

咀嚼筋における delayed-onset pain に関する 筋電図学的研究

山 内 順

An Electromyographic Study on Delayed-onset Pain in Masticatory Muscles

Jun Yamauchi

(平成10年1月13日受付)

緒 言

慣れない運動や激しい運動によって骨格筋に生じる痛みには、運動中に見られる急性痛とは別に、1日から2日後に最大となる痛みがあり、Jonesら¹⁾は、これを delayed-onset pain (以下、DOPと略す)と報告した。このDOPの病態には、代謝産物の蓄積、筋線維および周囲組織の微小外傷、さらには遅発性炎症反応などが考えられ²⁾、特に筋の損傷との関連が注目されているものの、未だ不明な点が多い。さらに、DOPの筋電図学的特徴に関しても詳細には明らかにされていないのが現状である。

顎口腔機能異常 (temporomandibular disorder: 以下TMDと略す)の患者の多くが訴える側頭筋ならびに咬筋の痛みや不快感は、四肢筋のDOPと類似した「運動時の痛み」、「だるさ」さらに「こった感じ」などであることから³⁾、咀嚼筋においてもこのDOPが存在し、TMD患者の咀嚼筋症状と関連していることが疑われる。実際、杉崎^{4,5)}は、TMDの筋痛の病態分類にDOPが含まれることを報告している。しかしながら、咀嚼筋におけるDOPとTMDの筋痛の関連については推測の域を出ず、また咀嚼筋においてDOPが誘発されたとの報告もまったく見当たらない。さらに、DOPと類似していると考えられている咀嚼筋症状は、TMDの診断や治療効果の判定などによく用いられ、そのためには問診や触診を通しての患者の主観がもっぱら活用さ

れている⁶⁾。しかしながら、患者の訴える症状は心理的状态や生活環境などに修飾されることが懸念されることから、信頼性および客観性に問題点があり、治療効果の判定および症例間の比較検討がなかなか行えない。このため、咀嚼筋症状を客観的に評価する方法を確立することは、TMD患者の診断法および治療法の開発に極めて意義深いと思われる。しかしながら、現在までTMD患者の咀嚼筋症状を客観的に判定する評価法は確立されているとは言い難く、その原因の一つとして、咀嚼筋症状の病態に未だ不明な点が多く残されていることが考えられる。

これまで、神経筋機構に関して多くの情報を得られる非侵襲的検査として表面筋電図がよく用いられており⁷⁻¹⁸⁾、周波数分析を用いて咀嚼筋症状の病態の筋電図学的特徴が明らかにされてきている^{7-15,17,18)}。それらの研究には、咬みしめ時における平均周波数の経時的推移ならびに咬みしめ後の回復状態などについてTMD患者と正常者の比較を行い、その筋電図学的特徴を探索したものがある^{14,15,18)}。しかし、これらのTMD患者群を用いた臨床研究では、TMD発症の原因、有病期間および症状の程度などの要因を考慮に入れた比較は困難であり、このことがTMD患者の咀嚼筋症状の病態の筋電図学的解明をさらに難しくしているものと考えられる。さらに、実験的に咀嚼筋を疲労させ、その筋電図学的特徴を検討する試み^{16,17,19)}がいくつかなされているものの、いずれも誘発した疲労の経過の観察は短期間であり、TMD患者の咀嚼筋症状をよく再現しているといえそうもない。そこで、TMDの咀嚼筋症状と類似しているDOPの咀嚼筋における存在を明らかにし、さらにDOPを有する咀嚼筋の筋電図学的様相を明確にす

広島大学歯学部歯科補綴学第一講座 (主任: 赤川安正教授) 本論文の要旨は、平成8年12月の第80回広島大学歯学会例会、平成9年10月の第98回日本歯科補綴学会学術大会において発表した。

ることは、TMD 患者の咀嚼筋症状の病態解明にも寄与すると考えられる。

本研究では、DOP をもつ咀嚼筋の筋活動の生理学的特徴を明らかにすることを目的として、咀嚼筋に DOP を誘発することを試み、次いで DOP を誘発できた筋における咬みしめ時の筋電図周波数を分析し、さらに主観的な筋症状の変動との関連についても検討を加えた。

材料ならびに方法

I. 被験者

被験者は、全身的にも健康で個性正常咬合を有し、顎口腔系の症状や機能異常を自覚的、他覚的に認めず、かつその既往もない有歯顎成人男性10名（年齢25～29歳、平均27歳）とした。

II. 咀嚼筋活動の導出・記録と visual feedback

被験者をその眼耳平面が床と平行になるようシールドルーム中の歯科用椅子に座らせ、咀嚼筋の筋電図を導出・記録した。被検筋は、両側側頭筋前部および咬筋の4筋とし、これらの筋上の皮膚に表面電極（3M社製、Red Dot® 2258-3）を極間距離 30 mm で筋線維の走行と平行になるよう双極性に貼付し²⁰⁾、筋活動を導出した。この際、透明フィルムを切断加工した電極貼付用ジグを被験者毎の全ての被検筋について作製し、電極貼付部位が各記録時期で可及的に同一になるよう配慮した。なお、不関電極は右耳朶に設定した。

筋活動は、ポリグラフ（日本電気三栄社製、361）の生体電気用増幅ユニット（日本電気三栄社製、1253A）で時定数0.03秒にて増幅後、平滑回路式の累積積分器（日本電気三栄社製、7746）により全波整流し、累積積分電位に変換した。次に、乗除算ユニット（日本電気三栄社製、N4781）にて4筋の累積積分電位の総和（以下、総積分電位と略す）を求め、モニターオシロスコープ上に掃引、出力し、被験者が自身の咬みしめ強さを visual feedback できるようにした。以後、本研究においては、被験者に指示する咬合力は総積分電位により規定した。

筋活動は生体電気用増幅ユニットで増幅後、データレコーダ（TEAC社製、RD-111T）によりデータテープ（日立マクセル社製、DM120）に収録し、後述の周波数分析を行った。

III. 実験的筋疲労の惹起

実験的な筋疲労を惹起させるのに先立ち、被験者毎の咬合挙上副子を光重合型義歯床用レジン（Dentsply社製、Triad®）を用いて作製した。被験者にこの副子を装着させることで、閉口時に下顎前歯切縁と臼歯機

能咬頭頂が均等に接触し、さらに前歯部での咬合挙上量が約 10 mm となるよう、同副子を装着させた習慣性閉口位にて入念に調整を行った。

調整が完了した咬合挙上副子を装着後、被験者自身に最大の咬みしめを行わせ、この際の総積分電位の50%となる電位を求め、これを疲労惹起のための持続咬みしめ力の目標値とした。次いで、被験者に、総積分電位を visual feedback させながら目標値の電位を発生する持続咬みしめを自覚的限界まで行わせ、これを1回の負荷とした。その後1分間の休憩をはさんで、同様の負荷を被験者の総積分電位が目標値に到達しなくなるまで繰り返し、これによって強い筋疲労を惹起させた。

IV. 咀嚼筋症状の主観的および筋電図学的評価

惹起した筋疲労による咀嚼筋症状は、咬頭嵌合位における持続咬みしめを評価することで観察した。実験的疲労惹起前（以下、疲労前と略す）、疲労惹起1, 2, 3および7日後の各時期に、被験者に総積分電位を visual feedback させながら咬頭嵌合位における最大咬みしめ時の総積分電位の50%となる値（以下、50% MVC と略す）での咬みしめを可及的長時間持続させ、その後、以下の評価を行った。

1. 主観的評価

持続咬みしめ時に自覚した咀嚼筋の痛みおよび不快感を、visual analogue scale（以下、VASと略す）を用いて被験者自身に評価させた。

2. 筋電図学的評価

分析を行う区間については、被験者の総積分電位が50% MVC に達して安定した時点を開始点、50% MVC の咬みしめ強度を維持することが不可能になった時点を終了点として、この間を5区間に分けた（図1）。具体的には、第5区間を終了点前4秒間、それ以前を4等分して第1～4区間とし、これらの各区間の最初の2秒間について筋電図周波数分析を行った²¹⁾。なお、開

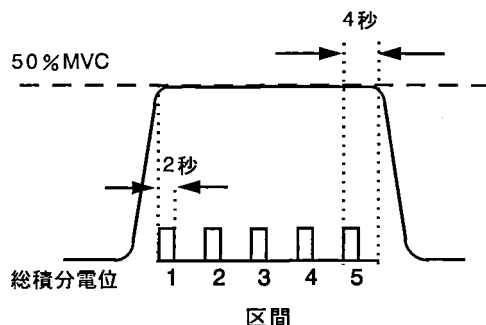


図1 筋電図の分析区間の設定。

始点から終了点までの時間を咬みしめ持続時間とした。

筋電図周波数分析は高速フーリエ変換をシグナルプロセッサ（日本電気三栄社製，DP1100）を用いて，サンプリングタイム 0.4 msec，周波数分解能 2.5 Hz，最高周波数 1000 Hz，加算処理 5 回の計 2 秒のデータについて行った。分析パラメータは，50 Hz 帯域毎のパワー値の割合および平均周波数とした。

3. 統計処理

各パラメータの疲労前の値と，疲労 1, 2, 3 および 7 日後の値との相違については，対応のある t-検定を，また咬みしめ持続時間および総筋活動量の測定時期による影響については，二元配置分散分析をそれぞれ用いて，統計学的に検討を加えた。

結 果

I. 実験的筋疲労に要した咬みしめ回数および時間

実験的筋疲労に要した咬みしめ回数は被験者間で異なり，10～40回（平均26回）であった。また，被験者の咬みしめ時間の平均は，第1回48秒，最終回20秒であり，咬みしめ回数の増加につれて減少する傾向がみられた。また，咬みしめの総持続時間は319～2565秒，平均は965秒であった（表1）。

II. 咀嚼筋症状の主観的評価

主観的な痛みについては，疲労惹起1日後に最大となった被験者が3名，2日後が5名，3日後が2名であり，全ての被験者で1～3日後に痛みが増加していた（図2）。これらの痛みのVAS値は7日後に8名の被験者で疲労前の値に回復していた。回復しなかった他の2名（被験者4, 5）では，14日後に症状が消退していた。不快感では，7名の被験者で痛みと同日に最

も高い値を記録したが，他の3名（被験者4, 6, 9）では不快感が痛みのVAS値に1日先行しており，うち2名（被験者6, 9）では，疲労前の咬みしめ評価時において既に比較的強い不快感を自覚していた（図2）。

図3, 4に，痛みおよび不快感のVAS値の疲労前の値からの変化量を被験者10名の平均値で示した。痛みは1～2日後で疲労前より有意に増加し（ $p < 0.05$ ），その後，疲労前まで減少した。不快感をみると，2日後までは徐々に増加し，その後減少したが，疲労前と各測定時期において統計学的に有意ではなかった。

III. 筋電図学的評価

1. 咬みしめ持続時間の経日的変化

筋電図周波数分析のための咬頭嵌合位における咬みしめ持続時間は，各被験者においてほぼ同様であり（図5），平均値では疲労前43秒から1, 2, 3, 7日後にかけてそれぞれ，42, 43, 44, 47秒を示し，各測定時期における値には統計学的な有意差はみられなかった。

2. 総筋活動量

区間1における4筋の総筋活動量は，各被験者において各測定時期で大きな差はなく，これらはいずれも統計学的に有意ではなかった（図6）。

3. 50 Hz 帯域毎のパワー値の割合

右側側頭筋筋部における50 Hz帯域毎のパワー値の割合は，いずれの測定日においても区間1から5へと咬みしめの持続に伴い，100-150 Hz帯域を境として低周波数成分は増加，高周波数成分は減少をそれぞれ示し，その分布が低域に移行していることがうかがえた（図7）。また，疲労前と比較して，1～2日後で50-100 Hz帯域を境として低周波数成分の増加の割合が少なく，さらに高周波数成分の減少の割合が少ないなど，各測定時期において周波数分布の形態が異なる傾向がみうけられた（図7）。この所見は他の被検筋においても同様に認められた。

4. 平均周波数

(1) 咬みしめの持続に伴う平均周波数の変化

平均周波数は4被検筋すべてにおいて，いずれの測定時期でも咬みしめの持続に伴って減少した（図8）。この咬みしめの持続に伴って平均周波数の測定日間での差が大きくなる様子が認められたので，各区間の平均周波数を区間1の平均周波数に対する比に換算して検討したところ，4筋とも区間5において測定日間での差が大きくなっていることが判明した（図9）。

(2) 区間1の平均周波数

持続咬みしめ開始期である区間1の平均周波数を右側被検筋で検討したところ，被験者10名で一定の傾向

表1 実験的筋疲労に要した咬みしめ回数および時間

被験者	咬みしめ回数	咬みしめ時間 (秒)				合計
		第1回	最大値	最小値	最終回	
1	12	50	50	11	12	400
2	10	39	65	10	12	319
3	35	24	87	12	12	1003
4	34	79	79	10	11	626
5	29	38	38	12	20	702
6	27	23	49	14	14	860
7	31	46	59	18	38	1178
8	24	67	67	10	18	854
9	40	34	44	11	11	1138
10	22	84	228	56	56	2565
平均	26	48	77	16	20	965

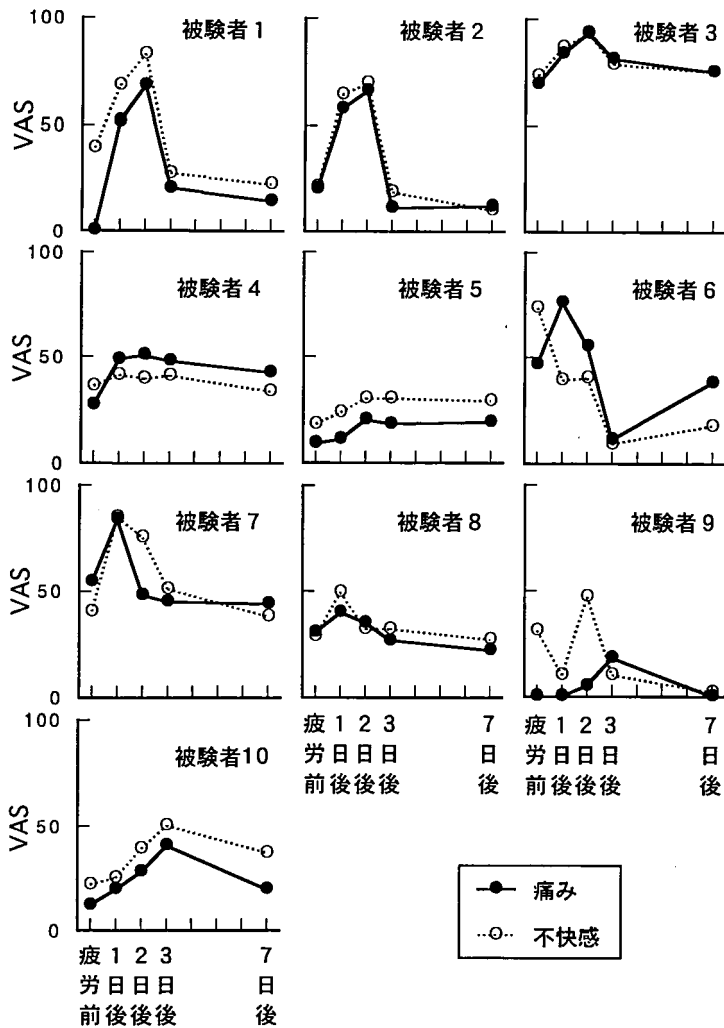


図2 咀嚼筋症状の被験者毎の主観的評価.

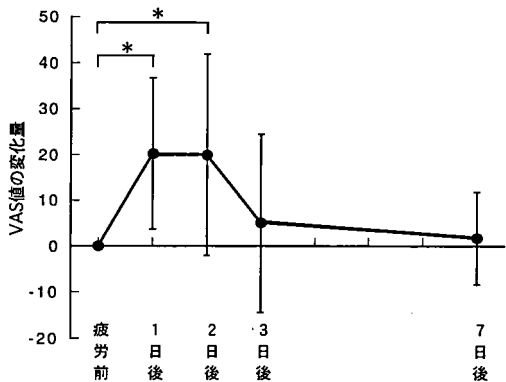


図3 痛みのVAS値の変化量.
各測定時期における痛みの疲労前の値からの変化量を被験者10名の平均値と標準偏差で示した。*: $p < 0.05$

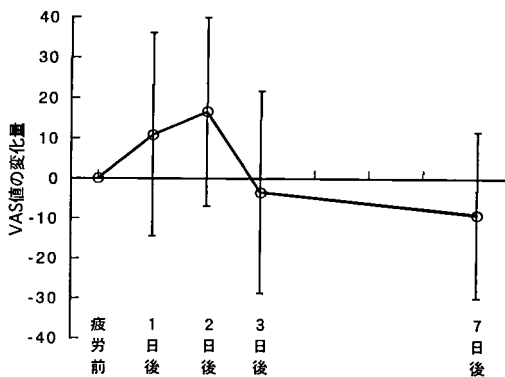


図4 不快感のVAS値の変化量.
各測定時期における不快感の疲労前の値からの変化量を被験者10名の平均値と標準偏差で示した。

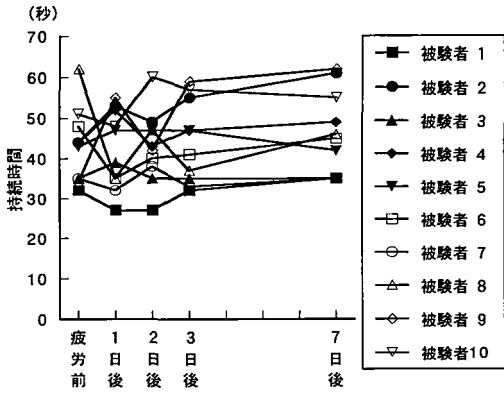


図5 咬みしめ持続時間.

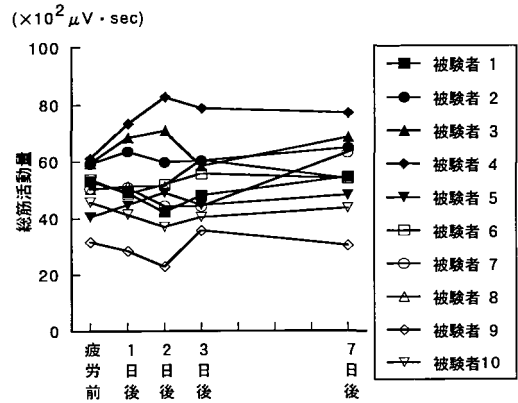


図6 区間1における4筋の総筋活動量.

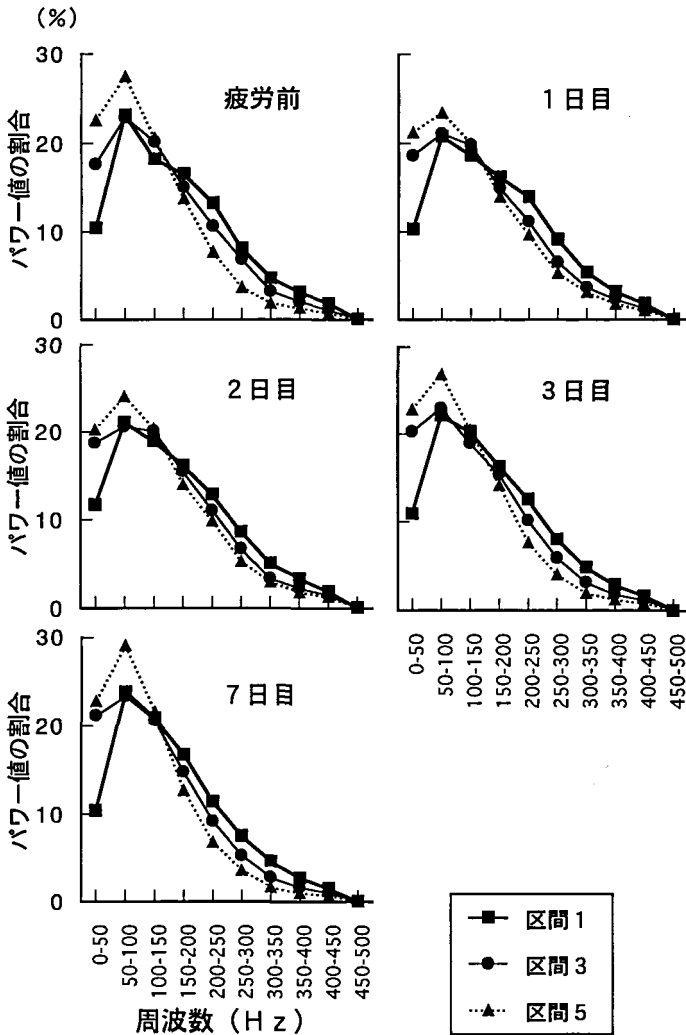


図7 右側側頭筋前部における筋電図周波数分布。
50 Hz 帯域毎のパワー値の割合を、区間1, 3, 5について示した。

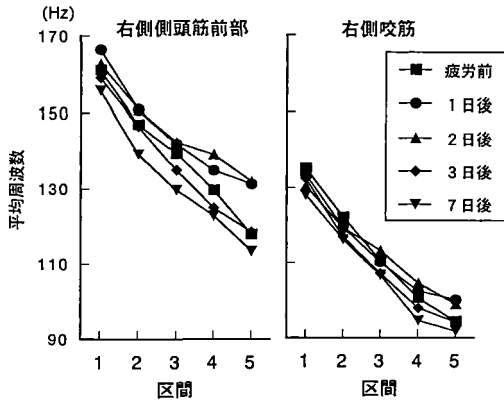


図8 右側被検筋の平均周波数の持続咬みしめに伴う変化。
平均周波数の持続咬みしめに伴う変化を被験者10名の平均値で示した。

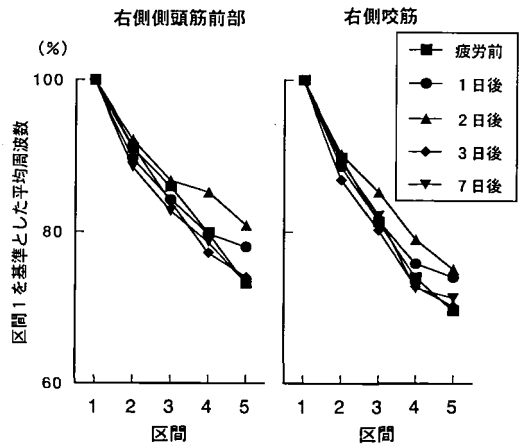


図9 右側被検筋の区間1を基準とした各区間の平均周波数。
区間1を基準とした各区間の平均周波数の値を被験者10名の平均値で示した。

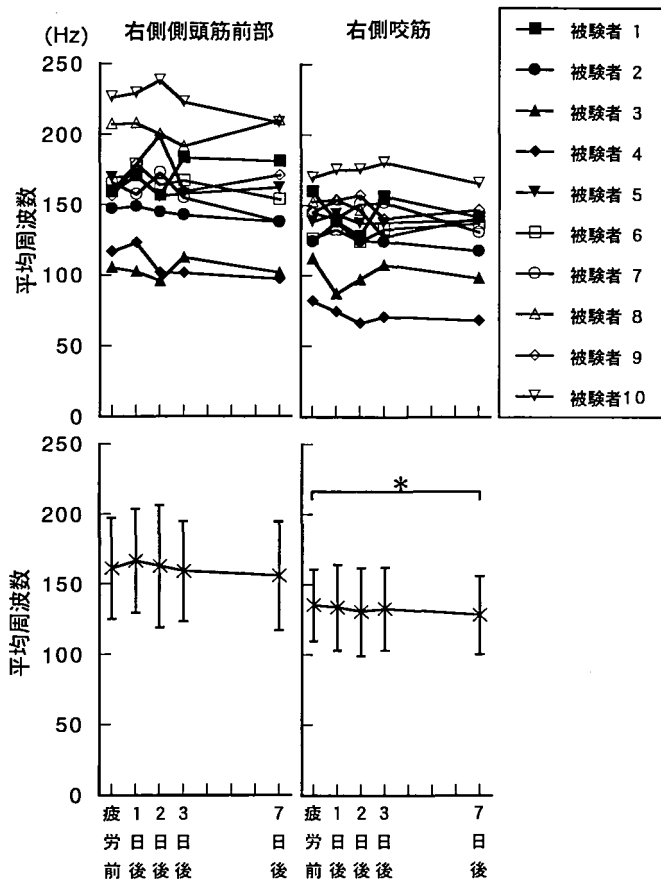


図10 右側被検筋における区間1の平均周波数。
上段：被験者10名の値
下段：被験者10名の平均値と標準偏差
*: $p < 0.05$

はみられず、1～3日後の平均値は疲労前と比較して著明な変化は認められなかった。右側咬筋においては、7日後に平均周波数は疲労前と比較して有意に減少していた ($p < 0.05$) (図10)。左側被検筋においても、1～3日後に有意な変化は認められず、左側側頭筋前部において、疲労前と比較して7日後に有意な減少がみられた ($p < 0.05$)。

(3) 区間5の平均周波数

持続咬みしめ終了期である区間5の右側被検筋の平均周波数は、多くの被験者が1～2日後で増加する傾向を示した (図11)。右側側頭筋前部の10名の平均値は、1～2日後に疲労前と比べて有意に増加し ($p < 0.05$)、その後、疲労前の値まで減少した。また、右側咬筋においても、1～2日後で増加する傾向がみられたが、疲労前と比較して有意な変化は認められなかつ

た (図11)。左側被検筋においても、1～2日後に増加する傾向がみられたが、疲労前と比較して有意な変化は認められなかった。

(4) 平均周波数の変化量

被験者毎の右側側頭筋前部の区間1から終了期の区間5への平均周波数の変化を、区間1の値から区間5の値を差し引いて、図12に示した。被験者4では2日後より7日後にさらにその値が減少していたが、多くの被験者では1～2日後にその値が最小となり、その後、疲労前の値に回復する傾向を示した。右側被検筋における平均周波数の変化量の被験者10名の平均値は、2日後まで有意に減少し ($p < 0.05$)、その後は疲労前の値にまで回復していた (図13)。左側被検筋においても、同様の傾向がみられた。

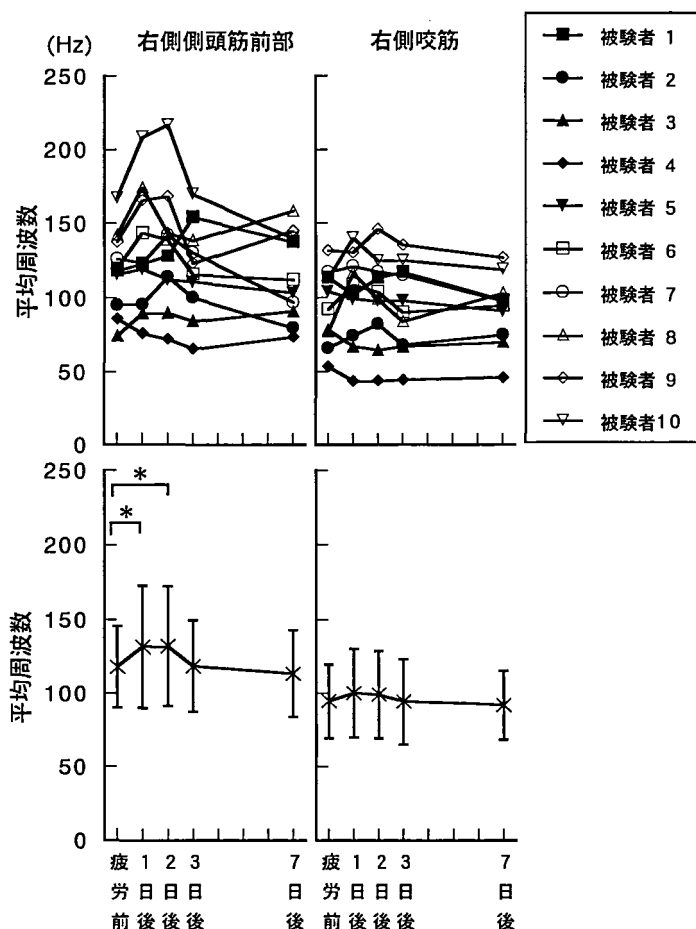


図11 右側被検筋における区間5の平均周波数。

上段：被験者10名の値

下段：被験者10名の平均値と標準偏差

*: $p < 0.05$

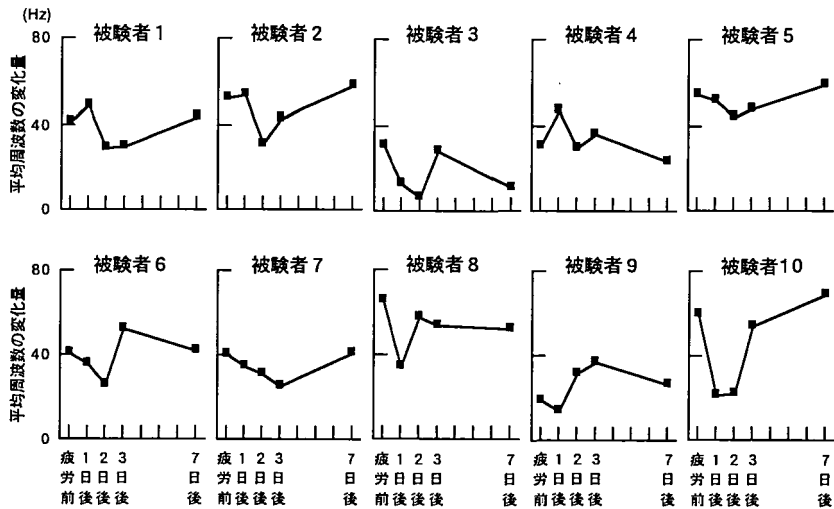


図12 右側側頭筋前部における平均周波数の変化量。

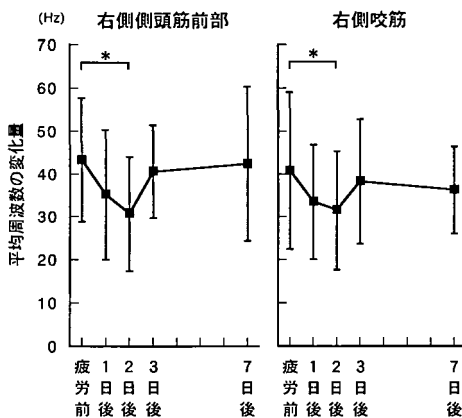


図13 右側被検筋における平均周波数の変化量。
平均周波数の変化量を被験者10名の平均値と標準偏差で示した。
*: $p < 0.05$

IV. 筋電図学的評価と咀嚼筋症状の主観的評価の比較検討

1. 平均周波数の変化量と痛みとの対応について

図14に、被験者毎の右側側頭筋前部における平均周波数の変化量と痛みの経日的変化を示した。多くの被験者で、1～2日後にそれらの値が大きく変化しており、平均周波数の変化量と痛みの変動はよく対応していた。右側被検筋における平均周波数の変化量の平均値と、痛みの疲労前からの変化量の平均値をみると、両筋とも2日後まで平均周波数の変化量は減少、痛みの変化量は増加し、その後に疲労前の値まで回復する傾

向を示した(図15)。

2. 疲労前と主観的評価が最大となった時点における平均周波数の変化量の比較

主観的評価が最大となった痛みピーク時における平均周波数の変化量は、左側側頭筋前部で7名、右側側頭筋前部で9名、左側咬筋で7名、右側咬筋で9名の被験者で、疲労前と比較していずれも減少した。これらの減少は両側咬筋において有意であった ($p < 0.05$) (図16)。

3. 疲労前と1, 2日後における平均周波数の変化量の比較

疲労前と1日後の各被験者における平均周波数の変化量は、左側側頭筋前部で4名、右側側頭筋前部で7名、左側咬筋で6名、右側咬筋で6名の被験者でその値が減少していたが、これらは有意ではなかった(図17)。疲労前と2日後の平均周波数の変化量を比較すると、左側側頭筋前部で9名、右側側頭筋前部で9名、左側咬筋で7名、右側咬筋で8名の被験者でその値が減少していた。4被検筋においてこの2日後の平均周波数の変化量は疲労前の値に比較して有意に低下していた ($p < 0.05$) (図18)。

考 察

I. 研究方法について

1. 被験者について

被験者の選択にあたっては、本研究における要求動作が比較的過酷であることに鑑み、全身的にも健康で個性正常咬合を有し、TMDを自覚的、他覚的にも認めず、かつその既往もない有歯顎成人男性10名とした。

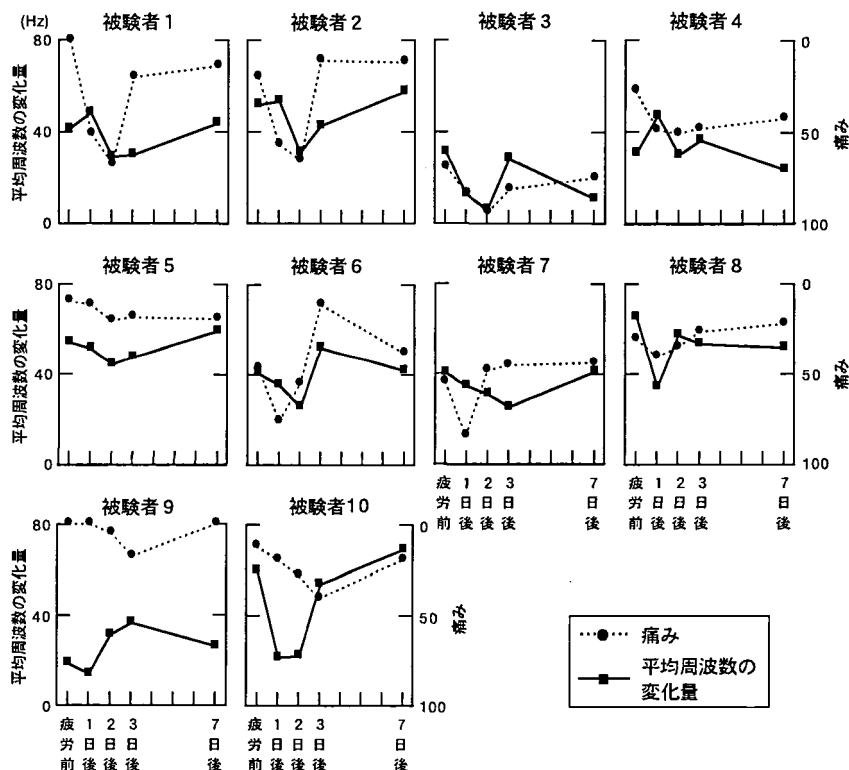


図14 右側側頭筋前部における平均周波数の変化量と痛み。

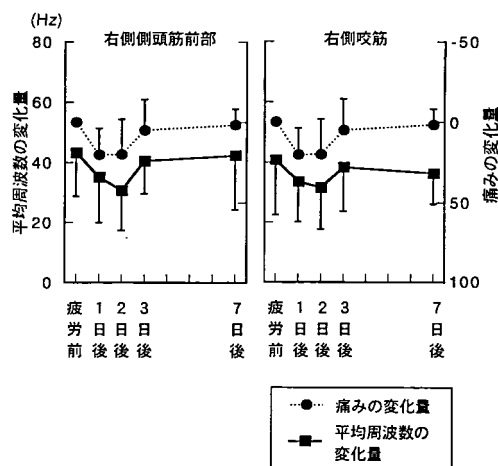


図15 右側被検筋における平均周波数の変化量と痛みの変化量。

TMD患者は20歳代から40歳代にかけて多くみられ、その間の分布は15~24歳から急速に増加し、20歳から30歳が最高頻度を示し、40歳代から50歳代に再び増加する傾向があるといわれている^{22,23}。本研究で選択した被

験者は、TMD患者の出現頻度が高い年齢層とよく一致している。TMD患者の性差については、患者群を対象とした研究により、男女比が1:3~1:5と²³⁻²⁶、いずれも女性に多いことが示されている。しかし、一方では、疫学調査でTMD患者は女性患者にやや多いものの性差は小さいことが明らかにされており²⁷⁻²⁹、また、TMD患者に女性が多いことを病因論的に、健康意識が高くまた疼痛に対して許容が少ない、心理的ならびに精神的状態^{23,29}、ホルモンによる骨や軟骨代謝³⁰などの問題で説明されるなど、性差については議論の一致をみていない。加えて、咀嚼筋の性差についての報告は現在までほとんど見当たらない。そこで、本研究では、強い張力で自覚的な限界まで長時間持続させる過酷な動作を強いるため、インフォームドコンセントの得られた成人男性を被験者として選択した。

2. 咀嚼筋筋電図の記録について

筋電図の導出には、表面電極を用いた。表面筋電図は、針筋電図に比べて生体への侵襲がなく、筋全体の状態を把握することが可能な利点を持つが、得られた波形は多数の運動単位の種々の頻度で発射された干渉波であるため、その分析が困難とされてきた。しかし、

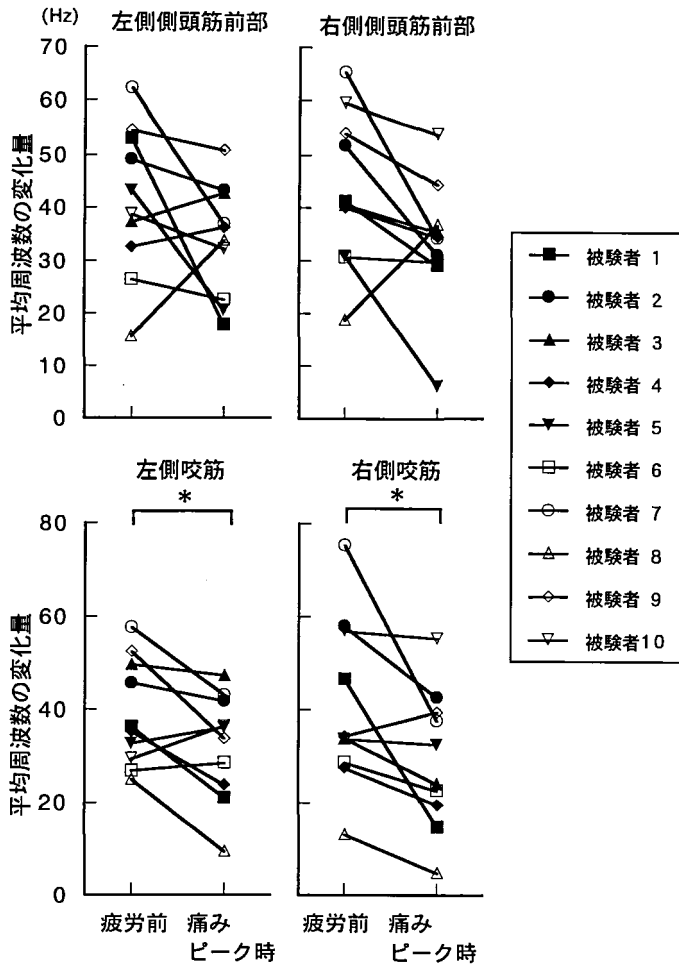


図16 疲労前と痛みピーク時での平均周波数の変化量の比較。
*: $p < 0.05$

近年のME機器の発達に伴って、不規則振動現象の周波数分析が容易に行えるようになり、表面電極からの筋の活動状態をより詳細に把握し得るようになった。この筋電図周波数分析法は、歯科領域においては、Mitaniら³¹⁾により紹介されて以来、咀嚼筋筋電図の周波数分布と筋疲労^{8,9)}、咬合力^{32,33)}および顎間垂直距離³⁴⁾などとの関係が検討されており、さらにTMDの診断に周波数分析法を応用する試み^{7,10,12)}もなされていることから、本研究の目的に沿った評価方法であるといえる。

被検筋には、両側側頭筋前部および咬筋を選択した。両筋はTMD患者の筋の痛みの好発部位^{26,35)}であり、また側頭筋前部と咬筋は同じ咀嚼筋と分類されるが、その機能性および解剖的な筋線維の構成分布が相違するなど³⁶⁻³⁸⁾、性格が異なる。さらに、表面筋電図の導出

が容易であり、臨床的に応用範囲が広いことも実験遂行上の長所であるといえる。

3. 筋疲労の惹起方法について

本研究では、被検筋に疲労を惹起させるために、咬合拳上副子を装着させ咬みしめさせた。これは、Jonesら¹⁾が筋を伸展させた状態での収縮がより強いDOPを誘発すると報告していることに依った。さらに、同副子の装着は、持続咬みしめを繰り返すことによる歯根膜等への不可逆的侵襲も可及的に防止でき、さらに被験者間での咬合接触条件の相違を標準化することにも有用である。この際、咬合拳上副子による拳上量は10 mmを設定したが、これは、開口量が約20 mmになると下顎頭は前下方へ滑走すると顎運動の知見³⁹⁾より、顎関節にあまり負荷なく咬みしめの繰り返しを行える量と考えた。臨床において用いられている

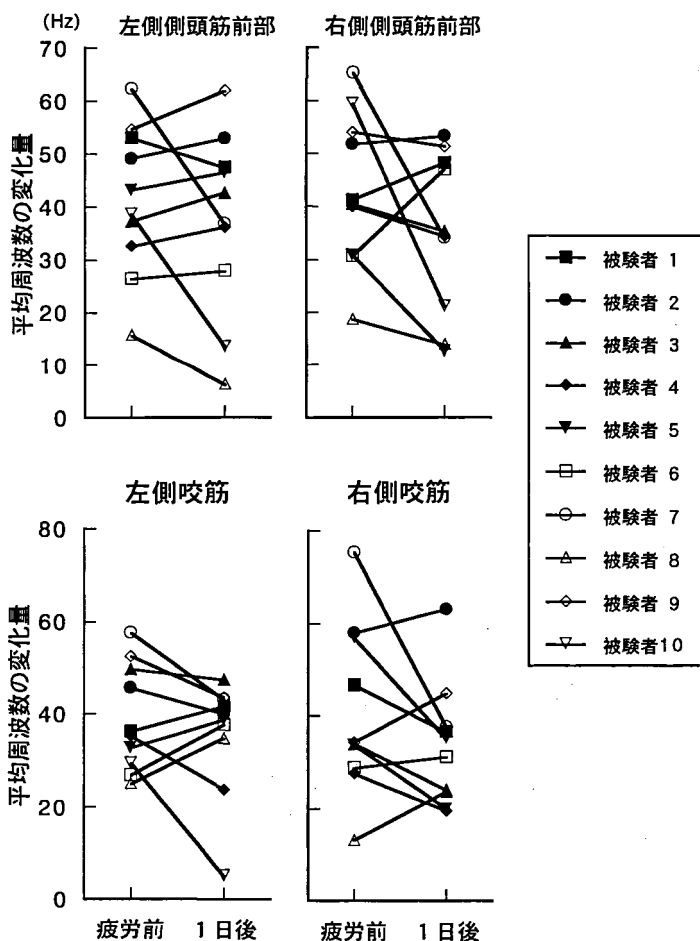


図17 疲労前と1日後での平均周波数の変化量の比較。

咬合挙上副子による挙上量は、前歯部でもっぱら安静空隙量を超える5~10 mm前後であることから⁴⁰⁾、この挙上量は過剰ではないとみなし得る。

疲労惹起時の咬みしめ強度は、最大咬みしめ時における総積分電位の50%値とした。Jones ら¹⁾は、DOPの誘発のために、収縮力を最大随意収縮の80%値に設定しており、この値がDOPの誘発に適していると考えられる。しかし、総筋活動電位の75%値での持続咬みしめを検討した西中の報告²¹⁾では、顎関節に痛みが認められたとしており、本研究でこの80%値を用いると筋が疲労する前に顎関節部に痛みが起り、咬みしめが持続できなくなる可能性が考えられた。そこで、本研究では咬みしめ強度を総積分電位の50%値とした。

疲労の惹起に要した咬みしめ回数および咬みしめ時間は、被験者間で異なっていた。このことは被験者自身のもつ疲労に対する筋の耐久性は、年齢の近い男性

においても個人差がある可能性を示すものとして注目される。Clark ら⁴¹⁾は、10名の24~37歳の男性被験者に最大咬合力による咬みしめ強度で5分間の休憩をはさんだ2回の持続咬みしめを、30分間の休憩をはさんで3回行わせ、後日発現する咀嚼筋症状を誘発しようとしたが、経日的にその様な症状は観察されなかったことを報告している。このことは、筋に強い疲労を惹起させる実験では従来の疲労実験^{13,16,17)}とは異なり、咬みしめ回数を規定すると筋の疲労に対する耐性の個人差を考慮できなくなることを示唆している。それゆえ、本研究では持続咬みしめを被験者の総積分電位が目標値に到達しなくなるまで繰り返し行わせた。

4. 咬みしめ力の規定方法について

咬みしめ力の規定には、積分電位を各被検筋ごとに算出しその総和を指標として用いた。従来、咬みしめ力を規定する指標値として、被験者自身の随意性によ

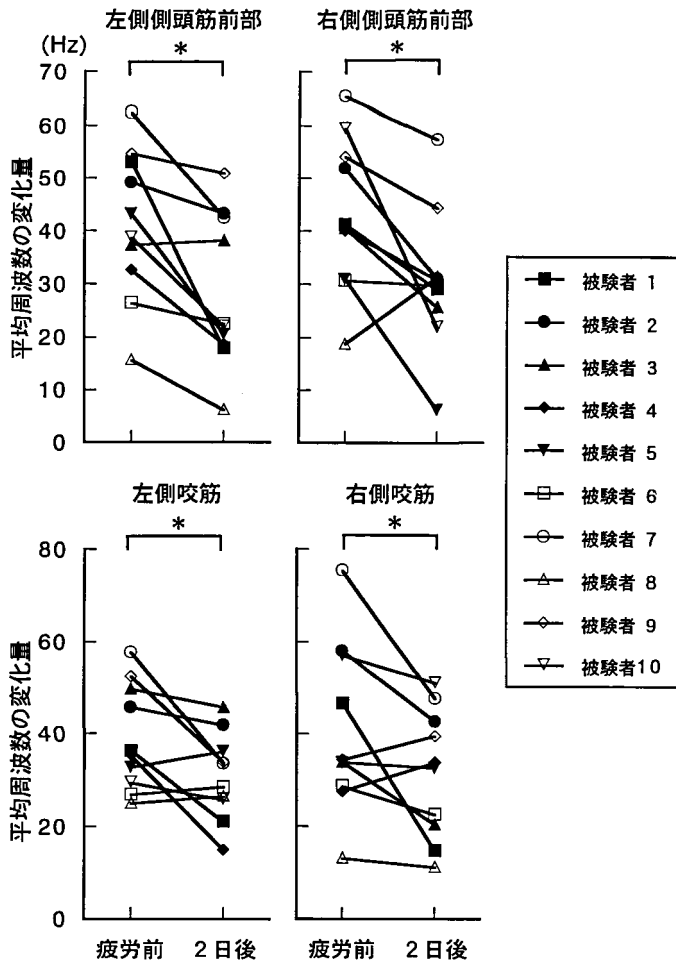


図18 疲労前と2日後での平均周波数の変化量の比較。

*: $p < 0.05$

る咬みしめ^{14,18)}、咬合力^{42,43)} および筋の活動電位^{11,21)} などが用いられている。被験者の随意性により咬みしめを規定する方法では、特別な装置を必要とせず簡便であるものの、筋の張力を一定にすることが難しく、その再現性および客観性に関して問題がある。咬合力を規定するためには、咬合力計、歪みゲージを利用したレジンまたは金属シーネを作製する煩雑さがあるとともに咬合挙上が必要で、咬頭嵌合位での規定が困難である。加えて、閉口筋群の張力の合力である咬合力を一定にしても、対象となる被検筋の張力を一定にすることはなかなか難しい。一方、筋の張力と積分電位との間には直線関係があるとされることから^{44,45)}、本研究では筋の張力を規定するために積分電位を用いた。

周波数分析のための筋への負荷条件は、咬頭嵌合位における総積分電位の50%値とした。西中²¹⁾は、75%

値では咬みしめ時に顎関節に痛みを生じる被験者がいたこと、25%値では50%および75%値に比べ周波数の分布が不明瞭となる被験者がいたことなどを報告している。また、Hagbergら⁴⁶⁾は弱い咬合力では各運動単位の動員が活発に行われる結果、わずかな咬合力の変化に対して側頭筋前部および咬筋のいずれの周波数も変動が大きいことを認めている。これらのことから、筋の負荷条件として総筋活動電位の50%値は妥当なものと考えられる。

5. 咀嚼筋筋電図の分析方法について

周波数分布の様相を確認するため、50 Hz 帯域毎に分け、総パワー値に対する各周波数帯域のパワー値の割合^{21,43)}を求めた。また、筋電図の周波数分布を表すパラメータとしては、平均周波数を選択した。従来より、周波数分析のパラメータとして、ピーク周波数⁴⁷⁾

各種累積周波数^{9,10,33)}、平均周波数^{14,15,18)}等が用いられてきた。なかでも、平均周波数は、Kwatnyら⁴⁸⁾により、各周波数毎の分布関数を度数と考えた平均値としてその算出方法が提唱されて以来、周波数分布の特徴をよく表すものとして用いられており、本研究の結果を先行研究と比較検討する際にも有用であると考えた。さらに、堀⁴⁹⁾は持続咬みしめによる疲労前後において得られる咬筋筋電図の平均周波数、累積50%周波数、ピーク周波数の変化などを比較検討し、平均周波数が疲労による筋電図周波数分布の変化を最も顕著に捉え、かつ再現性に優れたパラメータであることを示している。これらのことから、疲労に伴う経日的な咀嚼筋筋電図の周波数分布の変化を平均周波数を用いて分析することにした。

II. 実験結果について

1. 主観的評価について

痛みの程度を評価する種々の方法のなかでもVASは回答が容易で、再現性も高い^{50,51)}有用な方法であるとされ^{52,53)}、本研究においても、痛みおよび不快感を定量的に評価するために用いた。

持続咬みしめ中に歯および顎関節に痛みを訴えた被験者は認められず、得られた痛みは咀嚼筋のDOPであるとみなされる。この、被験者が自覚した咀嚼筋の痛みは、多くが1～2日後に最大値を示し、痛みの疲労前の値からの変化量の被験者10名の平均値は、1～2日後で疲労前に比較して有意に増加していた。これらの所見は、Jonesら¹⁾が四肢筋において確認したDOPの様相とよく合致しており、咀嚼筋においてもDOPが誘発可能であることが示された。また、痛み以外の不快感については、7名で痛みと同様の経日的な変化が認められた。他の1名は痛みと異なる測定日に最高値を示したが、不快感も痛みと同様に1～3日目の間に高い値を示した。残りの2名では、不快感が痛みより1日先行し、さらに疲労前において強い不快感を示していた。これらは、痛みなどの症状が基本的に患者の主観に基づくものであること、さらに身体的ならびに心理的状态さらには生活環境などにより修飾され、患者の痛みの経験にも影響されること^{54,55)}から説明できる。今回、被験者に50% MVCにおける可及的長時間の持続咬みしめをさせたことから、疲労前に3名の被験者が強い痛みを、2名の被験者が強い不快感を自覚していた。

2. 筋電図周波数分析のための咬みしめ持続時間

各測定時期における咬頭嵌合位での咬みしめ持続時間は、ほぼ同等の値で統計学的に有意な変化は認められなかった。このことは、DOPにおいてはその自覚す

る痛みの程度が咬みしめ持続時間に大きく影響しないことを示唆している。それゆえ、各測定時期における持続咬みしめの筋電図周波数分析の結果に、咬みしめ時間の影響はなかったものと考えられる。

3. 周波数分布と平均周波数の経日的変化について

平均周波数の変化量はもっぱら2日後まで減少し、その後、疲労前の値に回復していた。その際、区間1の平均周波数は経日的に同等の値が減少し、区間5の平均周波数は1～2日後まで増加し、その後、疲労前の値に回復する変動を示した。また、4被検筋について共通した有意な変化は認められなかった。そこで、得られた平均周波数の変化量は、咬みしめ持続に伴い区間5の平均周波数が低下しない要因が少なからず関与しているとも考えられるが、この点は明らかではない。

咬みしめ持続に伴って生じる周波数の変化に影響を及ぼす因子として、筋線維上の筋電位伝導速度^{56,57)}、運動単位の発射頻度⁵⁸⁾、参加する運動単位の数⁵⁹⁾、運動単位の同期化⁵⁹⁾などが指摘され、筋疲労による周波数分布の低域化に関するいくつかの考え方⁵⁶⁻⁶¹⁾が示されている。筋疲労時には、筋線維上に代謝産物が蓄積し筋膜の電氣的興奮性が低下するため筋電位伝導速度が低下し⁶²⁾、これが周波数分布の低域化における有力な要因とされる^{56,57)}。しかしながら、Naeijeら⁶¹⁾は咬筋における筋電位伝導速度と平均周波数の変化の関係を検討して、平均周波数の変化に比較して筋電位伝導速度の低下がみられない被験者がいることを報告し、また、Bigland-Ritchieら⁶⁰⁾は筋電位伝導速度と平均周波数の関係について検討し、筋疲労時の筋電位伝導速度の低下率は平均周波数の低下率に比較して小さいことを認めている。これらの研究結果は、筋疲労における平均周波数の低域化は、筋電位伝導速度の低下に加え運動単位の発射頻度の低下や同期化などの活動様式の変化などが関与していることを示唆している^{60,61)}。一方、DOPには、筋線維、筋膜およびその周囲組織の損傷、局所の炎症さらに組織内圧などの関連が考えられている²⁾。Fridén⁶³⁾、Jonesら⁶⁴⁾は、筋の過剰収縮時における筋線維の損傷は、タイプI線維よりタイプII線維により影響がみられるとし、Hennemanら⁶⁵⁾は“size principle”の原則から、動員される運動単位はタイプI、タイプIIA、タイプIIB線維の順であるとしていることなどから、咬みしめ持続に伴う終了時に動員されるのはタイプII線維の運動単位とみなされる。これらのことを併せると、平均周波数の変化量が減少したのは、咬みしめの繰り返しによる筋疲労によりタイプII線維に微小な損傷が起り、そのために咬みしめ終了時に動員されるべきタイプII線維の運動単位の数や発射頻度が影響を受け、周波数が咬みしめ持続に伴い低

域に移行しないため、平均周波数の変化量が減少したものと考えられる。また、TMD患者における平均周波数の変化量は正常者に比べて低下しにくい^{14,15,18)}といわれることから、本研究結果はよく理解できる。

4. 主観的評価と筋電図学的評価の関係について

疲労前と、主観的評価の疼痛が最大となった時点においては、両側咬筋の平均周波数が有意に変化していた。しかし、側頭筋前部においても左側で9名、右側で7名と、多くの被験者の値が減少していたので、平均周波数の変化量が減少することは、咀嚼筋について共通の変化だとみなし得る。さらに、疲労前と、主観的評価が有意に増加した1～2日後についても比較したところ、1日後は平均周波数の変化量は有意に減少しなかったものの、2日後になると平均周波数の変化量は減少し、この変化は4筋全てにおいて有意であった。このように、咀嚼筋症状の主観的評価によく対応した筋電図学的変化が平均周波数の変化量を指標にうまく捉えることができたと思われる。

これまで、咀嚼筋に痛みを誘発する研究は、いくつも行われてきた。Christensen⁶⁶⁾は、被験者に最大随意収縮による咬みしめを行わせ痛みを誘発し、Scottら⁶⁷⁾は下顎を前方に突き出した状態にすることで、痛みが誘発できたとしている。また、Bowleyら⁶⁸⁾は、10名の被験者にグライディング、クレンチング、下顎の前方への突出、下顎の前方への突出と後退の繰り返し、さらに咬合挙上した状態でのクレンチングなど5種類の運動を命じたところ、多くの被験者に痛みや不快感が誘発できたと報告している。しかしながら、これらの研究は誘発後の経時的な経過を評価しておらず、時間的な変化については必ずしも明らかではない。以上のように、従来痛みの経日的な変化は注目されておらず、わずかにClarkら⁴¹⁾により、遅発性の咀嚼筋症状の誘発が試みられているが、それでもそれらの症状は観察されていない。これは、咀嚼筋に対する負荷条件の設定に問題があったと考えられる。そこで、本研究ではこれらの点を踏まえ、咬みしめ強度の設定、咬みしめ回数などの筋の負荷方法をよく考慮したところ、咀嚼筋におけるDOPが誘発でき、さらにその症状の主観的評価によく対応した筋電図学的変化を、平均周波数の変化量により評価できることを示し得た。それゆえ、これらの結果は咀嚼筋におけるDOPの生理学的様相の一端を表すものであり、咀嚼筋におけるDOPの病態の解明、また、類似の症状を呈するTMD患者の咀嚼筋症状の病態の解明に本研究で用いたDOP誘発方法や筋電図周波数分析法が有用である可能性が示唆できたと考える。

結 論

成人男子10名を被験者とし、咀嚼筋にdelayed-onset pain (DOP)を誘発することを試み、誘発できた咀嚼筋の筋電図学的様相を明らかにする目的から、咬合挙上床を装着した状態での持続咬みしめを繰り返して強い疲労を惹起させ、その後生じる咀嚼筋症状の主観的評価について、さらに、その症状を有する筋の筋電図学的評価について検討し、以下の結果を得た。

1. 有歯顎成人男性10名に、規定した過度の持続咬みしめを行わせることにより、後日発現する可逆的なDOPが誘発できた。

2. 全ての被検筋において、持続咬みしめの開始期と終了期の平均周波数の変化量は、疲労2日後に有意に減少し、その後回復傾向を示した。

3. 持続咬みしめの開始期と終了期の平均周波数の変化量は、痛みや不快感などの主観的評価の経日の変化とよく対応していた。

以上のことから、規定した過度の持続咬みしめによってDOPが誘発できること、また、その症状の主観的評価によく対応する筋電図学的変化を平均周波数の変化量により評価できることなどを示すことができた。これらの結果は、疲労により誘発される咀嚼筋症状の病態の解明のために、本研究で用いたDOP誘発方法や筋電図周波数分析法が有用であることを示唆している。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始御懇篤なる御指導ならびに御校閲を賜りました本学歯科補綴学第一講座赤川安正教授に衷心より感謝の意を表します。また、御教示、御校閲を賜りました本学歯科補綴学第二講座濱田泰三教授ならびに本学口腔生理学講座柴芳樹教授に深謝いたします。さらに、研究遂行上および本論文作成上、御助言と御鞭撻を賜りました本学歯科補綴学第一講座津賀一弘講師ならびに佐藤裕二助教授、西中寿夫博士に厚く御礼申し上げますとともに、研究遂行上、多大の御支援いただきました教室員各位、ならびに御協力いただきました被験者各位に感謝いたします。

文 献

- 1) Jones, D.A., Newham, D.J. and Torgan, C.: Mechanical influences on long-lasting human muscle fatigue and delayed-onset pain. *J. Physiol.* (Lond.) **412**, 415-427, 1989.
- 2) Newham, D.J.: The consequences of eccentric contractions and their relationship to delayed onset muscle pain. *Eur. J. Appl. Physiol.* **57**, 353-359, 1988.

- 3) 杉崎正志, 木野孔司, 相良成美, 上野みゆき, 田辺晴康, 天笠光雄: 日本語版マギル疼痛質問表による顎関節症患者の疼痛評価. 第1報: 痛みの表現について. *日顎誌* **5**, 381-391, 1993.
- 4) 杉崎正志: 顎関節症における筋痛の病態. *ザ・クインテッセンス* **11**, 1819-1831, 1992.
- 5) 杉崎正志: 咀嚼筋疼痛の診断, 治療と病態との関連について. *日顎誌* **5**, 141-142, 1993.
- 6) 藍 稔: 顎機能異常の診断と治療. 医歯薬出版, 東京, 18-28, 1988.
- 7) 前田照太: 咬合性顎関節症の筋電図学的研究. *歯科医学* **43**, 229-267, 1980.
- 8) Naeije, M. and Zorn, H.: Changes in the power spectrum of the surface electromyogram of the human masseter muscle due to local muscular fatigue. *Arch. Oral Biol.* **26**, 409-412, 1981.
- 9) Palla, S. and Ash Jr., M.M.: Power spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue. *Arch. Oral Biol.* **26**, 547-553, 1981.
- 10) 野首孝嗣, 弓倉繁樹, 角南利彦, 松尾二郎, 小野高裕, 奥野善彦: 顎口腔系機能障害患者のBite plane療法における表面筋電図のパワースペクトル分析. *補綴誌* **29**, 241-255, 1985.
- 11) Kroon, G.W., Naeije, M. and Hansson, T.L.: Electromyographic power-spectrum changes during repeated fatiguing contractions of the human masseter muscle. *Arch. Oral Biol.* **31**, 603-608, 1986.
- 12) 沢井清治: 顎関節症における咀嚼筋機能異常についての筋電図学的研究—咀嚼筋筋電図の周波数分析による検討—. *鶴見歯学* **13**, 343-374, 1987.
- 13) 志賀 博, 浜中秀由喜, 平賀 泰, 小林義典: 正常人におけるクレンチング時のEMGパワースペクトルの推移. *顎機能* **6**, 131-136, 1988.
- 14) 志賀 博, 浜中秀由喜, 芳賀影嗣, 小林義典: クレンチング時のEMGパワースペクトルの時間的推移. 第7報 咀嚼系機能障害患者における経時的变化. *顎機能* **7**, 189-194, 1989.
- 15) 堀 久至: かみしめによる咀嚼筋疲労とその回復に関する筋電図学的研究. 第2報 正常者, 患者の疲労および回復の比較. *補綴誌* **33**, 294-302, 1989.
- 16) 徳永 徹: 咬筋筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察. 第1編 筋電位伝導速度について. *補綴誌* **33**, 696-709, 1989.
- 17) 川田 毅: 咀嚼筋の疲労時と回復期におけるガム咀嚼時の筋電図解析. *補綴誌* **34**, 77-84, 1990.
- 18) 松田 葉: 顎機能異常者の咀嚼筋筋電図解析—ガム咀嚼時と咬みしめ時を対象として—. *補綴誌* **36**, 196-206, 1992.
- 19) 近藤宏治: 咬筋の筋疲労回復過程における筋電位伝導速度. *補綴誌* **37**, 641-651, 1993.
- 20) 岡根秀明: 総義歯の咬合障害が咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究. *廣大歯誌* **12**, 196-212, 1980.
- 21) 西中寿夫: 咀嚼筋の疲労と顎間垂直距離が筋電図の周波数分布に及ぼす影響に関する研究. *廣大歯誌* **27**, 38-54, 1995.
- 22) 鶴田夫美, 藤原 勲, 山本由美子, 早川淑子, 黒崎紀正: 顎関節症患者の動向と実態. *口病誌* **53**, 608-614, 1986.
- 23) 許 重人, 渡辺 誠, 佐々木啓一, 田辺泰一, 稲井哲司, 菊池雅彦, 小澤一仁, 服部佳功, 目黒修, 小野寺秀樹, 斉藤 寛, 後藤正敏, 高橋智幸: 顎関節症の臨床像に関する研究. *補綴誌* **36**, 783-790, 1992.
- 24) Franks, A.S.T.: The social character of temporomandibular joint dysfunction. *Dent. Practit.* **15**, 94-100, 1964.
- 25) 家入美香, 沖本公繪, 家入浩二, 村山宏治, 平安亮造: 顎関節症の臨床統計的観察. *補綴誌* **32**, 1024-1032, 1988.
- 26) 上原重親, 野村修一, 石岡 靖: 顎機能異常者の臨床症状に関する統計学的研究—主要な臨床症状の発現頻度—. *補綴誌* **36**, 26-34, 1992.
- 27) Swanljung, O. and Rantanen, T.: Functional disorders of the masticatory system in southwest Finland. *Community Dent. Oral Epidemiol.* **7**, 177-182, 1979.
- 28) Österberg, T. and Carlsson, G.E.: Symptoms and signs of mandibular dysfunction in 70-year-old men and women in Gothenburg, Sweden. *Community Dent. Oral Epidemiol.* **7**, 315-321, 1979.
- 29) Rieder, C.E., Martinoff, J.T. and Wilcox, S.A.: The prevalence of mandibular dysfunction. Part I: Sex and age distribution of related signs and symptoms. *J. Prosthet. Dent.* **50**, 81-88, 1983.
- 30) Milam, S.B., Aufdemorte, T.B., Sheridan, P.J., Triplett, R.G., Van Sickels, J.E. and Holt, G.R.: Sexual dimorphism in the distribution of estrogen receptors in the temporomandibular joint complex of the baboon. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* **64**, 527-532, 1987.
- 31) Mitani, H., Yamashita, A., Fujii, H., Kato, H., Koizumi, T. and Komuro, S.: On the power-spectra of the surface electromyograms of masticatory muscles. *J. Osaka Dent. Univ.* **8**, 8-18, 1974.
- 32) Duxbury, A.J., Hughes, D.F. and Clark, D.E.: Power spectral distribution of the masseter electromyogram from surface electrodes. *J. Oral Rehabil.* **3**, 333-339, 1976.
- 33) Palla, S. and Ash Jr., M.M.: Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles. *Arch. Oral Biol.* **26**, 287-295, 1981.
- 34) 野崎晋一: 顎間垂直距離が咀嚼筋筋電図の周波数分布に及ぼす影響に関する研究. *広 大歯誌* **23**, 122-137, 1991.
- 35) 稲井哲司, 渡辺 誠, 佐々木啓一, 田辺泰一, 菊池雅彦, 許 重人, 小澤一仁, 服部佳功, 目黒

- 修, 小野寺秀樹, 坪井明人, 齊藤 寛, 後藤正敏, 高橋智幸: 顎関節症における顎頭蓋筋の圧痛の発現様式. 補綴誌 **36**, 799-809, 1992.
- 36) 六車寿男: 咀嚼筋電図の補綴学的分析に関する研究. 歯科医学 **28**, 615-650, 1965.
- 37) Møller, E.: The chewing apparatus. *Acta Physiol. Scand.* **69, Suppl.** **280**, 1-229, 1966.
- 38) Ringqvist, M.: Fiber types in human masticatory muscles. Relation to function. *Scand. J. Dent. Res.* **82**, 333-355, 1974.
- 39) 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. 第一報 断層X線規格写真による観察. 補綴誌 **12**, 337-349, 1968.
- 40) 佐藤哲郎, 小林義典: 咀嚼系機能障害に対するMichigan型全歯列接触型bite planeの応用方法に関する臨床的研究. 歯学 **75**, 818-864, 1987.
- 41) Clark, G.T., Jow, R.W. and Lee, J.J.: Jaw pain and stiffness levels after repeated maximum voluntary clenching. *J. Dent. Res.* **68**, 69-71, 1989.
- 42) 原崎守弘: 咀嚼筋の筋疲労における筋電図学的研究. 歯科学報 **75**, 1679-1698, 1975.
- 43) 田村秀俊: 咀嚼筋電図の周波数分析に関する実験的研究. 廣大歯誌 **20**, 125-141, 1988.
- 44) Inman, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B. de C.M., Feinstein, B. and Wright Jr., E.W.: Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* **4**, 187-194, 1952.
- 45) Lippold, O.C.J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol. (Lond.)* **117**, 492-499, 1952.
- 46) Hagberg, C. and Hagberg, M.: Surface EMG frequency dependence on force in the masseter and the anterior temporal muscles. *Scand. J. Dent. Res.* **96**, 451-456, 1988.
- 47) 柴田考典, 中沢勝宏: 下顎偏位咬みしめ時咀嚼筋電図のパワースペクトル分析. 顎機能 **1**, 7-12, 1982.
- 48) Kwatny, E., Thomas, D.H. and Kwatny, H.G.: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **17**, 303-313, 1970.
- 49) 堀 久至: かみしめによる咀嚼筋疲労とその回復に関する筋電図学的研究. 第一報 各種周波数解析法の比較. 補綴誌 **33**, 37-42, 1989.
- 50) Revill, S.I., Robinson, J.O., Rosen, M. and Hogg, M.I.: The reliability of a linear analogue for evaluating pain. *Anaesthesia* **31**, 1191-1198, 1976.
- 51) Kremer, E., Atkinson, J.H. and Ignelzi, R.J.: Measurement of pain: Patient preference does not confound pain measurement. *Pain* **10**, 241-248, 1981.
- 52) Ohnhaus, E.E. and Adler, R.: Methodological problems in the measurement of pain: A comparison between the verbal rating scale and the visual analogue scale. *Pain* **1**, 379-384, 1975.
- 53) Duncan, G.H., Gregg, J.M. and Ghia, J.N.: The pain profile: A computerized system for assessment of chronic pain. *Pain* **5**, 275-284, 1978.
- 54) 赤川安正, 津賀一弘, 津留宏道: 心理的要因が強く関与していると考えられた症例; 顎機能障害—新しい診断システムと治療指針—(坂東永一, 三谷英夫, 上村修三郎, 中沢勝宏編). 医歯薬出版, 東京, 284-287, 1993.
- 55) 木村公一, 田中昌博, 川添堯彬, 野間 緑, 宮本満: 咀嚼筋の圧痛閾値からみた顎機能異常患者へのスプリント治療効果の客観的評価. 日顎誌 **6**, 38-51, 1994.
- 56) Lindström, L., Magnusson, R. and Petersén, I.: Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography* **10**, 341-356, 1970.
- 57) Sadoyama, T., Masuda, T. and Miyano, H.: Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* **51**, 247-256, 1983.
- 58) Andersen, P.: Capillary density in skeletal muscle of man. *Acta Physiol. Scand.* **95**, 203-205, 1975.
- 59) 鯨島宗弘: 表面筋電図の周波数分析的データ処理とその臨床医学的応用. 北関東医学 **21**, 292-319, 1971.
- 60) Bigland-Ritchie, B., Donovan, E.F. and Roussos, C.S.: Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J. Appl. Physiol.* **51**, 1300-1305, 1981.
- 61) Naeije, M. and Zorn, H.: Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *Eur. J. Appl. Physiol.* **50**, 23-33, 1982.
- 62) Bouissou, P., Estrade, P.Y., Goubel, F., Guezennec, C.Y. and Serrurier, B.: Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* **67**, 1245-1249, 1989.
- 63) Fridén, J.: Changes in human skeletal muscle induced by long-term eccentric exercise. *Cell Tissue Res.* **236**, 365-372, 1984.
- 64) Jones, D.A., Newham, D.J., Round, J.M. and Tolfree, S.E.J.: Experimental human muscle damage: Morphological changes in relation to other indices of damage. *J. Physiol. (Lond.)* **375**, 435-448, 1986.
- 65) Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.O.: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.* **28**, 560-580, 1965.
- 66) Christensen, L.V.: Jaw muscle fatigue and pains induced by experimental tooth clenching: A review. *J. Oral Rehabil.* **8**, 27-36, 1981.
- 67) Scott, D.S. and Lundeen, T.F.: Myofascial pain

- involving the masticatory muscles: An experimental model. *Pain* **8**, 207-215, 1980.
- 68) Bowley, J.F. and Gale, E.N.: Experimental masticatory muscle pain. *J.Dent. Res.* **66**, 1765-1769, 1987.