原 著 論 文

咬みしめ負荷における下顎位の安定状態の違いが 咀嚼筋活動に及ぼす影響

佐藤 齊

Influence of Stability of Mandibular Position on Masticatory Muscle Activities during Voluntary Clenching

Hitoshi Satoh

Abstract : Masticatory muscles perform two functions during clenching, as generating a bite force and maintaining a jaw position. The relationship between these two functions may be changed by the differences of the stability level of the mandibular position and the degree of the bite force.

Therefore, we recorded muscle activities of masseter and anterior temporal muscles on seven healthy male subjects during MVC and 30% MVC in three different stability of mandibular position. A metal frame of central bearing type which was fitted in a mouth caused variation of the stability level of the mandibular position. "Activity index" and "asymmetry index" were studied, and the results were as follows :

1. Activity index in MVC was larger than in 30% MVC.
2. Asymmetry index of temporal muscle changed with a stability level of mandibular position in 30% MVC. Temporal muscle could prevent a sliding of the mandible. This tendency was not found in MVC.
3. Asymmetry index of the masseter muscle did not change with a different stability levels of mandibular position or degrees of bite force.

In conclusion, the temporal muscle functions as a jaw positioner more than a force generator at a low clenching level. At a high clenching level, the temporal muscle increases its function as a force generator. The masseter muscle functions as a force generator more than a jaw positioner in every degree of clenching.

Key words : jaw positioner, force generator, clenching, activity index, asymmetry index

I. 緒 言

新潟大学大学院歯科補綴学専攻 (指導: 河野正司教授)
Niigata University Graduate School of Dentistry Major in
Prosthodontics (Director : Prof. Shoji Kohno)
平成6年2月10日受付

咀嚼筋の収縮力が有効に咬合力として発揮されるた
めには、下顎は移動することなく、上顎に対して一定

の位置を保っている必要がある。残存歯により咬頭嵌合位が定まらなかったり、下顎位の安定状態が得られないような欠損歯列のように、下顎位が不安定な状況下での咬みしめ時には、咀嚼筋は咬合力を発揮する force generator と同時に、下顎位を保持する positioner としても働いており、この positioner としての機能が下顎位を上顎に対して一定の位置に保ちつつ、咬合力を発揮していると考えられる。すなわち、それぞれの咀嚼筋は force generator と positioner との機能を持っており、機能下の状況に応じてその機能を使い分けられていると考えられる。

一般に筋は一定な条件下においては、その筋活動量に比例した張力を発揮しており、その原則は咀嚼筋においてもあてはまる。すなわち、咬合力と咬筋の筋活動量の間には定まった状態において比例関係が認められている²⁾。

しかしその一方で、咀嚼筋は咬合力との相関を保ちながら³⁻⁵⁾下顎位の保持のための positioner としての機能も強く働いているといわれているごとく^{3,6)}、咀嚼筋は下顎の位置の制御と咬合力の発揮の両方の機能を保持していると考えられる。

そこで、本研究では顎機能の負荷状態について、一点支持様式の顎位支持装置を応用して、咬みしめ時の下顎の安定状態と、咬みしめ強さを強、弱の2種類に変化させて、機能下の状況の相違に応じた咬筋と側頭筋それぞれの positioner、あるいは force generator としての機能分化の様相を追求することとした。

II. 研究方法

下顎位の安定状態が異なる状況下において、強弱2種類の咬みしめを負荷したときの左右側咬筋、側頭筋前部の合計4筋の活動様相の記録を下記のごとく行った。

1. 被験者

顎口腔系に臨床的異常を認めない新潟大学歯学部職員および学生、男子7名(23~31歳、平均27歳)である。

2. 顎位支持装置

測定に際しては、図1および図2に示す口内描記装置型の顎位支持装置を新たに考案製作し、それを上下顎の歯列上に装着して咬みしめを負荷した。この顎位

図1 顎位支持装置咬合面観模式図

s : 支持棒, u : 上顎基準板
c : 歯列固定部, l : 下顎基準板
h : 保持孔

支持装置は、一定の顎位を保ちながら、咬みしめ時の下顎位の安定状態を簡便に変化させることができる構造となっている。

装着は図1、2に示すように、上顎部分は支持棒、基準板と歯列固定部から、下顎部分は基準板と歯列固定部、および着脱可能な対合板を保持する保持孔から構成されている。支持棒は左右側上顎第1大臼歯の近心舌側咬頭頂間の中央点にその先端がくるように固定し、上顎部の支持棒と下顎部の対合板が接触して下顎位が保たれるようになっている。材質は支持棒、対合板、基準板がステンレス、歯列固定部は金銀パラジウムを用いた鋳造体として製作し、基準板と鋳造体部分は即時重合レジンで固定してある。

また、下顎部分の基準板中央部分の保持孔には、形状の異なる対合板が常に同一位置に固定できるように設計した(図2)。本実験では1点支持様式の顎位支持装置を応用しているため、下顎位の挙上が必要不可欠である。一方で、顎位支持装置適用時の顎間関係を、天然歯で咬頭嵌合した時のものにより近づけるため、下顎位の挙上量を極力小さくしたい。そこで、被

図 2 顎位支持装置前頭断面模式図

s : 支持桿, u : 上顎基準板
c : 歯列固定部, l : 下顎基準板
r : 右傾斜型対合板

験者の作業模型を半調節性咬合器 (Dentatus ARTICULATOR ARA) に装着し、咬合器上で偏心運動時に上下顎の顎位支持装置間に干渉が生じないように、切歯部で 4 mm 程度下顎位を挙上することとした。下顎位の挙上は咬合器上で蝶番的に行い、この状態で下顎部分の保持孔に固定された水平型対合板と、上顎の咬合平面が平行となるように製作した。

また、咬みしめ基準顎位は習慣性閉口路上の一顎位としたが、特に支持桿を固定することはなかった。そこで、実験中はサホン・ビジトレナー Model III (東京歯材社製) を用いて、切歯点における下顎位を、水平面に対して前上方 45 度の方向からの投影像として捉え、それをモニター画面で被験者に視覚的にフィードバックしながら測定を遂行した。これによって、咬みしめ開始顎位が各対合板で一致するようにし、さらに、咬みしめ持続中に下顎が偏位しないようにした。

対合板は右傾斜型、水平型、左傾斜型の 3 種類あり (図 3)、それぞれ、上顎の咬合平面に対して前頭面からみて右方向に傾斜した平面、平行な平面、そして左方向に傾斜した平面で支持桿と接触する構造となっている。

また、傾斜型対合板の傾斜角度は、前頭面からみて上顎の咬合平面に対する傾斜角度を 10 度、20 度、30 度の 3 種類とした。

3. 咬みしめ負荷条件

被験者には、歯科用の治療椅子に深く腰掛け、体幹を床に垂直にした状態において眼耳平面が床に平行となるような頭位を保たせて⁷⁾最大咬みしめ (MVC)

図 3 対合板前頭断面模式図

図 4 実験の一連の流れを示す模式図

横軸は左から右に向かって時間の経過を表す

と 30% 咬みしめ (30% MVC) の 2 種類の咬みしめ負荷を指示した (図 4)。30% 咬みしめは、天然歯列における最大咬みしめ時の左咬筋の平滑化筋活動量に対する相対値と規定し、咬みしめ時には左咬筋の平滑化筋活動量をアナログメーターを用いて被験者に視覚的にフィードバックした。

測定は、術者の指示のもとに天然歯による咬みしめを数回行わせ、被験者に 30% 咬みしめの負荷を練習させた後に記録を開始した。

実験は、天然歯における 1 秒前後の最大咬みしめ、および 30% 咬みしめを数回行わせて記録状態を確認した後、対合板の種類をランダムに変えて遂行した。また、顎位支持装置を使用した測定の前後において、天然歯列による最大咬みしめの測定を行い、FFT 法による周波数分析を行って、実験における筋疲労による影響を検討した。

各対合板について行った被験運動は、それぞれ 30% 咬みしめ、タッピング運動、最大咬みしめの 3 種類であるが、タッピング運動についてはすでに報告した⁸⁾。最初に 4 秒間の 30% 咬みしめを 4 秒間の休憩をはさんで 3 回、次に約 2 Hz のタッピング運動を 30 回、続いて 4 秒間の最大咬みしめを 4 秒間の休憩をはさんで 3 回負荷した。30% 咬みしめからタッピング運動に移行する間、およびタッピング運動から最大咬みしめに移行する間にはそれぞれ 20 秒以上の休憩をおき、各対合板の間には 90 秒以上の休憩をおいた (図 4)。

図 5 測定、分析装置ブロックダイアグラム

4. 筋電の記録法

咬みしめ時の左右側咬筋中央部、側頭筋前部より双極表面電極（日本光電社製 NF 21-U）により筋電を導出した。電極の位置は、咬筋では筋束の中央に、筋束前縁と平行に電極間距離 20 mm にて貼付した。側頭筋では、側頭筋前縁より 10 mm 後方の部位に、筋繊維の走行方向と平行となるように電極間距離 20 mm にて貼付した。導出された筋電は筋電アンプ（日本光電社製 AB 601 G）を用いて時定数 30 msec、周波数帯域 5~1,000 Hz として 1,000 倍に増幅後、データレコーダ（TEAC 社製 R 81）にテープスピード 19.05 cm/sec（周波数特性 DC-5,000 Hz）にて記録した（図 5）。

5. 分析方法

1) 筋活動実効値と中心周波数の算出法

記録した筋電波形は A/D コンバータ（TEAC 社製 DR-F 1）にてサンプリング周波数 2 kHz、14 bit でデジタル化の後、フロッピー・ディスクに格納した。このデジタル信号をコンピューター・ディスプレイ上に波形として再現し、筋活動開始点 1 秒後からの 2 秒間を分析範囲とした。この分析範囲における筋活動実効値 (RMS)⁹⁾ を算出し、また、FFT 法によるパワー・スペクトルを求め、咬みしめにおける筋電の中心周波数を算出した（図 5）。

また、咬みしめ実験においては、同一条件下の咬みしめを繰り返すと、筋活動量が漸増する傾向がみられる^{7,10)}ため、実効値は 3 回の咬みしめにおける値の平

均値を代表値とした。

さらにまた、右傾斜型対合板と左傾斜型対合板は各々 10 度、20 度、30 度の 3 種類の傾斜角度を持つ対合板を用いて測定したが、傾斜角度の違いによると考えられる明確な差がみられなかったため、3 種類の傾斜角度の対合板で得られた値の平均値を代表値とした。

2) activity index の算出法

咬みしめを負荷したときの咬筋と側頭筋の筋活動量相互の関連性を数量的に求めるため、activity index¹¹⁾を用いて表示した。activity index は、その値が大きいほど咬筋の筋活動量が側頭筋の筋活動量より大きいことを示し、反対のその値が小さいほど咬筋の筋活動量が側頭筋の筋活動量より小さいことを示す。

3) asymmetry index の算出法

対合板の傾斜方向を変化させて咬みしめを負荷すると下顎位の安定状態が変化し、それに伴って左右側の筋活動に変化が生じた。この筋活動量の変化から、咀嚼筋が positioner として機能する様相が観察できると考えられる。

そこで、下顎位の安定性が高いと考えられる水平型対合板における活動量を基準として、各対合板における筋活動量の左右側の比を asymmetry index¹¹⁾として数量的に求めることとした。すなわち、すべての左右側の筋活動量を水平型対合板における活動量に対する相対値として基準化し、その後次式により asymmetry index を求めた。

$$\text{asymmetry index} = (R - L) / (R + L) \times 100$$

これによって、各々の対合板における筋活動量の左右側の比を水平型対合板を基準として知ることができる。

6. 統計的分析

本実験では 30% 咬みしめと最大咬みしめの 2 種類の咬みしめを負荷したが、1 種類の咬みしめを 1 標本として扱い、右傾斜型、水平型、左傾斜型の各群において 7 名の被験者から得られたデータの平均値と標準誤差を求め、咬みしめ強さと下顎位の安定状態の違いが筋活動へ及ぼす影響を検討した。各群間の有意差の評価には 2 標本 t 検定を使用した。

III. 結 果

1. 天然歯列における最大咬みしめ時の中心周波数

顎位支持装置を使用した咬みしめ負荷の測定の前後での、天然歯列における最大咬みしめ時の咬筋、側頭筋それぞれの中心周波数を表 1 に示す。

測定の前後での差をみると、被験者 7 名は、咬筋では -13~9 Hz の範囲の値をとり、平均値は -1 Hz を示し、側頭筋では -2~3 Hz の範囲の値をとり、平均値は 0 Hz を示した。すなわち、測定の前後で中心周波数にはほとんど変化は認められず、実験結果に筋疲労による影響はないものと考えられた。

2. activity index

30% 咬みしめ時、および最大咬みしめ時の activity index を表 2 に示す。activity index は、その値が大きいほど咬筋の筋活動量が側頭筋の筋活動量より大

きいことを示す。30% 咬みしめ時の値と最大咬みしめ時の値を比較すると、被験者 7 名における 21 データのうち、3 データを除いて、すべてのデータで最大咬みしめ時の方が 30% 咬みしめ時より大きい値を示した。この結果は、咬みしめ強さが増すと、咬筋の筋活動量が側頭筋に比較して大きくなる傾向が存在することを意味している。

3. asymmetry index

1) 30% 咬みしめ時の筋活動

(1) 側頭筋について

30% 咬みしめ時の側頭筋の asymmetry index の変動を図 6 に示す。正の数は右側の側頭筋が左側に比較して優勢に活動していることを示し、負の数は左側の側頭筋が右側に比較して優勢に活動していることを示している。

右傾斜型対合板では、被験者 7 名は -1.3~22.6 の

表 1 最大咬みしめ時の中心周波数 (単位: Hz)

	Masseter		temporalis	
	測定前	測定後	測定前	測定後
Sub. 1	153	150	142	142
Sub. 2	166	175	202	203
Sub. 3	157	144	190	189
Sub. 4	125	132	146	149
Sub. 5	158	160	164	165
Sub. 6	111	98	141	140
Sub. 7	138	139	146	144
mean	144	143	161	162
S.E.	18	22	23	23

「測定前」は顎位支持装置を使用した測定の以前の、「測定後」は同測定終了後の、天然歯列におけるデータを示す

表 2 activity index (単位: %)

	30% MVC			MVC		
	右傾斜型	水平型	左傾斜型	右傾斜型	水平型	左傾斜型
sub. 1	-1.1	3.4	-3.1	1.1	8.5	7.4
sub. 2	28.7	22.5	23.6	30.0	23.2	27.4
sub. 3	10.4	10.6	5.2	30.0	34.9	18.3
sub. 4	22.8	24.9	20.2	30.0	29.5	31.9
sub. 5	31.3	26.6	40.4	31.3	31.7	31.5
sub. 6	-8.2	-9.3	-8.0	11.9	11.5	13.0
sub. 7	16.3	39.2	13.0	24.7	38.9	20.2
mean	14.3	16.8	13.0	22.7	25.5	21.4
S.E.	13.8	15.1	15.5	10.8	10.8	8.7

正の値は咬筋の活動量が大きく、負の値は側頭筋の活動量が大きいことを示す

図 6 30% 咬みしめ時の側頭筋の筋活動の左右側比
Rは右傾斜型, Lは左傾斜型を示す

図 7 30% 咬みしめ時の咬筋の筋活動の左右側比
Rは右傾斜型, Lは左傾斜型を示す

範囲の値をとり、そのうち6名で正の値を示し、右側の側頭筋が左側に比較して優勢に活動していた。唯一負の値を示した被験者5においても、その値は-1.3と絶対値は小さく、大きく負に傾くことはなかった。この結果、被験者7名の平均値は7.9、標準誤差は8.1であり、水平型対合板との間に10%未満の危険率で差が認められた。

左傾斜型対合板では、被験者7名は-29.6～-5.1の範囲の値をとり、すべてが負の値を示し、左側の側頭筋が右側に比較して優勢に活動していた。その結果、被験者7名の平均値は-14.2、標準誤差は8.6であり、水平型対合板との間に1%未満の危険率で有意差が認められた。

右傾斜型対合板の値と左傾斜型対合板の値を比較すると、被験者5では右傾斜型、左傾斜型ともに負の値を示したが、残りの6名では右傾斜型で正の値を示し、左傾斜型で負の値を示した。すなわち、被験者7名のうち6名では、対合板の傾斜側と同側の側頭筋が反対側に比較して優勢に活動していた。

(2) 咬筋について

30% 咬みしめ時の咬筋の asymmetry index の変動を図7に示す。

右傾斜型対合板では、被験者7名は-7.6～11.6の範囲の値をとり、そのうち2名で正の値を示し、5名で負の値を示した。被験者7名の平均値は0.7、標準誤差は6.1であり、水平型対合板との間に有意差は認められなかった。

左傾斜型対合板では、被験者7名は-4.1～26.7の範囲の値をとり、そのうち5名で正の値を示し、2名

で負の値を示した。被験者7名の平均値は7.0、標準誤差は8.6であり、水平型対合板との間に有意差は認められなかった。

右傾斜型対合板の値と左傾斜型対合板の値を比較すると、被験者2では右傾斜型、左傾斜型ともに負の値を示し、被験者7では右傾斜型、左傾斜型ともに正の値を示した。また、被験者4では右傾斜型で正の値を示し、左傾斜型で負の値を示したが、被験者1, 3, 5, 6の4名では右傾斜型で負の値を示し、左傾斜型で正の値を示した。すなわち、対合板の傾斜方向を変化させても、asymmetry index に一定傾向の変化は認められなかった。

2) 最大咬みしめ時の筋活動

(1) 側頭筋について

最大咬みしめ時の側頭筋の asymmetry index の変動を図8に示す。

右傾斜型対合板では、被験者7名は-8.8～21.9の範囲の値をとり、そのうち6名で負の値を示し、左側の側頭筋が右側に比較して優勢に活動していたが、唯一正の値を示した被験者3では21.9と大きく正に傾いた値を示した。その結果、7被験者の平均値は0.2と正の値を示し、標準誤差は9.2となり、水平型対合板との間に有意差は認められなかった。

左傾斜型対合板では、被験者7名は-23.0～-0.7の範囲の値をとり、すべてが負の値を示し、左側の側頭筋が右側に比較して優勢に活動していた。被験者7名の平均値は-9.3%、標準誤差は7.5%であり、水平型対合板との間に5%未満の危険率で有意差が認められた。

図 8 最大咬みしめ時の側頭筋の筋活動の左右側比
Rは右傾斜型, Lは左傾斜型を示す

図 9 最大咬みしめ時の咬筋の筋活動の左右側比
Rは右傾斜型, Lは左傾斜型を示す

右傾斜型対合板の値と左傾斜型対合板の値を比較すると、被験者 2 では右傾斜型で正の値を示し、左傾斜型で負の値を示したが、他の 6 名は右傾斜型、左傾斜型ともに負の値を示した。すなわち、30% 咬みしめ時にみられた、対合板の傾斜側と同側の側頭筋が反対側に比較して優勢に活動するという傾向は、最大咬みしめ時には明確でなくなった。

(2) 咬筋について

最大咬みしめ時の咬筋の asymmetry index の変動を図 9 に示す。

右傾斜型対合板では、被験者 7 名は -22.0~11.0 の範囲の値をとり、そのうち 4 名で正の値を示し、3 名で負の値を示した。被験者 7 名の平均値は -1.1、標準誤差は 9.5 であり、水平型対合板との間に有意差は認められなかった。

左傾斜型対合板では、被験者 7 名は -12.3~13.8 の範囲の値をとり、そのうち 3 名で正の値を示し、4 名で負の値を示した。被験者 7 名の平均値は 1.3、標準誤差は 8.5 であり、水平型対合板との間に有意差は認められなかった。

右傾斜型対合板の値と左傾斜型対合板の値を比較すると、被験者 2, 7 では右傾斜型、左傾斜型ともに正の値を示し、被験者 5, 6 では右傾斜型、左傾斜型ともに負の値を示した。また、被験者 1, 4 では右傾斜型で正の値を示し、左傾斜型で負の値を示したが、被験者 3 では右傾斜型で負の値を示し、左傾斜型で正の値を示した。すなわち、対合板の傾斜方向を変化させても asymmetry index に一定傾向の変化は認められなかった。

IV. 考 察

1. 実験方法について

1) 顎位支持装置

(1) セントラル・ベアリング・システムについて

今回の実験に使用した顎位支持装置ではセントラル・ベアリング・システムを応用し、対合板を着脱可能にした。これによって複雑な技工操作や口腔内での微調整を必要とせず、簡便かつ迅速に対合板の形状を変化させて、咬みしめ時に下顎位の安定状態の異なる環境を作ることが可能となる。

下顎位を一点支持する様式、すなわちセントラル・ベアリング・システムは、これまで主に咬合力と咀嚼筋筋活動の様相との関連を追求する実験に用いられ、咬合力を変化させたもの¹²⁻¹⁵⁾、咬みしめ部位、すなわち支持桿の位置を変化させたもの^{16,17)}、咬みしめ顎位を変化させたもの^{4,18)}などの研究が行われている。

本研究では、咀嚼筋の force generator としての機能と positioner としての機能の関連性を追求するために、人工的に下顎位の不安定な状況を造りだし、その安定状態を簡便に変化させて顎機能の働く環境を変えることを目的として本装置を新たに考案した。また、顎位支持装置を製作する際の技工操作は極力簡便にし、技工による誤差を最小限にしたい。セントラル・ベアリング・システムは、これらの要件を満たし、実験目的を達するに適した方法であると考えられる。

(2) 支持桿の固定位置

支持桿は左右側上顎第 1 大臼歯の近心舌側咬頭頂間

の中央点にその先端部がくるように固定した。セントラル・ベアリング・システムの支持点の位置によって発揮される咬合力の大きさが変化することが報告されている^{16,17,19,20)}。そこで、咬合力を最も発揮しやすいとされる位置として、これまで報告されている左右側の第1大臼歯の中央点を選定し、ここに支持点を設定した。

2) 筋電導出部位および咬みしめ負荷条件

筋電導出部位は、左右側の咬筋、側頭筋前部の4筋を選択した。咬みしめ機能に関与している閉口筋のうち、表面筋電図法により比較的広範囲の筋活動が記録可能な咬筋と側頭筋前部を対象とした。

Naeije ら¹¹⁾は、咬合力が強くなると側頭筋前部に比較して、咬筋の筋活動量が相対的に高くなると報告しており、ほかにも負荷した咬合力の強いときと弱いときで咀嚼筋の反応が異なる可能性を示唆する報告がある^{3,21-23)}。したがって、強い咬みしめとして最大咬みしめを、弱い咬みしめとして30%咬みしめの2種類を負荷した。

また、測定時の頭位については土田⁷⁾の報告に基づき、実験測定中の被験者の頭位変化が筋活動に影響することを防ぐため、被験者の頭位を眼耳平面が床に水平になるようにさせ、歯科用診療ユニットのヘッド・レストを用いて測定中の頭位が常に一定になるようにした。

2. 分析方法について

筋活動の安定した部分を分析対象とするため、咬みしめ持続時間4秒間のうち、咬みしめ開始1秒後から2秒間を分析範囲とした。

咬みしめは、咀嚼筋群の協働によってその機能が営まれているが、その中の主要筋である咬筋と側頭筋前部の活動がいかなる相互関係にあるかは興味深い。この関係は咬みしめを負荷する条件によって変化することが考えられるため、1989年にNaeije ら¹¹⁾が提唱した activity index を求めた。activity index は、咬筋と側頭筋の筋活動量の相対的な割合を百分率で知ることができる指数である。すなわち、その値が大きいほど咬筋の筋活動量が側頭筋の筋活動量より大きいことを示し、反対にその値が小さいほど咬筋の筋活動量が側頭筋の筋活動量より小さいことを示す。

また、咀嚼筋の positioner としての機能を知るために、咬みしめ時の咬筋と側頭筋の左右側筋活動量の比を相対評価する方法として、1989年にNaeije らが

提唱した asymmetry index¹¹⁾ を求めた。しかし、この index の算出にあたっては、水平型対合板適用時の筋活動を基準として、傾斜型対合板適用時の筋活動実効値を評価する方法として、下顎位の安定状態の相違が与える影響を求めた。このため各々の筋活動量は水平型対合板適用時の筋活動実効値で基準化した。

3. 実験結果について

1) 疲労による影響

実験系において筋の随意収縮を負荷した場合、被験者の筋疲労によっても筋活動の様相が変化することも考えられる。そこで顎位支持装置を使用した測定の前後において、天然歯列での最大咬みしめの測定を行い、咬筋と側頭筋の EMG パワースペクトラムを FFT 法を適用して求めて、中心周波数の推移を検討した(表1)。一般に筋疲労状態にあるとパワースペクトラムは低周波帯域へと移行すると報告されている^{24,25)}。しかし、本実験においては EMG パワースペクトラムの低周波帯域への移行はみられなかった。したがって、本実験系の結果には筋疲労の影響はなかったものと考えられた。

2) activity index

咬筋と側頭筋の活動比率は、咬合力の大きさ^{5,11,16,26)}、下顎位の変化^{4,6,27)}、咬合接触部位^{28,29)}、咬合接触歯数^{27,28)}、下顎位の安定性³⁰⁾、セントラル・ベアリング・ポイントの位置の違い^{5,16)}などで変化するといわれている。本実験では咬みしめ強さと下顎位の安定状態を変化させて activity index を求めた。その結果、最大咬みしめを負荷したときの方が、30%咬みしめを負荷したときよりも activity index が増大する傾向が認められた。しかし一方、対合板の傾斜方向を変化させても activity index は一定傾向の変化を示さなかった。すなわち、咬みしめ強さが増すと側頭筋に比較して咬筋が優勢に活動していた。これは、咬筋が側頭筋に比較して、咬合力を発揮する force generator としての機能をより強く働いているためと考えられる。

3) asymmetry index

30%咬みしめを負荷したとき、側頭筋は対合板の傾斜方向と同側の筋が対側の筋に比べて優勢に活動していた。咬筋は側頭筋と全く異なる反応を示し、同じ30%咬みしめを負荷したときに対合板の形態を変化させても、asymmetry index に一定の傾向の変化は認められなかった。一方、最大咬みしめを負荷すると、30%咬みしめで側頭筋にみられた活動パターン、

図 10 顎位支持装置および右傾斜型対合板を口腔内に装着した前頭断面について、側頭筋と装置との関係を模式図として示す

すなわち、対合板の傾斜方向と同側の筋が対側の筋に比べて優勢に活動するという傾向が薄れ、有意差がみられなくなった。咬筋は 30% 咬みしめ同様、対合板の形態を変化させても asymmetry index に一定の傾向の変化は認められなかった。これらの現象は次のように説明されよう。

図 10 は上下顎に顎位支持装置および右傾斜型対合板を装着した前頭面の模式図を示している。この状態で咬みしめを負荷すれば、支持棒と右傾斜した対合板によって一点支持されている下顎は、左へ滑走偏位しようとする。この時、効果的に咬みしめを行うには、滑走偏位を防止して下顎位を保持することが必要になり、下顎を右方向に牽引する側方力が必要となる。右傾斜型対合板で 30% 咬みしめを負荷すると、側頭筋は右側が左側に比べて優勢に活動していた。すなわち、30% 咬みしめ時には、側頭筋は対合板の傾斜方向と同側の筋が対側の筋に比べて優勢に活動し、側方力を発揮して下顎位を保持する働きをしていると考えられる。したがって、側頭筋は対合板の傾斜方向と同一方向の側方力を発揮していると考えるのが妥当であり、positioner としての機能を果たしていることが認められる。

しかし、最大咬みしめを負荷すると、側頭筋は咬筋を助けて force generator としての機能を果たし、対合板の傾斜方向と同側の筋が対側の筋に比べ優勢に活

図 11 側頭筋前部および咬筋の機能分化の推測図

動するという傾向は明瞭でなくなり、咬筋と似た様相を示すと考えられる。

一方、咬筋は positioner としての機能に比較して force generator としての機能が優位と考えられるために、対合板の形態、咬みしめ強さを変化させても、筋活動の左右側比に大きな変化は認められなかったと考えられる。

加藤³⁾は下顎に側方力を負荷した状態で下顎を側方に偏心運動させると、運動方向の側頭筋が対側に比べて優勢に活動したが、咬筋にはそのような傾向はみられなかったと報告している。この結果は、側頭筋が positioner としての機能を働いているのに対し、咬筋は positioner としての機能をほとんど働いていないためと考えられる。

また、河野⁴⁾は上下顎の歯牙が直接接触する状態のもとで下顎位を水平的に変化させ、咬みしめを負荷したときの左右側咬筋、側頭筋前部、側頭筋後部の筋活動パターンを分析している。その結果、咀嚼筋の活動には顎位によって一定のパターンがあり、側頭筋では前部、後部ともに working side にある筋が balancing side に比較して優勢に活動し、咬筋では balancing side が working side に比較して優勢に活動していたと報告している。この報告によれば、側頭筋だけではなく、咬筋にも positioner としての機能が存在する可能性が高いと考えられる。

これらをまとめると、図 11 のような推測図を描くことができる。すなわち、側頭筋は 30% 咬みしめのような弱い咬みしめを負荷したときには positioner としての機能をより強く働き、その特徴が筋電図で容易に観察されるが、最大咬みしめのような強い咬みしめを負荷すると、咬筋を助けて force generator とし

ての機能を強く働くようになり、positionerとしての機能が相対的に小さくなることによって、その特徴が観察されにくくなるものと考えられた。

一方、咬筋は30%咬みしめのような弱い咬みしめを負荷したときと、最大咬みしめのような強い咬みしめを負荷したときのいずれにおいてもforce generatorとしての機能を強く発揮しており、側頭筋のようなpositionerとしての特徴を表す筋活動パターンは検出されなかったと考えられた。

V. 結 論

咀嚼筋のforce generatorとpositionerとしての機能の関連性を追求する目的で、30%咬みしめと最大咬みしめを負荷した時の咀嚼筋の表面筋電を導出した。実験に際しては一点支持様式の顎位支持装置を適用し、その対合板の形状を変化させて下顎位の安定状態を変化させた。このときの咬筋、および側頭筋前部の筋電について検討を加え、以下の結論を得た。

1. 咬みしめ強さが増すとactivity indexは増大した。この結果は、咬筋が側頭筋に比較して、咬合力を発揮するforce generatorとしての機能をより強く発揮していることを示している。

2. asymmetry indexからみると、30%咬みしめ時には側頭筋は対合板の傾斜方向と同側の筋が対側の筋に比べて優勢に活動していた。この結果は、側頭筋が下顎位を保持するpositionerとしての機能を果たしていることを示している。

3. 最大咬みしめを負荷すると、前項でみられた側頭筋のpositionerとしての特徴は明確でなくなり、force generatorとしての機能が増大してきた。

4. 咬筋では、対合板の形態、咬みしめ強さを変化させても筋活動の左右側比に一定傾向の変化は認められず、機能面でもforce generatorが優位であることが確認できた。

稿を終えるにあたり、ご懇篤なるご指導、ご校閲を賜りました河野正司教授に深甚なる謝意を表します。また、本研究のテーマをお与え下さった石岡 靖新潟大学名誉教授、終始ご助言を頂いた野村修一新潟大学付属病院特殊歯科診療部助教授、小林 博講師をはじめとする新潟大学歯学部歯科補綴学第1教室の諸先生方、ならびに被験者諸氏に厚く御礼申し上げます。

本論文の要旨は、第88回日本補綴歯科学会学術大会および第39回日本ME学会顎口腔機能研究会において発表した。

文 献

- 1) Bigland, B. and Lippold, O.C.J. : Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle, *J Physiol*, 125 : 322~335, 1954.
- 2) Hagberg, C., Agerberg, G. and Hagberg, M. : Regression analysis of electromyographic activity of masticatory muscles versus bite force, *Scand J Dent Res*, 93 : 369~402, 1985.
- 3) 加藤 博 : 咬合力の発現様式に関する筋電図学的研究, *歯科医学*, 38 : 65~95, 1975.
- 4) 平尾文昭 : 下顎の位置変化が咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究, *歯科学報*, 77 : 1167~1204, 1977.
- 5) 磯 和博 : 支持点の位置が咬合力、咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究, *口病誌*, 49 : 168~190, 1982.
- 6) 河野正司, 坂東永一, 田中伐平ほか : 咀嚼筋の筋活動を指標とした咬合力の推定, *補綴誌*, 26 : 1271~1286, 1982.
- 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) 佐藤 斉, 小林 博, 野村修一ほか : 咬合接触の違いが咀嚼筋筋電図に与える影響, *顎機能*, 10 : 196~203, 1992.
- 9) Milner-Brown, H.S. and Stein, R.B. : The relation between the surface electromyogram and muscular force, *J Physiol*, 246 : 549~569, 1975.
- 10) Van Steenberghe, D., De Vries, J.H. and Hollander, A. P. : Resistance of jaw-closing muscles to fatigue during repetitive maximal voluntary clenching efforts in man, *Arch Oral Biol*, 23 : 697~701, 1978.
- 11) Naeije, M., McCarroll, R.S. and Weijs, W.A. : Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the intercuspal position, *J Oral Rehabil*, 16 : 63~70, 1989.
- 12) Storey, A.T. : Physiology of a changing vertical dimension, *J Prosthet Dent*, 12 : 912~921, 1962.
- 13) 長谷川誠 : 咀嚼筋作業能に関する補綴学的研究, *歯科学報*, 64 : 106~147, 1964.
- 14) Hosman, H. and Naeije, M. : Reproducibility of the normalized electromyographic recordings of the masseter during maximal clenching as a standard, *J Oral Rehabil*, 6 : 49~54, 1979.
- 15) 鈴木伸宏 : 咬合力と咀嚼筋の筋放電との関係についての実験的研究, 第1報 咬合点の前後的変化について, *歯科学報*, 84 : 253~300, 1984.
- 16) 羽田 勝, 松本直之, 山口和憲ほか : 咬合力発現機構に関する研究, 第2報 生体における筋電図学的研究, *補綴誌*, 24 : 432~441, 1980.
- 17) 前田佳英 : 咀嚼筋力の作用機構と咬合力発現機構とに関する

- る実験的研究, 歯科学報, 73 : 434~461, 1973.
- 18) 平林健彦 : 種々な下顎位における咬合力に関する研究, 補綴誌, 19 : 337~360, 1975.
- 19) Gosen, A.J. : Mandibular leverage and occlusion, J Prosth Dent, 31 : 369~376, 1974.
- 20) Mansour, R.M. and Reynik, R.J. : In vivo occlusal forces and moments, I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments, J Dent Res, 54 : 114~120, 1975.
- 21) 岡根秀明, 山科 透, 長沢 亨ほか : 咬合平面の決定法に関する生理学的研究, 第 1 報 咬合平面の矢状傾斜が咀嚼筋活動と咬合力に及ぼす影響について, 補綴誌, 22 : 801~807, 1978.
- 22) Okane, H., Yamashina, Y., Nagasawa, T. et al : The effect of anteroposterior inclination of the occlusal plane on biting force, J Prosth Dent, 42 : 497~501, 1979.
- 23) Hellsing, G. : On the regulation of interincisor bite force in man, J Oral Rehabil, 7 : 403~411, 1980.
- 24) Merton, P.A. : Voluntary strength and fatigue, J Physiol, 123 : 553~564, 1954.
- 25) Palla, S. and Ash, Jr M.M. : Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscle during fatigue, Arch Oral Biol, 26 : 547~553, 1981.
- 26) 野本種邦, 富田汪助 : 咬合力と咀嚼筋電図との関係 (第 1 報) — 棘波数計測・電位累積装置による研究 —, 補綴誌, 19 : 641~646, 1975.
- 27) Bakke, M., Moller, E. and Thorsen, N.M. : Occlusal contact and maximal muscle activity in natural mandibular positions, J Dent Res, 59 : 892~892, 1980.
- 28) MacDonald, J.W., and Hannam, A.G. : Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching : Part I, J Prosth Dent, 52 : 718~728, 1984.
- 29) Wood, W.W. and Tobias, D.L. : EMG response to alteration of tooth contacts on occlusal splints during maximal clenching, J Prosth Dent, 51 : 394~396, 1984.
- 30) Jimenez, I.D. : Dental stability and maximal masticatory muscle activity, J Oral Rehabil, 14 : 591~598, 1987.