原 著

実験的平衡側咬頭干渉が顎機能に及ぼす影響

馬 場 一 美

東京医科歯科大学歯学部歯科補綴学第1講座（主任・指導：藍 稔教授）

（1990年12月20日 受付）

Influences of Balancing-side Interference on Jaw Function

Kazuyoshi Baba

The First Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
Tokyo Medical and Dental University
(Chief and Director : Prof. Minoru Ai)

The influences of experimental balancing-side interference on the jaw function were investigated on 6 subjects. A specially designed onlay was fabricated for the lower second molar, which acted as an artificial balancing-side interference in the lateral mandibular position. The subjects were asked to do maximum clenching, lateral gliding and gum chewing with and without the device. Electromyographic activity of the masseter and the anterior and posterior temporal muscles were measured and the related mandibular movement was simultaneously recorded during these tasks.

Introduction of the experimental interference caused alteration in the muscle activity as follows :

1. When the subjects exerted maximum clenching efforts in the lateral mandibular position, the ratio of the temporal muscle activity on the working-side to the balancing-side decreased, while that of the masseter muscle remained unchanged.
2. There was a tendency for the activity in the working-side posterior temporal muscle to increase during gliding from intercuspation. The ratio of the temporal muscle activity on the working-side to the balancing-side decreased during gliding into intercuspation.
3. Prolongation of the occlusal phase associated with the increase of the muscle activity was observed during gum chewing on the side opposite to the interference.

It was suggested that the balancing-side interference might provoke a specific muscle activity in the temporal muscles during parafunctional clenching or grinding.

I. 緒 言

咬頭干渉は顎機能異常の局所的因子の一つにあげられているが、とくに側方滑走運動時の平衡側の咬頭干渉については早くから注目され、多数検討されてきた。Schuyler¹⁾は臼歯部での平衡側接

触による外傷性の作用は顎関節にまで及ぶ可能性があることを指摘し、Ramfjord²⁾は顎機能異常患者の閉口筋活動に平衡側咬頭干渉が原因と考えられる異常な状態を観察している。また、中村³⁾、関⁴⁾、Posselt⁵⁾、Shore⁶⁾らは平衡側咬頭干渉は、顎機能異常患者にみられる咬合異常のなか

で多く認められるものの一つであることを報告している。このような力学的考察, 生理学的観察, 疫学的調査に基づいて平衡側咬頭干涉の顎機能異常に対する関連づけが行われてきた。

一方, そのメカニズムを解明することを目的に, Schaerer⁷⁾, De Boever⁸⁾, Belser⁹⁾ らは健康者の咬合関係を人為的に変化させ, 実験的な平衡側咬頭干涉の咀嚼筋活動への影響を検討している。咀嚼時の筋活動を検討した Schaerer や De Boever は, 平衡側咬頭干涉が閉口時の閉口筋活動を一時的に抑制することを明らかにしている。側方咬合位での咬みしめ時の筋活動を検討した Belser は, 平衡側咬頭干涉が平衡側側頭筋の活動を増大させることを示している。

この他, 多くの検討が行われているにもかかわらず, 平衡側咬頭干涉の筋機能に対する作用機序は十分解明されてはいない。

臨床的にしばしば観察され, 顎機能異常の因子と考えられる平衡側咬頭干涉の多くは, 作業側のガイドや咬合彎曲の変化に伴って生じ, 側方滑走運動過程のある段階で作業側の咬合接触を失わせるものである¹⁰⁾。したがって, 平衡側咬頭干涉に関する検討を行う場合, その人工的咬頭干涉の付与にあたって, 当該歯のみを形態変更する方法では, 与える干涉の程度に限界がある。また, 咬頭嵌合位の咬合高径を変えるような方法では, 側方咬合位での咬みしめのみの検討にとどまらざるを得ない。そのためか, 側方滑走運動時の平衡側咬頭干涉に関する研究はみあたらない。

そこで, 本研究では咬頭嵌合位を変更することなく, 側方滑走運動時に他の上下顎歯を離開させるような平衡側咬頭干涉装置を製作し, 側方咬合位での咬みしめ, 側方滑走運動および咀嚼運動を行わせて, 閉口筋活動および下顎運動を記録測定し, 平衡側の咬頭干涉が顎機能にどのような影響を及ぼすかを検討した。

II. 研究方法

側方咬合位において平衡側の咬頭干涉となるように, 被験者の下顎第二大臼歯に実験的な干渉装

表1 各被験者の側方咬合様式, 咀嚼嗜好側および処置歯

被験者	側方咬合様式	咀嚼嗜好側	処置歯
A	$\frac{32}{32} \mid \frac{3}{3}$	右	$\overline{7}$
B	$\frac{3}{3} \mid \frac{3}{3}$	右	$\overline{7}$
C	$\frac{3}{3} \mid \frac{3}{3}$	右	$\overline{7}$
D	$\frac{3}{3} \mid \frac{3}{3}$	右	$\overline{7}$
E	$\frac{43}{43} \mid \frac{3}{3}$	右	$\overline{7}$
F	$\frac{3}{3} \mid \frac{3456}{356}$	左	$\overline{7}$

置を付与し, 側方咬合位での最大咬みしめおよび側方滑走運動を行わせて筋活動を, またガム咀嚼を行わせて筋活動と下顎運動を記録測定して, 実験的咬頭干涉との関係を検討した。さらに, 作業側の犬歯部と第二大臼歯部にも実験的に強い咬合接触を与え, 同様に筋活動, 下顎運動を記録測定し検討した。

1. 被験者

被験者はいずれも顎口腔系に異常が認められず個性正常咬合を有し, 非咀嚼嗜好側の下顎第二大臼歯に歯冠修復処置を必要とした成人男子6名である。各被験者の側方咬合様式, 咀嚼嗜好側および処置歯を表1に示す。

2. 作業側および平衡側咬頭干涉装置, 上顎犬歯舌面装置

本研究では平衡側咬頭干涉装置を装着することにより, 側方咬合時に平衡側の第二大臼歯部に作業側よりも強い接触関係を与えた。同干涉装置は図1-A, 2-Aに示すように被験運動に対応して2種類の形態のものを製作し, それぞれを側方咬合位での咬みしめ時と, 側方滑走運動およびガム咀嚼時に用いた。両装置の違いは, 前者では咬頭嵌合位の高径が変わるが, 後者では変わらない

図1 作業側および平衡側咬頭干涉装置（咬みしめ用）

(右側方咬合位)

B 上顎犬歯舌面装置

A 平衡側咬頭干涉装置

図2 平衡側咬頭干涉装置（側方滑走運動およびガム咀嚼用）および上顎犬歯舌面装置

ことである。しかし、両装置とも側方咬合位での咬合高径を本来の位置よりも増加させてしまうため、測定結果にその影響が現れることが予想される。そこで、平衡側咬頭干涉のみの影響をとらえるために、側方咬合位での咬合高径をこの干涉と同程度増加させる装置を、作業側犬歯および作

業側第二大臼歯に、それぞれ上顎犬歯舌面装置および作業側咬頭干涉装置として製作し、比較対照とした。

それらの製作方法は以下のごとくである。

被験者の下顎第二大臼歯に対して支台形成を行い、印象採得し、歯列模型を製作したのち、顔弓

を使用してこれを半調節性咬合器(ディナー社製, ディナー MK 2)に装着した。チェックバイトにより顎路の調整を行い, さらに切歯指導板の傾斜を側方滑走運動時に天然歯の場合よりも 10° 急になるように調整した。

1) 作業側および平衡側咬頭干渉装置(咬みしめ用)

まず支台形成した歯に通常の形態の金銀パラジウム合金による暫間補綴物を製作したのち, 前述の咬合器上で作業側犬歯が尖頭対尖頭となる位置で, 左右側下顎第二大臼歯に図1に示すような形状の2種類のアンレーを金銀パラジウム合金で製作し, それぞれを作業側および平衡側咬頭干渉装置(WC および BC)とした。これらの装置は, 装着すると咬合高径が大きくなり咬頭嵌合位が再現できなくなるため, 側方咬合位での咬みしめ時のみに使用した。

2) 平衡側咬頭干渉装置(側方滑走運動およびガム咀嚼用)および上顎犬歯舌面装置

前述の支台形成を行った下顎第二大臼歯に対して, 同一咬合器上で咀嚼嗜好側への側方運動をさせたときに, 対合する上顎犬歯頬側咬頭の遠心斜面と接触滑走するように, 被蓋関係が逆になる形状のアンレーを金銀パラジウム合金で製作し, これを平衡側咬頭干渉装置(BC)とした(図2-A)。

また, このアンレーを装着した場合と可及的に同じ側方滑走運動ができるような装置を作業側上

顎犬歯に対し金銀パラジウム合金で製作し, 上顎犬歯舌面装置(舌面装置)とした(図2-B)。

なお, 両装置を口腔内に装着し, 咬頭嵌合位の位置が変わらないよう調整した後, シロナソグラフ(シーメンス社製)を用いて円滑な滑走運動が行えることを確認した。あわせて側方滑走運動路の矢状面に対する傾斜角度を前頭面および水平面の各投影上で求めた(図3, 表2)。

表2 側方滑走運動路の前頭面および水平面投影角

被験者	前頭面投影角 (度)			水平面投影角 (度)		
A	66			76		
	57	(-9)		74	(-2)	
	54	(-12)		73	(-3)	
B	54			84		
	40	(-14)		97	(13)	
	41	(-13)		98	(14)	
C	46			63		
	39	(-7)		85	(22)	
	39	(-7)		71	(8)	
D	40			69		
	34	(-6)		82	(13)	
	32	(-8)		79	(10)	
E	71			71		
	55	(-16)		63	(-8)	
	54	(-17)		62	(-9)	
F	50			92		
	39	(-11)		93	(1)	
	37	(-13)		98	(6)	

上段: 装置装着前

中段: B C 装着時

下段: 舌面装置装着時

右列 (): 装置装着前との差

図3 側方滑走運動路の前頭面および水平面投影角の測定部位

これらの装置は側方滑走運動およびガム咀嚼時に使用したが、舌面装置は側方咬合位での咬みしめ時にも使用した。また、BC 非装着時、および側方咬合位での咬みしめ時には、支台形成した歯については常にさきの暫間補綴物を装着した状態で実験を行った。

3. 筋電図記録装置

1) 被験筋および導出方法

対象とした被験筋および部位は、左右咬筋浅部 (M)、左右側頭筋前部 (AT) および 左右側頭筋後部 (PT) の 6 筋である。導出方法は皮膚用表面電極 (Beckman 社製) を用いた双極導出とし、電極は極間距離 15 mm で筋の走行と平行になるように固定し、アース電極は両耳朶に貼付した。なお、電極間抵抗をできるだけ下げるために、電極の固定の前に皮膚前処理材 (スキンビューア、日本光電社製) とアルコールにより皮膚を十分に清拭した。

2) 増幅

表面電極により導出した筋活動電位は生体電気現象用増幅器 (1253A 型、日本電気三栄社製) により増幅した。増幅器の時定数は 0.03sec とし、1 kHz のハイカットフィルターを介在させた。増幅度は 500 μ V の入力に対して感熱型 オムニコーダ (8 MI4、日本電気三栄社製) の振れが 10 mm になるようにした。

なお、増幅器からの出力はいったんデータレコーダ (KS-616 型、ソニーマグスケール社製) に収録し、その後 12 ビット A/D コンバータ (DRA 10A、東京測器製) によりサンプリングタイム 1 msec で A/D 変換後、パーソナルコンピュータ (PC-9801VX、日本電気社製) 上で全波整流し平滑化処理した。

4. 下顎運動記録装置

側方滑走運動およびガム咀嚼時の下顎運動は筋活動と同時にシロナソグラフを用いて下顎切歯点部で三次元的に記録した。シロナソグラフの信号はシロナソグラフ・アナライジングシステム II (カノーブス社製) を用いて保存するとともに、いったんデータレコーダに収録した後、A/D コ

ンバータへ送り、サンプリングタイム 1 msec で A/D 変換し、平滑化処理後、筋電信号とともに保存した。なお、シロナソグラフのアンテナ部は咬合平面に平行になるように設定した。他の設定は通法に従った¹¹⁾。

5. 実験方法

被験者を歯科用治療椅子に掛けさせ、フランクフルト平面が水平となるように頭位を調整し、装置装着前および各装置装着状態で以下の運動を行わせた。

なお、作業側および平衡側咬頭干渉装置の装着にはユージノール系セメント (ユージダイン、昭和薬品化工社製) を、舌面装置の装着にはシアノアクリレート系接着剤 (アロンアルファ、東亜合成化学社製) を用い、装置の装着順序が実験結果に影響を及ぼさないように、装着する順序はランダムとした。

1) 側方咬合位での最大咬みしめ

まず、装置を装着しない状態で、咬頭嵌合位 (IP) および犬歯が尖頭対尖頭となる左右の側方咬合位で最大咬みしめを行わせた。続いて、各装置を装着させて側方咬合位において最大咬みしめを行わせた。なお、側方咬合位での咬みしめは、BC および WC 装着時には左右両側で、舌面装置装着時では咀嚼嗜好側でのみ行わせた。

各咬みしめは 2 秒間ずつ 5 回行わせ、疲労による影響をさけるため、各咬みしめの間に 3 分間、また装置の交換時には 5 分間の休憩をとった。

2) 側方滑走運動およびガム咀嚼

まず、装置を装着しない状態で、咀嚼嗜好側への往復側方滑走運動および左右側を指示してガム咀嚼を行わせた。続いて BC および舌面装置を装着させて、側方滑走運動およびガム咀嚼を行わせた。

なお、側方滑走運動は中程度の咬合圧を加えながら、IP と犬歯が尖頭対尖頭となる側方咬合位との間で 20 秒間行うこととし、運動速度はメトロノームに従って毎分 80 往復と規定した。ガム咀嚼は、十分に軟化した状態になったチュウインガム (ロッテ社製、フリーゾーン) の咀嚼を、咀嚼側

上：整流，平滑化処理後の筋活動電位
下：平滑化処理後の下顎運動の垂直成分

図4 筋活動の分析区間

表3 各筋のIP比

各筋のIP比 = $\frac{\text{各被験運動時の各筋の積分筋活動量（1秒間当たり）}}{\text{IPにおける最大咬みしめ時の各筋の積分筋活動量の平均値（1秒間当たり）}}$

のみを指定し任意の速度で30秒間行わせた。

6. 測定結果の分析

1) 筋活動

筋活動の定量化には積分値を用い，パーソナルコンピュータ上で以下の分析を行った。

(1) 最大咬みしめ

2秒間の各咬みしめのうち，筋活動が安定した0.5秒間の筋活動の積分値を求めた。

(2) 側方滑走運動

滑走運動が安定したと思われる10往復路の各ストロークについて，下顎運動の垂直成分よりIPから側方咬合位までの往路運動相（往路）と，側方咬合位からIPまでの復路運動相（復路）とを識別し，各相における筋活動の積分値を求めた（図4-A）。

(3) ガム咀嚼

咀嚼開始後5ストローク以降の15ストロークのおのおのについて周期時間を求め，さらに下顎運動の垂直成分より閉口相，咬合相および開口相の3相に分け，各相の時間および閉口相と咬合相に

おける筋活動の積分値を求めた（図4-B）。

得られた積分値はすべて1秒間あたりの値に換算した。さらにIPでの最大咬みしめ時に得られた値の平均値を1.00として，それに対する各被験運動時に得られた値の割合を求め，それをIP比とし，各筋のIP比を求めた^{12~14)}（表3）。

また，作業側と平衡側の筋活動の大小関係を検討するために，同名筋のIP比を左右で加え，そのなかでの作業側筋のIP比の百分率を求め，それを作業側の活動比率とした。M，ATおよびPTについてそれぞれ作業側の活動比率を求めた（表4）。

さらに，IP比および作業側の活動比率について，(1)の最大咬みしめでは5回分の平均値を，(2)の側方滑走運動では10ストロークの平均値を，そして(3)のガム咀嚼では15ストロークの平均値を求めた。

2) 下顎運動

ガム咀嚼時の下顎運動路について，シロナソグラフ・アナライジングシステムⅡを用いて，IP

表 4 作業側の活動比率

Mにおける作業側の活動比率	$= \frac{\text{作業側MのIP比}}{\text{作業側MのIP比} + \text{平衡側MのIP比}} \times 100 (\%)$
ATにおける作業側の活動比率	$= \frac{\text{作業側ATのIP比}}{\text{作業側ATのIP比} + \text{平衡側ATのIP比}} \times 100 (\%)$
PTにおける作業側の活動比率	$= \frac{\text{作業側PTのIP比}}{\text{作業側PTのIP比} + \text{平衡側PTのIP比}} \times 100 (\%)$

図 5 ガム咀嚼時の下顎運動の測定部位

図 6 側方咬合位での最大咬みしめ時の各筋のIP比 (全例平均)

より 1 mm および 3 mm 下方位における閉口路と開口路の三次元的な位置関係を検討した(図 5)。

各装置の筋活動および下顎運動への影響を調べるため、以上の分析値について“t 検定”を用いて有意水準 5 %で差の検定を行った。

Ⅲ. 研究結果

1. 側方咬合位での最大咬みしめ

1) 各筋の IP 比

図6に装置装着前, BC 装着時, 舌面装置装着時, WC 装着時の各筋の IP 比の全例平均を示す。平均値は装置装着前, BC 装着時および WC 装着時では6被験者の左右つまり12例の, 舌面装置装着時では6例の平均である。

装置装着前には M の IP 比は作業側で 0.39 ± 0.19 , 平衡側で 0.49 ± 0.18 , AT の IP 比はそれぞれ 0.42 ± 0.14 , 0.16 ± 0.07 , PT の IP 比はそれぞれ 0.41 ± 0.19 , 0.16 ± 0.11 であった。

BC を装着すると IP 比は, 平衡側の AT および PT で有意に増加する傾向が認められたが, 他ではすべて減少し, とくに平衡側 M と作業側 AT において有意に減少した。被験者別にみると作業側の M および PT においても減少傾向を示すものが多かったが, 増加傾向を示すものも認められ, 全体としてみると一定の傾向は認められなかった。

舌面装置装着時の各筋の IP 比は, 装着前と比較すると多くの被験者において減少したが, 減少傾向を示す筋は被験者によって異なり, 全体としてみると平衡側 M の減少傾向のみに有意差が認められた。

WC 装着時の IP 比は, 装着前と比較すると両側 M で減少し, 平衡側 AT で増加するものが多かったが, 全体としてみると平衡側 M の減少傾向のみに有意差が認められた。

2) 作業側の活動比率

図7はATにおける作業側の活動比率の全例平均を示す。

AT における作業側の活動比率は, 装置装着前には $72 \pm 9\%$ であり, 作業側で平衡側より強い活動を示したが, BC 装着後, $50 \pm 9\%$ へと有意に減少し, 作業側, 平衡側の両側で同程度の活動を示すようになった。被験者別にみても全12例で減少し, そのうち10例で有意差が認められた。舌面装置および WC 装着時の作業側の活動比率と装着

図7 側方咬合位での最大咬みしめ時の作業側の活動比率 (全例平均)

前のそれとの間には有意差は認められなかった。また BC 装着時と, 舌面装置および WC 装着時とを比較しても, いずれの場合も BC 装着時のほうが有意に小さく, BC 装着時のみが他の状態と異なる傾向を示した。

PT でも AT と同様, BC を装着すると作業側の活動比率は有意に減少したが, 被験者別にみると増加傾向を示すものも2例認められ, そのうち1例では有意差が認められた。また, BC 装着時と舌面装置および WC 装着時との間には有意差は認められず, BC 装着による作業側の活動比率の減少傾向は AT ほど顕著ではなかった。

M における作業側の活動比率は, 装置装着前には $42 \pm 12\%$ であり, BC 装着時, 舌面装置装着時, WC 装着時のおのおのにおいて, $40 \pm 11\%$, $45 \pm 7\%$, $46 \pm 15\%$ となったが, いずれの間にも有意差は認められなかった。

2. 側方滑走運動

1) 各筋の IP 比

(1) 往路

図8-Aは典型例と思われる被験者Eの装置装着前, BC 装着時および舌面装置装着時における各筋の IP 比を示す。

往路では装置装着前, BC 装着時, 舌面装置装着時のいずれの場合にも作業側 PT が最大値を示

図 8 側方滑走運動時の各筋のIP比

すことが多く、同様の傾向は被験者Bの装置装着前および舌面装置装着時と、被験者Dの舌面装置装着時を除く全例において認められた。

また、作業側PTのIP比は、BCを装着すると被験者Fを除く5例で被験者Eと同様に有意に増加し、舌面装置を装着すると被験者A、Dにおいて減少したが、他の被験者では有意な変化は認められなかった。

他の5筋のBCおよび舌面装置を装着したときの变化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

(2) 復路

図8-B、8-Cは典型例と思われる被験者E、Fの各筋のIP比を示す。

復路では、被験者Eの平衡側Mの活動は小さかったが、その他の被験者では、装置装着前、BC装着時、舌面装置装着時のいずれの場合にも、各筋において活発な活動が認められた。

往路と比較すると、作業側PTのIP比は、被験者Eでは大きくなったが、被験者A、DのBC装着時には逆に小さくなった。その他の5筋のIP比は、いずれの被験者でも復路において往路より大きくなる傾向が認められた。

BCおよび舌面装置装着時の各筋のIP比を装置装着前と比較すると、作業側MのIP比は、BCを装着すると被験者E、Fと同様、ほとんどの被験者において減少し、そのうち4例で有意差が認められた。舌面装置装着時の変化は、被験者により異なり一定の傾向は認められなかった。

平衡側MのIP比は、BCを装着すると被験者DおよびFにおいて有意に減少したが、他の被験者では有意な変化は認められなかった。舌面装置を装着すると被験者Fでは有意に減少したが、その他の4例では逆に増加し有意差が認められた。

作業側ATのIP比は、BCを装着すると減少傾向を示すものが多く、そのうち被験者Eおよび

Fでは有意差が認められたが、被験者Aでは逆に増加傾向を示した。舌面装置装着時の変化には被験者Eで有意差が認められたが、そうした変化を示すものは少なかった。

平衡側ATのIP比は、BCを装着すると被験者Fでは減少したもののその他の5例では増加し、そのうち4例で有意差が認められた。舌面装置装着時では被験者Bの増加傾向のみに有意差が認められた。

作業側PTのIP比のBCおよび舌面装置装着時の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

平衡側PTのIP比は、BCを装着すると被験者E、Fと同様に5例で増加し、そのうち4例で有意差が認められた。舌面装置装着時の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

2) 作業側の活動比率

(1) 往路

図9-AはPTにおける作業側の活動比率の全例平均を示す。

PTにおける作業側の活動比率は、装着前に $60 \pm 7\%$ であり、作業側で平衡側より強い活動を示す傾向が認められた。BCおよび舌面装置を装着するとそれぞれ $66 \pm 8\%$ 、 $56 \pm 5\%$ となり、BC装着時に最大となる傾向が認められた。被験者別

図9 側方滑走運動時の作業側の活動比率（全例平均）

にみると、BCを装着すると被験者Fを除く5例で増加し、そのうち3例で有意差が認められた。舌面装置を装着すると被験者E、Fで有意に減少したが、他の被験者では有意な変化は認められなかった。また、BC装着時と舌面装置装着時とを比較すると、5例でBC装着時のほうが大きい値を示し、そのうち4例では有意差が認められた。

MおよびATにおける作業側の活動比率のBCおよび舌面装置装着時の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

(2) 復路

図9-BはATにおける作業側の活動比率の全例平均を示す。

ATにおける作業側の活動比率は、装置装着前に $59 \pm 7\%$ であり、BCを装着すると $45 \pm 13\%$ へと有意に減少した。舌面装置装着時には $63 \pm 10\%$ となり、BC装着時において最小となる傾向が認められた。被験者別にみてもBCを装着すると全例で減少し、そのうち4例で有意差が認められた。舌面装置装着時には有意な変化を示すものは少なかった。またBC装着時と舌面装置装着時とを比較すると、全例でBC装着時のほうが小さい値を示した。

PTにおける作業側の活動比率は、装置装着前に $58 \pm 3\%$ であり、BCを装着すると $52 \pm 6\%$ へと減少した。舌面装置装着時には $60 \pm 7\%$ となり、ATと同様BC装着時において最小となる傾向が認められた。被験者別にみると、BCを装着すると6例中5例で減少し、そのうち3例で有意差が認められた。舌面装置を装着すると2例で有意に増加したが、他の被験者においては有意な変化は認められなかった。

Mにおける作業側の活動比率は、装置装着前に $54 \pm 8\%$ であり、BCおよび舌面装置を装着するとそれぞれ $50 \pm 7\%$ 、 $48 \pm 6\%$ となった。被験者別にみると、BCを装着すると4例で有意に減少し、舌面装置を装着しても2例で減少したが、いずれの場合も他の被験者では有意な変化は認められなかった。

表 5 ガム咀嚼時の各相および周期時間

被 験 者	実 験 条 件	閉口相	咬合相	開口相	周期時間
A	装置装着前	0.143	0.268	0.185	0.595
	B C 装着時	0.163	0.273	0.181	0.617
	舌面装置装着時	0.151	0.255	0.171	0.577
B	装置装着前	0.287	0.189	0.310	0.785
	B C 装着時	0.367	0.239	0.334	0.941
	舌面装置装着時	0.332	0.202	0.296	0.830
C	装置装着前	0.158	0.185	0.251	0.594
	B C 装着時	0.172	0.205	0.260	0.637
	舌面装置装着時	0.152	0.193	0.198	0.543
D	装置装着前	0.167	0.140	0.215	0.521
	B C 装着時	0.159	0.190	0.210	0.559
	舌面装置装着時	0.190	0.179	0.208	0.577
E	装置装着前	0.220	0.177	0.257	0.654
	B C 装着時	0.206	0.188	0.239	0.633
	舌面装置装着時	0.230	0.167	0.282	0.679
F	装置装着前	0.147	0.150	0.122	0.419
	B C 装着時	0.206	0.152	0.142	0.500
	舌面装置装着時	0.157	0.140	0.129	0.426

単位：sec

3. ガム咀嚼

ガム咀嚼は咀嚼側を指定し左右両側で行わせたが、嗜好側咀嚼の結果のみを検討対象とした。

1) 咀嚼周期時間

表 5 は全被験者の各相および周期時間を示す。

(1) 閉口相

BC を装着すると 3 例において有意に延長し、舌面装置装着時には 3 例で有意に延長した。他の被験者ではいずれの場合も有意差を示す変化は認められなかった。

(2) 咬合相

BC を装着すると全例で延長し、そのうち 2 例で有意差が認められた。舌面装置装着時の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

(3) 開口相

BC 装着時には被験者 F の延長傾向のみに有意

差が認められた。舌面装置装着時には被験者 A および C の短縮傾向のみに有意差が認められた。

(4) 周期時間

BC を装着すると被験者 E を除く 5 例で有意に延長した。舌面装置装着時にも 4 例で延長し、そのうち 2 例で有意差が認められたが、被験者 A、C では逆に減少傾向を示した。

2) 下顎運動

図10は典型例と思われる被験者 A、D の前頭面投影面上での下顎運動路を、IP より 1 mm および 3 mm 下方位の測定点について、側方滑走運動路と重ね合わせて示した。

(1) 閉口路

前頭面上では、装着前と比較して舌面装置を装着すると 1 mm および 3 mm 下方位の測定点と正中線との距離は減少する傾向が認められた。BC 装着時にも被験者 B、D、E、F では同様の

図10 ガム咀嚼時の前頭面投影面上での下顎運動路

傾向が認められたが、被験者A、Cでは、両測定点と正中線との距離が逆に増加する傾向が認められた。

矢状面上では、両測定点においてBCおよび舌面装置を装着すると、その変化量は少ないものの、後方へ偏位する場合が多かった。しかし、被験者AではBCを装着すると、3mm下方位の測定点において前方へ偏位した。

(2) 開口路

前頭面上では、BCを装着すると両測定点は、被験者A、C、Eでは非咀嚼側へ偏位し、被験者Bでは咀嚼側へ偏位した。舌面装置を装着すると、ほとんどの被験者において咀嚼側へ偏位した。

3) 各筋のIP比

(1) 閉口相

BC装着時の各筋のIP比の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。しかし、閉口相時間が有意に延長した被験者A、B、F

では、各筋においてIP比が減少する傾向が認められ、その他の被験者では増加する傾向が認められた。

舌面装置装着時では、平衡側Mで増加するものが多く、4例で有意差が認められたが、その他の筋のIP比の変化は被験者により異なり、一定の傾向は認められなかった。

(2) 咬合相

図11は典型例と思われる被験者Eの各筋のIP比を示す。

BCを装着すると多くの筋において増加傾向が認められ、とくに平衡側ATでは全例で増加し、そのうち4例で有意差が認められた。

舌面装置を装着すると、平衡側PTにおいて減少傾向を示したが、その他の筋では増加する場合が多く、平衡側Mにおいては全例で増加し、そのうち5例で有意差が認められた。BC装着時と舌面装置装着時とを比較すると、平衡側M以外の

図11 ガム咀嚼時の各筋のIP比

筋において、BC 装着時の IP 比のほうが大きな場合が多かった。

4) 作業側の活動比率

(1) 閉口相

M, AT, PT における作業側の活動比率は、全例で平均すると装置装着前にそれぞれ、 $69 \pm 6\%$ 、 $61 \pm 5\%$ 、 $49 \pm 4\%$ であった。BC を装着するとそれぞれ、 $69 \pm 8\%$ 、 $59 \pm 5\%$ 、 $49 \pm 6\%$ となり、いずれの筋においても有意差は認められなかった。

(2) 咬合相

M, AT, PT における作業側の活動比率は、全例で平均すると装置装着前にそれぞれ、 $64 \pm 8\%$ 、 $56 \pm 6\%$ 、 $41 \pm 9\%$ であった。BC を装着するとそれぞれ、 $66 \pm 10\%$ 、 $53 \pm 6\%$ 、 $43 \pm 9\%$ となり、いずれの筋においても有意差は認められなかった。

IV. 総括ならびに考察

Schuyler¹⁵⁾, Glickmann¹⁶⁾ らは側方咬合位における平衡側接触を咬頭干渉としてとらえ、これを否定している。一方、藍¹⁷⁾は被験者 144 名を対象に各下顎位における咬合接触状態を調査し、側方咬合位において作業側と同時に平衡側大臼歯

部で咬合接触を示す被験例は 23.6% あったことを報告しており、また長谷川¹⁸⁾は藍らの報告と同時に、平衡側接触を示す咬頭は支持咬頭であり、かつ機能咬頭であることを根拠に、作業側と同時に接触するようなものについては是認する立場を取っている。しかしながら、作業側より強い平衡側での咬合接触について、これを咬頭干渉とする考え方^{18, 19)}には一般に異論のないところである。

本研究では作業側よりも強い平衡側での咬合接触を平衡側咬頭干渉とし、その顎機能への影響を明らかにするために、実験的な干渉装置を与え、側方咬合位での最大咬みしめ、側方滑走運動およびガム咀嚼を行わせたときの閉口筋活動および下顎運動を記録測定し検討した。

1. 研究方法

1) 被験者

被験者には、歯、歯根膜、顎関節、咀嚼筋などに自覚的に異常が認められず、またいわゆる個性正常咬合を有し、下顎第二大臼歯に歯冠修復処置を必要とする者を選択した。この要処置歯に対してあらかじめ支台形成を行い、金銀パラジウム合金で鑄造製作した暫間補綴物を仮着し、1 カ月以上はそれを使用させたのち実験を行った。

2) 実験的平衡側咬頭干渉装置

臨床的に認められる平衡側咬頭干渉は、作業側ガイドの不良や平衡側歯列の急峻な彎曲が原因で出現し、側方滑走運動過程のある段階で作業側歯列を離開させる場合が多く、最後方臼歯の上顎舌側咬頭と下顎頬側咬頭との間に好発する¹⁰⁾。

咬合高径を変えないという条件下で、下顎大臼歯の歯冠形態のみを変更し、同部位に実験的に平衡側咬頭干渉を与えようとする、その干渉の程度は上顎臼歯舌側咬頭内斜面の形態に規制される。本実験では側方咬合位での咬みしめ時には、咬頭嵌合位で接触する部分は関与しないので、図1-Aに示す形態の干渉装置を用いたが、側方滑走運動およびガム咀嚼時には、同部位の被蓋関係が逆になるような干渉装置を別に製作し用いた(図2-A)。

後者については干渉の程度が自由に規定でき、咬頭嵌合位を変更することなく作業側よりも強い平衡側接触が与えられるという利点はあるが、当該歯とその対合歯との接触関係が天然歯列の平衡側咬頭干渉の場合と異なる。そこで、対合歯にも修復処置を必要とした被験者Bにおいて、この装置と同程度の干渉を下顎大臼歯頬側咬頭内斜面と上顎大臼歯舌側咬頭内斜面との間に与え、ガム咀嚼時の筋活動および下顎運動に対する影響を両装置について比較した。本研究で対象とした測定項目に関しては、装着前と比較した場合、両者で同様の変化傾向を示し、干渉効果として差異はないと判断された。

3) 筋活動の測定および分析

咬筋はその活動量と咬合力との相関が高く²⁰⁾、咀嚼運動の prime mover の役割を担っており、また側頭筋は下顎の位置づけをするともに²¹⁾、咬合の障害に対してはきわめて鋭敏であると考えられている²²⁾。以上の理由から本研究では咬筋と側頭筋を被験筋とした。

導出方法としては、機能時の筋の全体的な活動を把握するため、表面電極を用い双極導出を行った。

筋活動の分析方法としては、定量的にとらえる目的からその有効性に一定の評価が得られている

積分値を指標として用い、さらに被験者間、あるいは各筋間の活動状況の比較検討をしやすくするために、積分値から IP 比を求めた^{12~14)}。また、各被験運動時に左右どちらの筋が主として活動しているかを検討するために、作業側の活動比率を求めた。

4) 下顎運動の測定

下顎運動の測定方法として、最近では磁気や LED 受光素子を応用した方法が広く一般に用いられている。シロナソグラフは下顎切歯点部に付与したマグネットの動きをセンサでとらえ、下顎運動を測定するものであり、被験者の違和感が少ないこと、三次元で計測できること、操作が簡便であることなどの利点があるため、本研究ではこの装置を使用した。シロナソグラフの出力特性については、分解能は 0.3 mm、一辺の長さ 30×30×50 mm の直方体の面上での最大誤差は10%で、その内部ではさらに小さくなると報告されており²³⁾、本研究でも同様の結果が得られた。

下顎運動の測定に際しては、マグネットのセンサに対する位置を、付属のアタッチメントによりシロナソグラフの歪みの少ない範囲を有効に使うように設定し、被験者の口腔内に各装置を装着するときにはセンサ部を動かさないよう留意した。

2. 研究結果

1) 側方咬合位での最大咬みしめ

咬みしめ時の咀嚼筋活動について多くの報告がなされている。咬筋および側頭筋は、天然歯列の場合、咬頭嵌合位で咬みしめを行わせると最大の筋活動を示し、支持域や下顎位の変化に伴いその活動状態が変化することが示されている^{24~29)}。

MacDonald²⁶⁾、古屋²⁷⁾らは側方咬合位で咬みしめを行わせると、咬頭嵌合位で咬みしめたときと比較して、いずれの筋でも活動の減少が起こり、とくに平衡側の側頭筋においてその傾向が顕著であると述べている。本研究においても同様の傾向が認められ、側方咬合位での咬みしめ時の咬筋の IP 比は、作業側で0.39、平衡側では0.49とやや高くなるが、側頭筋前部の IP 比は、作業側で0.42、平衡側で0.16、側頭筋後部の IP 比は、

作業側で0.41, 平衡側で0.16と, 側頭筋では平衡側でかなり低い値を示した。

一方, 一部の歯に干渉装置などをつけた場合については, Belserら⁹⁾は作業側の犬歯および犬歯と平衡側の犬歯のそれぞれに, 他の歯の接触を失わせるような装置を装着し, 側方咬合位での咬みしめを行わせている。これらの装置を作業側の犬歯および犬歯に装着しても, 各筋の活動の大小関係には変化は認められなかったが, 平衡側犬歯に装着すると, 咬筋の活動の左右間の大小関係は不変であるのに対し, 側頭筋のそれは顕著に変化したと述べている。

本研究でも, 筋活動を作業側, 平衡側の別に検討すると, この結果と同様にWCや舌面装置を装着しても, いずれの筋においても作業側の活動比率は変化しなかったが, BCを装着すると咬筋の作業側の活動比率は変わらないのに対し, 側頭筋の作業側の活動比率は減少した。

磯²⁰⁾は, シーネを装着させた状態で側方位で咬みしめを行わせると, 側頭筋は支持点のある側, すなわち支持側で優位に活動し, 咬筋は支持側, 非支持側にかかわらず両側性に活動したと述べている。本研究の場合にこれを当てはめて考えると, WCを装着しても, 装置装着前と支持側が同じであるため, 各筋の活動の作業側, 平衡側の大小関係には大きな変化は起きない。また, BCを装着すると平衡側が支持側となるため, 平衡側の側頭筋の活動が増大することになり, 咬筋は支持側の影響を受けにくいいためそのような変化を示さないということになる。しかしながら, WCについてははともかく, 図6のBC装着時の側頭筋の活動をみると, 支持側である平衡側の活動は, 装置装着前よりは明らかに増大するが, 減少を示した非支持側である作業側の活動よりも優位になったとはいえない。

そこで, 筋活動を支持側, 非支持側との関係から検討を試みた。図12に, 下顎右側第二大臼歯にWC, BCを装着した場合の, 典型例と思われる被験者Aの側方咬合位での咬みしめ時の各筋のIP比を支持側, 非支持側別に示した。この場合, 被

図12 側方咬合位での最大咬みしめ時の各筋のIP比 (被験者A)

験者はWC装着時には右側方咬合位で, BC装着時には左側方咬合位で咬みしめを行っているが, 下顎を支持するのは常に右側になる。

WC装着時には非支持側側頭筋の筋活動は, 支持側のそれと比較してかなり小さく, この傾向は, 装置を装着していない天然歯列の場合と同様である。しかし, BCを装着し左側方咬合位をとらせると, 非支持側の活動が増大し支持側のそれが減少するようになった。その結果, 非支持側の活動は支持側の活動と同程度となった。一方, 咬筋は支持点の位置にかかわらず両側性に活動するが, わずかながら平衡側で強い活動が認められたため, BC装着時には逆に非支持側の活動が小さくなった。しかし, 非支持側の側頭筋の活動の増大と比較すると, その減少量は小さく, 支持側での筋活動に対して, 非支持側での筋活動は全体としては増大した, ということになる。同様の傾向は他の被験者においても認められた。これについて磯²⁰⁾も述べているが, 不安定な平衡側での咬みしめに対して, 咀嚼筋は下顎の保持などの間接的な作用として, より多く活動する必要が生じ, 作

図13 筋活動と顎頭の上下的な変位 (模式図)

業側である非支持側の活動が増大したと考えられる。

これに関して、WC装着時の筋の活動状態は、生体のバイオメカニクスに合致するが、BC装着時の非支持側における筋活動の増大は、その点で問題があると考えられる。つまり、これは一つには支持点との距離が長いことと相俟って、非支持側つまり作業側の顎頭を上方へ変位させ、顎関節部に著しく大きい圧力を加えることになり、支持側つまり平衡側の顎頭を下方へと引き下げ、顎関節部には Krogh-Poulsenら³⁰⁾が述べる intercondylar space を広げるような作用を及ぼすことが推察される (図13)。事実、実験中に、BCを装着して咬みしめを行わせると、作業側の下顎歯列が大きく上方へ変位する様相が肉眼的に観察され、作業側顎頭の上方への変位がうかがわれた。

このように、平衡側の咬頭干渉によって非支持側、つまり作業側の筋活動が全体的に増大し、顎頭位にもその影響がうかがわれたことは、顎機能異常の原因因子とされる平衡側咬頭干渉の作用機序を考えるうえで有効な示唆を与えるものと考えられる。

2) 側方滑走運動

(1) 側方滑走運動時の筋活動

側方滑走運動時の咀嚼筋活動については多くの報告がなされている。咬筋と側頭筋を対象とした報告では、咬頭嵌合位から側方咬合位までの滑走運動は、主として作業側の側頭筋後部の作用として、また側方咬合位から咬頭嵌合位までの滑走運

動は、両側の側頭筋と咬筋の作用として行われることが示されている^{12, 31, 32)}。本研究においても同様の傾向が認められ、往路では、作業側の側頭筋後部で強い活動が認められ、復路では、咬筋は両側でほぼ同程度であり、側頭筋は作業側で優位に活動する傾向が認められた。

(2) 平衡側咬頭干渉の筋活動への影響

① 往路

曾根田¹²⁾は、犬歯部誘導面の傾斜角度が急になると、側方滑走運動時の咬筋と側頭筋後部の活動量が減少したと述べている。本研究でも舌面装置装着時に同様の傾向を示すものも認められたが、傾斜角度の変化が 10° と小さいため、曾根田のような顕著な傾向は認められなかった。

また、BCを装着すると作業側側頭筋後部の活動が増大する傾向が認められ、またその活動比率も増加する傾向が認められた。

いずれの被験者もBC装着時において最も滑走運動しにくいと述べていたが、指定した運動を遂行するのにより多くの筋活動を必要とし、それが側方滑走運動の往路に主として関与する作業側側頭筋後部の活動の増大として現れたものと推測される。

② 復路

また、曾根田¹²⁾は、犬歯部誘導面の傾斜角度が急になった場合、復路では作業側と平衡側の活動比率には一定の変化傾向は認められなかったと述べており、本研究でも舌面装置を装着したときには、作業側の活動比率に有意な変化を示すものは

少なかった。岡部³²⁾は作業側でのガイド部位の違いが咬筋および側頭筋後部の筋活動に及ぼす影響を検討し、本研究の復路に相当する閉口相では、犬歯部よりも第二大臼歯部でガイドする場合のほうが作業側 2 筋の活動比率が大きくなる傾向があると述べている。

本研究では、BC を装着すると、装着前、舌面装置装着時のいずれと比較しても、作業側の活動比率が減少し、作業側の筋活動の優位性が失われる傾向が認められた。またその傾向は側頭筋において顕著であった。

BC 装着後の側頭筋後部の活動の変化については、復路は主として平衡側の側頭筋後部の作用によって行われるとみられるため、往路で作業側側頭筋後部の活動が増大したことから同様の理由から、平衡側側頭筋後部の活動が増大し、結果的に作業側側頭筋後部の活動の優位性が失われたと考えられる。しかしながら、本研究では装置装着前および舌面装置装着時において、側頭筋後部の活動を作業側と平衡側とで比較した場合、むしろ作業側で優位な活動が認められた。この点に関しては、滑走運動を中程度の力を加えながら行うよう指示したことが関連していることが推測されるが、今後の検討課題である。

また、側方咬合位から咬頭嵌合位への滑走運動は、下顎を挙上する方向の運動であり、被験者が指定どおりに、つまり中程度の力を加えながら、滑走運動を行おうとする場合には、側頭筋前部は下顎に対して咬みしめの場合と類似した垂直方向へと力を加えることになる。そのため、滑走運動をガイドする部位が咬みしめ時の支持点のように働き、装置装着側である平衡側の活動が装着前より優位になったと考えられる。

ここで、装置装着側を支持側としてとらえ、支持側と側頭筋前部の筋活動との関係を検討すると、側方滑走運動の復路では、非支持側、つまり作業側の筋活動が支持側と同等あるいはそれより大きくなる場合と、非支持側の筋活動が支持側のそれと比べて小さくなる場合とが認められた。前者については、側方咬合位での咬みしめの場合と

同様に考えられるが、後者については、側方滑走運動では咬みしめと比較して下顎に加わる力が小さく、不安定となった下顎を保持するような筋の作用を必要とせず、そのため、非支持側での活動が小さくなる場合があったと考えられる。

このような被験者間の差異については、滑走運動時の誘導部位での力の規定を中等度としたものの、これは被験者の感覚に任せており、被験者によってその大きさにはばらつきがあり、その影響によるものと推測される。

総じて、平衡側咬頭干渉は、往路では作業側側頭筋後部の筋活動を増大させ、復路では側頭筋の活動に対して作業側の活動の優位性を失わせるような作用をもつと推測される。

3) ガム咀嚼

(1) 時間

周期時間は、BC を装着すると延長する傾向が認められたが、舌面装置を装着したときにも同様の傾向が認められた。周期時間の延長は各装置の装着が咀嚼運動の円滑さを損なったことに起因すると考えられる。

咀嚼周期中の各相の時間については、舌面装置を装着しても一定の変化傾向は認められなかったが、BC を装着すると咬合相時間が延長する傾向が認められた。この傾向は下顎運動路の変化と関連していると考えられた。

(2) 筋活動

閉口相における筋活動は、BC を装着すると閉口相時間が有意に延長した被験者 A, B, F では小さくなる傾向を示し、その他の被験者では大きくなる傾向を示した。本研究では、1 秒間当たりの筋活動の積分値から IP 比を求め筋活動の指標としたが、ここで閉口相中に要した積分値について検討すると、装置装着前と BC 装着時とではほぼ同程度であった。

咬合相における筋活動は、BC および舌面装置を装着すると多くの筋で大きくなる傾向が認められた。また、BC 装着時と舌面装置装着時とを比較すると BC 装着時のほうが大きくなる傾向が認められた。

各筋の活動の大小関係については, Schaerer⁷⁾, De Boever⁸⁾ は平衡側咬頭干渉装置を装着しても変化しなかったと述べているが, 本研究でも閉口相, 咬合相ともに, いずれの筋でも作業側の活動比率には顕著な変化は認められなかった。

(3) 下顎運動

ガム咀嚼では下顎歯が上顎歯に対して滑走運動する率が高く, 切歯部での記録では2mm前後の滑走運動があるといわれている³³⁾。本研究では, 舌面装置およびBCを装着すると, それに伴い側方滑走運動路の前頭面上での傾斜角度が急になり, 閉口路はそれらに機械的に制約された。その結果, 舌面装置装着時の運動路を前頭面上で検討すると, 閉口路は正中へ近づき, 開口路は咀嚼側へ偏位し, 閉口路と開口路との距離が縮小する傾向が認められたが, BC装着時には, 舌面装置装着時と異なる変化傾向を示すものが認められた。すなわち, 被験者A, Cでは, BCにより制約されているにもかかわらず, 閉口路が咀嚼側へ偏位し, また被験者A, C, Eでは開口路が非咀嚼側へ大きく偏位する傾向が認められた。なお, 開口路の偏位は, 咬頭嵌合位付近の開口路に装着前と比べて多くの滑走運動が認められたことと関係があると考えられた。

早期接触が存在すると γ 系を介する反射が起こり, 無意識のうちに運動障害のある箇所を歯をすり合わせたり咬みしめたりして, これを除去しようとするといわれているが³⁴⁾, 被験者A, CのBC装着時の閉口路の変化, つまり咀嚼側への偏位にはこうした γ 系の反射が関与したのかもしれない。しかしながら, 被験者が意識的に咬み方を変えた可能性も否定できない。この点については今後の課題である。また, 被験者A, E, Cの開口路が非咀嚼側へと偏位する傾向を示したことについては以下のような原因が考えられる。BCの装着により作業側臼歯部での臼磨運動はかなり制限を受けている。しかし, 咬合相の後期から開口相の初期にかけてはBCは関与しないので臼磨運動を行うことは可能である。そのため, 開口相において接触滑走が認められたのであろう。そして,

咬合相でこのような臼磨運動が行われたことによって, 咬合相時間が延長し, 筋活動も増大したものと考えられる。

鯉淵¹⁴⁾は, 咬頭嵌合位について実験的に早期接触を付与し咀嚼させると, それを避けようとする運動路が現れるようになり, また咬合相時間が短縮し, 咬合相における筋活動量が減少することを報告している。咬頭嵌合位が早期接触によって損なわれれば, 円滑な臼磨動作は行えないため, そのような結果が得られたと推察されるが, 咀嚼中に平衡側での接触が起こっても, 咬頭嵌合位に支障がなければ, その付近での臼磨はある程度可能であろう。

このように, 被験者によってはBC装着時に特異な咀嚼経路の変化を呈するものもあったが, 全体としては平衡側咬頭干渉とガム咀嚼時の筋活動および下顎運動の間には明確な関連は認められなかった。ただし, これは装置装着直後の記録であり, 長時間経過した場合の状況についてはさらに検討の必要がある。

以上述べたように, 本研究結果より平衡側咬頭干渉は, 側方咬合位での咬みしめや側方滑走運動時に顎関節部に加わる力を変化させる可能性が示唆された。本研究では咬筋と側頭筋前部および後部の活動のみを検討対象としたが, 実際にはこれらの動作に際して他の多くの筋も関与しており, それらを含めた検討をすることにより, 平衡側咬頭干渉の顎機能に対する影響がさらに明確にされることが考えられる。

V. 結 論

平衡側咬頭干渉が咀嚼筋(咬筋, 側頭筋前部, 側頭筋後部)の機能および下顎運動に及ぼす影響を明らかにするために, 6人の被験者について下顎第二大臼歯に実験的平衡側咬頭干渉装置BCを与え, また比較のため, 作業側犬歯, 第二大臼歯にもそれぞれ, 舌面装置, 干渉装置WCを付与し, 側方咬合位での最大咬みしめ, 側方滑走運動を行わせて筋活動を, またガム咀嚼を行わせて筋活動と下顎運動を記録測定し, 実験的咬頭干渉と

の関係を検討した結果、以下のような結論を得た。

1. 側方咬合位での咬みしめの場合、

1) 装置装着前、舌面装置装着時および WC 装着時には、咬筋は両側性に活動し、側頭筋前部および後部は作業側で優位に活動する傾向を示した。

2) BC 装着時には、咬筋は装置装着前と同様に両側性に活動したが、作業側側頭筋前部および後部の活動の優位性は失われた。

3) 支持側を基準にすると、BC 装着時の側頭筋前部および後部の筋活動は、他のいずれの場合と比較しても支持側で小さく、非支持側で大きな傾向を示した。

2. 側方滑走運動の場合、

1) 往路では、装置装着前には、被験 6 筋のなかで、作業側の側頭筋後部の活動が最大となる傾向が認められた。また、舌面装置および BC 装着時にも同様の傾向が認められたが、BC 装着時には同筋の活動がさらに増大する傾向が認められた。

2) 復路では、装置装着前および舌面装置装着時には、側頭筋前部および後部の活動は作業側で優位に活動する傾向を示した。しかし、BC 装着時には、作業側側頭筋の活動の優位性が失われる傾向が認められた。

3. ガム咀嚼の場合、

1) 装置装着前、舌面装置装着時のいずれと比較しても、BC 装着時の咬合相時間は延長し、同相における筋活動は増大する傾向を示した。

2) 舌面装置装着時の咀嚼経路は、装置装着前と比較して閉口路が正中へ近づき、開口路が咀嚼側へ偏位する傾向を示した。

3) BC 装着時の咀嚼経路は、装置装着前と比較して舌面装置装着時と同様の变化傾向を示す場合と、閉口路が咀嚼側へ偏位し、開口路が非咀嚼側へ大きく偏位する場合が認められた。

4. 平衡側咬頭干渉は、クレンジングあるいはグラインディングのような非機能的な動作の際に側頭筋活動に異常な活動様相をもたらす可能性が示唆された。

謝 辞

稿を終えるに臨み、ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました藍 稔教授に謹んで感謝の意を表します。また、終始格別のご援助、ご教示をいただきました医用器材研究所精密機械部門、高久田和夫助教授に深く感謝いたします。さらに、懇切なるご指導とご教示をいただきました歯科補綴学第 1 講座、水谷紘講師に心からお礼申し上げます。また本研究に際し、ご援助、ご協力いただきました歯科補綴学第 1 講座の諸先生方、ならびに被験者の皆様に厚くお礼申し上げます。

なお、本論文の要旨の一部は、平成元年度日本補綴歯科学会関東支部学術大会（1990年2月24日）において発表した。

文 献

- 1) Schuyler, C. H.: An evaluation of incisal guidance and its influence in restorative dentistry. J. Prosthet. Dent. 9 : 374-378, 1959.
- 2) Ramfjord, S. P.: Dysfunctional temporomandibular joint and muscle pain. J. Prosthet. Dent. 11 : 353-374, 1961.
- 3) 中村公雄, 他: 顎関節症患者の上下顎歯牙接触関係に関する研究. 補綴誌 19 : 481-495, 1976.
- 4) 関 秀孝: 顎関節症の補綴学的研究 第 1 報 顎関節症患者の咬合に関する研究. 口病誌 35 : 213-227, 1968.
- 5) Posselt, U.: The temporomandibular joint syndrome and occlusion. J. Prosthet. Dent. 25 : 432-438, 1971.
- 6) Shore, N. A.: Temporomandibular Joint Dysfunction and Occlusal Equilibration (2nd ed.). Philadelphia, Tronto, 1976, J. B. Lippincott Co., 1-376.
- 7) Schaerer, P., Stallard, R. E. and Zander, H. A.: Occlusal interferences and mastication. : An electromyographic study. J. Prosthet. Dent. 17 : 438-449, 1967.
- 8) De Boever, J.: Experimental occlusal balancing-contact interference and muscle activity. Parodontologie 23 : 59-69, 1969.
- 9) Belser, U. C. and Hannam, A. G.: The influence of altered working-side occlusal guidance on masticatory muscles and related jaw movement. J. Prosthet. Dent. 53 : 406-413, 1985.
- 10) 河野正司, 鳥山秀行, 吉田恵一, 小林 博: 平衡側咬頭障害の発現機構に関する一考察. 補綴誌 32 : 505-513, 1988.

- 11) Lewin, A. : Electrognathographics, Atlas of Diagnostic Procedures and Interpretation. Chicago, London, Berlin, Tokyo, Rio de Janeiro, 1985, Quintessence Publishing Co., 11-24.
- 12) 曾根田兼司 : 上顎犬歯舌面の傾斜角度の違いが咀嚼筋活動に及ぼす影響. 口病誌 56 : 162-181, 1989.
- 13) 水谷 紘, 篠ヶ谷龍哉, 曾根田兼司, 磯 和博, 藍 稔 : 歯の接触関係が咬筋, 側頭筋の活動に及ぼす影響 第1報 総活動量と咬頭嵌合位における最大咬みしめ値に対する比率 (IP比). 補綴誌 33 : 1062-1071, 1989.
- 14) 鯉淵秀明 : 習慣的閉口運動における実験的早期接触の位置が顎機能に及ぼす影響. 口病誌 57 : 31-52, 1990.
- 15) Schuyler, C. H. : Factors contributing to traumatic occlusion. J. Prosthet. Dent. 11 : 708-715, 1961.
- 16) Glickmann, I. : Clinical Periodontology (4th ed.). Philadelphia, London, Toronto, 1972, W. B. Saunders Co., 852-889.
- 17) 藍 稔, 中野雅徳 : 顎口腔系の形態, 機能に関する臨床的調査 第2報 咬合について. 補綴誌 19 : 385-390, 1975.
- 18) 長谷川成男 : 咬合学序説 機能的咬合面形態を求めて. 東京, 1988, 医歯薬出版, 231-234.
- 19) 藍 稔 : 顎機能異常一咬合からのアプローチ. 東京, 1983, 医歯薬出版, 1-322.
- 20) 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.
- 21) 三谷春保 : 筋電計による咀嚼筋活動の診査. 歯科ジャーナル 16 : 307-313, 1982.
- 22) Ramfjord, S. P. and Ash, M. M. : Occlusion (3rd ed.). Philadelphia, London, Tronto, Mexico City, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo, 1983, W. B. Saunders Co., 1-265.
- 23) Hofmann, V. M. and Pröschel, P. : Unterkieferdynamik und Kaumuster von Totalprothesenträgern und Vollbezahnten-Eine Pilotstudie. Dtsch. Zahnärztl. Z. 37 : 763-771, 1982.
- 24) Wood, W. W. and Tobias, D. L. : EMG response to alteration of tooth contacts on occlusal splints during maximal clenching. J. Prosthet. Dent. 51 : 394-396, 1984.
- 25) MacDonald, J. W. C. and Hannam, A. G. : Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part I. J. Prosthet. Dent. 52 : 718-729, 1984.
- 26) MacDonald, J. W. C. and Hannam, A. G. : Relationship between occlusal contacts and jaw-closing muscle activity during tooth clenching: Part II. J. Prosthet. Dent. 52 : 862-867, 1984.
- 27) 古屋元之 : 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2報 左右側の条件について. 歯科学報 84 : 1367-1422, 1984.
- 28) 飯島俊一 : 咬合点および咬合力の変化が下顎頭部の変位に及ぼす影響に関する研究. 歯科学報 83 : 841-865, 1983.
- 29) 小笠原浩一 : 支持点の違いが下顎の変位, 咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究. 口病誌 53 : 81-101, 1986.
- 30) Krogh-Poulsen, W. G. and Olsson, A. : Occlusal disharmonies and dysfunction of the stomatognathic system. Dent. Clin. North. Am. 10 : 627-635, 1966.
- 31) 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.
- 32) 岡部良博 : 下顎誘導部位の相違が咀嚼筋活動に及ぼす影響について. 口病誌 53 : 102-128, 1986.
- 33) 藍 稔 : 切歯点部における咀嚼運動の解析. 補綴誌 6 : 164-200, 1962.
- 34) Körber, K. : Zahnärztliche Prothetik Bd. I : Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie. Stuttgart, 1975, G. T. V., 184-186.