正常者におけるクレンチング時のEMGパワースペクトルの推移
A Change of EMG Power Spectrum during Maximum Clenching in Normal Subjects

志賀博、浜中秀由喜、平賀泰、小林義典

Hiroshi SHIGA, Hideyuki HAMANAKA, Yasushi HIRAGA, and Yoshinori KOBAYASHI

日本歯科大学歯学部歯科補綴学教室第一講座

The Nippon Dental University, School of Dentistry at Tokyo, Department of
Partial and Complete Denture

I. 緒言

一般に、筋の疲労に伴ないEMGパワースペクトルは、低い周波数帯域にシフトするといわれている^{1,2)}が、咀嚼系の機能的診断を確立するまでには至っていない。また、咬筋や側頭筋の周波数成分は、個人差が大きく、それぞれ筋固有の周波数帯域があることが示唆されている^{3,4)}。

そこで、著者らは、EMGパワースペクトルによる筋活動量の定量的評価と周波数成分の個人差を考慮した新たな評価法の確立を目的として、クレンチング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間におけるパワースペクトルを求め、第一区間を基準としたパワースペクトルの時間的推移を表示するシステムを開発し、その正常像について検討した。

II. 研究方法

1) 被験者

被験者は、全身および咀嚼系に臨床的な異常が認められない22～28歳の日本歯科大学歯学部の男子学生および男子職員10名を選択した。

2) 記録方法および装置

筋電図の記録は、シールドルームにおいて被験者を歯科用治療椅子に坐らせ、頭部を固定せずにフランクフルト平面が床面と平行になるように、またリラックスさせた後、できる限り自然な状態で行った。

被験筋は、右咀嚼側の側頭筋前部(Ta)および咬筋中央部(Mm)で、電極間距離を18mmに固定した直径10mmの銀製皿状電極を貼付し、双極誘

導した。

導出した現象は、日本光電社製多用途計測記録装置(RM-6000)を用いて、時定数を0.03秒として同社製インク書きオシログラフで1mVの入力に対しペンの振れが10mmとなるように増幅度を校正した後、被験者に最大クレンチングを行なわせ、不快感あるいは疼痛が生じるまでのEMG信号をTEAC社製データレコーダ(XR-50)に記録した。

3) 分析方法

分析は、クレンチング開始から20秒間の筋活動を三栄測器社製Signal processor 7T17に入力し、Signal Basicを用いたオリジナルプログラムにより周波数解析を行なった。

周波数解析は、各筋ごとに行ない、クレンチング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間に対して最高周波数1000Hz、データ点数4000、分解能2.5Hz、加算回数8回にて行ない、パワースペクトルの周波数帯域、累積50、70、80%周波数値、累積100%値、Mean power frequency(MPF)値⁵⁾をそれぞれ算出後、プリンターに出力した(図1)。これらについて、筋ごとに被験者間で比較した。

III. 結果

1) 累積周波数値の変化

図2、3および表1は、クレンチング開始後の20秒間を5秒間ずつの4区間に分けた際の各区間における被験者10名の咬筋の累積50%周波数値、その平均周波数値、ならびに標準偏差をそれぞれ示す。各区間ともに周波数値の変動

図1. 本システムによるデータ表示

図2. 被験者別にみた第1区間を基準としない場合の咬筋の累積50%周波数値

図3. 第1区間を基準としない場合の咬筋の累積50%周波数値 (10名の平均と標準偏差)

	(0-5)	(5-10)	(10-15)	(15-20) (秒)
被験者 1	160.00	131.68	122.72	118.64
2	137.50	117.25	107.50	114.74
3	152.50	134.90	129.91	121.22
4	147.50	127.96	129.73	127.96
5	117.50	99.97	94.40	91.76
6	90.00	66.80	67.00	65.30
7	97.50	73.13	74.32	71.95
8	175.00	160.23	153.00	135.00
9	167.50	148.37	145.00	137.50
10	107.50	92.88	91.13	81.83
平 均 (標準偏差)	135.25 (30.26)	115.32 (31.26)	111.47 (29.30)	106.59 (26.63)

(Hz)

表1. 被験者10名における咬筋の累積50%周波数値の時間的推移とその平均値および標準偏差

図4. 被験者別にみた第1区間を基準とする場合の咬筋の累積50%周波数値

図5. 第1区間を基準とする場合の咬筋の累積50%周波数値 (10名の平均と標準偏差)

が大きく、個人差が認められるが、第1区間から第2区間にかけて周波数値が大きく減少し、その後徐々に減少する傾向が認められた。

そこで、パワースペクトルの時間的推移に一定の傾向があるかを明らかにする目的で、4区間における第1区間を基準として、その値を100%とした場合の咬筋の累積50%周波数値の時間的推移を算出、表示した(図4、5)。第1区間を基準としなかった場合(図3)に比較すると、個人差が著明に減少し、全被験者において累積50%周波数値の時間的推移に1つの

傾向が認められた(図5)。

図6は、クレンチング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間における咬筋および側頭筋の累積50%、70%、80%周波数値を求め、それぞれ第1区間を基準とした場合の時間的推移を示す。累積周波数値は、咬筋、側頭筋ともに第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後わずかに減少してゆく傾向が認められた。また、第1区間から第2区間にかけての減少量は、側頭筋よりも咬筋の方が大きかった。

図 6 . 累積 50, 70, 80% 周波数値の時間的推移

図 7 . M P F 値の時間的推移

図8. 累積 100% 値の時間的推移

2) M P F 値の変化

図7は、累積周波数値と同様にクレンジング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間における咬筋および側頭筋のM P F値を求め、第1区間を基準とした場合の時間的推移を示す。M P F値は、咬筋、側頭筋ともに第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後わずかに減少してゆく傾向がみられ、累積周波数値の推移に近い値を示した。

3) 累積 100 % 値

図8は、累積周波数値と同様にクレンジング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間における咬筋および側頭筋の累積100 % 値を求め、第1区間を基準とした場合の時間的推移を示す。累積100 % 値は、咬筋では第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後徐々に減少してゆく傾向を示したが、側頭筋では第1区間から第3区間にかけて大きく減少し、その後わずかに減少する傾向を示した。

IV. 考察

クレンジング開始後の20秒間を5秒間ずつの4区間に分けた際の各区間における累積周波数値を求めた結果、Mitaniら²⁾、前田ら⁴⁾の報告と同様に各区間ともに周波数の変動が大きく、個人差が認められた。しかしながら、4区間における第1区間を基準とした累積周波数値の時間的推移を求めた結果、第1区間を基準としなかった場合に比較すると、個人差が著明に減少

し、全被験者において累積周波数値の時間的推移に1つの傾向が認められた。また、各累積周波数値、M P F値は、第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後わずかに減少する傾向が認められ、個人差も少なかった。

これらの結果から、クレンジング開始からの5秒間ずつの4区間におけるパワースペクトルを求め、第1区間を基準としたE M Gパワースペクトルの時間的推移は、正常者のパターンとして表示することが可能であり、E M Gパワースペクトルの分析が診断の指標になることを示唆するものと考えられる。

次に、クレンジング開始からの5秒間ずつの4区間におけるパワースペクトルを算出後、第1区間を基準としたE M Gパワースペクトルの時間的推移を求めると、第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後徐々に減少する傾向が認められたが、これは周波数値の低域シフトを示すものであり、かつその低域シフトが第1区間から第2区間にかけて著明であることを示すものと考えられる。さらに、この低域シフトをパワースペクトルのパターンから観察すると、最大クレンジング時の開始直後と終了直前とを比較した山田ら²⁾の報告結果と同様に、高周波数成分の減少と低周波数成分の増加とが認められ、パワースペクトルの主体が低い周波数帯域に移動している様相を呈した(図9)。

これらの結果は、一般に筋の疲労に伴ないE M Gパワースペクトルが低い周波数帯域にシ

図9. E M G パワースペクトルの時間的推移

フトし、それに要する時間が31秒以上という報告¹⁾とは多少異なり、クレンチング開始5秒後においてすでにE M G パワースペクトルの低域シフトを起こすことが確認された。

以上のことから、E M G パワースペクトルの分析に際しては、疲労とE M G パワースペクトルの低域シフトという概念よりも、むしろ筋活動状態の時間的変化の定量的評価法として分析を行なう必要性のあることが示唆された。

5. 結論

E M G パワースペクトルによる筋活動量の定量的評価と周波数成分の個人差を考慮した新たな評価法の確立を目的として、クレンチング開始からの20秒間を5秒間ずつの4区間に分け、各区間におけるパワースペクトルを求め、第一区間を基準としたパワースペクトルの時間的推移を表示するシステムを開発し、その正常像について検討した結果、以下の結論を得た。

1) 各区間における累積周波数値は、被験者によって異なり、個人差が認められた。

2) 第1区間を基準とした累積周波数値、M P D 値の時間的推移は、咬筋、側頭筋ともに第1区間から第2区間にかけて大きく減少し、その後徐々に減少してゆく傾向がみられ、個人差も少なかった。

3) 以上のことから、第1区間を基準としたE M G パワースペクトルの時間的推移は、正常者のパターンとして表示することが可能であり、咀嚼系の機能的診断の一方法になる可能性が示唆された。

文献

- 1) Pala, S. and Ash, M.M.Jr. : Power Spectral analysis of the surface electromyogram of human jaw muscles during fatigue, Archs. oral Biol. 26 : 547-553, 1981.
- 2) 山田好秋, 鈴木弘, 入江通暢: 開口筋および閉口筋の等尺性収縮時に観察される筋電図のパワースペクトル分析, 下顎運動機能とE M G 論文集, 第3輯, 69-74, 顎口腔機能研究会, 新潟, 1982.
- 3) Mitani, H., Yamashita, A., Fujii, H., et al. : On the power-spectra of the surface electromyograms of masticatory muscles, J Osaka dent Univ., 8 : 8-18, 1974.
- 4) 前田照太, 藤井弘之, 犬伏羲臣: 咀嚼筋表面筋電図のパワースペクトルの変動要因について, 補綴誌, 24: 322-328, 1980.
- 5) Kwatny, E., Thomas, D. & Kwatny, H.G.: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals IEEE Trans Biomed Eng, 17: 303-313, 1970.
- 6) 河村洋二郎, 藤本順三, 船越正也, 三木敬一: "かみしめ"により生じる身体機能変化に就いて, 阪大歯誌, 1: 47-58, 1956.
- 7) Christensen, L.V.: Progressive jaw muscle fatigue of experimental tooth clenching in man, J. Oral Rehabil., 8: 413-420, 1981.