咀嚼筋の筋活動を指標とした咬合位の推定

河野 正司 坂東 永一* 田中 伐平
 栗山 実 望月 洋 加藤 均
 松下 和夫 長谷川成男 田端 恒雄

A Multiple Regression Analysis for Occlusal Contact Position and Masticatory Muscle Activities

Shoji Kohno, Eiichi Bando*, Batsuhei Tanaka,
 Minoru Kuriyama, Hiroshi Mochizuki, Hitoshi Kato,
 Kazuo Matsushita, Shigeo Hasegawa and Tsuneo Tabata

I. 緒 言

補綴物によって患者の咬合機能を回復する治療法の第一歩は、新たに咬合を構成する下顎位、つまり補綴物の咬頭嵌合する下顎位を定めることから始まる。

機能的かつ形態的にも正常な天然歯列の咬頭嵌合位は咀嚼筋および顎関節をはじめとする下顎の運動機能に関与する諸組織にとって、それぞれの活動を営む上に好都合な下顎位であると考えられる。上下歯列の咬合接触が失われている患者において、新たに咬頭嵌合する下顎位を定める際には、健全な天然歯列と同等までに顎口腔系の諸機能の向上が計れるよう、咀嚼筋の活動状態および顎関節内の顎頭の位置関係に十分配慮する必要がある。

咬頭嵌合位と顎口腔系の諸機能の関係については、歯列上における咬頭嵌合位と顎関節内の顎頭の位置という観点から、現在までにもかなり詳細な研究がなされてお

り^{1,2)}、臨床術式の中にもその考え方が診断の基準として応用されている。

しかし一方、咬頭嵌合位と咀嚼筋活動との関係は、今日までにまだ概念的、定性的な結果が得られているのみといえよう。開口位からの習慣的な閉口運動路の終末位は muscular contact position と呼ばれ、咬頭嵌合位に一致する³⁾と概念的にいわれているが、咀嚼筋の活動様相から直接的に下顎位を診断、あるいは咬頭嵌合位を求める術式をみいだすまでには至っていない。

咀嚼、発音、嚥下といった顎口腔系の機能運動は、それぞれ咬頭嵌合位と強い関連を持った運動である。したがって、新たに補綴物が咬頭嵌合する下顎位の決定にあたっては、作動源である咀嚼筋群にとっても、最適な機能の営めることを考慮にいれなくてはならない。

このような背景のもとに、本研究は各種下顎位で咬合する際に、咀嚼筋の活動がどの程度まで下顎の位置の決定、保持に関与しているかを明らかにすることを第1の目的としている。この目的の遂行のため、正常機能を営む個体の種々の咬合位において、咀嚼筋群の協調した活動様相を定量的に測定する方法を考案し、この活動様相と下顎位との関連を追求した。

また、咀嚼筋の活動状態から、その機能を営む下顎の位置を推定することの可能性を試みることを、本研究の第2の目的としている。

東京医科歯科大学歯学部第2歯科補綴学教室（主任：田端恒雄教授）

* 徳島大学歯学部歯科補綴学第2講座（主任：坂東永一教授）
 The 2nd Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University
 (Chief: Prof. Tsuneo Tabata)

* The Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, Tokushima University (Chief: Prof. Eiichi Bando)

昭和57年7月19日受付

図 1 各種筋電図波型と咬合力波型との関係

2 乗半積分処理した筋電図波型が咬合力と最も高い相関を示している。Masseter: 右側咬筋から表面電極で導出した原波型 Temporalis: 右側側頭筋前腹の筋電図 M (original): buffer Amp. の出力から得た右側咬筋の筋電図 |M|: 咬筋筋電図原波型の整流波形 M^2 : 咬筋原波型の 2 乗処理後の波型 Biting Force: 右側臼歯部で記録した咬合力 $1/T \int |M| dt$: |M| 波型の半積分処理波型 $1/T \int M^2 dt$: M^2 波型の半積分処理波型

II. 研究方法

種々の咬合位における左右側の咬筋、側頭筋前腹および側頭筋後腹の合計 6 筋の活動の様相を記録するため、咬合時の下顎位と咀嚼筋群の筋電図の同時記録を下記のごとく行った。

1. 筋活動の測定法

1) 筋電図振幅値の処理方法の決定

咬合時の咀嚼筋群の活動を可及的に定量化して測定し

図 2 咬合力と咬筋筋電図振幅の 2 乗半積分値との関係

たい。このため、表面電極の双極誘導によって導出される筋収縮時の電気的活動量を記録する方法を定める目的で、次の予備実験を行った。

顎口腔系機能の正常な被験者において、右側歯列第 1 大臼歯部の咬合力を測定すると共に、同側咬筋から表面電極により双極誘導した筋電図を同時記録した。咬合力の測定には日本光電社製咬合力計を使用し、測定に際しては、咬合高径の変化を最小限におさえ、かつ安定した状態で咬合力計を噛めるように配慮して製作したレジングを歯列上に介在させて計測した。

筋電図の導出は、咬筋筋束中央部に筋線維の走行と平行に、極間距離 15 mm で貼布したベックマン社製小型表面電極により双極誘導した。導出した筋電図はオリジナルデータとして記録すると共に、4 種類の処理を行い、咬合力の測定値と共にペンレコーダ上に同時記録した (図 1)。

筋電図の処理は、筋電図波形の振幅値から筋の活動様相を定量的に測定できることが目標である。そこで、次の 2 種の積分的処理、すなわち振幅値の絶対値の半積分 (ローパスフィルタによる平滑化)、および振幅値の 2 乗値の半積分処理を行い、それぞれについて咬合力の測定値に対する linearity を検討した。

咬合力と咬筋筋電図の活動量との相関を求めると、振幅の絶対値の半積分値と咬合力との間の相関係数は 0.92 であるのに対して、振幅の 2 乗値の半積分値と咬合力との間には、相関係数 0.95 の関係を示した (図 2)。この結果、筋電図振幅値を 2 乗して半積分処理した値が、

25~250 N の範囲の咬合力と高い相関を示し、咬合力に比例した咀嚼筋の活動値を測定できることがわかった。筋電図振幅値の2乗値の半積分値、すなわち平滑化2乗値は、筋収縮時に発生する電氣的活動量を平均電力値として求めていることになる。

そこで、本研究における筋電図の記録は、2乗半積分処理を行い、以後の解析に使用した。したがって、以後に記す「筋電図振幅値」の表示は、特に注釈のない限り、2乗半積分処理後の振幅値を意味している。

2) 測定対象筋

左右側の咬筋中央部、側頭筋前腹および側頭筋後腹の合計6筋肉を測定対象とした。筋電図の導出には小型表面電極（ベックマン社）を筋線維の走行に平行に、電極間距離 15 mm として貼布した。電極の位置による筋活動量の差を可及的に小さくするため、電極の位置を次のように規定した。咬合時の触診によって、各筋肉筋束の前縁と後縁および起始、停止部の位置を知り、咬筋ではその中央に電極を貼布した。側頭筋前腹では筋束前縁の、また側頭筋後腹では筋束後縁のそれぞれ内側 10 mm の中央部に、筋線維に平行に電極を貼布した。

2. 咬合位の測定法

筋電図と同時に咬合位を測定する装置として、著者の1人である田中が開発した下顎運動測定装置⁴⁾を使用した(図3)。この装置は、下顎切歯部に接着固定した小型磁石の動きを、読み取り精度 0.1 mm 以下で 20 mm 以上の範囲について測定できる性能を持つ。また、筋電図と同時に測定しても、双方の測定値に干渉することのない特長を持っている。

本実験で測定した被験者は、すべて咬頭嵌合位の安定した歯列保持者である。そこで咬合位は咬頭嵌合位を原点として、咬合平面を基準に下顎切歯部の前後方向および左右方向の偏位量として計測した。

3. 咬合位と筋電図の同時測定

1) 測定方法

健全な天然歯列を持ち、顎口腔系に異常の認められない 25~27 歳の男性 3 名を被験者として、咬頭嵌合位およびその周囲約 5 mm の範囲内の咬合位を測定の対象とした。

測定時には、天然歯の咬合面間に何も介在させず、上下顎の歯牙が直接接触する状態のもとで、約 2 秒間の噛みしめを約 2 秒間の間隔で 10 回行わせ、これを 1 測定群とした。各被験者について 10~17 測定群の記録を行

図3 下顎運動測定装置による咬合位の計測と、咀嚼筋6部位からの筋電図の同時測定中の状態

い、合計 100 以上の下顎位における測定値を得た。測定に際しては、筋肉の疲労の影響を除くため、各測定群間には約 1 分間の休憩をとった。

噛みしめを行う咬合位は、咬頭嵌合位、後方歯牙接触位付近、前方位、左右側方位の各咬合位を各測定群ごとに被験者に指定した測定の他に、被験者に任意の咬合位をとらせて、噛みしめの記録を行った測定群も設けた。なお、いずれの測定群においても、術者の手指による咬合位の誘導は全く行わなかった。

噛みしめの強さはあまり弱くなく、かつ被験者が意識して強く噛む必要もない程度の 40~60 N の咬合力であるが、これも計測中に術者が規制することは特になかった。

2) 筋電図の記録法

導出した筋電図は 2 乗半積分処理をした後、咬合位の測定値と共にペンレコーダ上に記録した(図4)。筋電図用増幅器の感度は、咬合位の変化による筋電図の振幅値の細かな変化を読みとるために、筋活動が最大となる咬合位における記録が、記録紙上で記録可能な最大振幅となるように調節した。

図 4 各種咬合位において記録された筋電図の 2 乗半積分波型と下顎位の記録例

rM: 右側咬筋 rTa: 右側側頭筋前腹 rTp: 右側側頭筋後腹 lM: 左側咬筋 lTa: 左側側頭筋前腹 lTp: 左側側頭筋後腹 X(a-p): 下顎位の前後方向要素 Y(lat): 下顎位の左右方向要素
IP: 咬頭嵌合位 anterior: 前方咬合位 posterior: 後方咬合位 left side: 左側咬合位

III. 実験結果

1. 咬合位と筋活動の定性的な関係

咀嚼筋の 6 部位の活動様相を咬合位と同時記録し、被験者 No. 1 では 101 咬合位について、被験者 No. 2 は 171 咬合位、被験者 No. 3 は 133 咬合位におけるデータが得られた。これらのデータについて、まず咬合位の違いによる筋活動の変化の概略を知る目的で両者の定性的な関係を検討した。

記録された測定値を表 1 に示す咬合位に大別し、それぞれの咬合位における筋電図の振幅値を求めた。咬合位の大別にあたっては、下顎が各咬合位に向かって明らか

に偏位している計測値を全測定値より選り出し、これを各咬合位における代表的な筋活動の coordination pattern として求めた。咬合位の咬頭嵌合位からの水平的な偏位量は、被験者 3 名の平均値で示すと、前方咬合位は 0.81 (SD: 0.29) mm, 側方咬合位は 2.45 (SD: 0.77) mm, 後方咬合位は 0.85 (SD: 0.18) mm であった (表 1)。

筋電図の振幅値は被験者および被験筋ごとに筋電図増幅度が異なり、振幅値の絶対値を直接比較することはできない。しかし、同一被験者においては、実験中の筋電図増幅度は固定してある。したがって、咬合位の違いによる筋活動の変化を相対値として取り扱うことは可能である。そこで、筋電図振幅値、すなわち各被験咀嚼筋の平均電力量の変化と咬合位の関係を知る目的で、各測定値を当該筋の咬頭嵌合位における振幅値を基準とした相対値 (EMG/EMG_{IP}) として求めた。その結果を表 1 に示す。いずれも咬頭嵌合位における活動量を 1.00 として、相対値で表示することとする。

1) 咬筋

咬頭嵌合位において最大の活動を示している。

前方咬合位においては、左右側の咬筋の活動が同程度にみられ、被験者 3 人の平均で 0.51 (SD: 0.20) と咬頭嵌合位における約半分の活動を示している。この時点の前方への移動量は平均 0.81 (SD: 0.29) mm であるから、下顎が咬頭嵌合位からごくわずかに前方移動した咬合位でも咬筋の活動が急激に低下することがわかる。また、後方歯牙接触位近くの後方位では平均 0.06 (SD: 0.10) と活動量は最小となるが、被験者 No. 1 右咬筋のように比較的大きな活動を示すものもある。

側方咬合位における活動をみると、咬合側にあたる咬筋では 3 被験者について平均 0.23 (SD: 0.11), 非咬合側では平均 0.34 (SD: 0.19) の活動をしている。しかし被験者 No. 1, 被験者 No. 3 では、表 1 のように非咬合側咬筋が咬合側咬筋よりも活動量が大きくなっており、一方、被験者 No. 2 では咬合側咬筋が非咬合側咬筋より大きく、個人間に差異をみせている。

2) 側頭筋前腹

側頭筋前腹も咬筋と同様に咬頭嵌合位で最大の活動を示している。

前方咬合位では 3 被験者について平均 0.13 (SD: 0.10) とわずかな活動を示すにすぎないが、後方位においては平均 0.61 (SD: 0.19) とかなりの活動を示している。

側方位においては、咬合側の側頭筋前腹は平均 0.48

表 1 咬合位と筋活動の関係

被験者	筋 肉		咬頭嵌合位	前 方 位	後 方 位	右側方位	左側方位
No. 1	咬 筋	右	1.00	0.45(0.11)	0.21(0.35)	0.49(0.27)	0.24(0.25)
		左	1.00	0.41(0.16)	0.09(0.17)	0.67(0.52)	0.05(0.06)
	側頭筋前腹	右	1.00	0.38(0.20)	1.51(0.43)	0.59(0.47)	0.07(0.07)
		左	1.00	0.11(0.04)	1.41(0.40)	0.34(0.40)	0.44(0.17)
	側頭筋後腹	右	1.00	0.17(0.11)	4.37(0.65)	1.22(0.93)	0.24(0.20)
		左	1.00	0.04(0.09)	2.62(0.43)	0.60(0.64)	1.57(1.02)
	下顎偏位量 (mm)		0.00	0.85(0.15)	0.30(0.05)	1.15(1.49)	2.81(0.43)
	No. 2	咬 筋	右	1.00	0.66(0.13)	0.01(0.00)	0.29(0.15)
左			1.00	0.51(0.10)	0.00(0.00)	0.29(0.15)	0.49(0.12)
側頭筋前腹		右	1.00	0.01(0.01)	0.04(0.02)	0.46(0.09)	0.00(0.01)
		左	1.00	0.04(0.04)	0.05(0.02)	0.01(0.02)	0.70(0.06)
側頭筋後腹		右	1.00	0.01(0.01)	0.49(0.12)	0.49(0.11)	0.01(0.01)
		左	1.00	0.00(0.01)	1.06(0.11)	0.05(0.04)	0.85(0.06)
下顎偏位量 (mm)		0.00	0.65(0.18)	1.55(0.16)	0.59(0.36)	1.52(0.29)	
No. 3		咬 筋	右	1.00	0.58(0.35)	0.03(0.05)	0.02(0.02)
	左		1.00	0.46(0.32)	0.01(0.03)	0.12(0.03)	0.06(0.05)
	側頭筋前腹	右	1.00	0.02(0.04)	0.46(0.17)	0.19(0.19)	0.00(0.00)
		左	1.00	0.20(0.24)	0.16(0.12)	0.00(0.00)	0.48(0.27)
	側頭筋後腹	右	1.00	0.01(0.03)	2.29(0.58)	0.22(0.12)	0.00(0.00)
		左	1.00	0.03(0.04)	1.92(0.25)	0.00(0.00)	0.88(0.40)
	下顎偏位量 (mm)		0.00	0.92(0.54)	0.70(0.32)	2.81(1.03)	1.94(1.04)
			咬頭嵌合位	前 方 位	後 方 位	咬 合 側	非咬合側
平 均	咬 筋	1.00	0.51(0.20)	0.06(0.10)	0.23(0.11)	0.34(0.19)	
	側頭筋前腹	1.00	0.13(0.10)	0.61(0.19)	0.48(0.21)	0.07(0.08)	
	側頭筋後腹	1.00	0.05(0.05)	2.13(0.36)	0.86(0.29)	0.14(0.15)	
	下顎偏位量 (mm)		0.00	0.81(0.29)	0.85(0.18)	2.45(0.77)	

筋活動はそれぞれの咬頭嵌合位における振幅値を1.00とし、それに対する相対値として各項目の平均値(標準偏差)を表示

(SD: 0.21) の活動量を示している。一方、非咬合側になる側頭筋前腹では、平均 0.07 (SD: 0.08) と痕跡的な活動しかしていない。特に被験者 No. 3 はまったく活動が記録されていないし、被験者 No. 2 においても測定中にかなりの頻度で活動が記録されていない場合がみられる。

3) 側頭筋後腹

後方位における噛みしめにおいて、3 被験者について平均 2.13 (SD: 0.36) と咬頭嵌合位における 2 倍以上の活動を示している。

また側方位においては、咬合側にあたる側頭筋後腹は、被験者 No. 3 の右側のように平均 0.22 と比較的小さい活動を示すものもあるが、3 被験者の平均値は 0.86 (SD: 0.29) と咬頭嵌合位における活動を上まわる

もの、あるいはそれに匹敵する活動が記録されている。

以上記してきた各咬合位における咀嚼筋の活動様相を模式図として図 5 に示した。これは被験者 3 人の平均値を gothic arch 上に表示したものである。

咬合位の違いにより、咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹の活動量の coordination pattern は特有な型を示していることがわかる。したがって、複数の咀嚼筋の活動を同時に観察することによって、咬合機能している下顎の位置を定性的に知ることは十分可能といえる。

2. 咬合位と筋活動との間の相関

前項に述べたような定性的な咬合位と咀嚼筋活動との関係が、さらに具体的な数量的な関係で示すことができるか、次に検討してみた。

図 5 咬合位と咀嚼筋 3 筋の活動状態との関係

咀嚼筋活動は咬頭嵌合位における各筋肉の振幅値を基準とした相対値として求め、
模式化したゴチック・アーチ上の各咬合位に表示した

表 2 咬合位と筋電図振幅値との間の相関係数

咬合位	咬 筋	側頭筋前腹	側頭筋後腹
x	0.16 (0.04~0.28)	0.31 (0.02~0.71)	0.55 (0.37~0.68)
y	0.11 (0.01~0.24)	0.17 (0.01~0.37)	0.22 (0.02~0.38)

被験者 3 人の平均値 (範囲) を表示

測定した咀嚼筋 6 カ所のそれぞれの筋電図振幅値と、咬合位との間の相関の程度を示す指標として相関係数を求めた。

1) 筋電図振幅値から求めた相関係数

咬合位の前後 (x) 方向と筋電図の平均電力量、すなわち 2 乗半積分処理後の筋電図振幅値との関係は、側頭筋後腹の相関係数が被験者 3 人で平均 0.55 (0.37~0.68) とかなり高い相関を示している (表 2)。

側頭筋前腹と x 方向との相関係数は、被験者 No. 1 では右側側頭筋前腹が 0.64、左側側頭筋前腹は 0.71 と高い相関を示しているが、他方、被験者 No. 2、被験者 No. 3 では 0.02~0.19 と低い相関を示すのみであった。

咬筋と咬合位の前後 (x) 方向との相関係数は、3 被験者において 0.04~0.28、平均 0.16 と低い相関しか得られていない。

咬合位の左右 (y) 方向と筋電図振幅値との間には、被験者 3 人のいずれにおいても高い相関係数は得られなかった。咬筋において 0.01~0.24、平均 0.11、側頭筋前腹は 0.01~0.37、平均 0.17、側頭筋後腹は 0.02~0.38、平均 0.22 であった。

2) 筋電図規準化振幅値から求めた相関係数

前項に記した筋電図の振幅値は、記録した咬合位の違いによって変化すると共に、測定時の噛みしめの強さによっても変化する。本実験では測定時の噛みしめの強さを中等度と被験者に対して概略の指示をしたのみであるので、噛みしめ時の強さの変化が筋電図振幅の変化にも影響を与えていることが十分に考えられる。

そこで、噛みしめ時の咬合力の大きさによる影響を可及的に除去するため、次のように筋電図の振幅値を規準化した。すなわち、各測定ごとに、左右側合計 6 筋肉の振幅値の総和に対する、各咀嚼筋の振幅値を下記の式を用いて

$$\text{規準化 EMG}_i = \frac{\text{EMG}_i}{\sum_{j=1}^6 \text{EMG}_j} \times 6.0$$

規準化した。

各咀嚼筋の規準化した筋電図振幅値と咬合位との間の相関係数を求めた (表 3)。測定値の規準化により咬筋では、咬合位の前後 (x) 方向について被験者 3 人にお

表 3 咬合位と筋電図規準化振幅値との間の相関係数

咬合位	咬 筋	側頭筋前腹	側頭筋後腹
x	0.71 (0.59~0.79)	0.21 (0.01~0.54)	0.56 (0.37~0.82)
y	0.21 (0.06~0.47)	0.57 (0.33~0.68)	0.44 (0.02~0.76)

被験者 3 人の平均値 (範囲) を表示

表 4 推定咬合位の実測位に対する誤差と相関係数

被 験 者	データ数	x	y
No. 1	101	0.15(0.14) mm r=0.83	0.30(0.24) mm r=0.91
No. 2	171	0.21(0.26) mm r=0.89	0.38(0.45) mm r=0.76
No. 3	133	0.28(0.22) mm r=0.88	0.42(0.38) mm r=0.93
平 均	405	0.22 mm	0.37 mm

誤差は推定値の誤差の絶対値について、平均値および(標準偏差)を表示

る相関係数が 0.59~0.79, 平均 0.71 と, 規準化前の係数 0.04~0.28, 平均 0.16 に比較して非常に高い相関を示すようになっている。

咬合位の左右 (y) 方向についても, 咬筋, 側頭筋前腹および側頭筋後腹のいずれもが規準化前の測定値に比較して高い相関を示している (表 3)。

筋電図振幅値は規準化することによって, 下顎位との相関が高まることから, 次項に記すごとく, 規準化した咀嚼筋筋電図の振幅値から咬合位の推定を試みた。

3. 咬合位の推定法

咬合位の前 (x) 方向および左右 (y) 方向それぞれの要素について, 左右側咬筋, 側頭筋前腹, 側頭筋後腹の筋活動量 (規準化した筋電図振幅値) を独立変数にとることにより, 次式によって表してみた。

$$\text{咬合位 (x)} = a_0 + \sum_{i=1}^6 a_i \cdot \text{EMG activity}_i$$

$$\text{咬合位 (y)} = b_0 + \sum_{i=1}^6 b_i \cdot \text{EMG activity}_i$$

各被験者については, 種々の咬合位において, 100 回以上の測定を行っているため, その数に等しい測定方程式が立つ。これらの測定方程式から, 咬合位の前 (x) 方向

図 6 咀嚼筋 6 部位の活動から求めた推定下顎位と実測した下顎位との関係の 1 例 (被験者 No. 2)

縦軸に実測下顎位を, 横軸に推定下顎位を表す

(x) および左右方向 (y) の 2 要素それぞれについて, 咀嚼筋 6 筋の活動に対応した自己回帰係数 $a_1 \sim a_6$, $b_1 \sim b_6$ および定数項 a_0 と b_0 を最小自乗法によって求めた。

次に, 各々の被験者ごとに求めた $a_0 \sim a_6$, $b_0 \sim b_6$ の 7 個ずつの回帰係数を使った自己回帰方程式に, 測定されている咀嚼筋 6 筋の振幅値を代入することにより, その筋活動が記録された咬合位を推定した。筋活動から推定した咬合位と, 下顎運動測定装置による実測値との関係について, 被験者 No. 2 の前後方向の咬合位を代表として図 6 に表す。また両者の差異を表 4 に示す。表 4 は, 咀嚼筋活動から算出した推定咬合位の実測値との誤差の絶対値を求め, その平均値を表示したものである。また, 推定値と実測値間の相関係数も同時に表した。

咬合位の推定値は, 被験者 No. 1 の前後 (x) 方向については平均 0.15 (SD : 0.14) mm, 左右 (y) 方向については平均 0.30 (SD : 0.24) mm と, 比較的小さな誤差を持つ程度で得られた。被験者 No. 2, 3 についてもほぼ同様で, 3 被験者において測定した合計 405 咬合位を推定した下顎位の誤差の平均値も前後 (x) 方向で 0.22 mm, 左右 (y) 方向で 0.37 mm となっている (表 4)。

咬合位の推定値と観測値との間に求めた相関係数 (r) は表 4 のごとく, 3 被験者において, 前後 (x) 方向要素は $r=0.83$ から $r=0.89$, また左右 (y) 方向要素においても, $r=0.76$ から $r=0.93$ と高い値を示している。

表 5 推定値の誤差と咬合位との関係

咬 合 位	被験者 No. 1		被験者 No. 2		被験者 No. 3		平 均	
	x	y	x	y	x	y	x	y
咬頭嵌合位	0.11 (0.09)	0.27 (0.19)	0.07 (0.06)	0.21 (0.14)	0.25 (0.08)	0.33 (0.15)	0.14	0.27
前 方 位	0.24 (0.11)	0.40 (0.29)	0.30 (0.16)	0.30 (0.18)	0.29 (0.21)	0.32 (0.17)	0.28	0.34
後 方 位	0.08 (0.07)	0.18 (0.13)	0.18 (0.21)	0.18 (0.05)	0.21 (0.18)	0.31 (0.16)	0.16	0.22
側 方 位	0.35 (0.26)	0.56 (0.34)	0.16 (0.12)	0.47 (0.34)	0.25 (0.17)	0.58 (0.58)	0.25	0.54

各咬合位における推定値の誤差の絶対値について、平均値および（標準偏差）を表示（mm）

4. 推定値の誤差と咬合位との関係

筋活動を記録した咬合位を大別し、推定咬合位のもつ誤差との関連に注目してみる。

咬合位はⅢ-1項に記した大別法にしたがい、それぞれについて推定咬合位の誤差の絶対値を求め、その平均値を表5に示す。咀嚼筋活動から求めた推定値の誤差は、咬頭嵌合位では、被験者3人の平均値で前後(x)方向で0.14 mm、左右(y)方向で0.27 mmとごく小さな誤差を示すのみである。

また、後方歯牙接触位付近にあたる後方位についても、3被験者の平均は $x=0.16$ mm、 $y=0.22$ mm と小さな誤差を示すにすぎない。

咬頭嵌合位の前方、あるいは側方位については、推定値の持つ誤差はやや大きくなり、前方位における誤差の3被験者についての平均値は $x=0.28$ mm、 $y=0.34$ mm 側方位では $x=0.25$ mm、 $y=0.54$ mm となっている。

IV. 考 察

1. 研究目的について

顎口腔系において、補綴学と密接な関連をもつ咀嚼機能は、主として上下顎歯列の咬合接触状態と顎関節内の顎頭の運動、そして下顎骨に付着する種々の咀嚼筋や、舌、頬などの活動の協同作用として行われている。したがって、天然歯の欠損などによって、保たれていた咬合が失われ、補綴物で咬合を回復する場合には、顎関節の運動機能と咀嚼筋の機能を正しく保つことのできる咬合が補綴物の備えるべき重要な条件の1つとなってくる。

このような補綴物の製作にあたっては、患者固有の下顎運動を咬合器上に再現することになるが、その際に問

題となるのは、第1にどのようにして下顎運動を咬合器上に再現するかという点であり、第2にはいかなる下顎位で新たな補綴物の咬合を構成するか、という点である。

第1の問題については、今日までかなり明確な答が得られている。つまり、下顎の立体運動は左右の顎頭間を通る全運動軸を中心とした回転運動、およびこの軸が一定の顎路上を移動する運動によって行われていることが明らかになっている^{5,6)}。したがって、左右顎頭上の全運動軸点の描く一定の線状の顎路を咬合器に再現することが、下顎運動論的に合理性を持っていることになる。

第2の問題点である新たな補綴物の咬合を構成する下顎位の決定法については、いささか問題が残っている。正常な咬合をもつ有歯顎者にみられる咬頭嵌合位では、上下歯列の咬頭が小窩に嵌合して安定した咬合を保つと共に、顎関節部でも顎頭は関節窩内で安定した、いわゆる顎頭安定位を保っている⁷⁾。この顎頭位は最終後退位である中心位の約0.4 mm前方に位置している²⁾、という形態学的な基準は知られている。

咬頭嵌合位は、咀嚼、嚥下、習慣的な閉口運動の終末位あるいは基準位でもある。このような種々の機能運動は咀嚼筋と中枢機能に支配されて、随意あるいは不随意運動として行われているものであるから、運動の基準位である咬頭嵌合位は、筋神経系とも十分な調和の保たれている下顎位でなければならない。このため、補綴物に与える咬頭嵌合位は、先に記した形態学的基準を満たすと共に、下顎運動の作動源となっている咀嚼筋と、それを支配する中枢機構の持つ要件をも考慮に入れて決定しなくてはならない。

現在、臨床の場における下顎位の決定基準、すなわち咬合採得の基準としては、主に下顎安静位、発音位、中

心位あるいはタッピング運動などが使われている⁷⁾。しかし、補綴物に与えた咬頭嵌合位が不正であったことが原因となって、咀嚼筋に疼痛や異和感を生じる症例も報告されている⁸⁾。このような問題を解決し、さらに顎口腔系の諸機能が最大限に生かされる咬合を、補綴物に再構成するため、咀嚼筋機能と、これを支配する神経系を決定要素に含めた下顎位の診断法の確立が求められている。

そこで本研究では、下顎の位置保持に咀嚼筋の活動がいかなる機能をはたしているか、また下顎の位置決定にどの程度関与しているかを検討すると共に、さらに咀嚼筋活動を指標として、咬合機能を営む下顎の位置を推定することを試みてみた。

2. 研究方法

咬頭嵌合位、中心位、側方位などの咬合位や、下顎運動経路についての研究は、写真法^{5,9-11)}、描記法¹²⁾、電気計測法^{6,13-15)}などによって 0.1 mm 程度の測定精度で測定されている。これらの下顎運動についての研究には、切歯点を代表として下顎位を 1 点 2 次元、あるいは 1 点 3 次元測定を行った研究⁹⁾ から、切歯点と顎頭点の運動を対比した研究^{5,13)} や、切歯点、左右両側顎頭点を測定点として下顎の 3 点 3 次元測定をしている高度な研究¹⁰⁻¹²⁾ まである。

一方種々の咬合機能時の筋活動の様相については、1950年代から下顎の基本運動や前方、側方、咬頭嵌合位などの特徴的な下顎位について、Moyers¹⁶⁾、Pruzansky¹⁷⁾、Mac Dougall ら¹⁸⁾、Greenfield ら¹⁹⁾ などによって筋電図を使用した研究が行われている。

また、下顎運動あるいは下顎の位置変化を測定しながら、咀嚼筋筋電図を同時測定した研究としては、三浦²⁰⁾、Ahlgren²¹⁾、六車²²⁾、Hannam ら²³⁾、仁科²⁴⁾ などの研究があり、咀嚼筋活動と下顎位との間の定性的な関係はかなり明らかになっている。

著者らは、咬合位と咀嚼筋活動の関係をさらに明確にして、補綴物製作の際の咬合位の診断基準を、咀嚼筋活動にも求めることを目標としている。そこで、咬筋と側頭筋の活動様相と咬合位との相互関係を定量的に評価する方法を新たに開発し、咀嚼筋群の活動様相から多変量解析法によって、下顎が咬合している位置の推定を試みた。

1) 下顎位の測定法

咀嚼筋筋電図と同時に、咬合位を高精度で測定するために下顎切歯点を測定点として 3 次元的な位置変化を記

録した。測定には下顎左右側中切歯唇面の咬合を障害しない部位に小型磁石を接着材で固定し、この小型磁石の動きを頭部に固定した Hall 素子で 3 次元的に検出し、アナログ演算回路で処理した後、前後 (x) と左右 (y) 要素を筋電図と同時に記録した。

この装置は簡便で、しかも咬筋、側頭筋の筋電図測定には何らの障害も与えないものであり、しかも咬合位を 0.1 mm 以下の精度で測定することのできるもので、本実験の目的に合ったものといえる。

2) 筋電図測定法

(1) 筋活動の評価法について

咀嚼筋筋電図によって筋の機能程度を測る試みは、初期には表面電極で記録される干渉波の振幅を直接測定する²⁵⁻²⁷⁾ ことが行われていた。そのなかで Perry ら²⁵⁾ は縦軸に放電振幅を、横軸に時間経過を表す表示法によって、咀嚼運動時の咬筋と側頭筋の coordination を観察している。また、咬合力と筋電図との関係については三浦ら²⁸⁾ は針電極によって咬筋から NMU の放電を記録し、咬合力が増大すると、活動に参加する NMU の数が増大すると共に、単一 NMU の放電頻度も増加することを認めている。

咀嚼筋以外の筋肉については、主に biceps brachii を対象として、等尺性収縮時には筋電図振幅と筋張力とは比例関係にあることが古くより報告²⁹⁾ されており、表面筋電図を全波整流後 R-C filter を通して積分的処理をして得られる包絡線は、筋の張力に比例することが、Lippold³⁰⁾、Inman ら³¹⁾ などによって認められている。

咀嚼筋筋電図の積分波形と咬合力との関係については、Møller³²⁾、Ahlgren ら³³⁾ などによって、咬筋や側頭筋の積分筋電図 (IEMG) と咬合力との間には比例関係があり、IEMG は咬合力を表す Index となり得ることが報告されている。また、棘波やパワースペクトルによるいわば微分的処理方法による筋機能評価法もあるが、その場合には測定器、記録器の周波数応答性がよいことが条件となる。そこで本研究においては、咀嚼筋の活動状態を評価する方法として導出した表面筋電図を積分的処理をする方法を採用した。

(2) 筋電図の導出法

咀嚼筋からの筋電図導出用の電極には、表面に電極糊を介在させて貼布する円板型の表面電極あるいは、皮膚に釣針型の電極³⁴⁾ やステンレスチール線³⁵⁾ を刺入して用いる方法などがある。本実験では最も簡便で、被験者に何らの疼痛をも与えない円板型の表面電極を皮膚上に貼布する方法を採用した。

筋電図は測定日を変えて記録する場合に、再現性にいくらか問題のあることが以前より Angelone ら²⁷⁾, Komi ら³⁶⁾などによって指摘されている。また、電極の位置によって導出される波形が変化することは、咬筋を対象として Greenfield ら¹⁹⁾, 岡根ら³⁷⁾によって報告されている。Frame ら³⁸⁾は測定日によって筋電図の記録に差の生じる主原因は、筋活動量そのものの変化よりも、電極位置の不正確さによることを確認している。また、電極の位置をプラスチックテンプレートで規定した Nouri ら³⁹⁾, 入れずみで規定した豊岡ら⁴⁰⁾は再現性のある筋電図波形が記録できると報告している。とくに岡根らは咬筋中央部であれば多少部位が変わってもほぼ同一の波形が記録できると述べている。

これまでの研究結果から筋電図記録の再現性を向上させるためには、電極の位置の定位が最も重要であるといえよう。これをふまえて、本実験における筋電図の記録には、電極の位置が各被験者間において同一部位になるように、特に注意をして導出部位を決定すると共に、実験中に電極を貼り代えることは避けた。また測定が長時間にわたると、発汗によりあるいは電極糊の乾燥により皮膚と電極間のインピーダンスが変化したり、疲労の影響が混入するのでこれを避けるため、測定は各被験者とも30分以内に終了するように努めた。

表面電極を使用した記録法では、電極付近にあるすべての筋の活動電流が複合して誘導される。このため、双極誘導における電極間距離が変化すると、筋電図の振幅値も変化してくる。電極間距離を変化させて筋電図を記録した Møller³²⁾によると、2.5~約30 mm までの変化では、電極間距離が大きくなるほど導出される誘導電位は増大し、それ以上の電極間距離ではほとんど変化しない。したがって、筋電図を定量的に取り扱う場合には電極間距離はすべての実験間において同一であることが必要である。また、電極間距離が小さければより目的とする筋肉の活動のみを記録できるため、本研究においては、電極間距離を15 mm に固定してすべての測定を行った。

表面電極はまた電極間距離が同一であっても、筋線維に平行に電極を貼付する場合と、筋線維に直角に貼付する場合では、記録される電位の大きさに変化がある。Møller³²⁾によれば電極間距離15 mm の場合、筋線維の走向に平行に電極を貼付した方が線維に直角な場合より約35%大きい平均電位が記録されるという。

咀嚼筋群において各筋肉の特徴を記録する目的であれば、電極は筋線維の走行に直角に位置させた方が良くと

いう意見もあるが⁴¹⁾、今回の測定では筋線維の走行に平行に電極を貼付した。これは円板型表面電極の最も貼りやすい位置を選択した結果で、3人の被験者のそれぞれの被験筋に対してほぼ同一の位置に同一の状態で電極は貼付できた。さらに得られたデータについては、研究方法で述べたように、振幅に関する規準化処理を行っているため、筋電図の誘導方法の影響はほとんどないものと考えられる。

(3) 積分筋電図について

筋張力と積分筋電図(IEMG)との間には一定の比例関係が成り立つが、このためには、Ralston⁴²⁾, Vig⁴³⁾らの総説に記されているように、筋肉の長さ、筋収縮の速度が一定で、しかも筋疲労のない状態であることなど、一定の条件が保たれていなくてはならない。

咀嚼筋の IEMG を咬合力の指標として最近の田部⁴⁴⁾, 平尾⁴⁵⁾, 羽田ら⁴⁶⁾などの研究によると、咬合力と IEMG との間に相関係数 $r=0.9$ 以上の高い相関が得られている。しかし、最大咬合力の約80%程度までしか咬合力と IEMG との直線関係はないという Prium ら⁴⁷⁾, Hosman ら⁴⁸⁾の報告もある。

本研究では予備実験を行い、咬合力波形に可及的に近い波形の得られる筋電図処理方法を求めた。筋電アンプの出力を4象限アナログ掛算器を用いて2乗した後、時定数110 msec のローパスフィルタを通す処理で、咬合力の波形と相関の高い波形が得られた。このような処理により出力波形はプラス方向のみとなるため、ペンレコーダ上の記録幅を2倍有効に使用することが可能となった。また、出力には高い周波数成分が含まれなくなったので、ペンの応答性でも充分信頼性の高いデータが得られるようになった。この出力波形の振幅値を筋活動の指標とみなすことで、筋活動を数量化することができた。

3) 咬合位と筋電図の同時記録

筋張力と筋電図を同時記録すると、筋電図上の burst のピークと筋張力のピークは必ずしも一致するとはかぎらないことが知られており³¹⁾, Ahlgren ら³³⁾は最大咬合力は咬筋筋電図のピークより 41 ± 2 msec 遅れて発現すると報告している。また、筋電図波形を積分的処理して観察する場合には、積分器の時定数に応じてピークがずれる。これらの現象の時間的ずれを避けるため、本研究では種々の咬合位で約2秒間の噛みしめを行わせて、記録される筋電図処理波形の平坦部の振幅値をもって、その筋活動の平均電力量とみなし、筋機能の指標とした。

下顎位を変えて咬合させる方法には、本研究で行ったように、上下顎歯列間になにも介在させず、天然歯の咬

合面が直接接触する状態で咬合させる方法の他に、ビニール線を咬合面間に介在して咬合させる方法²²⁾、あるいは上下顎歯列間に resin block を介在して、全歯列の咬合面が同時に接触した状態で咬合させる方法⁴⁹⁾などがある。

前二者の方法では、咬合側の上下顎歯牙の咬頭斜面のみが直接あるいは間接的に接触し合う状態で咬合しており、いわば不安定な咬合状態ともいえよう。この状況下で噛みしめを記録した場合、筋張力は咬合力を発揮するための活動と共に、不安定な下顎の位置を保持しようとする筋活動の複合したものであろう。したがって、筋活動量は咬頭傾斜角の急緩、あるいは上下顎歯牙の咬合接触点数や接触部位などによって影響をうけることが考えられる。また、この咬合状態においては咬合側のみ歯牙接触し、反対側の歯牙は無接触な状態であることが多い。この場合、非咬合側の咀嚼筋は下顎の位置を保持するため、stretch reflex によって活動する状態となる。このような不安定な咬合状態で筋活動を記録するのは好ましくないという意見⁴⁷⁾もある。

本実験においても、表1に示した結果にみられるごとく、被験者によっては前方位あるいは後方位において左右側の側頭筋前腹に、また後方位においては側頭筋後腹にかなり著しい活動量の差がみられている。このように左右側側頭筋の活動量に大きな差が生じる原因の1つに、不安定な咬合状態が考えられる。

そこで著者らは、上下顎天然歯の咬合面が直接噛み合う状況下における、上述した事項の影響を調べるため、gothic arch 描記用の口内描記装置を被験者に装着して、上顎口蓋部の中央に設置した描記針と下顎の描記板のみによって下顎位が保たれている状態で測定を行った。この測定においては、咬合高径の増加はいくらにあるが、上下歯牙の接触による影響をさけた測定条件下で、種々の咬合位における咀嚼筋活動の様相を記録できた。得られた咀嚼筋の活動から咬合位の推定を行い、天然歯の咬合状態が咀嚼筋活動におよぼす影響について考察を加えた。その結果については後の5-2)項において記す。

3. 下顎位の変化と筋活動状態

咬合位が変化すると、下顎の位置の変化に応じて、咬筋や側頭筋から記録される表面電極による筋電図干渉波の振幅値が変化することは Mac Dougall ら¹⁸⁾、Greenfield ら¹⁹⁾、六車²²⁾、橋本⁵⁰⁾などが記している。これらの報告では、咬頭嵌合位における噛みしめ時には、咬筋、側頭筋に大きな活動が記録されるが、下顎が前方移

動し切歯部で咬合する場合には、咬筋の活動が主となり、側頭筋の活動はほとんどみられず、また後方位では側頭筋後腹の活動が優勢になることを観察している。

切歯部における噛みしめについて、Latif⁵¹⁾や Woelfel ら²⁶⁾は、側頭筋が咬頭嵌合位における活動の50~60%しか示さないこと、また Møller³²⁾は、側頭筋では resting level の活動しかみられず、咬筋では咬頭嵌合位の30~50%程度にとどまると報告している。今回の実験において記録した、咬頭嵌合位から約1mm前方移動した下顎位における筋活動について、咬頭嵌合位における活動と比較してみると、被験者3人の平均値は咬筋について51%、側頭筋前腹13%、側頭筋後腹5%の活動を示し、Møllerの結果に類似している。

咬頭嵌合位から側方偏位した咬合位における咀嚼筋活動の様相については、六車²²⁾、坂本⁴⁹⁾、平尾⁴⁵⁾などが報告している。六車は臼歯部でビニール線を咬合させて、表面電極による筋電図干渉波の振幅を観察した。咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹ともすべて咬合側の活動が優勢で、また咬筋<側頭筋前腹<側頭筋後腹の順で、咬合側と非咬合側の活動の差が明瞭になると述べている。また平尾⁴⁵⁾は、4mm側方移動した下顎位において、臼歯部に咬合力計を噛ませ咬合力を記録するとともに、咬筋と側頭筋前腹の積分筋電図を記録している。これによると、咬筋、側頭筋前腹の活動は、咬頭嵌合位における活動に対して変化の生じる症例と変化しない症例があり、特別の傾向はみられないという。

著者らは咬合位の違いによる咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹の筋活動の変化の様相について、咬頭嵌合位における各咀嚼筋活動に対する相対値として求めた。被験者3名の平均値については模式化した gothic arch 上に表示した図5を呈示した。筋活動の詳細な変化の様相は被験者ごとに細かな差異は認められるが、咬合位の変化による筋活動の変化傾向は、この図から明瞭に知ることができる。

4. 筋活動値の規準化と咬合位との関係

1) 測定値の規準化について

筋電図の振幅値は、咬合位の変化のみでなく、測定時の噛みしめの強弱によっても大きく変化する。このため、筋電図記録時に咬合力を記録し、これをパラメータとして扱うことも考えられる。しかし、咬合力の測定には咬合高径の増加がともないやすい。筋電図の振幅値は咬合高径の変化によっても大きく変る⁵²⁾ことが知られているので、本研究では咬合力の同時測定は行わなかつ

た。

測定時の咬合力の変化による筋電図振幅値の影響を可及的に除去する方法として、今回は次のような振幅値の規準化を行った。すなわち、測定した左右側咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹6筋の総活動量に対する各筋肉の相対活動量を求める方法である。この筋電図振幅値の規準化によって、咬合位の変化に応じた、咀嚼筋6筋の特徴的な coordination pattern を表1、図5のように求めることができた。

また筋電図の振幅値は、同一の下顎位において一定の咬合力を発揮している場合でも、個体間には差があり、これが個体間の測定値の比較を困難にする原因であった。平尾⁴⁶⁾は、咬合力 10 kg 発揮時の咬筋の放電量を10人の被験者について測定し、2.93倍の、また側頭筋前腹については4.09倍のばらつきがあったと報告している。しかし、本研究で行った測定値の規準化法であれば、規準化データは6咀嚼筋全体の活動量に対する、各咀嚼筋の活動量を相対値で表したものであり、いわば6筋肉の振幅値の coordination を示すものである。この測定値規準化法によって、被験者間の筋電図振幅値を同一カテゴリー内で取り扱うことが可能となってくる。

2) 咬合位との相関係数について

種々の咬合位における咀嚼筋筋電図振幅値の規準化の効果を判定するため、振幅値と咬合位との間の相関係数を求めた(表2, 表3)。

振幅値の規準化により、咀嚼筋活動の咬合位に対する相関は一様に高まり、本研究で行った規準化の妥当性が証明されている。とくに咬筋については著しい改善が認められている。すなわち、咬合位の前後(x)方向の変化に対する咬筋振幅値の相関係数は被験者3人における平均値について、規準化前のデータが $r=0.16$ であるのに対して、規準化後では $r=0.71$ と高い相関を示すようになっている。

規準化した筋電図振幅値と咬合位の変化との相関(表3)をみると、下顎の前後的な位置変化に対して、咬筋および側頭筋後腹が高い相関を示しているが、他方下顎の左右的な変化に対しては、咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹ともそれほど高い相関は示していない。この結果は、咬筋および側頭筋後腹の活動が、下顎の前後的な位置変化に大きく関与していることを表すものである。しかし、左右的な下顎位の変化に対しては、それほど寄与していないことを示している。

下顎の左右的偏位については、咀嚼筋群の解剖学的な形態および筋束の走向状態⁵³⁾からみて、作業側における

側頭筋後腹が顎頭を顎関節窩内に保持しようとかかなり活動を示す以外は、咬筋および側頭筋は大きな役割をはたし得ないことが推測できる。したがって、咬合位の左右(y)方向の変化をさらに詳細に知るためには、内側翼突筋、外側翼突筋といった筋肉を測定の対象としなくてはならなくなるであろう。

5. 咬合位の推定法

1) 咬合位の自己回帰式

咀嚼筋機能を考慮した下顎位の決定法としては、リズミカルな習慣的閉口運動やタッピング運動といった運動を利用する方法がある。これらの方法は非常に簡便で臨床応用しやすいものであるが、頭位の変化、運動の速度、開口度などの影響を受けやすい。このため、より確実に咀嚼筋の活動様相を考慮した下顎位診断法の開発が必要である。

そこで本研究では、咀嚼筋の筋活動が咬合位の決定にどの程度関与しているのかを検討する目的で、3人の被験者それぞれに、左右側咬筋、側頭筋前腹、側頭筋後腹の6筋肉の筋電図の規準化振幅値を独立変数として咬合位を従属変数とした自己回帰方程式

$$\text{咬合位 (x)} = a_0 + \sum_{i=1}^6 a_i \cdot \text{EMGactivity}_i$$

$$\text{咬合位 (y)} = b_0 + \sum_{i=1}^6 b_i \cdot \text{EMGactivity}_i$$

を求めた。次いでこの回帰式を使い、測定した咀嚼筋6筋の筋電図の規準化値から下顎位を算出し、推定咬合位を求め、実測した咬合位との誤差を検討した。その結果は、被験者3人の平均値(表4)が、x方向で0.22 mm、y方向で0.37 mmとなり、また、推定咬合位と実測咬合位との間の相関係数もx方向で $r=0.83 \sim 0.89$ 、y方向で $r=0.76 \sim 0.93$ と高い相関を示し、かなり高い精度で自己回帰できているといえよう。

2) 咬合位の推定と咬頭の影響

本研究で記録した咀嚼筋筋電図は、上下顎天然歯の咬合間に何も介入させずに、種々の咬合位において噛みしめを記録している。このような方法は、上下顎の咬頭斜面が相互に接触し合う様式のため、不安定な咬合状態といえよう。このため、噛みしめ時には、下顎を安定な状態に保とうとするため、咀嚼筋群の coordination⁵⁴⁾ がくずれる危険性がある。そこで2名の被験者(被験者 No. 2, 被験者 No. 3)において、上下顎歯列の咬頭の影響をうけない状態をあらかじめ設定して、本実験と同様の測定を行ってみた。

図 7 口内描記装置を装着した状態で記録した咀嚼筋 6 部位の活動から求めた推定下顎位と、実測した下顎位との関係の 1 例 (被験者 No. 2)

縦軸に実測下顎位を、横軸に推定下顎位を表す

すなわち、上下顎の咬頭が接触しない範囲内で、最小限の咬合挙上にとどまるような口内描記装置を上下顎歯列に装着し、種々の咬合位において咀嚼筋の筋活動を測定した。記録された筋電図の規準化振幅値を独立変数とした下顎位の回帰方程式を使って、推定咬合位を算出し、実測した咬合位との関係を図 7 に表した。また、推定咬合位のもつ誤差の平均値および推定値と観測値との相関係数を、表 6 のごとく求めた。

咬合位に対する推定値の相関係数は、口内描記装置を使用して記録した筋電図測定による推定値の方が、天然歯の咬合面が直接咬合する状況下で記録した筋電図測定値からの推定値よりも、高い値を示す傾向がみられる。

この結果からみると、上下顎の天然歯が直接咬合する状態で一定の下顎位を保ちながら噛みしめるという行為は、咀嚼筋の協調した活動がある程度乱していることを表しているといえよう。つまり、天然歯列が咬頭斜面どおしで接触しているという不安定な状態で力を入れた噛みしめを行う際には、咀嚼筋群は咬合力を発揮するように活動すると共に、下顎が咬頭斜面に沿って移動することを阻止すべく活動もしていると考えられる。

3) 咬合位の cross estimation

個々の被験者において、それぞれの筋活動と咬合位との間に求められる回帰方程式から、咀嚼筋の筋活動より咬合位の推定がかなりの精度で行えることが明らかとなった。つまり、個々の被験者について、自己の咀嚼筋の

表 6 口内描記装置使用時の推定咬合位の誤差と実測咬合位との相関係数

被 験 者	x	y
No. 2	0.25 mm r=0.93	0.21 mm r=0.91
No. 3	0.78 mm r=0.86	0.67 mm r=0.94

表 7 Cross estimation における誤差

使用した係数	被験者 No. 1		被験者 No. 2		被験者 No. 3	
	x	y	x	y	x	y
被験者 No. 1	0.15	0.31	0.44	0.90	0.48	0.69
被験者 No. 2	0.27	0.55	0.20	0.39	0.41	0.67
被験者 No. 3	0.29	0.59	0.37	0.52	0.28	0.42
全被験者	0.21	0.38	0.19	0.36	0.34	0.51

誤差は推定値の誤差の絶対値の平均値を mm 表示した

筋活動から求めた自己回帰係数を使用すれば、咬合位の推定が行えるわけである。しかし、臨床の場でこの方法によって、咀嚼筋の筋活動を独立変数として下顎位を求めるためには、患者自身の回帰係数がわかっていなければならない。このため、どの患者にも適用できる、普遍化された回帰係数が必要となる。

そこで、普遍的に使用できる一般化した回帰方程式の存在の可能性をさぐるために、cross estimation を試みてみた。

すなわち、3 人の被験者それぞれについて、記録されている咀嚼筋筋電図のデータを使って、他の被験者において得られている回帰係数によって咬合位の推定値を求めた。その結果を表 7 に示す。他の被験者の係数を使って求めた推定値はいずれも誤差の平均値が大きくなっており、cross estimation の困難さを示しているようである。そこで、表 7 の最下段に示した推定値のように、3 人の被験者すべての筋電図測定値を一括して咬合位との間に回帰係数を求め、この係数を使用して推定値を算出した。その推定値の誤差の平均値は、いずれの被験者においても、自己の回帰係数から得た推定値の持つ誤差に近い値を示している。いい換えると、1/3 だけ自己の咀嚼筋筋電図測定値が入り、2/3 は他人の測定値が入りまじっているデータから求めた回帰係数によると、自己回帰係数から求めた推定値にほぼ匹敵する咬合位の推定が可能である。この結果は、普遍化した回帰係数の存在を示唆するものとも考えられよう。

表 8 咬頭嵌合位についての cross estimation

使用した係数	被験者 No. 1		被験者 No. 2		被験者 No. 3	
	x	y	x	y	x	y
被験者 No. 1	0.00	0.03	0.25	0.40	0.34	0.02
被験者 No. 2	0.09	0.46	0.01	0.03	0.06	0.51
被験者 No. 3	0.22	0.31	0.04	0.32	0.00	0.01
全被験者	0.09	0.22	0.06	0.11	0.00	0.37

推定値の誤差の絶対値を mm 表示した

4) 咬頭嵌合位の推定

咀嚼筋活動を独立変数として求めた推定下顎位と実測した下顎位は、それぞれ被験者の保持している咬頭嵌合位を原点として座標系が設定されている。したがって、推定下顎位と実測した下顎位との間に立てられる直線回帰方程式の定数項は、その回帰式の推定する咬頭嵌合位の誤差を表すものである。

そこで 3 人の被験者のそれぞれについて、他の被験者の回帰係数を使った cross estimation を行った後、この値と実測した下顎位との回帰方程式から咬頭嵌合位を cross estimation してみた。

Cross estimation によって求められる咬頭嵌合位は表 8 のごとくなる。3 人の測定値すべてから求めた回帰係数による咬頭嵌合位の推定値は、3 被験者において、x 方向では 0.09 mm, 0.06 mm, 0.00 mm と、また y 方向では 0.22 mm, 0.11 mm, 0.37 mm とごく小さな誤差を持つ程度で得られている。

V. 結 論

1. 咀嚼筋の活動量を評価するため、咬合力の指標として筋電図の 2 乗半積分処理した筋電図振幅値を求めた。

2. 健全な顎口腔系を持つ被験者 3 名について、左右側の咬筋、側頭筋前腹および側頭筋後腹の合計 6 筋肉から、筋電図振幅値を求めて、咬合位の変化に伴う咀嚼筋の筋活動の様相を検討した。

3. 咬合位と咀嚼筋の筋活動の関係について、咬頭嵌合位における活動を基準とした相対値として表示した。

咬筋は咬頭嵌合位における咬合時に最大の活動を示し、下顎の前方移動量に応じて活動量は減少した。

側頭筋後腹は中心位付近の後方位における咬合時に最大の活動を示し、次いで咬頭嵌合位、側方咬合位における咬合側の筋活動が著名であった。

4. 筋電図振幅値に与える咬合力の影響を除去するた

め、測定値の規準化を行った。規準化の方法は、各咬合位における咬筋、側頭筋前腹および後腹の左右 6 筋の総振幅値に対する各筋肉の相対振幅値を求める方法である。

5. 筋電図振幅値は規準化によって、咬合位との間の相関は高まった。特に咬筋は咬合位の前後 (x) 方向に対して、相関係数は平均 $r=0.71$ 、側頭筋後腹は $r=0.56$ と高い値を示した。

6. 左右側の咬筋、側頭筋前腹および後腹の 6 筋肉の規準化振幅値を独立変数として、咬合位との間に測定方程式を立てて、咀嚼筋 6 筋に対応した自己回帰係数を求めた。

各被験者ごとに求めた回帰方程式を使って、咀嚼筋 6 筋の活動量から咬合位の推定を行った。

推定咬合位の実測値に対する誤差の平均値は、前後方向で 0.22 mm、左右方向で 0.37 mm であった。

7. 3 人の被験者において個々に求めた回帰係数を相互に使い、咬合位の cross estimation を行った。

被験者 3 人の測定値すべてから求めた回帰係数を使って、各被験者ごとに行った cross estimation から得られた推定咬合位の誤差は、自己の回帰係数から求めた推定値に近い値を示した。また、咬頭嵌合位についての推定値は、前後方向で 0.00~0.09 mm、左右方向で 0.11~0.37 mm と小さな誤差を持つ程度で得られた。

この研究の一部は科学研究費補助金によった。

文 献

- 1) 大石忠雄：下顎運動の立場からみた顎関節構造の研究，補綴誌，11：197~220，1967。
- 2) 河野正司：咬頭嵌合位から後方歯牙接触位への後方運動の解析，補綴誌，18：200~209，1974。
- 3) Brill, N. and Tryde, G.: Physiology of mandibular position. In Y. Kawamura (ed.): Front. Oral Physiol., Vol. 1, pp. 199~237, S. Karger, Basel, 1974.
- 4) 田中伐平：MM Tracer (発表予定)。
- 5) 河野正司：下顎の矢状面内運動に対応する顎頭運動の研究，第 2 報，マルチフラッシュ装置による矢状面運動軸の解析，補綴誌，12：350~380，1968。
- 6) 長谷川成男，藍 稔，河野正司，坂東永一，真柳昭紘，野村孝太郎，福島俊士，川口豊造：下顎限界運動における全運動軸の立体的測定，補綴誌，19：434~443，1975。
- 7) 石原寿郎，井上昌幸，河野正司，川口豊造，坂東永一，丸山雅昭，小沢 実，真柳昭紘，中尾勝彦：オーラル・リハビリテーションの 1 症例における下顎位の診断，補

- 綴誌, 13: 204~211, 1969.
- 8) 藍 稔: 補綴学領域における顎機能の異常に関する研究, 口病誌, 46: 1~10, 1979.
- 9) 古屋良一: 顎口腔系の機能の異常を有する者の下顎運動の研究, 補綴誌, 18: 221~245, 1975.
- 10) 中野雅徳: 側方滑走運動における顎路と歯牙路に関する研究, 補綴誌, 19: 461~479, 1976.
- 11) 栗山 実: 歯牙指導要素が平衡側顎路に及ぼす影響について, 補綴誌, 23: 126~147, 1979.
- 12) 真柳昭弘: 側方滑走運動における顎頭運動に関する研究, 補綴誌, 14: 158~182, 1970.
- 13) 福島俊士: 習慣的開閉運動における顎頭運動の研究, 補綴誌, 15: 267~290, 1971.
- 14) 丸山雅昭: 種々な下顎位における下顎の急速反復開閉運動に関する研究, 補綴誌, 17: 308~332, 1973.
- 15) 佐藤憲男: 運動の巧みさからみた下顎位の機能的検索, 補綴誌, 20: 734~754, 1977.
- 16) Moyers, R.E.: An electromyographic study of certain muscles involved in temporomandibular movement, *Amer. J. Orthodont.*, 36: 481~515, 1950.
- 17) Pruzansky, S.: Application of electromyography to dental research, *J.A.D.A.*, 44: 49~68, 1952.
- 18) Mac Dougall, J.D.B. and Andrew, B.L.: An electromyographic study of the temporalis and masseter muscles, *J. Anat.*, 87: 37~45, 1953.
- 19) Greenfield, B.E. and Wyke, B.C.: Electromyographic studies of some of the muscles of mastication, *Brit. Dent. J.*, 100: 129~143, 1956.
- 20) 三浦不二夫: 筋電図法による咀嚼筋の活動様式に関する研究 (特に咬筋, 側頭筋, 顎二腹筋について), 口病誌, 23: 291~320, 1956.
- 21) Ahlgren, J.: Mechanism of mastication, *Acta odont. Scand.*, 24: Suppl. 44, 1~109, 1966.
- 22) 六車寿男: 咀嚼筋筋電図の補綴学的分析に関する研究, 歯科医学, 28: 615~650, 1965.
- 23) Hannam, A.G., Scott, J.D. and Cou, R.E.: A computer-based system for the simultaneous measurement of muscle activity and jaw movement during mastication in man, *Archs. oral Biol.*, 22: 17~24, 1977.
- 24) 仁科隆実: 咀嚼運動形式のEMG的特徴について, 歯科医学, 42: 1~27, 1979.
- 25) Perry, H.T. and Harris, S.C.: Role of neuromuscular system in functional activity of the mandible, *J.A.D.A.*, 48: 665~673, 1954.
- 26) Woelfel, J.B., Hickey, J.C. and Stacy, R.W.: Electromyographic analysis of jaw movements, *J. Prosthet. Dent.*, 10: 688~697, 1960.
- 27) Angelone, L., Clayton, J.A. and Brandhorst, W.S.: An approach to quantitative electromyography of the masseter muscle, *J. Dent. Res.*, 39: 17~23, 1960.
- 28) 三浦不二夫, 角田正明: 咬合圧 (咀嚼圧) に関する研究, 日本歯科医師会雑誌, 7: 293~298, 1954.
- 29) Bayer, H. und Flechtenmacher, C.: Ermüdung und Aktionsstromspannung bei der isometrischen Muskelkontraktion des Menschen, *Arbeitsphysiol.*, 14: 261~270, 1950.
- 30) Lippold, O.C.J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension, *J. Physiol.*, 117: 492~499, 1952.
- 31) Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B. de C.M., Feinstein, B. and Wright, E.W.Jr.: Relation of human electromyogram to muscle tension, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 4: 187~194, 1952.
- 32) Møller, E.: The chewing apparatus, *Acta physiol. Scand.*, 69: Suppl. 280, 1~229, 1966.
- 33) Ahlgren, J. and Öwall, B.: Muscular activity and chewing force; a polygraphic study of human mandibular movements, *Archs. oral Biol.*, 15: 271~280, 1970.
- 34) 河村洋二郎: 筋電図の原理と神経筋疾患診断への応用, 総合臨床, 5: 51~63, 1956.
- 35) 小泉 猛: 実験的咬合挙上床の影響に関する筋電図学的研究, 歯科医学, 38: 267~288, 1975.
- 36) Komi, P.V. and Buskirk, E.R.: Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes, *Electromyogr.*, 4: 357~367, 1970.
- 37) 岡根秀明, 津島隆司, 三善陸朗, 長沢 亨: 電極の位置と極間抵抗が咬筋筋電図に及ぼす影響について, 補綴誌, 23: 164~167, 1979.
- 38) Frame, J.W., Rothwell, P.S. and Duxbury, A.J.: The standarization of electromyography of the masseter muscle in man, *Archs. oral Biol.*, 18: 1419~1423, 1973.
- 39) Nouri, A., Rotwell, P.S. and Duxbury, A.J.: The reproducibility of electromyographic recordings of the masseter muscle in humans, *J. Oral Rehabilitation* 3: 189~200, 1976.
- 40) 豊岡博夫, 佐々木元, 末光哲雄, 榎久信宏, 橋田博文, 長沢 亨, 津留宏道: 咀嚼筋筋電図の規格化に関する実験的研究, 広大歯誌, 6: 17~24, 1974.

- 41) 虫本栄子, 前田照太, 大伏義臣, 藤井弘之, 三谷春保 : 咀嚼協働筋群の積分 EMG に及ぼす誘導部位ならびに誘導時期の差による影響, 第 10 回日本脳波・筋電図学会学術大会予稿集, p. 123, 1980.
- 42) Ralston, H.J. : Uses and limitations of electromyography in the quantitative study of skeletal muscle function, *Amer. J. Orthodont.*, 47 : 521~530, 1961.
- 43) Vig, P. : Electromyography in dental science : A review, *Australian Dent. J.*, 8 : 315~322, 1963.
- 44) 田部孝治 : 咀嚼筋活動と顎・顔面形態に関する研究, I. 咬筋活動の筋電図学的特性と閉顎力について, *日 矯 歯 誌*, 35 : 239~254, 1976.
- 45) 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.
- 46) 羽田 勝, 松本直之, 山口和憲, 山内和夫 : 咬合力の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.
- 47) Pruim, G.J., Ten Bosch, J.J. and De Jongh, H.J. : Jaw muscle EMG-activity and static loading of the mandible, *J. Biomechanics*, 11 : 389~395, 1978.
- 48) Hosman, H. and Naeije, M. : Reproducibility of the normalized electromyographic recordings of the masseter during maximal clenching as a standard, *J. Oral Rehabilitation*, 6 : 49~54, 1979.
- 49) 坂本正明 : 補綴学領域における下顎の垂直的ならびに水平的偏位に関する筋電図学的研究, *九州歯会誌*, 23 : 544~572, 1969.
- 50) 橋本猛伸 : 臼歯補綴の効果に関する筋電図学的研究, *齒科医学*, 32 : 58~92, 1969.
- 51) Latif, A. : An electromyographic study of the temporal muscle in normal person during selected positions and movements of the mandible, *Amer. J. Orthodont.*, 43 : 577~591, 1957.
- 52) Garret, E., Angelone, L. and Allen, W.I. : The effect of bite opening, bite pressor, and malocclusion on the electrical response of masseter muscle, *Amer. J. Orthodont.*, 50 : 435~444, 1964.
- 53) Schumacher, G.H. : Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur, VEB Gustav Fischer Verlag, Jena, 1961.
- 54) 三谷春保 : 咀嚼筋の筋電図, *神経研究の進歩*, 18 : 118~127, 1974.