頭位の変化と観察される咀嚼筋の等尺性随意収縮活動

Effect of head position on isometric contractions of human
masticatory muscles

土田幸弘, 河野正司, 古木 謙, 蔵本 誠, 田端恒雄

Yukihiro Tsuchida, Shoji Kohno, Yuzuru Furuki, Makoto Kuramoto, Tsuneo Tabata

東京医科歯科大学歯学部第2 歯科補綴学教室

Department of Fixed Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
Tokyo Medical and Dental University

I. 緒言

咀嚼運動,あるいはクレンチングといった咬合機能時には,頸筋が頭部を体幹に固定し,最適な頭位を保持するよう咀嚼筋と協調活動を行なうことが知られている^{1,2)}。また,四肢筋と同様に咀嚼筋にも緊張性頸反射が存在し,頭部の変位に伴い安静時の咀嚼筋の緊張状態が変化することが認められている³⁾。

姿勢の違いが顎口腔系に及ぼす影響については,現在までに咀嚼筋の安静時における筋活動⁴⁾,顎間関係⁵⁾,咀嚼運動経路⁶⁾などの変化が報告されている。しかしながら,随意収縮時の咀嚼筋の活動様相と姿勢との関連については不明な点が多い。

今回,頭位の変化が随意収縮時の咀嚼筋に及ぼす影響を明らかにする目的で,頭部を後屈,及び前屈させた状態下での最大咬みしめ時の咀嚼筋の電気的活動量と機械的活動量についてEMGと咬合力を指標として観察した。

II. 方法

顎口腔系に異常を認めず,安定した咬頭嵌合位を持つ本教室の医局員男子3名,女子1名の計4名を被験者として,次の実験を行った。

1. EMG記録法

左右両側咬筋浅層中央部,側頭筋前部筋束を対象とし,双極表面電極(極間距離15mm)を用いてEMGを導出した。筋電アンプ(日本電気三栄社製BIOTOP6R12)により増幅した筋電情報はデータレコーダー(TEAK社製XR-70)にテープスビ

ード4.76cm/sec(周波数特性DC-1.25kHz)にて記録し,後の分析に用いた。

2. 咬合力記録法

下記のような条件における咬合力を測定し,EMGと同時記録した。

すなわち,頭位を変えた状態にあっても一定の顎位における咬合力を測定するために,各被験者について模型上で製作した上下顎左右P2,M1部にわたるレジン製バイトテーブルを装着し,一侧に咬合力計(ST研究所製LM10-100),反対側にはモデリングコンパウンドを介在させた。さらに咬合力計の周囲空隙にはシリコン印象材を充填し顎位の安定を図った。

このときの顎位は習慣的閉口路上とし,側貌セファロ写真により,咬合力計装着時の開口量を測定したところ,切歯点部において被験者4名の平均は 8.6 ± 1.5 mmであった。

3. 測定方法

1) 頭位

被験者には,事務用椅子に深く腰かけ体幹を床に垂直にした状態において,3種の頭位,すなわち

Normal

眼耳平面を床に水平にした頭位

Dorsal

無理なく頭部を最大限後屈させた頭位

Ventral

無理なく最大限前屈させた頭位

を指示した。頭頸部のX線像を用いて頭位の変化

を観察したところ、被験者4名における眼耳平面の回転量はNormal時を中心として

Dorsal $66 \pm 10^\circ$

Ventral $66 \pm 9^\circ$

であった。

2) 咬みしめ

一連の試行は数回のNormalにおけるテストの後、次の順序で行った。

1. Normal (N1)

2. Dorsal (D)

3. Normal (N2)

4. Ventral (V)

5. Normal (N3)

各頭位につき、咬頭嵌合位での最大咬みしめを3秒間ずつ3回負荷した。また、被験者の疲労を防ぐ為に各咬みしめ間には60秒、各頭位間には90秒以上の休憩をおいた。

4. 分析方法

記録したEMGは、各咬みしめ3秒間のうち中央の2秒間を分析の対象とし、積分計（日本電気三栄社製1322）のリセットモードにより1秒間あたりの平均筋放電量を求めた。Dorsal, Ventral各頭位における筋放電量は、対応するNormal時3回の平均出力を100%として規準化し、相対値を用いて比較検討した(D/N1, V/N2)。

咬合力、及びEMGと咬合力より算出した EMG/Force ratioについても同様に、Normal時の平均に対する相対値を求め、頭位による筋活動量の変動を観察した。

さらに、それぞれの頭位におけるEMGについては、シグナルプロセッサ（日本電気三栄社製7T17）を用いてサンプリング周波数2kHzにてデジタル化し、フロッピーディスクに記録保存した。この記録からは、FFT法によるパワースペクトラムを求め、各咬みしめの中心周波数を算出し、筋活動の性質及び実験中の筋疲労に関する指標として用いた。

III. 結果及び考察

1. EMGの変化

Dorsal, Ventral各頭位における最大咬みしめ時のEMG活動量は頭位の変化に応じて変動する様相を示した。Normal時に対する変動量について

被験者4名の平均を求めると、Dorsal時には咬筋(M)が20%、側頭筋(Ta)が16%増加、逆にVentral時には咬筋で29%、側頭筋で10%減少する結果を得た(図1)。

2. 咬合力(F)の変化

Normalにおける最大咬合力は、被験者4名の平均で 47 ± 17 kgを示した。Dorsalにおける最大咬合力の変動量は、1名増加、1名減少、2名で変化せず、4名の平均では2%の増加であった。Ventralでは3名は変化せず、1名で増加、平均2%の増加を認めた。いずれの頭位においても変動は一定の傾向を認めず、有意な変化を示さないことから、最大咬合力は頭位の影響を受けていないと考えられる(表1)。

また、頭部の変位によるEMGの変動は、側頭筋と比較し咬筋により著明に表れることが認められた。

3. EMG/Force ratio

Dorsal時に咬筋で18%、側頭筋で15%増加した。一方Ventral時には、咬筋において29%、側頭筋では11%の減少を認めた。また、Normalの状態ではII. 3. 2) 項に記すごとく、3回(N1, N2, N3)の記録を行なった。各Normal時のEMG/Force ratioの比較(N2/N1, N3/N2)では変動を示さなかったことから、この結果に疲労が影響しているとは考えられない(表2)。

すなわち、最大咬合力を発揮するためのEMGは頭位を後屈すると増加し、前屈では減少することが明らかになった。

一般にEMG/Force ratioは持続的随意収縮中の筋の疲労を推し量る指標として用いられているが、今回の結果から疲労とは異なったメカニズムによってもこの指標が変化することが示唆された。

4. 中心周波数

いずれの被験者においても、咬筋、側頭筋ともに、中心周波数の変化は10Hz以内の小さな範囲に留まり著明な変動は示さず、EMGの変動は疲労による影響とは異なるものであることが認められた(表3)

FORCE & EMG surface

(図 1)

表 1 Normal に対する変動量の被験者 4 名の平均 (上段) と標準偏差 (下段)

	Force	EMG		EMG/Force	
		M	Ta	M	Ta
Dorsal	1.02	1.20	1.16	1.18	1.15
	0.04	0.18	0.12	0.17	0.11
Ventral	1.02	0.71	0.89	0.71	0.89
	0.06	0.09	0.06	0.09	0.05

表 2 N2/N1, N3/N2 の被験者 4 名の平均 (上段) と標準偏差 (下段)

	M	Ta
N2/N1	1.11	1.14
	0.23	0.28
N3/N2	1.08	1.09
	0.09	0.11

表 3 中心周波数の変化量の被験者 4 名の平均 (上段) と標準偏差 (下段)

	M	Ta
Dorsal	-3.3	-4.5
	9.5	4.2
Ventral	-3.8	-1.3
	1.9	5.1

単位: Hz

Skin Stretch

(図 2)

この結果, 最大随意収縮中の表面EMGは, 頭部を後屈すると増加し, 前屈すると逆に減少すること, さらにこの時のEMGの変化が咬合力の変動を伴わず, そのため, EMG/Force ratioが増減することが明らかになった。

5. Volume-conduction の変化による影響

頭位を変えることは, 顔面皮膚の緊張状態も変える可能性がある。このことは, 表面電極と被験筋との距離が変化することにより Volume-conduction の状態が変わることを意味する。そのため観察された表面EMGの変化は, このVolume-conduction の変化に伴う影響を受けていることが考えられる。そこで, この影響を調べる目的で, 被験者 1 名を用いて電極周囲の皮膚の緊張状態を変えた時の表面EMGの観察を行なった。

被験者には, Normal における 10 秒間の持続的咬みしめを負荷した。その間に, 左側咬筋の電極周囲の皮膚を, 電極の貼付方向と垂直及び水平方向に, 術者の手指により 3 秒間緊張を加えた。この時の表面EMGの変化を, 左右咬筋の活動量の比により緊張前と比較した。また電極を皮膚に押しつけるよう圧迫した場合についても, 同様に観察した。

その結果, 右側咬筋の表面EMGは咬みしめ期間中変化せず安定しており, 緊張を与えた左側咬筋での変動は左右側の比において, 最大で 10 % であった。このことから, 頭位の変化による皮膚の緊張状態の変化は, 表面EMG に対して著しく影響を及ぼすことはないものと考えられる (図 2)。

6. 針電極による観察

咬筋相当部の皮下には, 広頸筋や表情筋など他の筋群が存在しており, 与えられた負荷によって咬筋のみならずこれらの筋も活動し, 表面EMGには目的としている咬筋活動以外に, 他の筋群の活動も混入しているものと考えられる。一定の頭位での筋活動の変化を観察する場合とは異なり, 今回の研究では頭位を変えることによる他の筋群の活動状態の変化の影響については除外しておくことが望ましい。

このため, 表面EMGにより観察された頭位による電気的活動量の変動が, 咀嚼筋自体の活動量の変化を表すものかどうかを確認することを目

的として、被験者1名について次のような追加実験を行なった。

負荷条件、測定項目等は同一とし、さらに加えて左側咬筋中央部に貼付した表面電極の間に双極同芯針電極（日本光電社製NM-220T）を刺入し針電極、表面電極によるEMG及び咬合力を同時記録した。この時の針電極の刺入距離は表皮より17mmであった。

Dorsal, Ventral各頭位の筋放電量、最大咬合力の変動量を求めた結果、Dorsalでは、咬合力は8%，針電極によるEMGは28%，表面電極によるEMGでは53%のそれぞれ増加が認められた。

また、Ventralでは、咬合力は4%，針電極によるEMGは13%，表面電極によるEMGでは39%減少した（図3）。

針電極によるEMGは、表面EMGの場合と比べて、その変動量は減少するものの同様の傾向を示した。電極によって変動量が異なった結果を示すことは、その電極が誘導可能な導出範囲を考えると理解できる。すなわち針電極により記録される狭い範囲においてさえも、頭位によって最大咬みしめ時の咬筋筋活動量は変動することが認められた。

この針電極による観察の結果、表面EMGによる記録は、咀嚼筋自体の活動量の変動の様子を示していることが確認された。

VII. 結論

最大咬みしめ時の表面EMGは頭位の影響を受けて変化することが観察され、頭部の後屈は筋放電量の増加を、逆に前屈は減少をもたらすことが認められた。しかし頭位の変化は、最大咬合力に影響を与えないものであることが明らかとなった。

さらに、EMG/Force ratio、中心周波数の観察結果より、表面EMGの変化は疲労とは異なるメカニズムで生じるものであった。また、皮膚の緊張状態の変化による影響は少なく、針電極による記録が表面電極と同様の变化の傾向を示したことから、この表面EMGの頭位による変動は咀嚼筋自体の筋活動様相の変化をとらえたものであることが確認された。

FORCE & EMG needle, surface

(図3)

文献

- 1) Kohno, S., Yoshida, K., Kobayashi, H. : Pain in the Sternocleidomastoid muscle and occlusal interferences. J Oral Rehabil 15: 385-392, 1988
- 2) 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(1): 53-70, 1988
- 3) Funakoshi, M., Fujita, N., Takehana, S. : Relation between occlusal interference and jaw muscle activities in response to changes in head position. J Dent Res 55(4): 684-690, 1976
- 4) Miralles, R., Manns, A., Guerrero, F. : Study of EMG postural activity in mandibular muscles at different bodypositions. IRCS Medical Science 8: 122-123, 1980
- 5) Prieskel, H.W. : Some observations on the postural position of the mandible. J Prosthet Dent 15(4): 625-633, 1965
- 6) 小室 智: 頭部の側屈が下顎運動に及ぼす影響について. 歯科医学 43(3): 359-385, 1980