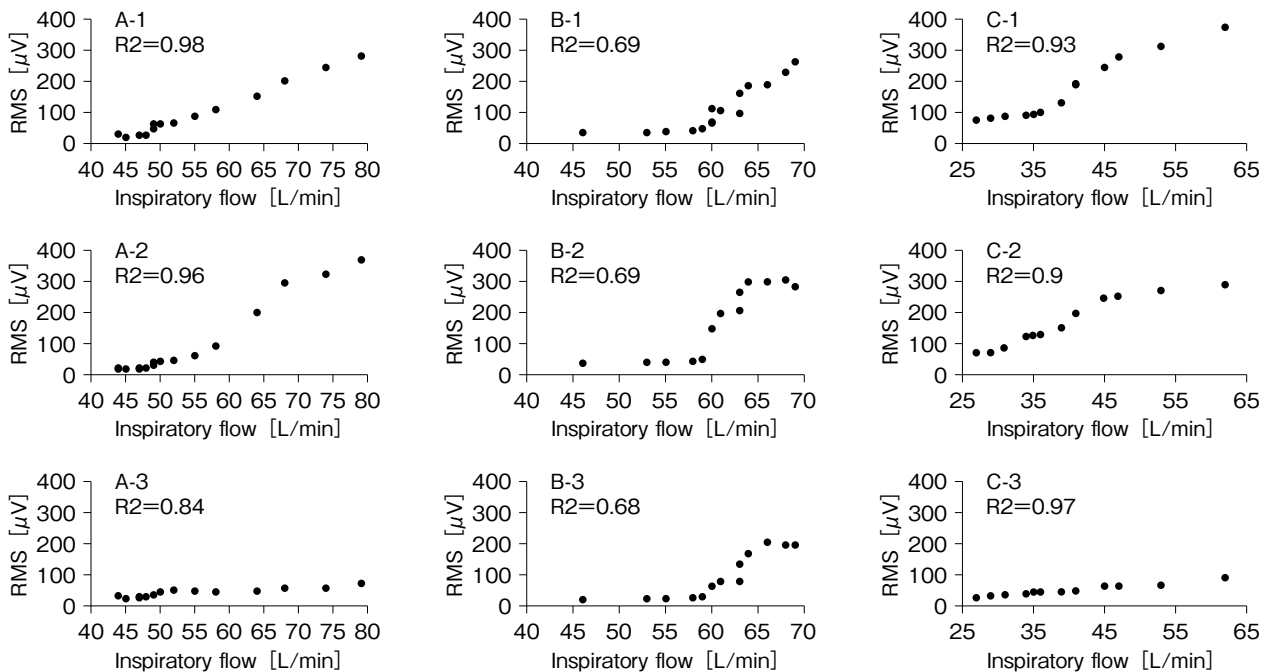
Fig. 4 Changes in RMS ratios with increasing respiratory rhythm and progressive shortening of the inspiratory time

Changes in root mean square (RMS) ratios with increasing respiratory rhythm and progressive shortening of the inspiratory time in the scalene muscles (upper panel), sternocleidomastoid muscles (middle panel), and external intercostal muscles (lower panel). The vertical line represents the ratio of RMS values relative to that at 18 breaths/min and 1.2 s inspiratory time. The horizontal line represents the respiratory rhythm (per min) and the inspiratory time (s).

Table 2 Results of regression analysis between inspiratory flow and RMS

Subject number	Scalene muscle				Sternocleidomastoid muscle				External intercostal muscle			
	R^2	F -test	t -value	p -value	R^2	F -test	t -value	p -value	R^2	F -test	t -value	p -value
1	0.98	<.0001	29	<.0001	0.96	<.0001	18	<.0001	0.84	<.0001	9	<.0001
2	0.76	<.0001	7	<.0001	0.93	<.0001	15	<.0001	0.5	0.0008	4	0.0008
3	0.85	<.0001	10	<.0001	0.95	<.0001	17	<.0001	0.82	<.0001	9	<.0001
4	0.86	<.0001	10	<.0001	0.82	<.0001	9	<.0001	0.84	<.0001	9	<.0001
5	0.76	<.0001	7	<.0001	0.71	<.0001	6	<.0001	0.76	<.0001	7	<.0001
6	0.8	<.0001	8	<.0001	0.81	<.0001	8	<.0001	0.05	0.21	1	0.21
7	0.66	<.0001	5	<.0001	0.55	0.0014	4	0.0014	0.61	0.0006	5	0.0006
8	0.78	0.0003	8	0.0003	0.66	0.0001	5	0.0001	0.8	<.0001	7	<.0001
9	0.93	<.0001	15	<.0001	0.4	0.005	3	0.005	0.37	0.008	3	0.008
10	0.97	<.0001	22	<.0001	0.98	<.0001	25	<.0001	0.88	<.0001	10	<.0001
11	0.69	<.0001	6	<.0001	0.69	<.0001	6	<.0001	0.68	<.0001	6	<.0001
12	0.93	<.0001	14	<.0001	0.63	<.0001	5	0.0001	0.88	<.0001	11	<.0001
13	0.79	<.0001	8	<.0001	0.47	0.002	4	0.002	0.82	<.0001	8	<.0001
14	0.95	<.0001	18	<.0001	0.62	0.0001	5	0.0001	0.96	<.0001	20	<.0001
15	0.93	<.0001	14	<.0001	0.9	<.0001	11	<.0001	0.97	<.0001	20	<.0001
16	0.96	<.0001	19	<.0001	0.94	<.0001	14	<.0001	0.13	0.11	2	0.11
17	0.91	<.0001	13	<.0001	0.93	<.0001	14	<.0001	0.14	0.08	2	0.08
18	0.48	<.0001	4	<.0001	0.32	0.01	3	0.01	0.4	0.004	3	0.004
19	0.95	0.0014	18	0.0014	0.89	<.0001	12	<.0001	0.92	<.0001	13	<.0001
20	0.25	<.0001	3	<.0001	0.15	0.07	2	0.07	0.21	0.04	2	0.04

R^2 , coefficient of determination ; F -test, p -value based on F -test ; t -value, significance of each explanatory variable ; p -value, significance probability of each explanatory variable

**Fig.5 Correlation of inspiratory airflow with RMS values**

Correlation of inspiratory airflow (L/min) with RMS values (μ V) in Subject 1 (A-1, A-2, and A3), Subject 11 (B-1, B-2, and B3), and Subject 15 (C-1, C-2, and C3). Inspiratory flow vs. root mean square (RMS) value for the scalene muscles (Top : A-1, B-1, and C-1), sternocleidomastoid muscles (Middle : A-2, B-2, and C-2), and external intercostal muscles (Bottom : A-3, B-3, and C-3), respectively. R^2 indicates coefficient of determination.

ることができた。頻呼吸時のように吸気流速が速くなる場合には気道抵抗に逆らって肺内に空気を吸い込むためには吸気筋は強く、速く収縮する必要がある。表面筋電図を用いることで、この吸気筋の収縮を RMS 増大として評価することができる。ベッドサイドでは、人工呼吸器からの離脱時に PSV を漸減させていく過程や spontaneous breathing trial (SBT) 施行時に頻呼吸となった場合に呼吸補助筋の活動度^{5,6)}を RMS の変化を用いて客観的に評価することができる¹¹⁾。人工呼吸器の換気条件を呼吸仕事量を軽減できる至適な設定とするために、呼吸補助筋の活動を表面筋電図で評価することにも応用できる可能性がある¹⁴⁾。表面筋電図による測定は心電図モニタリングと同様に比較的侵襲であり、ノイズ除去など課題はあるが、今後有用性を検証できれば、ICU などにおけるモニターの 1 つとなる可能性もある¹⁵⁾。これまでの研究では換気量や吸気圧の変化に対する吸気筋の筋電図活動を対象としたものが多く^{16,17)}、頻呼吸の際の研究は比較的少ない。その理由の 1 つとして、他の骨格筋を対象とした自転車エルゴメーターを用いた漸増負荷運動の例が挙げられるが、与えられた実験条件¹⁸⁾を用いて頻呼吸の研究の追試を試みると、有用なデータを得るためには、特殊な実験機器やデータ分析のための鍛錬を積んだ評価者が必要であった。また、頻呼吸を対象とした研究としては熱を加えることで体温を意図的に上昇させ頻呼吸を引き起こさせる動物実験¹⁹⁾が報告されているが、その手法をヒトに応用するのは難しい点が多い。トレッドミルによる歩行運動負荷時の吸気筋の活動の変化を評価した研究²⁰⁾もあるが、筋電図信号の増加が如何なる要因によってもたらされたのか生理学的な検証は十分ではなく、換気量や吸気流量などとの関係が必ずしも確かではない。そこで本研究では DeVries ら²¹⁾が報告している間欠的な短い負荷運動を繰り返し実施していく実験手法を用い、グラフ上にプロットされた筋電図の傾きの変化から吸気筋の発火頻度の増加や運動単位 (motor units) 動員の評価を試みた。

興味深いのは Fig.5 が示すように吸気流量と RMS の関係は被験者間で異なり、さらには同一被験者であっても斜角筋、胸鎖乳突筋そして外肋間筋の各吸気筋の間で同じではなかったことである。その理由としては、①吸気流量の増加に対して呼吸パターンが変化^{22,23)}することによって呼吸補助筋や肋間筋の活動に影響した

可能性、②筋肉への負荷が大きくなる場合に運動ニューロンと支配筋線維からなる運動単位のうち、筋繊維量が多く発生張力大きいものが動員されていく可能性 (サイズの原理)^{24,25)}がある。特に本研究では吸気流量の増加に対してサイズの大きな吸気筋の速筋線維が動員された可能性^{19,26)}が大きいと考えられる。また、他の骨格筋の研究では漸増負荷運動中に RMS が増加していく途上で、大きなサイズの運動単位の動員と乳酸産生に関わる嫌気性代謝の関係が示唆されている¹⁸⁾。Fig.5 の B1 から B3 に示されるような RMS の急激な増加では、速筋など比較的大きなサイズの運動単位の動員が推測される。呼吸筋活動における嫌気性代謝の影響については今後の検証が必要であろう²⁰⁾。

本研究には幾つかの限界がある。第一に本実験の頻呼吸は自発呼吸ではあるものの、意図された吸気時間の短縮など限定された実験条件のもとで作られたものであり臨床で遭遇する頻呼吸とは生理学的に異なる可能性がある。また、今回の被験者はいずれも若い健康成人男性であり運動競技者でもあった。長期の人工呼吸管理中の患者と比較すると吸気流量の増加に対する吸気筋の耐久性が異なる可能性がある。長期の人工呼吸管理や過剰な人工呼吸条件設定により呼吸筋の萎縮や筋線維タイプの変化などが生じた場合には、健康成人と比較して頻呼吸時には、より早期から多くの運動単位が動員される可能性もある^{27,28)}。第二に本研究では表面筋電図を用いているため他の隣接する筋肉の影響を完全に防ぐことはできない。特に、外肋間筋の筋電図の信号は、内肋間筋収縮の影響を受ける可能性がある。第三に呼吸リズムはメトロノームで指示されていたが、一回換気量は被験者の吸気努力に依存しており一定ではない。本研究では一回換気量が一定ではない自発呼吸を定量的に評価するために一定時間における RMS の平均値を用いて評価した。

V. 結 語

健康成人を対象に実験的に呼吸数を増やし吸気流量を増大させ、吸気流量増大時の斜角筋、胸鎖乳突筋ならびに外肋間筋の活動変化を、表面筋電図を用いて定量的に評価することができた。

〈謝辞〉

本研究に被験者として参加してくれたボランティアの方々、そして電気生理学的な知識・技術を指導して下さった京都大学名誉教授の森谷敏夫先生に深謝いたします。

本稿の全ての著者には規定されたCOIはない。

参考文献

- 1) Aboussouan LS : Egan's fundamentals of respiratory care. 11thed. St Louis, Mosby Elsevier, 2013, pp972-96.
- 2) West JB : 換気のマカニクス. ウェスト呼吸生理学入門 正常肺編 第1版. 桑平一郎訳. 東京, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2012, pp103-33.
- 3) 特発性肺線維症 (IPF). 特発性間質性肺炎診断と治療の手引き 第2版. 日本呼吸器学会びまん性肺疾患診断・治療ガイドライン作成委員会編. 東京, 南江堂, 2012, pp53-66.
- 4) Otis AB, Fenn WO, Rahn H : Mechanics of breathing in man. J Appl Physiol. 1950 ; 2 : 592-607.
- 5) <http://square.umin.ac.jp/jrcm/pdf/pubcome00701.pdf> (2017年7月4日アクセス)
- 6) Scheinhorn DJ, Chao DC, Stearn-Hassenpflug M, et al : Outcomes in post-ICU mechanical ventilation : a therapist-implemented weaning protocol. Chest. 2001 ; 119 : 236-42.
- 7) 瀧 健治: 努力性呼吸. 呼吸管理に活かす 呼吸生理. 東京, 羊土社, 2006, pp31.
- 8) 鳥野 大: RMS (平均二乗平方根 root mean square) 解析, 理学療法評価テキスト. 星 文彦, 伊藤俊一, 盆子原秀三編. 東京, 南江堂, 2010, pp328-9.
- 9) Kumar S, Mital A : Electromyography in ergonomics. UK-London, Taylor and Francis Ltd, 1996.
- 10) Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T : Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. J Appl Physiol. 1993 ; 74 : 1729-34.
- 11) 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.
- 12) 関口浩至, 近藤 豊, 久木田一朗 : 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. 人工呼吸. 2013 ; 30 : 36-41.
- 13) Segizbaeva MO, Donina ZhA, Timofeev NN, et al : EMG analysis of human inspiratory muscle resistance to fatigue during exercise. Adv Exp Med Biol. 2013 ; 788 : 197-205.
- 14) Hug F, Raux M, Prella M, et al : Optimized analysis of surface electromyograms of the scalenes during quiet breathing in humans. Respir Physiol Neurobiol. 2006 ; 150 : 75-81.
- 15) Schmidt M, Chiti L, Hug F, Demoule A, et al : Surface electromyogram of inspiratory muscles : a possible routine monitoring tool in the intensive care unit. Br J Anaesth. 2011 ; 106 : 913-4.
- 16) Yokoba M, Abe T, Katagiri M, et al : Respiratory muscle electromyogram and mouth pressure during isometric contraction. Respir Physiol Neurobiol. 2003 ; 137 : 51-60.
- 17) Hudson AL, Gandevia SC, Bulter JE : The effect of lung volume on the co-ordinated recruitment of scalene and sternomastoid muscles in humans. J Physiol. 2007 ; 584 : 261-70.
- 18) Candotti CT, Loss JF, Melo Mde O, et al : Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. Can J Physiol Pharmacol. 2008 ; 86 : 272-8.
- 19) Citterio G, Sironi S, Piccoli S, et al : Slow to fast shift in inspiratory muscle fibers during heat tachypnea. Respir Physiol. 1983 ; 51 : 259-74.
- 20) Pervitch R, Gefen A, Elad D, et al : Inspiratory muscles experience fatigue faster than the calf muscles during treadmill marching. Respir Physiol Neurobiol. 2007 ; 156 : 61-8.
- 21) DeVries HA, Tichy MW, Housh TJ, et al : A method for estimating physical working capacity at the fatigue threshold (PWCFT). Ergonomics. 1987 ; 30 : 1195-204.
- 22) Mador MJ, Acevedo FA : Effect of inspiratory muscle fatigue on breathing pattern during inspiratory resistive loading. J Appl Physiol. 1991 ; 70 : 1627-32.
- 23) 大塚将秀 : 呼吸筋疲労～呼吸不全の早期発見. 人工呼吸. 2016 ; 33 : 158-62.
- 24) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO : Functional significance of cell size in spinal motoneurons. J Neurophysiol. 1965 ; 28 : 560-80.
- 25) 鳥野 大 : サイズの原則, 理学療法評価テキスト. 星 文彦, 伊藤俊一, 盆子原秀三編. 東京, 南江堂, 2010, pp320.
- 26) 森谷敏夫 : 神経と筋. 身体トレーニング 運動生理学からみた身体機能の維持・向上. 宮村実晴編. 東京, 真興交易医書出版部, 2009, pp115-22.
- 27) Powers SK, Wiggs MP, Sollanek KJ, et al : Ventilator-induced diaphragm dysfunction : cause and effect. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol. 2013 ; 305 : R464-77.
- 28) 大石康晴, 谷口絃八 : 筋委縮. 身体トレーニング 運動生理学からみた身体機能の維持・向上. 宮村実晴編. 東京, 真興交易医書出版部, 2009, pp162-7.

Verification of the evaluation method for inspiratory muscle activity during tachypnea with an increase in inspiratory flow: An experimental cross-sectional study using surface electromyograms

Hiroshi SEKIGUCHI^{1, 2)}, Masako NOBORIKAWA³⁾, Yutaka KONDO²⁾,
Kazuhiko HANASHIRO⁴⁾, Ichiro KUKITA²⁾

¹⁾ Intensive Care Unit, Tomishiro Central Hospital, Social Medical Care Corporation Yuuai-Kai

²⁾ Department of Emergency and Critical Care Medicine, Graduate School of Medicine, University of the Ryukyus

³⁾ Department of Laboratory, Tomishiro Central Hospital, Social Medical Care Corporation Yuuai-Kai

⁴⁾ Department of Public Health and Hygiene, Graduate School of Medicine, University of the Ryukyus

Corresponding author : Hiroshi SEKIGUCHI

Intensive Care Unit, Tomishiro Central Hospital, Social Medical Care Corporation
Yuuai-Kai

25, Ueta, Tomigusuku, Okinawa, 901-0243, Japan

Key words : tachypnea, inspiratory muscle, surface electromyogram, inspiratory flow, root mean square

Abstract

Tachypnea is an important indicator that suggests an increase in the work of breathing and is also an indicator that should not be overlooked in the clinical setting. Measuring the respiratory rate is one of quantitative method for evaluating the work of breathing. In addition, when the contraction of accessory muscles accompanies tachypnea, changes in the muscle contraction level are also complementary indicators to estimate the work of breathing during tachypnea. In this study, tachypnea with an increase in inspiratory flow was experimentally generated using a mask-type ventilator attached to healthy male subjects, and the surface electromyographic signals were quantified using the root mean square (RMS) to analyze the changes in the contraction levels of the scalene, sternocleidomastoid, and external intercostal muscles. Regression analysis revealed a positive correlation between an increase in inspiratory flow and RMS. When the inspiratory time was reduced to 0.4 s, electromyographic signals increased by 5.1-fold (scalene muscle), 4.6-fold (sternocleidomastoid muscle), and 3.5-fold (external intercostal muscle) compared with the values at initial measurement (1.2 s). Therefore, although under experimental conditions, the inspiratory muscle activity during tachypnea could be evaluated quantitatively using surface electromyogram.

Received February 3, 2017

Accepted September 11, 2017