原 著 論 文

姿勢位が下顎等尺性後方牽引運動に伴う頸・肩・ 背部筋活動に及ぼす影響

鳥巢 哲朗

Postural Effects on the Neck, Shoulder and Back Muscle Activities Accompanying Isometric Retrusive Jaw Exercise

Tetsurou Torisu

Abstract : The effects of tonic labyrinth reflex and the leg muscle activities on the muscle activities in the neck, shoulder and back regions were studied in 13 healthy subjects loaded isometric retrusive jaw exercises.

1. There was no significant postural difference in the jaw force ($P>0.05$).
 2. Mean muscle active potentials (MMAPs) in SCM, Tra (Nu) and Tra (B) depended on postures and/or jaw exercise ($P<0.05$).
 - 1) MMAPs in SCM (inf) before jaw exercise were higher at the -90° position ($P<0.05$).
 - 2) MMAPs increased during the exercise, and made the postural effects clear.
 - 3) MMAPs decreased after the exercise, but higher activities than that before it remained.
- The effects of the exercise revealed themselves remarkably in SCM (inf).
3. MMAPs in the limb muscles hardly depended on postures, except for Bi-Fem and Soleus at the 180° position.
 4. It is suggested that muscle activities in the neck, shoulder and back regions before, during and after jaw exercises depend on postures changing the response of the vestibular system, and that posture is one of the factors which induces or increases discomfort in the neck, shoulder and back regions of the patients with occlusal disease.

Key words : posture, retrusive jaw exercise, tonic labyrinth reflex, neck, shoulder and back, EMG

I. 緒 言

長崎大学大学院歯学研究科 (指導: 藤井弘之教授)
Graduate School of Dentistry, Nagasaki University (Director: Prof. Hiroyuki Fujii)
平成4年10月5日受付

下顎の水平的運動を負荷すると、顎機能異常者の訴え¹⁻³⁾に類似した不快症状が健常者の頸・肩・背部に誘発されることがある^{4,5)}。この時に観察される同部の

筋活動は姿勢位により影響を受ける⁶⁾。

さらに、頭位の変化に伴う咀嚼筋⁷⁾や頭頸部筋⁸⁾の筋活動の変化、および下顎位の変化が重心動揺や抗重力筋活動に及ぼす影響^{9,10)}など、口腔顎系と体幹・下肢の姿勢制御系との関連を示唆する報告もある。

しかし、これら実験では頸反射や前庭反射などいくつかの姿勢反射の影響が複雑に交錯し、口腔顎系と下肢骨格筋との機能的な関連についても不明な点が多い。

本研究の目的は、姿勢反射の1つである緊張性前庭反射や下肢骨格筋の活動状態が、下顎負荷運動時の頸・肩・背部の筋活動にどのような影響を及ぼすのかを筋電図学的に検索することである。

II. 研究方法

1. 姿勢位の設定

設定した6姿勢位を図1に示した。いずれもヘッドレストを使用した。実験中は体幹に対する頭頸部の角度を一定に保つよう被験者に指示し、験者もこれを視認した。体軸傾斜角度の表示法はMagnusら¹¹⁾に従った。

姿勢位変換には、可変傾斜型体位変換装置(東芝メディカル:DTP-500 A, 以下回転台という)を用いた。±90°位では回転台は固定したままとしたが、残りの4姿勢位ではまず被験者を+90°位(仰臥位水平)とし、その後、回転台の傾斜を所定の角度に変換した。各姿勢位ともに、目的とする姿勢位設定完了から約3分経過した後下顎後方牽引運動を行わせ、運動終了から30秒以上経過後に回転台を水平位(+90°位)に戻した。

なお、+60°位(30°ヘッドダウン)および+120°

図1 設定した6姿勢位
Six postural conditions

位では被験者の腰部をベルトで軽く回転台に固定した。また、180°位(直立位)を除く5姿勢位では回転台のフットレストは使用せず、被験者の足底は回転台と無接触とした。

設定した6姿勢位の試行順序はランダムとし、各試行間に10分以上の休息をおいた。

2. 被験者および負荷運動

被験者は口腔顎系や頸・肩・背部および四肢の運動系に自覚的、他覚的な異常を認めず、耳鼻科的疾患の既往および現病歴のない、いわゆる健康成人男子13名である(表1)。

負荷運動は、頸・肩・背部骨格筋の緊張を亢進する下顎持続的等尺性後方牽引運動で、その持続時間は30秒とした¹²⁾。負荷運動の強度は、各試行ごとに験者がオシロスコープ上でモニターし、実験前に観察した各被験者の最大随意後方牽引力とほぼ同レベルに到達していることを確認した。当該運動負荷および顎筋力測定装置は、吉松らの方法¹²⁾に準じて作製した。

実験中、被験者にはアイマスクを装着させた。

3. データの記録

筋電図は、左側の胸鎖乳突筋停止側半部、同筋起始側半部(以下それぞれ胸鎖乳突筋上部および下部という)、僧帽筋上部後頸部、同筋上部肩部、同筋下部(以下それぞれ僧帽筋後頸部、肩部および背部)、上腕二頭筋、上腕三頭筋外側頭(以下上腕三頭筋)、大腿直筋、大腿二頭筋長頭(以下大腿二頭筋)、前脛骨筋、腓腹筋外側頭(以下腓腹筋)、ヒラメ筋の各相当部から表面双極電極を用いて導出した(図2)。これら筋電図と下顎後方牽引力および回転台の傾斜角度をデータレコーダに同時記録した。

4. データの分析

1) 下顎後方牽引力

下顎後方牽引力は、下顎負荷運動開始10秒以内に現れた最大力発現時点(K1)と、その後1秒ごとに4時点(K2~K5)の計5時点で計測した。顎筋力

表1 被験者の年齢および性別分布
Age and sex distribution of examinees

Age in years		Sex	
Range	Mean	Male	Female
19~31	22.6	13	0

図 2 電極設置部位

Electrode positions

- 1 : SCM (sup) : 胸鎖乳突筋上部 ; the superior region of sternocleidomastoid muscle
 2 : SCM (inf) : 胸鎖乳突筋下部 ; the inferior region of sternocleidomastoid muscle
 3 : Tra (Nu) : 僧帽筋後頸部 ; the nuchal region of trapezius muscle
 4 : Tra (S) : 僧帽筋肩部 ; the shoulder region of trapezius muscle
 5 : Tra (B) : 僧帽筋背部 ; the back region of trapezius muscle
 6 : Bi-Bra : 上腕二頭筋 ; biceps brachi muscle
 7 : Tri-Bra : 上腕三頭筋外側頭 ; the lateral head of triceps brachi muscle
 8 : Rec-Fem : 大腿直筋 ; rectus femoris muscle
 9 : Bi-Fem : 大腿二頭筋長頭 ; the long head of biceps femoris muscle
 10 : Tib-Ant : 前脛骨筋 ; tibialis anterior muscle
 11 : Gas : 腓腹筋外側頭 ; the lateral head of gastrocnemius muscle
 12 : Soleus : ヒラメ筋 ; soleus muscle

の統計的な解析^{13,14)}は以下のモデルに従った。

$$\text{Total} = \mu + I_i + P_j + e_1 \\ + K_k + (I_i + P_j) \times K_k + e_2$$

μ : 平均

I_i : 個人, $i=1\sim13$

P_j : 姿勢位, $j=1\sim6$

K_k : 計測時点, $k=1\sim5$

2) 筋電図

筋電図は図3に示した8時点を分析対象とした。すなわち、T1:回転台傾斜完了1分後(+90°位、-90°位では負荷運動開始2分前)、T2:同完了2分後(同開始1分前)、T3:下顎負荷運動開始直前、T4:負荷運動開始後顎筋力が最初にプラトーレベルに達した時点、T5:負荷運動終了直後、T6:同終了10秒後、T7:同終了20秒後、T8:同終了30秒後である。各分析時点における1秒間の筋電図データをフーリエ変換して累積パワー値を求め⁵⁾(日本光電工業:ATAC-450)、その実効値(以下、平均筋活動電位という)を算出^{15,16)}した。

なお、平均筋活動電位は、顎筋力の解析に準じ、以下に示す統計モデルで検討した。

$$\text{Total} = \mu + I_i + E_j + e_1 \\ + P_k + (I_i + E_j) \times P_k + e_2 \\ + T_l + (I_i + E_j + P_k + \dots + E_j \times P_k) \times T_l + e_3$$

μ : 平均

I_i : 個人, $i=1\sim13$

E_j : 電極部位, $j=1\sim12$

P_k : 姿勢位, $k=1\sim6$

T_l : 分析時点, $l=1\sim8$

III. 結 果

1. 下顎後方牽引力

下顎後方牽引力に有意な影響を与えた因子は、個人に関連した因子を除くと、計測時点(K)間のみであった($P<0.0001$, 表2)。

表3から、負荷運動開始10秒以内に現れた最大下顎後方牽引力の平均値は8.5 kgfであったが、以降の5秒間4計測時点(K2~K5)の当該値は7.9~8.0 kgfの範囲にあり、この区間の下顎後方牽引力の大きさは比較的安定していたことが分かった。

図 3 +60°における原波形の1例。T1~T8は筋電図の分析時点を示す
An example of raw recordings in +60° T1~T8 show analyzed periods for mean muscle active potential

表 2 下顎後方牽引力の分散分析の要約
Summary of the analysis of variance for retrusive jaw force

SV	df	MS	F'	P'
Individuals (I)	12	397.94	76.67	<0.0001
Postures (P)	5	4.27	—	—
error ₁	60	5.26	—	—
error ₁ '	65	5.19	14.03	<0.0001
Measuring point (K)	4	4.66	12.59	<0.0001
K × I	48	0.47	1.27	≅0.1243
K × P	20	0.23	—	—
error ₂	240	0.38	—	—
error ₂ '	308	0.37	—	—
Total	389			

SV: source of variation, df: degree of freedom,
MS: mean square, F': Variance ratio (F values),
P': probability of the null hypothesis (P values)

表 3 下顎後方牽引力。表 2 の有意な因子の効果を示した
Mean retrusive jaw force. The effects of significant factor (K) in Table 2 are tabulated

Measuring points				
K ₁	K ₂	K ₃	K ₄	K ₅
8.5	8.0	7.9	8.0	8.0

Confidence limit at 95% level; K: ±0.14. K₁: 顎運動開始後 10 秒以内における最大顎筋力発現時点; the peak point of jaw force within ten seconds of starting the jaw exercise. K₂, K₃, K₄ and K₅: K₁ から 1, 2, 3, 4 秒後; one, two, three and four seconds after K₁, respectively.

2. 平均筋活動電位

平均筋活動電位は、すべての主変動因子と交互作用から有意な影響を受けていた(表 4)。そこで、個人に関連する因子を除いた最大の交互作用である電極部

図4 平均筋活動電位。表4で有意な最大交互作用 ($E \times P \times T$) の効果
Mean muscle active potential (μV_{rms}). The effects of the largest significant factor ($E \times P \times T$) in Table 4 are illustrated ($P < 0.0001$)

位と姿勢位と分析時点間の3因子の交互作用 ($E \times P \times T$) の効果を表5および図4に要約した。

表5と図4から、電極部位には姿勢位と分析時点の影響が有意な部位とそうでない部位があり、前者が胸鎖乳突筋上部、同筋下部、僧帽筋後頸部、同筋肩部、同筋背部、大腿二頭筋およびヒラメ筋の7部位、後者が残りの5部位であることが分かった。以下に、有意な変化がみられたこれら7部位の平均筋活動電位の消長を検討した。

1) 胸鎖乳突筋上部

下顎負荷運動前 ($T_1 \sim T_3$) の平均筋活動電位は $1.8 \sim 3.7 \mu V_{rms}$ の範囲にあり、姿勢位および分析時点の影響をほとんど受けなかった ($P > 0.1$)。

負荷運動時 (T_4) には同部の平均筋活動電位は有意に増大した ($P < 0.0001$)。しかし、この増大傾向は姿勢位によって異なり、 180° 位および $+60^\circ$ 位の2姿勢位における値 (22.7 および $21.6 \mu V_{rms}$) は $+90^\circ$ 位および -90° 位の値 (18.1 および $14.1 \mu V_{rms}$) よりも有意に大きく ($P < 0.02$)、 -90° 位における値は他の5姿勢位の値よりも有意に小さかった ($P < 0.01$)。

負荷運動終了直後 (T_5) には、平均筋活動電位は有意に低下した。しかし、 $+120^\circ$ 位および $+90^\circ$ 位を

表4 平均筋活動電位の分散分析の要約
Summary of the analysis of variance for mean muscle active potential

SV	df	MS	F'	P'
Individuals (I)	12	733.58	2.08	≈ 0.0223
Electrode positions (E)	11	5868.08	16.61	< 0.0001
error ₁	132	353.23	74.28	< 0.0001
Postures (P)	5	295.45	18.10	< 0.0001
I $\times$ P	60	24.33	1.49	≈ 0.0119
E $\times$ P	55	102.57	6.28	< 0.0001
error ₂	660	16.33	3.43	< 0.0001
Analysis periods (T)	7	2726.00	573.29	< 0.0001
I $\times$ T	84	146.00	30.70	< 0.0001
E $\times$ T	77	843.53	177.40	< 0.0001
P $\times$ T	35	13.38	2.81	< 0.0001
I $\times$ E $\times$ T	924	72.21	15.19	< 0.0001
I $\times$ P $\times$ T	420	8.62	1.81	< 0.0001
E $\times$ P $\times$ T	385	6.96	1.46	< 0.0001
error ₃	4620	4.76		
Total	7487			

除いた残りの4姿勢位の当該値は運動負荷前の値よりも大きく ($P < 0.04$)、また $+84^\circ$ 位および $+60^\circ$ 位の値 (6.9 および $6.8 \mu V_{rms}$) が $+120^\circ$ 位の値 ($3.8 \mu V_{rms}$) よりも有意に大きい ($P < 0.04$) など、姿勢位間の差も認められた。

表 5 平均筋活動電位の平均値と 95% 信頼限界

Mean and confidence limit at 95% level of mean muscle active potential. The effects of significant factors (E×P×T) in Table 4 are tabulated

(μ Vms)

			Analysis periods (T)								mean		
			T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆	T ₇	T ₈			
Electrode positions (E)	SCM	superior	Postures (P)	180°	2.3	2.1	2.2	22.7	5.4	3.7	3.3	3.1	5.6
				+120°	1.8	2.2	2.0	20.1	3.8	2.7	2.5	2.6	4.7
				+90°	1.9	2.0	2.5	18.1	5.2	3.4	3.4	3.1	5.0
				+84°	1.9	2.0	2.1	20.6	6.9	4.9	4.4	4.3	5.9
				+60°	2.5	2.5	3.7	21.6	6.8	5.0	4.6	4.5	6.4
				-90°	2.0	2.1	2.1	14.1	5.7	4.6	3.7	3.6	4.7
				mean	2.1	2.2	2.4	19.5	5.7	4.1	3.7	3.6	5.4
		inferior	Postures (P)	180°	3.5	3.6	3.7	40.5	12.5	11.2	10.0	10.8	12.0
				+120°	3.9	4.3	4.4	40.8	10.3	10.9	10.9	10.4	12.0
				+90°	2.8	3.2	3.3	36.6	12.6	11.2	11.0	9.3	11.3
				+84°	3.1	3.2	3.1	35.3	11.1	11.6	10.4	11.0	11.1
				+60°	5.2	5.1	5.6	40.5	12.4	11.5	12.0	12.1	13.1
				-90°	7.2	8.0	7.7	29.4	17.8	16.4	15.2	14.8	14.6
				mean	4.3	4.6	4.6	37.2	12.8	12.1	11.6	11.4	12.3
	Tra	Nucha	Postures (P)	180°	2.6	2.3	2.5	7.9	3.0	3.1	2.8	2.7	3.4
				+120°	1.5	2.8	1.6	6.7	2.0	1.7	1.7	1.8	2.5
				+90°	1.8	1.9	2.0	7.3	2.6	2.1	2.2	2.0	2.7
				+84°	1.9	1.9	1.9	7.6	2.3	2.2	2.2	2.2	2.8
				+60°	2.0	2.0	2.1	7.6	3.0	2.5	2.5	2.5	3.0
				-90°	2.2	2.3	2.4	8.1	3.5	3.0	2.7	2.9	3.4
				mean	2.0	2.2	2.1	7.6	2.7	2.4	2.4	2.3	3.0
		Shoulder	Postures (P)	180°	5.6	4.8	5.6	5.3	5.9	5.2	5.1	5.1	5.3
				+120°	2.7	3.0	2.8	4.0	3.0	2.8	2.8	2.8	3.0
				+90°	2.7	2.7	2.7	4.2	3.9	3.3	3.5	2.8	3.2
				+84°	3.0	2.9	2.9	5.0	3.2	2.9	2.9	2.9	3.2
				+60°	2.9	2.9	2.9	3.9	4.3	2.9	2.8	2.8	3.2
				-90°	3.5	3.8	3.5	4.5	3.8	3.7	3.5	3.8	3.8
				mean	3.4	3.3	3.4	4.5	4.0	3.5	3.4	3.3	3.6
	Back	Postures (P)	180°	5.3	5.3	5.6	8.0	6.5	5.8	5.9	5.7	6.0	
			+120°	6.4	6.5	5.8	9.3	9.1	7.7	7.2	6.5	7.2	
			+90°	4.9	4.9	4.8	9.8	8.5	7.1	6.2	5.8	6.5	
			+84°	4.9	4.7	4.5	8.7	6.5	6.0	5.5	5.7	5.8	
			+60°	4.3	4.0	4.1	6.2	4.3	4.1	3.9	3.9	4.3	
			-90°	4.6	4.5	4.6	6.8	6.1	5.1	4.9	5.1	5.2	
			mean	5.0	5.0	4.9	8.1	6.7	6.0	5.6	5.4	5.8	
	Bi-Bra	Postures (P)	180°	1.8	1.5	1.5	1.6	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	
			+120°	1.4	1.5	1.5	3.0	1.5	1.4	1.4	1.5	1.7	
			+90°	1.3	1.4	1.4	1.6	1.6	1.4	1.5	1.4	1.5	
			+84°	1.5	1.3	1.5	1.6	1.5	1.3	1.3	1.4	1.4	
			+60°	1.7	1.5	1.5	1.6	1.5	1.4	1.4	1.4	1.5	
			-90°	1.6	1.5	1.5	2.1	1.8	1.7	1.6	1.7	1.7	
			mean	1.5	1.4	1.5	1.9	1.6	1.5	1.5	1.5	1.5	
		Tri-Bra	Postures (P)	180°	1.7	1.6	1.7	2.1	2.0	1.8	1.7	1.6	1.8
				+120°	1.6	1.8	1.6	2.5	1.8	1.6	1.8	1.7	1.8
				+90°	1.6	1.6	1.6	2.3	1.8	1.9	1.7	1.6	1.7
				+84°	1.6	1.6	1.5	2.3	1.7	1.7	1.7	1.7	1.7
				+60°	1.8	1.6	1.7	2.4	1.8	1.7	1.7	1.7	1.8
				-90°	1.8	1.7	1.7	2.7	2.6	2.0	1.9	1.8	2.0
				mean	1.7	1.6	1.6	2.3	1.9	1.8	1.8	1.7	1.8
	Rec-Fem	Postures (P)	180°	2.4	2.6	2.5	2.7	2.5	2.4	2.3	2.3	2.4	
			+120°	2.4	2.3	2.2	2.3	2.6	2.2	2.2	2.2	2.3	
			+90°	2.0	2.0	2.1	2.1	2.1	2.1	2.1	2.0	2.1	
			+84°	2.1	2.1	2.1	2.3	2.2	2.1	2.2	2.2	2.2	
			+60°	2.3	2.2	2.1	2.3	2.2	2.1	2.0	2.1	2.2	
			-90°	1.9	1.9	2.0	2.0	2.0	1.9	1.9	2.0	2.0	
			mean	2.2	2.2	2.2	2.3	2.3	2.2	2.1	2.1	2.2	
	Bi-Fem	Postures (P)	180°	4.2	3.6	3.0	4.3	4.1	3.8	3.8	3.9	3.8	
			+120°	2.0	1.8	1.7	1.9	1.6	1.7	1.7	1.6	1.8	
			+90°	1.5	1.4	1.3	1.5	1.5	1.4	1.4	1.4	1.4	
			+84°	1.5	1.6	1.5	1.7	1.5	1.5	1.5	1.6	1.6	
			+60°	1.5	1.4	1.4	1.4	1.4	1.3	1.4	1.3	1.4	
			-90°	2.0	1.7	1.5	2.3	1.9	1.7	1.7	2.4	1.9	
			mean	2.1	1.9	1.7	2.2	2.0	1.9	1.9	2.0	2.0	
	Tib-Ant	Postures (P)	180°	2.1	2.2	2.3	2.4	2.3	2.1	2.2	2.3	2.2	
			+120°	1.9	2.0	1.9	2.2	1.8	1.8	1.8	1.7	1.9	
			+90°	1.5	1.6	1.6	1.7	1.6	1.5	1.5	1.6	1.6	
			+84°	1.6	1.6	1.5	1.7	1.6	1.6	1.5	1.6	1.6	
			+60°	1.9	1.7	1.5	1.9	2.0	1.7	1.6	1.7	1.8	
			-90°	1.7	1.6	1.6	1.9	1.7	1.5	1.5	1.7	1.6	
			mean	1.8	1.8	1.7	2.0	1.8	1.7	1.7	1.8	1.8	
	Gas	Postures (P)	180°	2.7	2.7	2.8	3.0	3.0	3.0	2.9	2.8	2.9	
			+120°	1.6	1.6	1.6	1.7	1.9	1.7	1.7	1.6	1.7	
			+90°	1.4	1.5	1.5	1.6	1.7	1.7	1.7	1.5	1.6	
			+84°	1.5	1.4	1.5	1.8	1.8	1.7	1.7	1.8	1.7	
			+60°	1.9	1.7	1.6	1.8	1.8	1.7	1.8	1.6	1.7	
			-90°	1.5	1.6	1.6	1.7	1.8	1.6	1.6	1.7	1.6	
			mean	1.8	1.8	1.8	1.9	2.0	1.9	1.9	1.8	1.9	
	Soleus	Postures (P)	180°	10.0	8.6	8.9	9.9	8.8	8.3	8.5	8.4	8.9	
			+120°	1.6	1.4	1.5	1.9	2.0	2.0	1.8	1.4	1.7	
			+90°	1.4	1.5	1.4	1.7	2.1	1.9	1.9	1.7	1.7	
			+84°	1.5	1.5	1.5	2.0	2.3	1.9	2.2	2.0	1.9	
			+60°	3.1	2.1	1.6	1.7	2.1	2.0	1.8	1.8	2.0	
			-90°	1.6	1.6	1.6	2.0	1.9	1.9	1.8	1.7	1.8	
			mean	3.2	2.8	2.7	3.2	3.2	3.0	3.0	2.8	3.0	

Confidence limit at 95% level : E×P×T : ± 1.99

運動終了 10 秒後 (T 6) には電位はさらに漸減し、運動終了 20 秒以降 (T 7, T 8) にはどの姿勢位でも運動前の当該値との間に有意差はみられなくなった。

2) 胸鎖乳突筋下部

負荷運動前には、どの姿勢位でも分析時点間 (T 1 ~ T 3) の差異は認められなかった ($P > 0.1$)。しかし当該分析時点における -90° 位の平均筋活動電位は $7.2 \sim 8.0 \mu\text{Vrms}$ で、この値は 180° 位、 $+120^\circ$ 位、 $+90^\circ$ 位および $+84^\circ$ 位の 4 姿勢位の値よりも有意に大きく ($P < 0.04$)、姿勢位が同部位の筋活動に影響を及ぼしていることが分かった。

負荷運動時 (T 4) には全姿勢位の平均筋活動電位が増大した (平均 $37.2 \mu\text{Vrms}$, $P < 0.0001$)。この電位増加傾向は姿勢位により異なり、 180° 位、 $+120^\circ$ 位および $+60^\circ$ 位の値 (約 $41 \mu\text{Vrms}$) は他の 3 姿勢位の値よりも有意に大きかった ($P < 0.01$)。逆に、 -90° 位の値は $29.4 \mu\text{Vrms}$ で、運動負荷による電位の増加は、設定した 6 姿勢位の中では、 -90° 位がもっとも低かった ($P < 0.0001$)。

負荷運動終了直後、これらの電位は 6 姿勢位の平均で $12.8 \mu\text{Vrms}$ に減少したが、運動終了 30 秒後でもなお運動前の値よりも有意に大きかった (平均 $11.4 \mu\text{Vrms}$, $P < 0.0001$)。なお、運動終了に伴う電位減少がもっとも少ない姿勢位は -90° 位であった。

また、12 電極部位のうちで運動負荷時の電位増大と運動停止後の筋緊張の持続 (after effect) がもっとも顕著な部位は胸鎖乳突筋下部であった。

3) 僧帽筋後頸部

運動前 (T 1 ~ T 3) の平均筋活動電位は $1.5 \sim 2.8 \mu\text{Vrms}$ の範囲にあり、分析時点間、姿勢位間の差に有意性は認められなかった ($P > 0.1$)。

下顎負荷運動時 (T 4) の電位は平均 $7.6 \mu\text{Vrms}$ で、どの姿勢位でも運動前の当該値 (平均 $2.0 \sim 2.2 \mu\text{Vrms}$) よりも大きかった ($P < 0.01$)。

運動終了直後 (T 5) この電位は減少し、運動前の当該値との差に有意性は認められなくなった ($P > 0.1$)。

なお、いずれの分析時点でも姿勢位間での差はみられなかった ($P < 0.1$)。

4) 僧帽筋肩部

180° 位における平均筋活動電位 (平均 $5.3 \mu\text{Vrms}$) が他の姿勢位の当該値より大きい傾向がうかがえた。特に、T 1 および T 3 の値は同分析時点における $+120^\circ$ 位と $+90^\circ$ 位の値より、また 180° 位 T 5 時点の値

は $+120^\circ$ 位 T 5 時点の値より有意に大きかった (いずれも $P < 0.05$)。

負荷運動時および運動停止後の電位は胸鎖乳突筋の場合に類似した変化を示したが、その変化に有意性を認めることはできなかった。

5) 僧帽筋背部

負荷運動前の平均筋活動電位は $4.0 \sim 6.5 \mu\text{Vrms}$ の範囲にあり、姿勢位間および分析時点間 (T 1 ~ T 3) に有意差を観察できなかった ($P > 0.06$)。

負荷運動による電位増大傾向がうかがえ、特に $+120^\circ$ 位 (ただし T 2 を除く)、 $+90^\circ$ 位、 $+84^\circ$ 位の 3 姿勢位ではこの傾向が有意 ($P < 0.05$) であった。また、この時点 (T 4) の電位は姿勢位の影響を受け、同時点で最小であった $+60^\circ$ 位の値 ($6.2 \mu\text{Vrms}$) は $+90^\circ$ 位および $+120^\circ$ 位の値 (9.8 および $9.3 \mu\text{Vrms}$) よりも、また -90° 位の値 ($6.8 \mu\text{Vrms}$) は $+90^\circ$ 位の値よりも有意に小さかった (いずれも $P < 0.04$)。

運動の影響が運動終了後も持続する度合いは胸鎖乳突筋の場合よりも軽微で、運動前の値に比べて運動直後の値が有意に大きい姿勢位は $+90^\circ$ 位のみ ($P < 0.02$) であった。

6) 大腿二頭筋およびヒラメ筋

両部位とも、下顎負荷運動に伴う有意な電位の変動は認められなかった ($P > 0.1$)。

しかし、姿勢位の影響は明らかで、 180° 位の平均筋活動電位が他の姿勢位よりも大きい傾向がうかがえた。すなわち、大腿二頭筋の 180° 位 T 1 の値 ($4.2 \mu\text{Vrms}$) は運動前 T 2, T 3 の $+90^\circ$ 位と $+60^\circ$ 位の値 (1.3 および $1.4 \mu\text{Vrms}$) よりも大きく、また、負荷運動時 (T 4) の 180° 位の値 ($4.3 \mu\text{Vrms}$) は同 $+90^\circ$ 位および $+60^\circ$ 位の値 (1.5 および $1.4 \mu\text{Vrms}$) よりも有意に大きかった ($P < 0.05$)。また、ヒラメ筋では、どの分析時点でも 180° 位の電位 ($8.9 \mu\text{Vrms}$) が他の姿勢位の値より大きかった ($P < 0.0001$)。

IV. 考 察

1. 研究方法について

1) 姿勢位の設定と電極設置部位

頸部からの感覚入力、前庭入力と共に前庭神経核へ投射し¹⁷⁻¹⁹⁾、両者は相互に影響しあう²⁰⁾。これらは他の感覚入力と様々な部位で統合されて¹⁷⁻¹⁹⁾平衡

感覚となり¹⁷⁾、姿勢位調節に重要な役割を演じている^{21,22)}。しかし、ヒトを対象にした場合、これらの効果を通常の状態で識別することは困難である。

そのため、本研究ではまず体幹と頭部の位置を一定に保つことによって頸部感覚入力の変動による混乱を避けるよう努めた。その上で、前庭反射の影響を検索する目的で、基準姿勢位としての $+90^{\circ}$ 位(仰臥位)、および基準姿勢位に対し前庭系への刺激方向が 180 度または 90 度異なる -90° 位(伏臥位)と 180° 位(直立位:体重が下肢に集中する姿勢位でもある)の3姿勢位を設定した。さらに、下肢骨格筋の活動状態の影響を観察するために、長時間持続すると下肢骨格筋の萎縮が進み起立耐性が低下する^{23,24)}など、下肢抗重力筋の緊張緩和が示唆されている $+84^{\circ}$ 位(6度ヘッドダウン)、および身体が回転台から滑動せず不安感がほとんどないヘッドダウン状態の $+60^{\circ}$ 位を設定し、後者と基準位に対して対称となる $+120^{\circ}$ 位を追加した(図1)。

一方、前庭反射²⁵⁾は頸・肩・背部の筋^{21,25-28)}や上腕二頭筋、上腕三頭筋、大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋などの四肢筋^{29,30)}の活動に影響を与えることが知られている。さらに、いわゆる咬合病患者が訴える症状の発現部位は頸・肩・背部を含む広い範囲に及び¹⁻³⁾、胸鎖乳突筋^{31,32)}や僧帽筋³³⁾は部位によりその機能が異なる。以上のことから、本研究では四肢骨格筋を含めた前述の12部位(図2)を電極設置部位とした。

2) 外乱に対する配慮

前庭反射が姿勢位調節に及ぼす影響は体性感覚、意識や情動および視覚など多くの感覚入力によって修飾される^{17,21,22,34)}。したがって、姿勢の調節を解析するときにはこれらの影響を慎重に検討することが必要である¹⁷⁾。

皮膚感覚は前庭機能を補い¹⁷⁾、運動感覚は両側迷路機能障害患者にも生じる³⁵⁾。しかし、本実験条件下では、姿勢位変換に伴う皮膚感覚の変動を避けることは不可能である。そこで、姿勢位変換完了時点と筋電図分析時点との間に一定の時間をおき、順応の速い受容器の影響を可能なかぎり排除しようと努めた。

意識や情動、自律系(特に交感神経活動)も姿勢位調節に影響を与える²²⁾。 $+120^{\circ}$ 位および $+60^{\circ}$ 位では、腰部ベルト固定で特定の筋および皮膚領域への刺激集中の回避を期待した。四肢筋筋電図の分析結果(図4、表5)は回転台傾斜に伴う不安感軽減など、情

動の安定に寄与したことを示唆している。

前庭受容器由来の運動感覚は刺激終了後も持続する(after sensation)¹⁷⁾。回転刺激と回転感持続時間とに関する研究³⁶⁾によると、本実験条件下(姿勢位変換速度: $7.5^{\circ}/秒$)では、after sensationの持続時間は10秒以下となる。本研究では、筋電図分析区間を回転停止後1分以上経過した時点に設定しており、after sensationは分析結果にほとんど影響を及ぼしていないと考えている。

前庭受容器は順応する¹⁷⁾が、耳石器の応答は刺激開始後おおむね30秒でほぼプラトー状態に達し、90秒後でも応答の持続がみられる³⁷⁾。したがって、姿勢位変換直後に前庭器由来の求心性インパルス発射頻度が幾分減少したとしても、本実験で姿勢位を維持している間は前庭からの入力も持続していたと考えられる。

なお、前庭神経核には視覚入力も収束する¹⁷⁾ので、アイマスクを装着させて視覚入力の影響を避けた。

2. 研究結果について

1) 下顎後方牽引力および頭部重量の影響

本研究で記録した下顎後方牽引力には姿勢位間の差は認められなかった(表2)。したがって、当該負荷運動時にみられた平均筋活動電位の姿勢位間の差は下顎後方牽引力の違いによるものではないと考えられる。

一方、下顎負荷運動時には体幹上に頭頸部を固定しようとする現象が起こる⁶⁾。この時、頭部固定に関与する筋の活動は頭部の支持方法(レストの有無)や頭部重量負荷方向(姿勢位)によって異なる。頭部重量の効果だけを考えれば、ヘッドレストなしで体幹と頭部の位置を一定に保つためには、頭頸部を前屈させる作用を持つ胸鎖乳突筋³³⁾の活動は $+90^{\circ}$ 位で最大、 -90° 位で最小となり、僧帽筋後頸部では逆になるはずである。

しかし、本研究では、胸鎖乳突筋上部および同下部の負荷運動時平均筋活動電位が -90° 位で最小となったことを除き、どの分析時点でもこの予想と一致する結果は得られなかった。このことは、本実験条件では頭部重量が実験結果に主要な影響を与えた可能性がきわめて低いことを意味している。

以上のことから、本研究で得られた頸・肩・背部平均筋活動電位の姿勢位間の変動は、主に前庭反射の効果を反映したものであると考えた。

2) 前庭反射の影響

実験条件によるいくつかの差異はあるが、ヒトやネコの前庭反射に関する報告^{11,28-30,38,39)}にほぼ共通する知見の1つは、屈筋の緊張が最大となる極位は180°位から-90°位の前傾位に、また最小極位は0°位から+90°位のヘッドダウン後傾位にあり、伸筋では最大および最小極位が逆転することである。

本研究でも、負荷運動前(T1~T3)の活動電位から、屈筋である胸鎖乳突筋^{22,33)}にこの関係が観察され、特に同筋下部の-90°位と+90°位近くの姿勢位間の差異に有意性が確認された(表5)。しかし、僧帽筋部では前述の極位関係は成立せず、これらの部位を含めて運動負荷前の平均筋活動電位の変化から、前庭反射の影響を明確にすることはできなかった。元来、姿勢反射は不安定な姿勢を安定した姿勢に復元するものである。したがって、本研究のように特定の位置で姿勢が安定した条件では、その効果が顕在化しにくい場合がある^{30,38,40)}。前述した僧帽筋に関する観察結果もこのことを反映したものと考えれば理解しやすい。

下顎後方牽引時(T4)には頸・肩・背部筋活動電位は増加し、姿勢位間の差も大きくなった。しかし、この電位増加は姿勢位によって有意に異なり、胸鎖乳突筋では上部および下部ともに+90°位よりも180°位の方が顕著で、僧帽筋背部では逆に+90°位よりも180°位の方が少ない傾向があった(表5)。これらの結果は前庭反射の極位効果と下顎負荷運動の筋活動増進効果が重畳したものと考えられ、同時に運動負荷前の僧帽筋活動の姿勢位間の変化にも前庭反射の効果が及んでいた可能性があることを示唆している。

前庭反射の影響を頸部と四肢と比較すると、後者の方が他の末梢入力によって変調されやすいといわれている⁴¹⁾。本研究でも、180°位を除き、姿勢位の影響は四肢よりも頸・肩・背部に強く現れた(図4)。

一方、本研究結果のすべてを前庭反射で説明することはできない。すなわち、運動負荷に伴う電位の増加現象は僧帽筋よりも胸鎖乳突筋(特に下部)に強く現れた。また、胸鎖乳突筋上部および下部ともに運動負荷時の-90°位における電位上昇は他の姿勢位よりも有意に少なかった。さらに、運動負荷後にも前庭反射で説明できない姿勢位間の差異が観察されている。これらの結果が姿勢位と負荷運動の組合せ効果によることは明らかであるが、これらが主に筋の特性によるのか、負荷運動の種類によるのかはまだ明らかでない。

3) 四肢筋活動の影響

ヒトの直立姿勢制御には下肢骨格筋からの入力が必要な役割を演じ⁴²⁾、歩行や姿勢調節に関与する上行性反射が存在する^{43,44)}。さらに、下肢筋から体幹および頸部筋への上行性活動伝播の存在が示唆されている⁴⁵⁾。また、前庭神経核は四肢の筋や関節からも入力を受けている¹⁷⁾。

本研究でも、180°位における大腿二頭筋やヒラメ筋など下肢伸筋の活動電位は他の姿勢位における当該値よりも高かった。したがって、下肢からの感覚入力が頸・肩・背部など他部位の筋の活動を修飾した可能性は否定できない。しかし、180°位以外の姿勢位では姿勢位間の差を四肢筋活動電位に認め得なかった。さらに、本実験条件では前庭系および下肢の感覚入力の効果を分離することもできない。したがって、下肢感覚入力が他部位の筋活動にどのような影響を与えたかを明らかにすることはできず、この点については今後さらに検討する必要があると考えた。

3. 臨床的意義(咬合病との関連)

姿勢位と口腔顎系の関連については従来から多数の報告^{7,8,46)}がある。しかし、これらの報告では緊張性前庭反射と緊張性頸反射の影響が混在している場合が多く、両反射を識別した報告は筆者が知る限りでは動物実験^{47,48)}以外はない。

そこで、本研究では健康者において両反射を分離し、前庭反射と口腔顎系との機能的関連を探索することを試みた。その結果、安静時および下顎後方牽引運動に伴う頸・肩・背部の筋活動は、姿勢位変化、特に前庭反射の影響を受けることがほぼ確認できた。

この結果は、咬合病患者にみられる頸・肩・背部の不快症状を考える際には、患者が日常生活でとる姿勢位について確認する必要性があることを意味している。特に下顎の後方牽引運動を伴うような咬合習癖を有する場合、胸鎖乳突筋に関しては180°位や+120°位、+60°位など水平位より頭部を上昇または下降させた姿勢位を、また僧帽筋背部に関しては+90°位および+84°位など水平位に近い姿勢位を長時間保つことは好ましくないことが示唆された。

一方、下顎運動負荷時の胸鎖乳突筋下部の平均筋活動電位は-90°位の値が他の姿勢位の値よりも小さかった。しかし、負荷運動停止後のafter effectは他の姿勢位よりも顕著であった。このことは、咬合習癖に伴う顎筋活動停止後のafter effectの程度も姿勢位

によって異なることを意味し、頸・肩・背部の不快症状発症の境界上に位置する不顕性患者では特に留意すべき事項と考えた。

V. ま と め

健常者 13 名を対象に、緊張性前庭反射や下肢骨格筋の活動状態が、下顎の等尺性最大随意後方牽引運動に伴う頸・肩・背部筋活動に及ぼす影響を解析し、以下の結果を得た。

1. 下顎後方牽引力は平均 8.1 kgf で、姿勢位間による差異は認められなかった ($P>0.5$)。

2. 胸鎖乳突筋、僧帽筋後頭部、同筋背部の平均筋活動電位は姿勢位および下顎後方牽引運動の影響を受けた ($P<0.05$)。

1) 下顎運動負荷前の -90° 位における胸鎖乳突筋下部の活動電位は 180° 位から $+84^\circ$ 位の当該値より高かった ($P<0.05$)。

2) 下顎運動負荷は筋活動電位を増大させ、姿勢位の影響を顕在化させた。

3) 下顎負荷運動終了後には、筋活動電位は減少したが、運動前より高い電位が持続する例が観察された。この after effect は電極部位や姿勢位によって異なり、胸鎖乳突筋下部 -90° 位でもっとも顕著であった。

3. 180° 位における大腿二頭筋およびヒラメ筋の活動を除き、四肢筋活動に対する姿勢位の影響は小さく、下顎運動負荷時の頸・肩・背部筋活動に四肢筋がどのような影響を与えるのかを明らかにすることはできなかった。

4. 以上の結果は、下顎後方牽引運動中および運動前後における頸・肩・背部の筋活動は姿勢位の影響を受け、これら姿勢位間の差は前庭系からの求心性情報の影響を反映している可能性があること、および姿勢位は咬合病患者にみられる頸・肩・背部の不快症状を誘発または増悪させる要因になりうることを筋電図学的に示唆したものと考えた。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導およびご校閲を賜りました藤井弘之教授に深甚なる謝意を表します。またご協力いただいた被験者諸氏、ならびに教室の諸先生方に厚く御礼申し上げます。

本論文の要旨は、第 87 回日本補綴歯科学会学術大会 (1992 年 6 月 6 日：徳島県郷土文化会館) で発表した。本研究の一部は

文部省科学研究費補助金 (一般研究 (B) 課題番号 02454449) による。

文 献

- 1) 藍 稔, 古屋良一, 森川昭彦: 顎口腔系の機能異常にみられる痛みの部位について, 補綴誌, 17: 133~137, 1973.
- 2) Morgan, D.H., House, L.R., Hall, W.P. et al (津留宏道, 下里常弘): Diseases of the temporomandibular apparatus (顎関節疾患のすべて—その診断と治療—, 295~300, クインテッセンス出版, 東京, 1986), 1982.
- 3) Gelb, H.: Patient evaluation, edited by Gelb, H., Clinical management of head, neck and TMJ pain and dysfunction, 73~116, W.B. Saunders, Phila., 1977.
- 4) 藤井弘之: 顎筋の収縮と痛み—水平的下顎運動の影響—, 長崎大学歯学部附属病院 TMJ チームアプローチ年報, 3: 9~18, 1986.
- 5) 佐藤博信, 藤井哲則, 中村 司ほか: ヒト下顎の等尺性側方押し出し運動と顎筋筋電図, 補綴誌, 30: 895~902, 1986.
- 6) 吉松 正: 種々の姿勢位における下顎の等尺性水平運動時の頸・肩・背部の筋活動, 補綴誌, 34: 157~166, 1990.
- 7) 土田幸弘: 頭位の変化が咀嚼筋の随意収縮活動に及ぼす影響について, 補綴誌, 35: 89~102, 1991.
- 8) 大前泰三, 田中孝一, 吉川健司ほか: 頭位の変化が頭頸部の筋の筋活性に及ぼす影響について, 補綴誌, 34: 1008~1014, 1990.
- 9) 宮田敏則: 顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究—実験的咬合干渉が姿勢, 特に重心動揺および抗重力筋に及ぼす影響—, 補綴誌, 34: 631~645, 1990.
- 10) 島田 淳: 顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究—水平的下顎位の変化が姿勢, 特に重心動揺および抗重力筋に及ぼす影響—, 補綴誌, 35: 501~514, 1991.
- 11) Magnus, R. and de Kleijn, A.: Die abhangigkeit des tonus der extremitatenmuskeln von der kopfstellung, Pflugers Arch, 145: 455~548, 1912.
- 12) 吉松 正, 浪越建男, 小山善哉ほか: 顎筋の等尺性収縮持続に伴う頸・肩部の筋活動の変化, 補綴誌, 33: 1044~1049, 1989.
- 13) 田口玄一: 実験計画法 上, 210~246, 丸善, 東京, 1976.
- 14) 田口玄一: 実験計画法 下, 765~801, 822~839, 丸善, 東京, 1977.
- 15) 寿原健吉, 斎藤正男, 池田研二: 脳波分析の諸問題, 医用電子と生体工学, 2: 81~90, 1964.
- 16) 前田照太, 藤井弘之, 犬伏義臣: 咀嚼筋表面筋電図のパワースペクトルの変動要因について, 補綴誌, 24: 322~328, 1980.
- 17) 田崎京二, 小川哲朗: 新生理科学体系 (第 9 巻) 感覚の生

- 理学, 439~470, 医学書院, 東京, 1989.
- 18) Wilson, V.J.: Convergence of neck and vestibular signals on spinal interneurons, *Prog Brain Res*, 76: 137~143, 1988.
- 19) Hongo, T., Kitama, T. and Yoshida, K.: Integration of vestibular and neck afferent signals in the central cervical nucleus, *Prog Brain Res*, 76: 155~162, 1988.
- 20) Lindsay, K.W., Roberts, T.D.M. and Rosenberg, J.R.: Asymmetric tonic labyrinth reflexes and their interaction with neck reflexes in the decerebrate cat, *J Physiol*, 261: 583~601, 1976.
- 21) 杉内友理子, 篠田義一: 姿勢の制御機構—固有背筋と前庭脊髄路細胞—, *神研の進歩*, 35: 230~240, 1991.
- 22) 佐々木和夫, 本郷利憲: 新生理科学体系 (第10巻) 運動の生理学, 286~316, 医学書院, 東京, 1988.
- 23) Greenleaf, J.E., Wade, C.E. and Leftheriotis, G.: Orthostatic responses following 30-day bed rest deconditioning with isotonic and isokinetic exercise training, *Aviat Space Environ Med*, 60: 537~542, 1989.
- 24) Victor, A.C., Donald, F.D.B.S.E.E., Kaaren, L.M.R.N. et al: Changes in volume, muscle compartment, and compliance of the lower extremities in man following 30 days of exposure to simulated microgravity, *Aviat Space Environ Med*, 60: 653~658, 1989.
- 25) 前田 稔: 前庭—脊髄系, *神研の進歩*, 26: 663~677, 1982.
- 26) Watt, D.G.D.: Responses of cats to sudden falls: an otolith-originating reflex assisting landing, *J Neurophysiol*, 39: 257~265, 1976.
- 27) Wilson, V.J., Gacek, R.R., Maeda, M. et al: Saccular and utricular input to cat neck motoneurons, *J Neurophysiol*, 40: 63~73, 1977.
- 28) Lacour, M., Borel, L., Barthélémy, J. et al: Dynamic properties of the vertical otolith neck reflexes in the alert cat, *Exp Brain Res*, 65: 559~568, 1987.
- 29) Tokizane, T., Murao, M., Ogata, T. et al: Electromyographic studies on tonic neck, lumbar and labyrinthine reflexes in normal persons, *Jpn J Physiol*, 2: 130~146, 1951.
- 30) 近藤達子: 健康成人に於ける緊張性迷路反射に就て—Neuromuscular unitの活動様式に関する研究(6)—, *体力科学*, 1: 117~128, 1951.
- 31) 河野正司, 吉田恵一, 小林 博ほか: 咬合機能時にみられる胸鎖乳突筋の活動様相, *補綴誌*, 31: 764~769, 1987.
- 32) 吉田恵一: 咬合機能時における胸鎖乳突筋の機能に関する筋電図学的解析, *口病誌*, 55: 53~70, 1988.
- 33) 藤原 知: 運動解剖学, 184~191, 医歯薬出版, 東京, 1973.
- 34) 福田 精: 姿勢反射, 勝木保次編, 生理学体系 VI 感覚の生理学, 912~944, 医学書院, 東京, 1967.
- 35) Jongkees, L.B.W.: The parallel swing test, edited by Wolfson, R.J., The vestibular system and its diseases, 218~228, University of Pennsylvania Press, Phila., 1966.
- 36) Egmond, A.A.J.V., Groen, J.J. and Jongkees, L.B.W.: The turning test with small regulable stimuli I. method of examination: cupulometria, *J Laryngol Otol*, 62: 63~69, 1948.
- 37) Fernandez, C. and Goldberg, J.M.: Physiology of peripheral neurons innervating otolith organs of the squirrel monkey. I. Response to static tilts and to long-duration centrifugal force, *J Neurophysiol*, 39: 970~984, 1976.
- 38) Chan, C.W.Y.: Tonic labyrinthine reflex control of limb posture: Reexamination of the classical concept, edited by Desmedt, J.E., Motor control mechanisms in health and disease, 621~632, Raven Press, New York, 1983.
- 39) 鈴木義之: 小児期に於ける姿勢反射の研究 1. 正常乳幼児の姿勢反射について, *日小児会誌*, 70: 244~250, 1966.
- 40) Stejskal, L.: Postural reflexes in man, *Am J Phys Med*, 58: 1~25, 1979.
- 41) Maeda, M., Maunz, R.A. and Wilson, V.J.: Labyrinthine influence on cat forelimb motoneurons, *Exp Brain Res*, 22: 69~86, 1975.
- 42) 間野忠明: ヒト直立姿勢の反射性制御, *臨脳波*, 19: 223~229, 1977.
- 43) 島村宗夫: 延髄網様体を反射中枢とする運動反射 脊髄・延髄・脊髄反射について, *脳と神*, 15: 1165~1172, 1963.
- 44) 島村宗夫: 歩行運動の制御機構, *神研の進歩*, 35: 197~208, 1991.
- 45) Keshner, E.A., Woollacott, M.H. and Debu, B.: Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans, *Exp Brain Res*, 71: 455~466, 1988.
- 46) Lotzmann, U., Kobes, L.W.R., Rudolph, W. et al: Der Einfluss der Okklusion auf die Kopfhaltung während anhaltender Pre β phasen, *Dtsch Zahnarztl Z*, 44: 162~164, 1989.
- 47) 船越正也, 天野仁一郎: ラットの顎姿勢反射に関する筋電図学的研究, *歯基礎誌*, 14: 342~348, 1972.
- 48) 船越正也: 咬合異常と咀嚼筋緊張, *歯科ジャーナル*, 2: 693~710, 1975.