

片側咬合挙上したサルの咀嚼運動中に生じる咬筋筋活動 ならびに顎関節部荷重変化

崎 原 盛 貴 犬 束 信 一 丹 羽 金 一 郎

朝日大学歯学部口腔構造機能発育学講座歯科矯正学分野

抄録 咬合挙上させた場合にサル顎関節部にどのような圧力が作用するのか解明するため、硬食物咀嚼運動中での最大圧力および咬筋筋活動を同時測定し、解析した。

実験動物は日本猿を用い、左側下顎頭前上方部に圧力センサーを埋入した。

上顎臼歯部にバイトプレート装着し、1 mm, 2 mm, 3 mmと咬合挙上させた。

その結果、作業側咬筋咀嚼周期は、左右側咬合挙上時ともに3 mm挙上において有意に延長した。作業側咬筋放電時間は、右側咬合挙上時では3 mm挙上において有意に延長した。最大圧力は、非作業側では、咬合挙上するに従って有意に減少した。作業側では、咬合挙上するに従って有意に増加した。最大圧力の発生時期は、咬筋筋活動のIntervalに存在し、咬合相の終末に存在していると推察された。

キーワード：顎関節部荷重、咀嚼筋筋活動、最大圧力、咬合挙上

緒 言

顎関節症に関する研究が進むにつれて、咬合状態の不調和による何らかの外傷性因子が顎関節部に形態的あるいは機能的な変化を与えているものと考えられてきている^{1,2)}。特に、安静空隙量を超えて咬合高径を著しく増加させることは、下顎安静位を破壊し、筋の過緊張や顎関節部における下顎頭の位置的变化を惹起させ、顎関節部機能に何らかの障害を与えているものと推察される。

日常矯正臨床においては、咬合の深い下顎前突症あるいは交叉咬合の治療を行う際、咬合干渉を除去するため、臼歯部に咬合挙上板を併用することが多い。また、顎関節症患者において、咬合の異常が原因の一つであると診断された場合、スプリント療法後に矯正治療を行う場合がある³⁾。このような矯正治療を行う場合には咀嚼筋や顎関節部に及ぼす影響などを考慮して治療を行う必要がある。

顎関節症の病因については、異常な顎関節部荷重が原因の一つであると考えられており、多くの研究者が種々の方法を用いて顎関節部に作用する荷重の状態を推定してきた^{4~24)}。

犬束ら^{25,26)}は、サル下顎頭の微小領域に作用する荷重を直接測定するため、圧電体であるチタン酸ジルコン酸鉛(PZT)焼結体と生体親和性の優れたハイドロキシアパタイト(HAP)焼結体を積層した微小圧力センサーを開発し、顎機能時における顎関節部圧力を測定した。また、福島ら²⁷⁾は硬食物咀嚼運動時のサル顎関節部圧力と咀嚼筋筋活動との関係を明らかにした。

それらによると、硬食物咀嚼中に下顎頭前上方部に作用する最大圧力は、下顎運動のMaximum opening時には0.29MPa、Chewing時には0.06MPa、そしてGrinding時には0.05MPaの最大圧力が計測された。また、サル硬食物咀嚼運動時の顎関節部圧力は同時測定した咬筋筋活動から判断して、咬合相の段階から増加し始める。また、開口相では咬筋筋活動が観察されないことから、最大圧力は開口相で発生していると報告している。さらに、顎関節部圧力は作業側顎関節部では咀嚼運動が進行するにつれて増加傾向を示し、逆に非作業側顎関節部では減少傾向であったことを報告している。

本研究では、咬合異常が顎関節部に与える影響、特に咬合挙上させた場合の顎関節部に加わる荷重の変化を知ることが顎関節症を咬合という視点から究明するうえで重要ではないかと考えた。そこで、サルの咬合高径を左右側各々挙上させた後、硬食物(サツマイモ)を与え咀嚼させた時に顎関節部圧力および咬筋筋活動

本論文の要旨は、朝日大学大学院歯学研究科発表会(平成14年9月27日、岐阜)において発表した。

また本論文の一部は、第61回日本矯正歯科学会大会(平成14年10月23日、名古屋)において発表した。

(平成15年11月27日 受理)

がどのように変化するかを同時測定し、解析した。

実験材料および方法

1. 実験動物

実験動物は、口腔内に歯牙欠損がなく、全身的に異常の認められない推定年齢8歳、体重12kgの日本猿(オス)を用いた。実験期間中、サルは硬食物(サツマイモ)、果物および給水瓶からの水を与えて飼育した。なお実験期間中、体重の著しい変化は認められなかった。

2. 実験方法

1) 微小圧力センサーの構造

本研究で用いた微小圧力センサーは、犬東らが開発したものと同一タイプであり、その作製方法およびキャリブレーションについては犬東らの方法に従って行った²⁵⁾。

微小圧力センサーは、中心層に直径3mm、厚さ0.15mmのPZT焼結体製圧電チップ(PCM-88、松下電器産業)を配し、その両面を電極(りん青銅、厚さ0.3mm)ではさんでHAP焼結体(直径3mm、厚さ0.5mm)でカバーした構造である。なお用いたPZT圧電チップは、厚み方向に分極処理されているため、HAPカバーに作用する荷重の垂直成分(センサーの厚み方向)にのみ応答する^{28,29)}。またこのセンサー出力から得られる荷重値は、直径3mm(面積は $7.07 \times 10^{-6} \text{m}^2$)のHAPカバーに作用した全荷重値に相当し、センサーに一樣な分布荷重が作用していると仮定すれば、この荷重値は圧力に変換することができる。なお圧力センサーを組織液や血液等から防水するために、PZT圧電チップと電極取り出し部分をエポキシ樹脂(バリアード、NMB, U.S.A.)でカバーした。

2) 圧力センサー埋入術式

圧力センサー埋入術式を行う前に、福島ら²⁷⁾の方法に従って硬食物(サツマイモ)咀嚼運動時の咬筋筋活動を測定した。その結果、サルの主咀嚼側が右側であったことから、下顎頭運動量が多い左側下顎頭に圧力センサーを埋入した。

また、下顎頭表面における圧力センサーの埋入位置は、有限要素法による顎関節部応力解析の結果を参考に、咀嚼運動中に最も大きい荷重が作用すると考えられる下顎頭前上方部に圧力センサーを埋入した¹⁴⁻¹⁷⁾。

圧力センサー埋入術式は、犬東ら²⁵⁾の方法に従って行った。塩化ケタミン(ケタラルール50[®]、三共)10~20mg/kgを筋肉内注射にて麻酔導入後、ペントバルビタールナトリウム(ネンプタール[®]、アボット)25mg/kg静脈麻酔による全身麻酔を行った。その後、左側顎関節部を中心に剃毛を行い、25%イソジン液にて術野を消毒後、左側顎関節部に塩酸リドカイン(歯科用2%キシロカイン[®]、藤沢薬品工業)による局所麻酔を行い、耳珠前方部に耳前切開を加え、可及的に下顎頭に至る

までの軟組織をできるだけ損傷しないように術式を施した。

術野にて下顎頭を確認後、関節円板を十分に保護しながら下顎頭前上方部表面を露出させ、その部位に直径3~4mm、深さ1.2~1.5mmの窩洞形成を行った。その後、窩洞に骨セメント(サージカルシンプレックス[®]、ファイザー製薬)を填入してシアノアクリレート系瞬間接着剤(生体用アロンアルファ[®]A、三共)により圧力センサーを貼付した²⁵⁾。

なお術後、感染予防のため、合成ペニシリン製剤(ペントシリン筋注用[®]、藤沢薬品工業)を一週間、150mg/日筋注した。術後一日後、圧力センサーの埋入位置を確認するため、サル頭部X線規格写真撮影を行った。

3) バイトプレートの製作および装着方法

咬合高径を挙上変化させるためのバイトプレートは両側咬合挙上による咀嚼障害を考慮して片側づつ挙上することとした。

まず、サルの上下顎歯列を印象採得(Phase, Zhermack, Italy)し咬合器上で上顎歯列の第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯を覆うように即重レジン(Orthodontic Resin, DENSPLY, U.S.A)を用いて、各種バイトプレートを製作後、実際にサルの口腔内において非装着側の上下第一大臼歯近心頰側咬頭間の距離が1mm、2mm、3mmとなるように各種製作し、上顎右側臼歯部および、上顎左側臼歯部と各々片側づつグラスアイオノマーセメント(HY-BOND GLASIONOMER, SHOFU)にて装着した(図-1, 2, 3)。

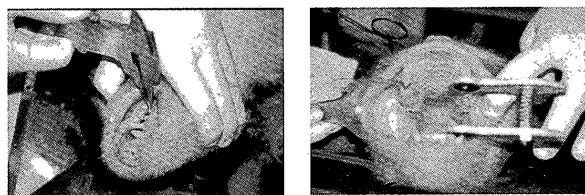
4) 咬筋筋活動ならびに顎関節部圧力の測定

咬筋筋活動の測定には、針麻酔針(20ゲージ、0.90×38mm、テルモ)の先端部を利用した皮下針電極(ステンレススチールより線テフロンコーティング、0.42φ、ユニークメディカル)を用いた^{30,31)}。

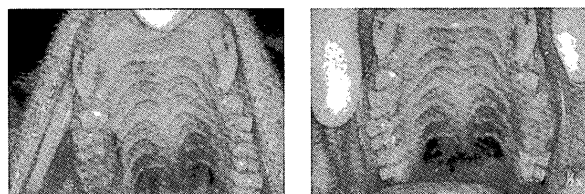
本研究では、長期間の測定において同一条件、同一部位で繰り返し咬筋筋活動を測定するために、測定条件を以下のように規格化した。すなわち刺入部位の電極間距離を、常温重合レジン(オストロンII[®]、ジーデンタルプロタクト)を用いて10mmに固定しさらに刺入深さが10mmとなるように、針麻酔針先端から10mmの所にマークを入れた。

また電極の刺入部位として、触診により咬筋の走行方向を確認し咬筋浅部中央部(下顎下縁より約5cm上方)にマークを印記して、針電極を刺入した(図-4)。なお、不感電極を左側大腿筋部に設定した。

術後一週間目に咬合高径を変化させるバイトプレートを装着し、咬合挙上翌日に8分割(10g)したサツマイモを与え、嚥下するまで経時的に顎関節部圧力と咬筋筋活動を同時測定した。なお、測定を開始するにあ

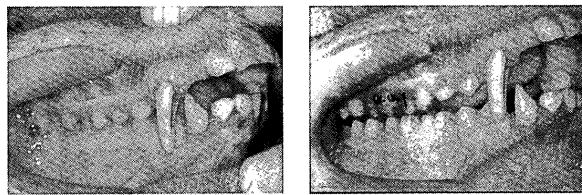


(A) (B)

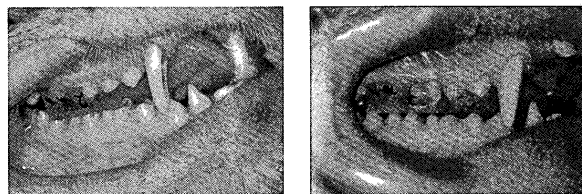


(C) (D)

図-1：バイトプレートの製作
A：咬合挙上量測定時
B：バイトプレート装着時
C：上顎右側装着時
D：上顎左側装着時

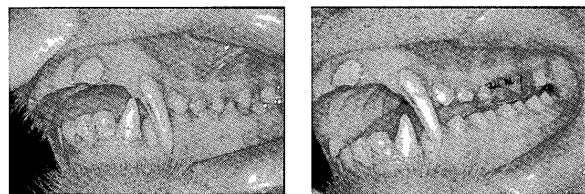


(A) (B)



(C) (D)

図-2：右側バイトプレート装着時のサル口腔内写真
A：0 mm
B：1 mm 挙上時
C：2 mm 挙上時
D：3 mm 挙上時

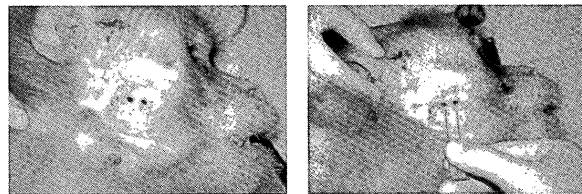


(A) (B)



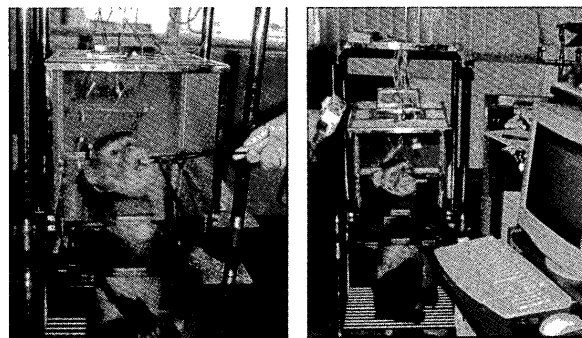
(C) (D)

図-3：左側バイトプレート装着時のサル口腔内写真
A：0 mm
B：1 mm 挙上時
C：2 mm 挙上時
D：3 mm 挙上時



(A) (B)

図-4：針電極刺入部位
A：マーク時
B：刺入時



(A) (B)

図-5：顎関節部圧力と咬筋筋活動の同時測定
A：硬食物咀嚼時
B：データ測定時

たり，サル頬袋に食物が存在せず，肉眼的および筋電図学的観察から，サルがリラックスした状態から食物を与えた(図-5)。

データの取り込みと解析には，多用途生体情報プログラム(BIMUTAS-II，キッセイコムテック)を用いた。この時，圧力センサー出力は，チャージアンプ(CAM-001，ティー・エス・ケー)を介して送信機(ZB-581G，日本光電)からFM電波で受信機に送信し，A-Dコンバータ(ADJ-98，カノープス電子)を介してコンピュータに取り込んだ。また，筋活動電位はチャージアンプを介さず，同様に送信機から受信機に送信して記録した。いずれの場合もサンプリング周波数2 kHzでデータを取り込んだ。さらに，筋活動電位についてはデータ取り込み後，50~1000Hzのバンドパスフ

ィルターを通し，半波整流(プラス)した後，解析した。圧力センサー出力電圧から荷重を計算する場合には，出力電圧を積分し，キャリブレーションで求めた校正曲線を用いて荷重に変換した。なお，右側咬合挙上時および左側咬合挙上時ともに各咬合挙上量において，各々10シリーズ測定を行い，その中から波形が安定し共通して再現性のみられた3シリーズのデータを解析した。

結 果

1. サル咀嚼運動時の咀嚼側の判定

本研究において、サルが硬食物(サツマイモ)を咀嚼運動した場合、左右いずれの側で咀嚼運動を行っているかを肉眼的観察とビデオ撮影に加え咬筋筋活動を測定、解析して判断した。

通常、サルが咀嚼運動を行う場合、非作業側の咬筋筋活動が作業側より常に先行することが明らかにされている²⁷⁾。そこで、左右側の咬筋筋活動開始点の時間差(タイムラグ)を測定した。この時、右側咬筋筋活動開始点を基準として左側咬筋筋活動が先行した場合をマイナスの時間差として、逆に左側咬筋筋活動が遅れて開始した場合をプラスの時間差とした(図-6)。

その結果、肉眼的観察とビデオ撮影からサルが右側で咀嚼していると判断した咀嚼運動での時間差は、右側咬合挙上時(右側咀嚼運動)において、1mm挙上時では-17.3msec(S.D=9.3)、2mm挙上時では-26.4msec(S.D=11.7)、そして3mm挙上時では-23.6

msec(S.D=20.2)であった。また、サルが左側で咀嚼していると判断した咀嚼運動での時間差は左側咬合挙上時(左側咀嚼運動)において、1mm挙上時では28.1msec(S.D=29.9)、2mm挙上時では12.4msec(S.D=10.3)、そして3mm挙上時では19.2msec(S.D=16.8)であった(表-1、図-7、8)。

右側咬合挙上時(右側咀嚼運動)、左側咬合挙上時(左側咀嚼運動)どちらも咬筋活動開始は咬合挙上量に関係なく非作業側咬筋がより早く活動した。以上のことから、サルの咀嚼運動側の判定は、肉眼的観察、ビデオ撮影に加え、左右咬筋筋活動開始点の時間差を測定することにより、明確に判定できた。

2. 各咬合挙上時における作業側咬筋咀嚼周期および放電時間

咀嚼運動は、食物を切断、粉碎して嚥下する運動であり、この運動に際して咀嚼筋は規則的に反復する筋の活動、休止というリズムカルな活動を行う³²⁻³⁴⁾。

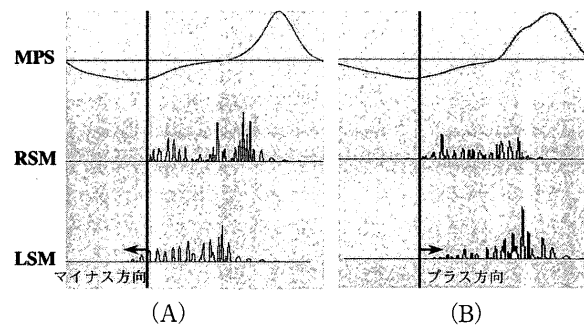


図-6：左右側咬筋筋活動の時間差
A：右側咀嚼運動 B：左側咀嚼運動
MPS：圧力センサー出力波形
RSM：右側咬筋筋活動波形
LSM：左側咬筋筋活動波形

表-1：咬合挙上時の左右咬筋筋活動開始点の時間差

タイムラグ (msec)		タイムラグ (msec)	
右1mm挙上 No1	-16.5	左1mm挙上No1	39.3
右1mm 挙上No2	-18.7	左1mm挙上No2	21.6
右1mm 挙上No3	-16.4	左1mm挙上No3	18.2
平均	-17.3(9.3)	平均	28.1(29.9)
右2mm挙上No1	-24.0	左2mm挙上No1	13.1
右2mm挙上No2	-23.2	左2mm挙上No2	9.7
右2mm挙上No3	-31.6	左2mm挙上No3	15.1
平均	-26.4(11.7)	平均	12.4(10.3)
右3mm挙上No1	-30.5	左3mm挙上No1	22.0
右3mm挙上No2	-20.4	左3mm挙上No2	16.8
右3mm挙上No3	-18.4	左3mm挙上No3	20.0
平均	-23.6(20.2)	平均	19.2(16.8)

(): S.D値

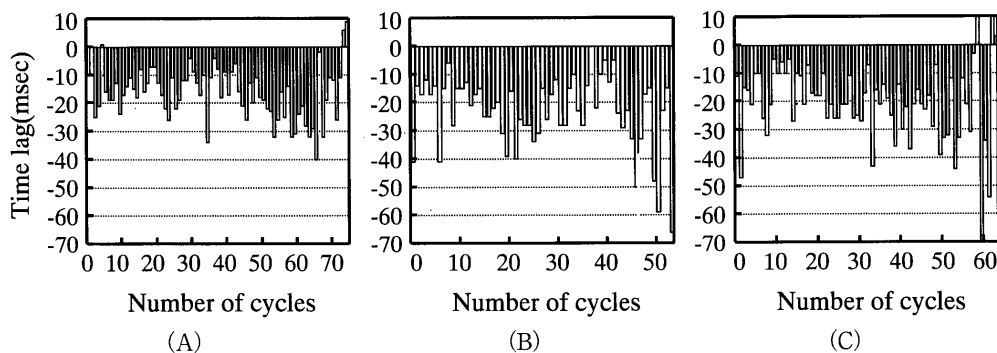


図-7 右側咀嚼運動時の左右側咬筋時間差

- A : 右側 1 mm 拳上時
- B : 右側 2 mm 拳上時
- C : 右側 3 mm 拳上時

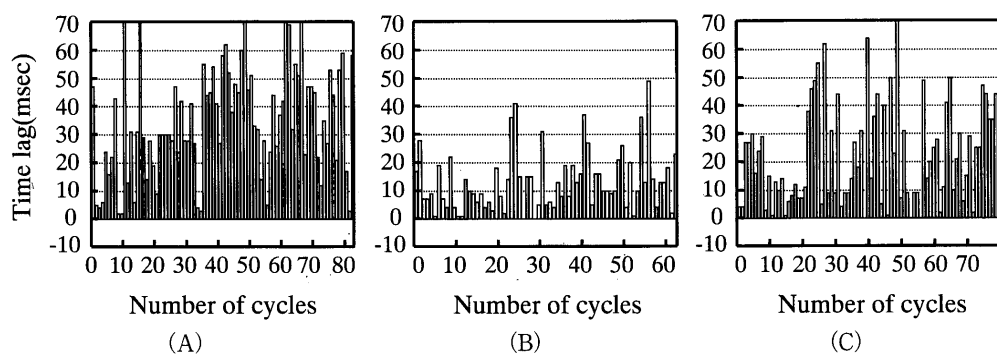


図-8 左側咀嚼運動時の左右側咬筋時間差

- A : 左側 1 mm 拳上時
- B : 左側 2 mm 拳上時
- C : 左側 3 mm 拳上時

この咀嚼リズムについて以下の解析を行った。

1) 咀嚼周期について

本研究では，作業側咬筋の筋活動開始点から次の筋活動開始点までの期間を一つの咀嚼サイクルと判断し，その期間を咀嚼周期とした。

右側咬合拳上時における右側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期の平均は，1 mm 拳上時では352.7msec (S.D=66.7)，2 mm 拳上時では341.4msec (S.D=68.0)，そして3 mm 拳上時では486.3msec (S.D=155.8)であった。また，1 mm，2 mm 拳上時と比較して3 mm 拳上した場合，有意に咀嚼周期は延長していた ($P < 0.001$)。(表-2. 図-9)

左側咬合拳上時における左側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期の平均は，1 mm 拳上時では365.1msec (S.D=58.4)，2 mm 拳上時では346.6msec (S.D=57.4)，そして3 mm 拳上時では392.8msec (S.D=91.4)であった。また，1 mm，2 mm 拳上時と比較して3 mm 拳上した場合，有意に咀嚼周期は延長していた ($P < 0.001$) (表-2. 図-10)。

2) 放電時間について

右側咬合拳上時における右側咀嚼運動時の作業側咬筋放電時間の平均は，1 mm 拳上時では166.2msec (S.D=27.2)，2 mm 拳上時では136.6msec (S.D=20.2)，

そして3 mm 拳上時では204.2msec (S.D=46.5)であった。また，1 mm，2 mm 拳上時と比較して3 mm 拳上した場合，有意に放電時間は延長していた ($P < 0.001$) (表-3. 図-11)。

左側咬合拳上時における左側咀嚼運動時の作業側咬筋放電時間の平均は，1 mm 拳上時では174.1msec (S.D=26.0)，2 mm 拳上時では171.9msec (S.D=34.3)，そして3 mm 拳上時では166.5msec (S.D=25.5)であった。また，拳上量に関係なくほぼ一定の時間を示し，有意差は認められなかった。(表-3. 図-12)。

3. 各咀嚼サイクル中の最大圧力

右側咬合拳上時における右側咀嚼運動時の左側顎関節部 (非作業側顎関節部) 最大圧力の平均は，1 mm 拳上時では0.24MPa (SD=0.08)，2 mm 拳上時では0.22MPa (SD=0.09)，そして3 mm 拳上時では0.16 MPa (SD=0.07)であった。咬合高径を1 mm，2 mm，3 mm と拳上するに従って最大圧力は有意に減少した ($P < 0.001$)。また，すべてのシリーズにおいて咀嚼の進行に従って最大圧力は減少していく傾向が見られた (表-4. 図-13)。

左側咬合拳上時における左側咀嚼運動時の左側顎関節部 (作業側顎関節部) 最大圧力の平均は，1 mm 拳上時では0.59MPa (SD=0.20)，2 mm 拳上時では0.98

表-2：各咬合挙上時における作業側咬筋咀嚼周期

咀嚼周期 (msec)		咀嚼周期 (msec)	
右1mm挙上 No1	306.8	左1mm挙上No1	377.4
右1mm 挙上No2	363.5	左1mm挙上No2	372.3
右1mm 挙上No3	362.3	左1mm挙上No3	338.5
平均	352.7(66.7)	平均	365.1(58.4)
右2mm挙上No1	345.6	左2mm挙上No1	341.0
右2mm挙上No2	341.1	左2mm挙上No2	359.8
右2mm挙上No3	336.9	左2mm挙上No3	334.6
平均	341.4(68.0)	平均	346.6(57.4)
右3mm挙上No1	545.0	左3mm挙上No1	391.9
右3mm挙上No2	475.5	左3mm挙上No2	405.4
右3mm挙上No3	419.8	左3mm挙上No3	372.2
平均	486.3(155.8)	平均	392.8(91.4)

(): S.D 値

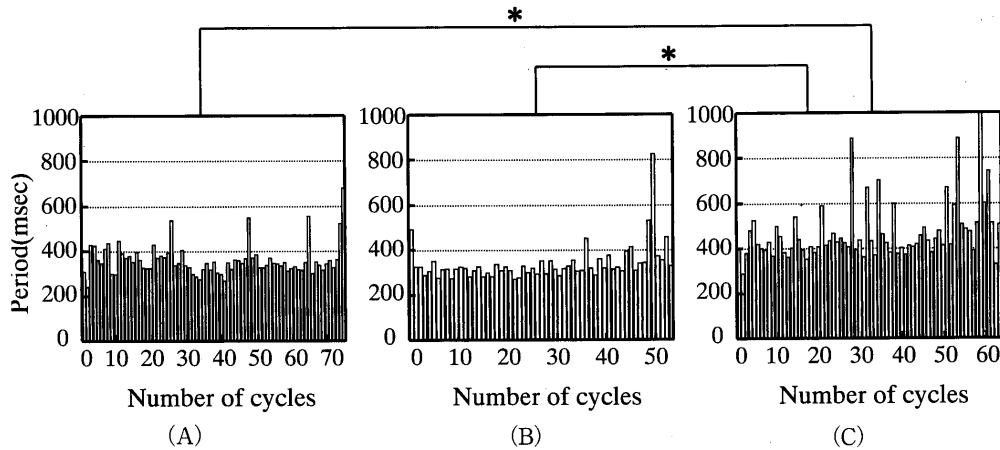


図-9 右側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期
 A：右側 1 mm 挙上時
 B：右側 2 mm 挙上時
 C：右側 3 mm 挙上時

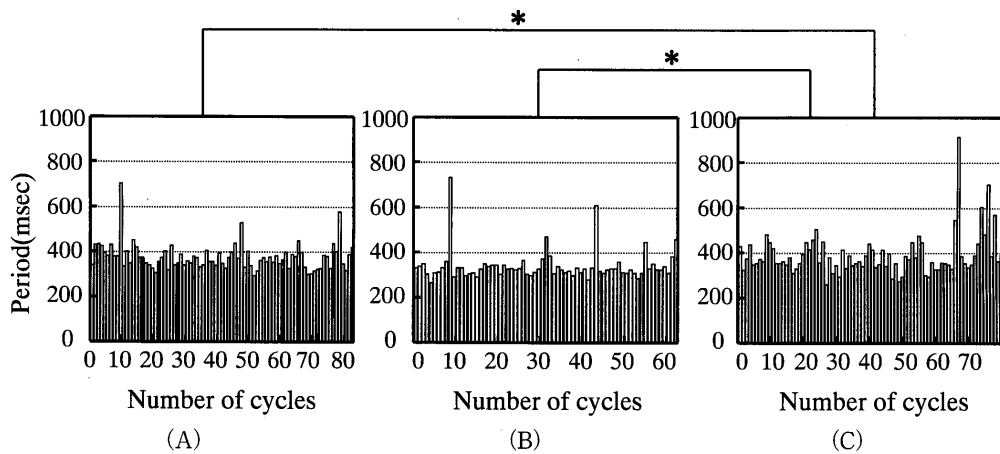


図-10 左側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期
 A：左側 1 mm 挙上時
 B：左側 2 mm 挙上時
 C：左側 3 mm 挙上時

表-3：各咬合挙上時における作業側咬筋放電時間

放電時間 (msec)		放電時間 (msec)	
右1mm挙上 No1	151.1	左1mm挙上No1	179.0
右1mm 挙上No2	170.9	左1mm 挙上No2	175.5
右1mm 挙上No3	168.2	左1mm 挙上No3	164.9
平均	166.2(27.2)	平均	174.1(26.0)
右2mm挙上No1	145.1	左2mm挙上No1	174.4
右2mm 挙上No2	132.7	左2mm 挙上No2	173.6
右2mm 挙上No3	130.3	左2mm 挙上No3	166.7
平均	136.6(20.2)	平均	171.9(34.3)
右3mm挙上No1	219.5	左3mm挙上No1	167.1
右3mm 挙上No2	202.1	左3mm 挙上No2	163.6
右3mm 挙上No3	185.8	左3mm 挙上No3	170.6
平均	204.2(46.5)	平均	166.5(25.5)

(): S.D 値

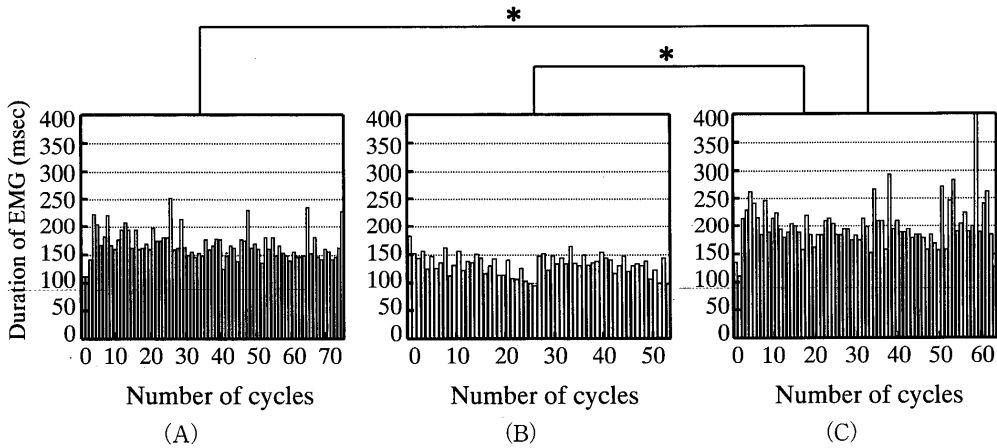


図-11 右側咀嚼運動時の作業側咬筋放電時間

- A：右側 1 mm 挙上時
- B：右側 2 mm 挙上時
- C：右側 3 mm 挙上時

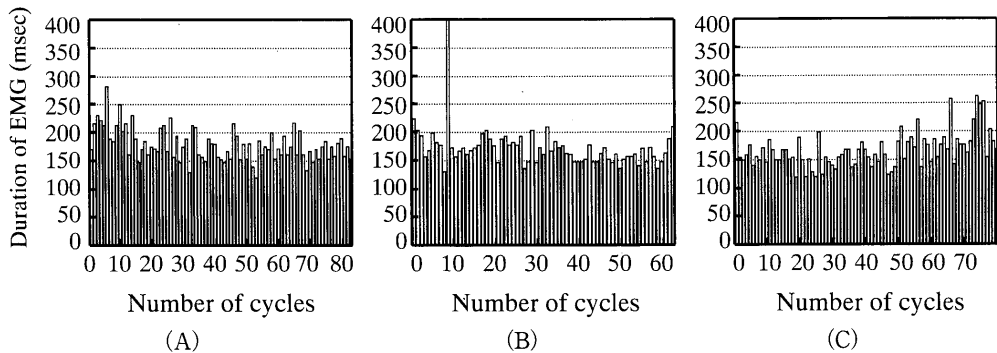


図-12 左側咀嚼運動時の作業側咬筋放電時間

- A：左側 1 mm 挙上時
- B：左側 2 mm 挙上時
- C：左側 3 mm 挙上時

MPa(SD=0.56)，そして 3 mm 挙上時では 1.39MPa (SD=0.63)であった。咬合高径を 1 mm，2 mm，3 mm と挙上するに従って最大圧力は有意に増加した(P

<0.001)。また，右側咬合挙上時とは反対にすべてのシリーズにおいて咀嚼の進行に従って最大圧力は増加していく傾向が見られた(表-4，図-14)。

表-4：各咬合挙上時における最大圧力

最大圧力 (MPa)		最大圧力 (MPa)	
右1mm挙上 No1	0.21	左1mm挙上No1	0.55
右1mm 挙上No2	0.24	左1mm挙上No2	0.63
右1mm 挙上No3	0.25	左1mm挙上No3	0.60
平均	0.24(0.08)	平均	0.59(0.20)
右2mm挙上No1	0.28	左2mm挙上No1	0.97
右2mm挙上No2	0.16	左2mm挙上No2	1.08
右2mm挙上No3	0.21	左2mm挙上No3	0.85
平均	0.22(0.09)	平均	0.98(0.56)
右3mm挙上No1	0.17	左3mm挙上No1	1.35
右3mm挙上No2	0.16	左3mm挙上No2	1.52
右3mm挙上No3	0.15	左3mm挙上No3	1.25
平均	0.16(0.07)	平均	1.39(0.63)

(): S.D 値

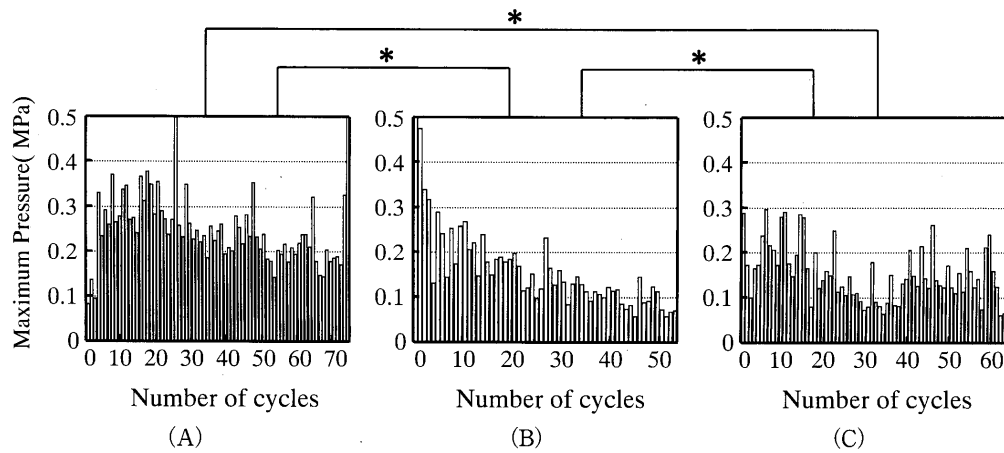


図-13 右側咀嚼運動時の非作業側顎関節部最大圧力
 A：右側 1 mm 挙上時
 B：右側 2 mm 挙上時
 C：右側 3 mm 挙上時

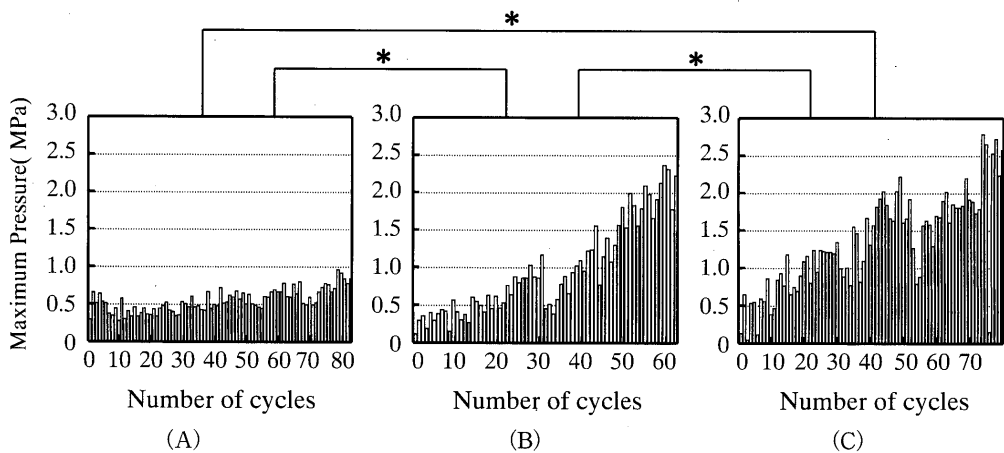


図-14 左側咀嚼運動時の作業側顎関節部最大圧力
 A：左側 1 mm 挙上時
 B：左側 2 mm 挙上時
 C：左側 3 mm 挙上時

4. 各咀嚼サイクル中の最大圧力の発生時期

本研究において，測定した圧力センサー出力波形と咬筋筋活動波形の代表的な一連の咀嚼シリーズを示す(図-15)．波形は，上から順に圧力センサー出力波形(MPS : Micro pressure-sensor)，右側咬筋筋活動波形(RSM : Right superior massete)，左側咬筋筋活動波形(LSM : Left superior massete)である．さらに，右側咬合挙上時における右側咀嚼運動で咀嚼リズムが安定した部分から，典型的な圧力センサー出力波形と作業側咬筋筋活動波形を拡大して示す(図-16)．

図-16より，咬筋筋活動の周期から活動期を除いた期

間をIntervalとした．そこで，圧力センサー出力波形と作業側咬筋筋活動波形との関係から最大荷重は咬筋筋活動のIntervalに存在していた．また，咬筋筋活動の終末と圧力センサーの荷重の増加速度が最大になる点はほぼ一致していることが判明した．そこで，圧力センサーの荷重の減少速度が最大になる点から増加速度が最大になる点までをPhase 1，圧力センサーの荷重の増加速度が最大になる点から最大圧力の発生する点までをPhase 2 さらに，最大圧力の発生する点から次の荷重の減少速度が最大になる点までをPhase 3としてそれぞれの時間を測定した．(図-17)．

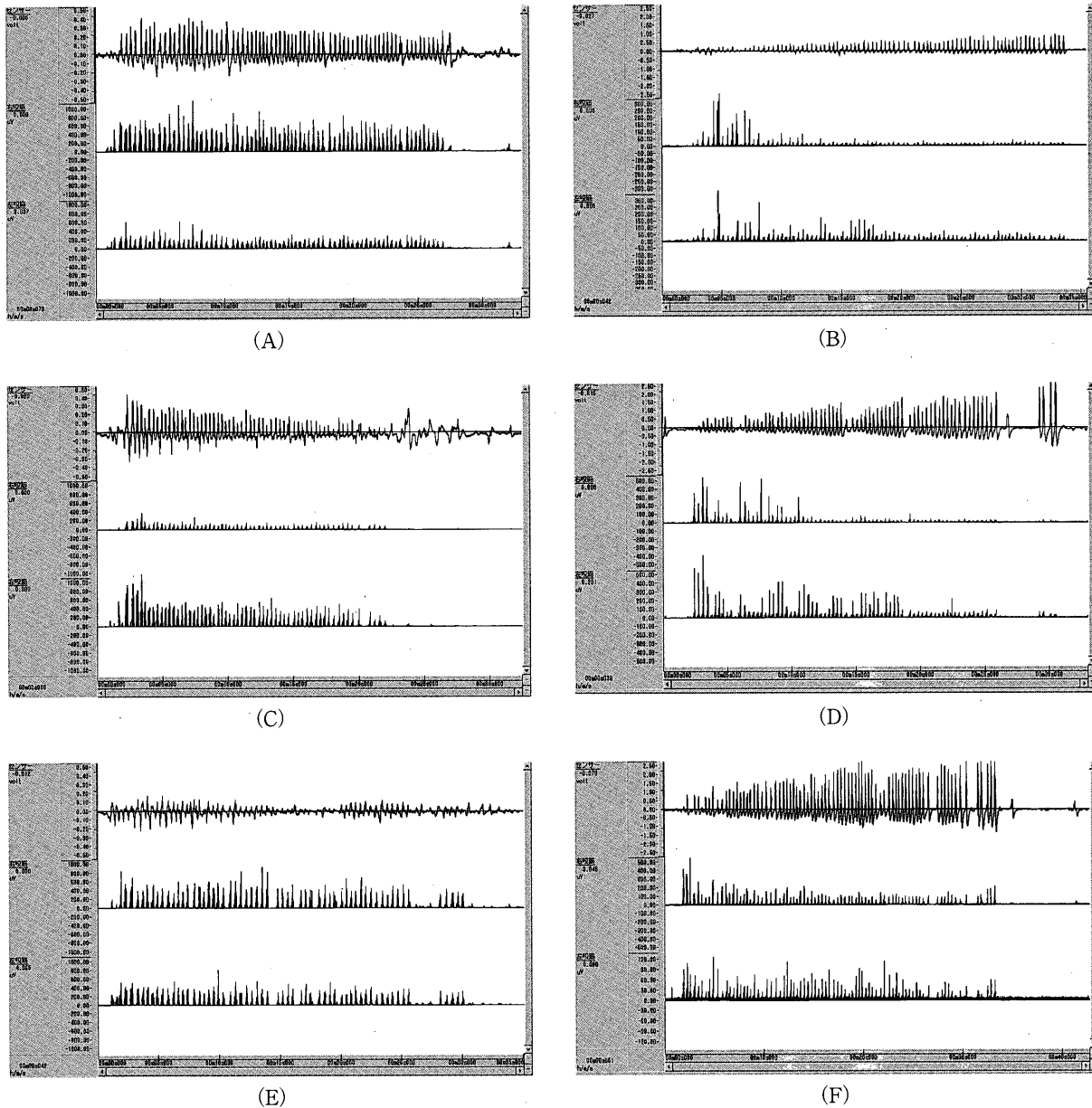


図-15 各咬合挙上時における咀嚼運動時出力波形

- A : 右側 1 mm 挙上時
- B : 左側 1 mm 挙上時
- C : 右側 2 mm 挙上時
- D : 左側 2 mm 挙上時
- E : 右側 3 mm 挙上時
- F : 左側 3 mm 挙上時

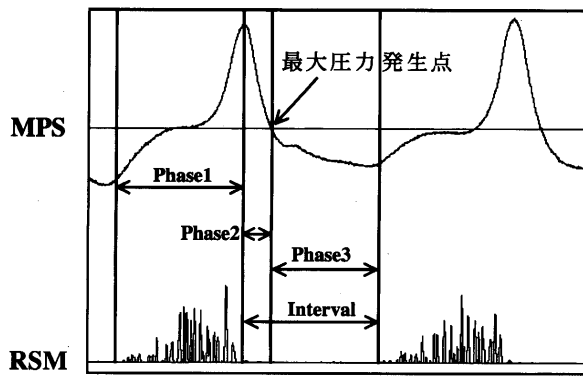


図-16：圧力センサー出力波形と作業側咬筋活動波形の拡大図

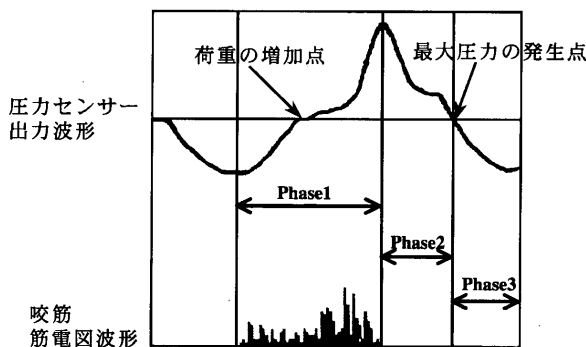


図-17：圧力センサー出力波形と作業側咬筋活動波形の模式図

- Phase 1：圧力センサーの荷重の減少速度が最大になる点から増加速度が最大になる点までの時間
- Phase 2：圧力センサーの荷重の増加速度が最大になる点から最大圧力の発生する点までの時間
- Phase 3：最大圧力の発生する点から次の荷重の減少速度が最大になる点までの時間

考 察

正常者でのリズムカルなガム咀嚼運動においては、作業側咬筋、次いで非作業側咬筋の順に筋活動は開始すると言われている³⁵⁾。しかし、サルが右側咀嚼運動を行った場合、非作業側である左側咬筋活動が常に先行して活動することが明らかにされている²⁷⁾。また、Chopper typeの咀嚼運動を行うヒトにおいて、非作業側咬筋の方が作業側咬筋よりも筋活動の開始が早いとされている³⁵⁾。また、サルの咀嚼運動を測定したHiimeae³⁶⁾によるとサルの上下顎犬歯は非常に大きく、サイドシフトが行えない為に、サルの咀嚼運動経路はhinge movementのみであると報告している。

本研究において左右咬筋活動の開始時間を比較した結果、咬合挙上量に関係なく非作業側の筋活動が早く活動を開始した。このことより、肉眼的観察およびビデオ撮影に加えて筋活動時間差よりサルがどちらで咀嚼しているかがより詳細に判定できた。

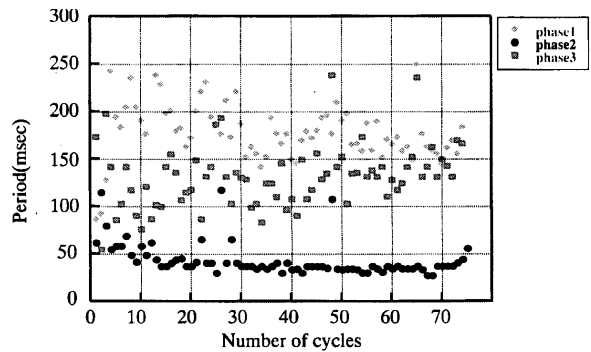


図-18：圧力センサーの各咀嚼周期

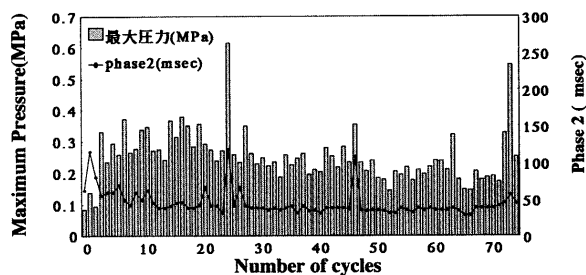
その結果、左右側各咬合挙上量(右側 3 mm 挙上時を除く)において咀嚼の進行に関係なくPhase 2はほぼ一定の時間を示した(図-18)。図-18は右側 1 mm 挙上時のデータを示す。

各咬合挙上時における最大圧力とPhase 2との関係から、非作業側顎関節においては咬合高径を 1 mm, 2 mmと挙上するに伴って最大圧力は減少していき、さらにPhase 2の時間も短縮した。しかし、3 mm 挙上では最大圧力は減少するがPhase 2の時間は 1 mm, 2 mmと比較して長期化すると同時に咀嚼の進行に伴う変動が大きく、不安定な状態を示した。つまり、著しく咬合挙上(3 mm)した場合、Phase 2の時間が長期化し最大圧力が減少することから、非作業側顎関節には持続的な弱い力が加わっていることが判明した(図-19)。逆に作業側顎関節においては 1 mm, 2 mm, 3 mmと挙上するに伴って、最大圧力は増加していくがPhase 2の時間は短縮した。つまり作業側顎関節には瞬間的な強い力が加わっていることが判明した(図-20)。

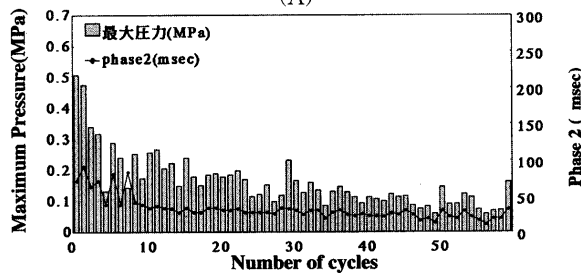
咀嚼運動は、脳幹部に存在するパターンジェネレーターによって咀嚼リズムが形成される。また上位中枢における運動制御系によって調節され、同時に歯根膜、咀嚼筋、顎関節などの感覚受容器からの情報が下位中枢に伝達されるフィードバック信号によっても調節され、リズムカルな運動状態を示すと考えられている³⁷⁻⁴²⁾。

近年、咀嚼機能の客観的評価法として、下顎運動、咀嚼筋活動、あるいは下顎運動と関連づけた咀嚼筋活動における咀嚼リズムについての研究が多く行われるようになり、その有効性も多く示唆されるようになってきた⁴³⁻⁴⁶⁾。

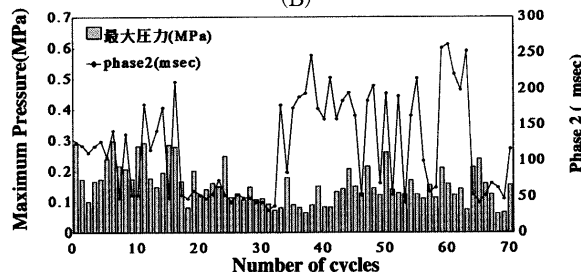
咀嚼筋活動を記録測定する方法として表面電極法と皮下針電極法があり、本研究には皮下針電極法を用いた。皮下針電極法では、電極刺入時の疼痛や刺入する電極の位置や記録する生理的状況によりその筋電図のデータの再現性に著しく影響を受ける^{30,31)}ことが報



(A)



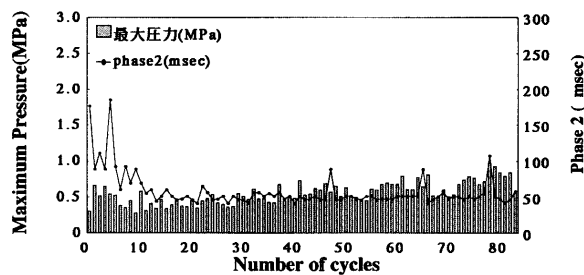
(B)



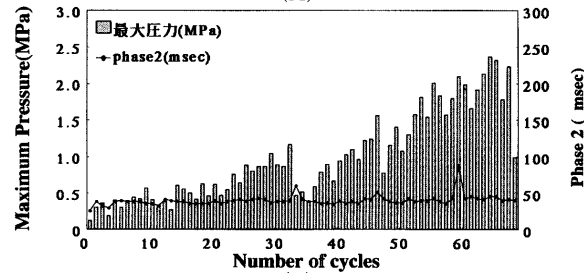
(C)

図-19：右側咬合挙上時の最大圧力とPhase 2 との関係

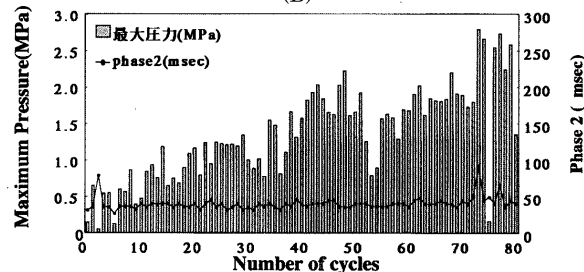
- A：1 mm咬合挙上時
- B：2 mm咬合挙上時
- C：3 mm咬合挙上時



(A)



(B)



(C)

図-20：左側咬合挙上時の最大圧力とPhase 2 との関係

- A：1 mm咬合挙上時
- B：2 mm咬合挙上時
- C：3 mm咬合挙上時

告されている。しかし、本研究のように咀嚼周期、放電時間のような時間的要素の分析では、電極間距離や電極附着部位などの条件の違いによる影響は少ないとされており⁴⁶⁾、また、筋電図の時間的要素およびその変動計数は、規格化することによって、日間変動がほとんどないと報告されている⁴⁷⁾。

そこで本研究では、同一条件、同一部位にて測定が行えるように規格設定を行った。すなわち刺入部位の電極間距離を10mmとし、また針麻酔針先端部から深さ10mmの部位に印を記入して刺入することにより咬筋浅部中央部(下顎下縁より約5 cm上方)に電極刺入した。また、硬食物の大きさと形態、硬食物を与える時間帯および方法、周囲の環境など日々の生理的状態もできるだけ一定にし、データの測定を行った。

その結果、本研究においては十分に安定した記録および再現性の高いデータが得られたものと考えられる。

筋電図から咀嚼リズムを検索する際の分析方法について、竹内⁴⁸⁾や津島⁴⁹⁾らは咀嚼の初期には被験食品の大きさや性状の影響を受けて咀嚼リズムに乱れを生じること、あるいは随機的要素が大きいなどの理由で、咀嚼中期を対象としている。また、小川⁵⁰⁾は明確な理由なくして一連の運動の初期のデータをのぞくと、変

化に対する反応の特徴を見のがす危険があると報告し、ガム咀嚼の第一ストロークからの分析を推奨している。咀嚼運動は、食物を切断、粉碎して嚥下する運動であり、この運動に際して咀嚼筋は、規則的に反復する筋の活動、休止というリズムカルな活動を行う³²⁻³⁴⁾。その一連の咀嚼リズムを解明するために、本研究では、咀嚼の全ストロークを対象に、咀嚼リズムを表す指標として咀嚼筋筋電図の時間的要素である咀嚼周期、ならびに放電時間の2項目を測定、解析した。

右側咬合挙上時における右側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期および放電時間は、1 mm、2 mm挙上時と比較して3 mm挙上した場合、有意に延長していた($P < 0.001$)。また、左側咬合挙上時における左側咀嚼運動時の作業側咬筋咀嚼周期は、1 mm、2 mm挙上時と比較して3 mm挙上した場合、有意に延長していた($P < 0.001$)が、放電時間は、挙上量に関係なくほぼ一定の時間を示した。

一般的に咀嚼運動やタッピング運動において、咀嚼周期や放電時間、Intervalの延長は、リズム性低下の一つの指標とされている⁵¹⁾。

本研究においては、咬合高径を著しく挙上(3 mm)したことで、咀嚼リズムに乱れが生じ、咀嚼周期が延

長したと考えられる。咀嚼リズムが乱れた原因として、急激に著しく咬合挙上したために、下顎位の変化による咀嚼筋紡錘、顎関節受容器など末梢からの感覚入力に異常が生じたためではないかと考えられる。

顎口腔領域においては、垂直顎間距離、すなわち咬合高径と咀嚼筋活動との関係について、表面筋電図におけるパワースペクトルからの分析がなされ、咬合高径が大きくなると周波数分布が低域にシフトするといわれている^{52,53}。周波数の低域化には筋電位が筋線維上を伝播する速度、すなわち筋線維伝導速度の関与が考えられている。この筋線維伝導速度は実験的筋疲労によって低下するだけでなく筋の長さの増加によっても低下するといわれているため、下顎位と筋線維伝導速度の関係を見いだすことは顎機能を知るうえできわめて有意義である。また、鍋島⁵⁴らによると咬筋筋線維伝導速度は咬合挙上量の増加に伴い低下すると報告している。

今回の実験においては、実験一日前にバイトプレート装着しており、急激な咬合高径の変化のために適応が十分ではなく、咬筋筋活動に乱れが生じた可能性も否定できない。咬合挙上に対する慣れや学習による咬筋筋活動の変化は今後の課題とした。

顎関節に加わる荷重に関する研究は、現在まで多くの研究が行われてきた⁴⁻²⁶。それらの研究方法は、直接生体内で咀嚼運動中の下顎骨のひずみ等を測定し、それから間接的に顎関節部荷重を測定する方法や剛体力学的解析や有限要素法から顎関節部荷重を計算する方法などの間接法、顎関節部荷重を生体の顎関節部、あるいは下顎骨上で直接測定する直接法に分けることができる。

直接法では、顎機能時に顎関節に荷重が加わることがHylanderら¹⁸⁻²²、Boydら²³、Brehnanら²⁴、犬東ら^{25,26}により明らかにされてきた。

犬東ら^{25,26}は外科的侵襲を最小限に抑え、顎関節部周囲組織の障害が小さくなる圧力センサーを開発しサル硬食物咀嚼運動中に作用する最大圧力および咀嚼周期を測定した。また、福島ら²⁷は同様の圧力センサーを用いて硬食物咀嚼運動時のサル顎関節部圧力と咀嚼筋活動との関係を明らかにした。それらによると、作業側顎関節部に加わる最大圧力は平均0.75(S.D=0.03)MPa、非作業側顎関節部に加わる最大圧力の平均は0.76(S.D=0.06)MPaであった。また、作業側顎関節部最大圧力は0.5~1.5MPaの範囲で増加する傾向を示し、逆に非作業側顎関節部最大圧力は0.5~2MPaの範囲で減少する傾向を示した。また、一連の左右側各咀嚼運動時の左側顎関節にかかる最大圧力の変化の範囲は、ほぼ等しいことが明らかにされている。また、窪木⁵⁵、犬東ら^{25,26}も同様な結果を報告している。このことは咀嚼運動中における作業側および非作業側の下顎頭の運動経路がその運動量および運動方向に影響

を与えるものと考えられる。

窪木⁵⁵によると、臼歯部で咬合する場合、顎関節に加わる負荷は平衡側が作業側よりも大きく、また一般に噛みしめ点が後方に移動するに従って顎関節部負荷は両側とも減少し、特に噛みしめ側の負荷は咬合点がある一定の限度を超えて後方に位置すると、圧縮力から牽引力になるとしている。また、片側噛みしめ時ならびに片側咀嚼時における顎関節部負荷の導出およびその検証から、右側第一大臼歯部噛みしめ時における左右顎関節部負荷は、咬合力をFbとすると非噛みしめ側が0.68Fb、噛みしめ側が0.29Fbと両者とも圧縮力でありその負荷の絶対量は非噛みしめ側が噛みしめ側の約2.3倍であるとした。また、右側第一大臼歯部噛みしめ時の顎関節断層写真により、非噛みしめ側下顎頭の後方変位と噛みしめ側下顎頭のわずかな前方への変位、ならびに両者の顎関節空隙の縮小が観察された。また、その縮小率は非噛みしめ側の方が大きく、非噛みしめ側の圧縮力が噛みしめ側のそれを上回ることを報告した⁵⁷。

西川ら⁵⁸はスタビリゼーションバイトプレート装着時の下顎頭変位に関する研究において、バイトプレート非装着時に比べて2mm挙上、4mm挙上のスタビリゼーションバイトプレートを装着することにより下顎頭は前下方に有意に変位し、またスタビリゼーションバイトプレートの挙上量を2mmから4mmに増すとさらに有意に下顎頭は前下方に変位したと報告している。

また、呉⁵⁹はカニクイザルの咀嚼機構がヒトと類似しているところに注目して、咬合挙上顎関節に及ぼす影響を病理組織学的に観察し、1mm挙上片側装着側では、下顎頭前縁部で骨吸収が認められ、非装着側では、下顎頭の軟骨層が前縁部で菲薄化、下顎頭の被膜は肥厚が認められたとしている。次に5mm挙上片側装着側では、1mm挙上と同様な所見であり、非装着側では下顎頭の前縁部で骨吸収が生じその他の部位で軟骨層が菲薄化して軟骨化骨が認められたことを報告している。特に5mm挙上群においては下顎頭の平坦化と軟骨層の消失および一部の骨梁の配列の異常がみられ、関節円板は一部破損し、穿孔が認められることから、急激な咬合の変化が著しく顎関節に影響を与えたのではないかと推察している。またこの傾向は、山崎⁶⁰も実験後5日後で顎関節の中央狭窄部より後縁にかけて硝子軟骨細胞の膨化が観察され実験側でも同様な変化が認められたと報告している。また、実験側は非実験側に比べて、実験側の細胞の膨化が強いと指摘している。しかしながら、呉⁵⁹の実験では片側装着例に関しては非機能側の顎関節の方に著大な変化がみられた点で山崎⁶⁰の報告とはやや差異があるが、この差異については短時間の刺激によって顎関節に一過性の代謝異常が生じていると推察している。

咬合時の下顎頭変位は咬合部位によっても変化することが報告されており⁶¹⁻⁶³⁾、咀嚼時の咬合様式の違いにより下顎頭に及ぶ荷重方向は様々に変化すると考えられる。

窪木⁵⁶⁾によると左右筋力比が変化すると顎関節部負荷は大きく影響を受け、その負荷の絶対量は左右で逆転する可能性があることを示し、また、筋合力の位置がより後方に位置するに従って両側顎関節に加わる負荷は増大しその変化率は噛みしめ側顎関節が大きくなると報告している。

本研究において、右側咬合挙上時における右側咀嚼運動時の左側顎関節部(非作業側顎関節)最大圧力は、咬合高径を1 mm, 2 mm, 3 mmと挙上するに従って有意に減少し($P < 0.001$)、また、すべてのシリーズにおいて咀嚼の進行に従って減少していく傾向が見られた。

左側咬合挙上時における左側咀嚼運動時の左側顎関節部(作業側顎関節)最大圧力は、咬合高径を1 mm, 2 mm, 3 mmと挙上するに従って有意に増加し($P < 0.001$)、また、右側咬合挙上時とは反対にすべてのシリーズにおいて咀嚼の進行に従って増加していく傾向が見られた。この様に、非作業側顎関節において、咬合高径を挙上するに従って圧力は減少し、逆に作業側顎関節においては咬合高径を挙上するに従って圧力は増加していくことが判明した。

以上の結果は、咬合高径を挙上したことで咀嚼筋活動に乱れが生じ、左右筋力の協調性が崩れ左右の顎関節に加わる圧力は容易に変化し、顎関節に対して悪影響を及ぼすものと推察できる。これらの咀嚼運動は第二類のこの原理によって支点が反対側の顎関節にあることを考えるとよく理解できる。例えば、右側臼歯部において咀嚼運動を行った場合には、非作業側下顎頭が支点となり作業側下顎頭に力が加わることになる。

本研究において、両側下顎頭は咬合高径が挙上されるに伴って前下方へ変位したと思われるが、咀嚼運動を行うことで非作業側下顎頭は後上方へ変位し、同部位の圧力が小さくなったのではないかと考えられる。

逆に作業側においては、前上方へ変位することで荷重が大きくなったのではないかと推察される。

各咀嚼サイクル中の最大圧力の発生時期について、Hylanderら¹⁸⁻²²⁾は、噛みしめ時における顎関節部の負荷が種々の下顎運動より惹起される負荷の中で最大であると報告している。また、有限要素法¹⁴⁻¹⁷⁾では噛みしめ時における顎関節部の応力分布の解析が行われている。

福島ら²⁷⁾は咀嚼周期における咬合相の割合、および咀嚼筋活動から判断して、最大圧力は開口相で発生していると考えている。

本研究においても福島ら²⁷⁾と同様に、最大圧力は咬

筋活動のIntervalに存在している。

そこで、圧力センサー出力波形と作業側咬筋活動波形との関係から圧力センサーの荷重の増加速度が最大になる点から最大圧力の発生する点までの周期を解析した結果、咀嚼の進行に関係なく、ほぼ一定の時間を示すことが判明した。

正常な咀嚼周期のパターンの特徴として、歯の咬合接触中は、運動は一定時間停止しており、咀嚼周期の終末は中心咬合位に集まる。咀嚼周期の速度が遅くなればなるほど、中心咬合位における咬合接触時間は長くなるが咀嚼周期に要する時間(平均時間: 0.875秒)とその咀嚼周期における咬合接触時間(平均時間: 0.2秒)との比はほぼ一定である。すなわち中心咬合位における咬合接触時間は全咀嚼周期の約1/4である⁶⁴⁾。また、Luscheira⁶⁵⁾によると、サルの咀嚼運動において、咬合相における歯牙が接触している一定の時間が存在すると示し、その時間は約75~100msecであるとしている。また、同様にヒトにおいても約100msecの歯牙接触時間が存在していることが分かっている⁶⁶⁻⁶⁸⁾。

本研究においては、Phase 2(圧力センサーの荷重の増加速度が最大になる点から最大圧力の発生する点)の時間を解析した結果、咀嚼の進行に関係なく、ほぼ一定の時間を示すことから考えて、このPhase 2の期間は咬合相の歯牙接触時間ではないかと考えた。このことから、各咀嚼サイクル中に発生する最大荷重は咬合相の終末に存在しているのではないかと推察される。しかし、本研究では圧力センサー出力波形と咀嚼筋活動との関係から推察したにすぎず、今後サルの顎運動を同時に計測し詳細に解析する必要があると考える。

窪木⁶⁹⁾によると顎関節部負荷受圧組織の圧縮特性は、加圧直後の瞬時的変形相と、この後持続的に負荷が加わることで生ずるクリープ相によって特徴づけられることを報告している。しかも瞬時的な顎関節部負荷よりも持続的負荷のほうが顎関節部負荷受圧組織に及ぼす影響が大きいとしている。また、Linn⁷⁰⁾によると、対時間変形量は持続的な負荷を与えた方が間歇的な負荷を与えた場合に比べて大きいことを実験的に証明している。これは、間歇的な圧縮力が加わった場合、圧縮力が解放される間に構造水の再侵入が生じるため、部分的な変形の回復が生じるためであろうと推察している。Salterら⁷¹⁾は家兔の下肢の関節を持続的に負荷を加えた状態で固定すると、実際に関節軟骨の圧迫壊死が生ずることを報告し、この原因として持続的負荷により栄養供給が断たれたことを挙げ、関節の運動による適度な負荷が関節の機能の保全、代謝の活性化に重要な役割を果たしていると考えている。

本研究において、左右各咬合挙上時における最大圧力とPhase 2との関係から、著しく咬合挙上(3 mm)した場合、非作業側顎関節部には持続的な弱い力が加わ

り、逆に作業側顎関節には瞬間的な強い力が加わっていることが判明した。このことが、顎関節部に形態的

結 論

本研究では、咬合異常による顎関節部への影響に関する研究、特に咬合挙上させた場合に顎関節部に加わる荷重の変化を解明するために、サル咬合高径を挙上変化させ、硬食物を与え咀嚼させた際に顎関節部荷重および咬筋筋活動がどのように変化するかを同時測定し、解析した。

その結果、以下の結論が得られた。

- 1) 右側咬合挙上時および左側咬合挙上時ともに咬合挙上量に関係なく非作業側咬筋が早く活動を開始した。このことより、サルがどちらで咀嚼しているかがより詳細に判定できた。
- 2) 作業側咬筋咀嚼周期を解析した結果、右側咬合挙上時および左側咬合挙上時ともに、3 mm 挙上時において有意に延長した ($P < 0.001$)。
- 3) 作業側咬筋放電時間を解析した結果、右側咬合挙上時では 3 mm において有意に延長していた ($P < 0.001$)。
- 4) 最大圧力を解析した結果、右側咬合挙上時では、咬合高径を挙上するに従って有意に減少した ($P < 0.001$)。逆に左側咬合挙上時では、咬合高径を挙上

あるいは機能的な変化を与え、顎関節部に障害を起こさせる可能性があるとして推測される。

するに伴って有意に増加した ($P < 0.001$)。

- 5) 各咀嚼サイクル中に発生する最大圧力の発生時期を解析した結果、右側咬合挙上時および左側咬合挙上時ともに咬筋筋活動の Interval に存在していた。

以上のことから、著しく咬合挙上した場合には、顎関節部の形態や機能に障害を起こさせる可能性があるとして推察された。

また、最大圧力の発生時期は、咬筋筋活動の Interval に存在し各咀嚼サイクル中の咬合相の終末に存在していると推察された。

稿を終えるにあたり、懇切なる御校閲と御教示を頂きました本学歯学部歯科矯正学講座丹羽金一郎教授、歯科理工学講座土井豊教授、小児歯科学講座田村康夫教授に謹んで感謝の意を表します。

さらに、終始激励し、数々の御助言あるいはご指導を頂きました本学歯学部歯科矯正学講座大束信一助手、歯科理工学講座若松宣一助手に深く感謝いたします。

最後に、理解と援助をして頂いた家族に感謝の意を表します。

引用文献

- 1) 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(7) : 841~865, 1983.
- 2) 篠崎直樹：咬合状態の違いに対する顎関節の力学的応答。口病誌, 59(4) : 681~699, 1992.
- 3) 菅沼岳史, 佐々木洋, 新谷明幸, 船登雅彦, 古屋良一, 川和忠治, 柴崎好伸, 鐘ヶ江晴秀：スプリント療法後矯正治療により咬合を再構成した 2 症例。日顎誌, 12(3) : 321~326, 2000.
- 4) Throckmorton, G. S. and Throckmorton, L. S. : Quantitative calculation of temporomandibular joint reaction forces, I. The importance of the magnitude of the jaw muscle forces. *J. Biomech.*, 18 : 445~452, 1985.
- 5) Smith, D. M. : A numerical model of temporomandibular joint loading. *J. Dent. Res.*, 65 : 1046~1052, 1986.
- 6) Hatcher, D. C., Faulkner, M. G. and Hay, A. : Development of mechanical and models to study temporomandibular joint loading. *J. Prosthet. Dent.*, 55 : 377~384, 1986.
- 7) Faulkner, M. G., Hatcher, D. C. and Hay, A. : A three-dimension investigation of temporomandibular joint loading. *J. Biomech.*, 20 : 997~1002, 1987.
- 8) Koolstra, J. H., Van Eijden, T. M. G. J., Weijs, W. A. and Naeije, M. : A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J. Biomech.*, 21 : 563~579, 1988.
- 9) Nickel, J. C., McLachlan, K. R. and Smith, D. M. : A theoretical model of loading and eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. *J. Dent. Res.*, 67 : 903~910, 1988.
- 10) Throckmorton, G. S. : Sensitivity of temporomandibular joint force calculations to errors in muscle force measurements. *J. Biomech.*, 22 : 455~468, 1989.
- 11) Koriath, T. W., and Hannam, A. G. : Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at mandibular condyles. *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 62~73, 1990.
- 12) Pruim, G. J. : Force acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J. Biomech.*, 13 : 755~763, 1980.
- 13) Osborn, J. W. and Baragar, F. A. : Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model, symmetric vertical bite forces. *J. Biomech.*, 18 : 599~612, 1985.
- 14) 木村明祐：有限要素法による顎関節の応力解析。日口外誌, 36 : 1180~1196, 1990.
- 15) 渡瀬状子, 高村浩, 岩田徹, 岡本隆士, 堤定美, 黒田拓治, 丸山剛朗：顎関節を含む下顎骨における咬合力の力学的影響に関する関係。補綴誌, 25 : 569~575,

- 1981.
- 16) 田中栄二: 噛みしめ時における顎関節部の応力に関する生体力学的研究. 阪大歯学誌, **38**: 131~160, 1993.
 - 17) 前田芳信, 森孝雄, 奥野善彦: 顎関節の形態的变化に関する生体力学的シミュレーション, 第一報, 顎関節部の応力変化に影響を与える因子について. 日顎誌, **3**: 1~9, 1990.
 - 18) Hylander, W. L. and Bays, R.: An in vivo strain-gauge analysis of the aquamosal dentary joint reaction force during mastication and incisal biting in *Macaca mulatta* and *Macaca fascicularis*. *Archs. Oral Biol.*, **24**: 689~697, 1979.
 - 19) Hylander, W. L.: Modelling relative masseter force from surface electromyograms during mastication in non-human primates. *Arch. Oral Biol.*, **38**: 233~240, 1993.
 - 20) Hylander, W. L.: Loading pattern and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis*: A bonestrain, electro myographic, and cineradiographic analysis. *Am. J. Phys. Anthropol.*, **72**: 287~314, 1987.
 - 21) Hylander, W. L.: The human mandible: lever or link? *Amer. J. Phys. Anthropol.*, **43**: 227~242, 1995.
 - 22) Hylander, W. L.: An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in Macaques. *Am. J. Phys. Anthropol.*, **151**: 433~456, 1979.
 - 23) Boid, R. H., Gibbs, C. H., Richmond, A. F., Laskin, J., and, Brahnan, K.: Temporomandibular joint forces measured at the condyle of *Macaca arctoides*. *Am. J. Orthod.*, **97**: 472~451, 1990.
 - 24) Brehnan, K., Boid, R., Laskin, J., Gibbs, C. H. and Mahnan, P.: Direct measurement of loads at the temporomandibular joint in *Macaca arctoides*. *J. Dent. Res.*, **60**: 1820~1824, 1981.
 - 25) 犬束信一, 丹羽金一郎: 微小圧力センサーを用いたサル顎関節部荷重の直接測定. 日矯歯誌, **55**: 157~169, 1996.
 - 26) 犬束信一, 若松宣一, 森脇豊, 丹羽金一郎: 微小圧力センサーを用いたサル顎関節部荷重の直接測定—硬食物咀嚼時における作業側と非作業側顎関節部の比較—. 岐歯学誌, **26**: 259~267, 1990.
 - 27) 福島和弘, 犬束信一, 丹羽金一郎: 硬食物咀嚼運動時のサル顎関節部荷重と咀嚼筋活動との関係. 岐歯学誌, **29**(1): 30~44, 2002.
 - 28) 竹内 正: 圧電特性測定法. セラミックス, **24**: 1176~1182, 1989.
 - 29) 一ノ瀬 昇: エレクトロニクとセラミック材料, 工業材料, **34**: 90~97, 1984.
 - 30) Ahlgren, J.: An intercutaneous needle for kinesiologic EMG studies. *Acta Odont. Scand.*, **25**: 15~19, 1967.
 - 31) 堀浩: 筋電図の手引き, 南山堂(東京), 23~31, 1981.
 - 32) 河村洋二郎: 口腔生理学, 末永書店(東京), 158~232, 1966.
 - 33) 丸山剛郎: 臨床生理咬合, 第一版, 医歯薬出版(東京), 21~22, 1988.
 - 34) Perry, H. T. and Harris, S. C.: Role of the neuromuscular system in functional activity of the mandibular. *J. Amer. Dent. Assoc.*, **48**: 665~673, 1954.
 - 35) 三谷春保: 筋電図による咀嚼筋活動の診査. 歯科ジャーナル, **16**(3): 307~313, 1982.
 - 36) Hiimeae, K.: Development, Function and Evolution of Teeth (Mammalian mastication; A review of the Activity of the jaw muscles and the movements they produced in chewing) (P. M. Butler and K. A. Joysey.), Academic Press., (London), 359~398, 1988.
 - 37) 窪田金次郎: 顎運動における神経筋機構の解剖学的背景. 口病誌, **36**: 133~146, 1969.
 - 38) Dellow, P. G. and Lund, J. P.: Evidence for central timing of rhythmical mastication. *J. Physiol.*, **215**: 1~13, 1971.
 - 39) 三谷春保: 補綴領域からみた咬筋の筋電図. 臨床脳波, **15**: 604~608, 1973.
 - 40) 三谷春保: 咀嚼筋の筋電図. 神経進歩, **18**: 1086~1095, 1974.
 - 41) 中村嘉男, 高田充, 久保田競: 顎運動の中樞神経機構, 顎運動とそのメカニズム(東京医科歯科大学歯学部顎口腔総合研究施設編), 日本歯科評論社, 1版(東京): 188~239, 1976.
 - 42) 中村嘉男: 咀嚼運動のリズム形成機構. 神経進歩, **30**: 273~250, 1986.
 - 43) 又井直也: 筋放電持続時間分割分析法からみた咀嚼リズム, 咀嚼の進行に伴う変動. 補綴誌, **28**: 1118~1128, 1984.
 - 44) 田中康隆: EMG coordination patternからみた咀嚼運動の食品差について. 補綴誌, **32**: 798~813, 1988.
 - 45) 井上健彦, 平井敏博, 又井直也, 安斉隆, 永井朋輔, 林登志夫, 松本直之: 咀嚼リズムに関する一考察. 補綴誌, **26**: 512~519, 1982.
 - 46) Garnick, J. J.: Reproducibility of the electromyogram. *J. Dent. Res.*, **54**: 867~871, 1975.
 - 47) 津島隆司, 山本敏也, 山本智之, 福島一則, 桂啓介, 内藤美穂子, 赤川安正, 津留宏道: 咀嚼筋活動リズムの再現性について. 補綴誌, **28**: 200~201, 1984.
 - 48) 竹内敏郎: 筋電図学的研究による前部床義歯装着者の咀嚼リズム. 補綴誌, **21**: 472~494, 1977.
 - 49) 津島隆司: 筋電図法による総義歯装着者の咀嚼機能評価に関する研究. 広歯学誌, **14**: 114~128, 1982.
 - 50) 小川晴彦: 実験的咬合干渉が咀嚼筋筋電図の時間的要素におよぼす影響. 歯科医学, **39**: 42~440, 1976.
 - 51) 三田貢司, 小林義典: 咀嚼機能の筋電図学的評価に関する臨床的研究. 歯学, **76**: 711~760, 1988.
 - 52) 鈴木啓一: 咬合高径の筋電図的診断に関する基礎的研究. 歯科医学, **49**: 181~204, 1986.
 - 53) 加藤俊治: 咬筋筋腹の伸張が表面筋電図の様相におよぼす影響. 歯科医学, **50**: 179~200, 1987.
 - 54) 鍋島竜将, 田中昌博, 川添堯彬, 徳永徹, 金田龍洙, 今西俊雅: 咬合挙上が咬筋の筋繊維伝導速度および筋電位周波数成分に及ぼす影響. 補綴誌, **38**: 25~34, 1994.
 - 55) 窪木拓男, 木尾正人, 矢谷博文, 山下敦: 片側咀嚼時

- 咬合相のバイオメカニクス. 日顎誌, 3 : 66~78, 1991.
- 56) 窪木拓男: 顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性に関する生物学的研究, 第一編, 近似的顎関節負荷モデルの構築. 岡山歯誌, 9 : 179~185, 1990.
- 57) 窪木拓男: 顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性に関する生物学的研究, 第二編, 片側噛みしめ時ならびに片側咀嚼時における顎関節部負荷の導出および検証. 岡山歯誌, 9 : 197~217, 1990.
- 58) 西川敏文, 川野晃, 呉本晃一, 江藤隆徳, 井上宏: スタビリゼーションバイトプレート装着時の下顎頭変位に関する研究. 日顎誌, 7(2) : 125~134, 1995.
- 59) 呉俊寛: 咬合変化に関する実験的研究 特に顎関節におよぼす影響について. 補綴誌, 29(3) : 536~553, 1985.
- 60) 山崎博: 片側咬合挙上による両側顎関節の変化に関する実験的研究. 九州歯会誌, 33 : 257~280, 1979.
- 61) 高梨公男: 顎関節の咬合圧に対する機能的特性について. 歯科学報, 79 : 763~794, 1979.
- 62) 井上匡: 咬合力による下顎の変位に関する研究. 第2報顎頭の変位の分析. 補綴誌, 33 : 215~224, 1989.
- 63) 竹内久裕: オクルーザルピボット咬合時の下顎変位. 四国歯誌, 4 : 29~49, 1991.
- 64) 覚道幸男, 船越正也, 上羽隆夫, 吉田洋, 杉村忠敬, 西川泰央: 図説歯学生理学, 学建書院(東京), 324~325, 1989.
- 65) Luschei, E. S. and Goodwin, G. M. : Patterns of mandibular movement and jaw muscle activity during mastication in the monkey. *J. Neurophysiol.*, 37 : 954~966, 1974.
- 66) Shepherd, R. W. : A further report on mandibular movement. *Aust. dent. J.*, 5(6) : 337~342, 1960.
- 67) Atkinson, H. F. and Shepherd, R. W. : Temporomandibular joint disturbance and the associated masticatory patterns. *Aust. dent. J.*, 6 : 219~222, 1961.
- 68) Atkinson, H. F. and Shepherd, R. W. : Masticatory movement and tooth form. *Aust. dent. J.*, 12 : 49~53, 1967.
- 69) 窪木拓男: 顎関節部負荷ならびに顎関節構造の対負荷特性に関する生物学的研究, 第三編, 実験的顎関節部負荷が顎関節構築に及ぼす影響. 岡山歯誌, 9 : 219~227, 1990.
- 70) Linn, F. C. : Lubrication of animal joint. *J. Bone and Joint Surg.*, 49-A : 1079~1098, 1967.
- 71) Salter, R. B. and Field, P. : The effect of continuous compression on living articular cartilage. *J. Bone and Joint Surg.*, 42-A : 31~76, 1960.

Measurement of TMJ Loading and Masseter Muscles Activity During Mastication in the Monkey when One Side Occlusal Vertical Dimension was Changed

SAKIHARA MORITAKA, INUZUKA SHIN-ICHI and NIWA KIN-ICHIRO

Department of Orthodontics, Division of Oral Structure, Function and Development

Asahi University School of Dentistry

1851, Hozumi Mizuho, Gifu 501-0296, Japan

Key words : Temporomandibular joint loading, Masticatory muscles activity, Maximum pressure, Occlusal raising

Abstract *To elucidate the pressure on the jaw joint caused by occlusal raising in monkeys, the maximum pressure and masseteric activity were simultaneously measured during chewing of hard food, and the results were analyzed.*

The experimental animals were Japanese monkeys, in which a pressure sensor had been inserted into the anterosuperior region of the left mandibular head.

Biteplates were fixed in the molar regions in the upper jaw, and occlusal raising of 1, 2, or 3 mm was performed.

The period of masseteric chewing on the working side was significantly prolonged on both side by 3 mm occlusal raising. The time of discharge from the masseters on the working side was significantly prolonged on the right side by 3 mm occlusal raising. The maximum pressure on the non-working side was significantly decreased with occlusal raising, while on the working side, it was significantly increased with occlusal raising. The maximum pressure was observed at intervals of the masseteric activity, and it may be in the end of the occlusion phase.