

마이크로프로세서에 의한 咬筋의 休止期 측정장치의 설계

(Design of Microprocessor-Based Measuring Instrument for the Silent Period of Masseter Muscle)

韓 鉉 培*, 魯 承 容*, 金 成 煥*

(Hyun Bae Han, Seung Yong Rho and Sung Hwan Kim)

要 約

咬筋에 대한 休止期 측정은 치과질환의 하나인 TMJ 症候群의 診斷에 매우 유용한 방법이다. 본 연구에서는 마이크로프로세서를 利用하여 休止期를 측정함에 있어서 患者의 筋信號에 따른 利得調整이 必要없고 實行時間도 빠르며 價格이 低廉하고 使用이 매우 便利한 齒科用 醫療裝備를 設計하였다. 이 裝備를 사용하여 休止期를 측정한 결과 정상인은 20~30ms 이고 患者의 경우 60ms 정도이며 실행시간은 0.5sec 이었다.

Abstract

The measurement of the silent period of Masseter muscle is very useful diagnostic method of TMJ syndrome.

In this paper, we design a very convenient and very low-priced medical instrument for dental research which does not need gain control to each patient for measuring the silent period and the data processing time is very short. The result of SP measurement using this instrument is 20-30ms in normal subjects and about 60ms in TMJ patient, and the data processing time is 0.5second.

I. 序 論

咬筋(masseter muscle)의 筋電圖(electromyography:EMG)分析이 TMJ症候群(temporomandibular joint pain-disfunction syndrome) 診斷에 중요한 의미가 있음이 밝혀지자, 休止期(silent period:SP) 측정을 위한 시스템이 연구되었다.

Geister¹ 등에 의하여 考案된 측정 시스템은 미니 컴퓨터와 tape recorder, EMG polygraph 등의 裝備

를 갖추어야 하므로 넓은 공간과 많은 經費가 소요되며, 또 미니컴퓨터에 대한 使用법을 익혀야 하는 등 불편한 점이 많았다.

최근 Yamada와 Ash² 등은 이러한 단점을 개선하여 마이크로컴퓨터, A/D 變換器, 筋電圖 增幅器(EMG amplifier), cassette tape recorder, basic interpreter 등을 사용한 비교적 高價의 측정장치를 고안했다.

위 시스템을 사용할 경우, 患者의 筋信號의 크기에 따라 EMG Amp의 利得을 일일이 調節해야 하는 불편이 있고 實行時間이 4sec로 길다.

또한 마이크로컴퓨터 및 특히 그 周邊裝置의 使用법에 대한 기초적 지식이 있어야 하므로 醫療裝備로서는 적합치 못하다.

*正會員, 서울市立大學 電子工學科
(Dept. of Electronic Eng., Seoul City Univ.)
接受日字: 1984年 10月 15日

따라서 본 연구에서는 컴퓨터나 SP에 대하여 아무런 지식이 없어도 용이하게 사용할 수 있으며, 그測定值도 正確하고 價格이 低廉하며 實行時間이 매우 짧음과 동시에 利得調整이 필요없는 測定裝備를 설계하였다.

II. 咬筋의 特性和 休止期

咬筋은 頰骨(zygomaticum) 아취(arch)에서 일어나 같은 側面의 下顎角에 붙었다.

이 筋은 側頭筋을 도와서 下顎을 올린다.

입을 꼭 다문 때에는 이 筋이 뚜렷이 나오고 下顎角 바로 위에서 쉽사리 만질 수 있다.

SP는 그림 1과 같이 筋肉이 收縮하거나 收縮을 계속하고 있는 동안 電氣의 혹은 機械的 刺戟을 받은 후 순간적으로 筋肉活動이 相對的 혹은 絕對的으로 줄어드는 기간을 말한다.

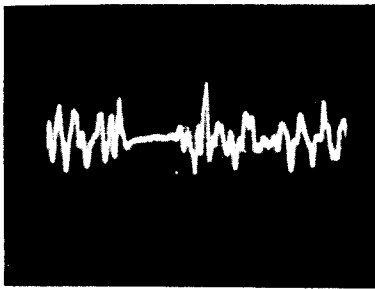


그림 1. 교근의 휴지기 [10ms/div]
Fig. 1. The silent period of masseter muscle [10ms/div].

이러한 SP는 咬筋에서 확실하게 나타나며 四枝筋과는 다르게 自律的 調節이 불가능하므로 咬筋의 SP는 치과진료에 있어서 중요한 의미를 갖는다.

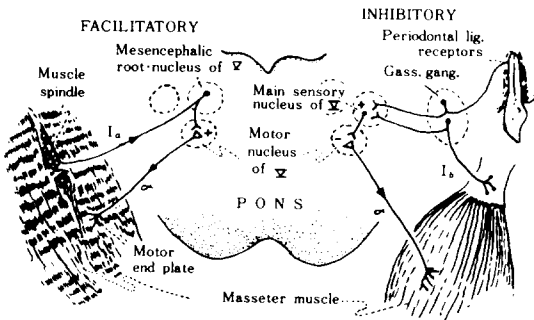


그림 2. 교근의 자극 전달 경로^[3]
Fig. 2. Neural pathways of masseter muscle^[3].

그림 2는 齒近感覺受容器(periodontal ligament receptor), golgi tendon organ, 三叉神經, 中腦 등의 경로를 거치는 咬筋과 咀嚼筋(muscle of mastication)에 대한 刺戟傳達經路를 보여 주고 있다.

咬筋과 관자놀이 筋肉(masseter and temporalis muscles)에서 입을 꼭 다문 상태에서 刺戟을 받거나 咀嚼活動을 하는 중에 SP가 발생하는 主要한 原因은 齒近感覺受容器에 의한 抑制(inhibition)인 것으로 보고 되고 있다.

TMJ症候群은 下顎의 움직임에 制約을 받으며 턱을 움직일 때 아프고 딱딱하는 소리가 나는 병으로서, 치과전문의의 助言에 의하면 치과병원을 찾은 환자중 성인의 70%가 TMJ 통증을 호소하고 있으며, Bessette^[3] 등에 의해 Jaw closing muscle에 있어서 SP의 길이는 TMJ患者가 정상인에 비해서 길어진다는 것이 밝혀졌다.

또한 左, 右 한쪽 面의 턱이 아픈 환자라 하더라도 양쪽 咬筋의 SP는 같이 길어지게 된다.

이 길이는 患者의 病의 深度에 比列하므로 咬筋의 SP를 측정하는 것은 TMJ 診斷에 매우 유용한 방법이다.

III. 測定裝置의 構成 및 프로그램

그림 3에서 보는 바와 같이 測定裝置의 構成은 Z-80 CPU, 4K ROM, 2K RAM, A/D 變換器, EMG amplifier, 마이크로 스위치가 부착된 해머 및 LED display로 되어 있다.

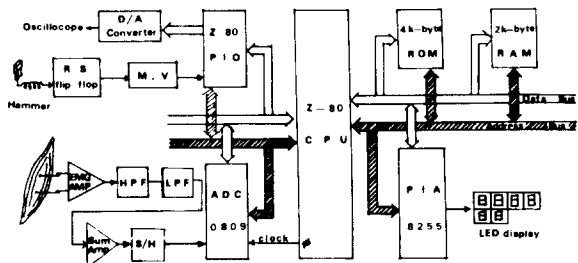


그림 3. 측정 장치의 구성
Fig. 3. The configuration of measuring system.

PIA 8255는 LED와 keyboard를 제어하고, Z-80 PIO는 외부 port와 연결된다.

A/D 變換器로는 ADC 0809(national semiconductor)를 사용하였다.

ADC 0809는 0~5V의 아날로그 入力變位를 가지므로 EMG Amp의 出力을 2.5V와 가산 시켜서 입력한다. 해머 트리거 신호는 RS flip-flop을 사용하여

스위치에 의한 Chattering을 방지하고 멀티 바이브레이터로써 펄스폭을 조정하여 PIO를 통해 CPU에 입력된다. 筋電圖 增幅器는 FET入力 演算增幅器 LF 357 (motorola)로써 差動增幅器와 능동 필터(BW: 10Hz ~ 1.2KHz)를 構成하여 CMRR 100dB以上, 入力 임피던스 22MΩ, Noise 10μV 이하의 조건을 만족하도록 설계, 제작하였다. 回路의 精密度와 安定性을 높이기 위하여 1% 精密抵抗을 사용하였으며, 알루미늄 케이스로 外部雜音을 줄였다.

D/A 變換部分은 실험과정에서 원하는 데이터가 받아들여 졌는가를 확인하려는 것이며 實際의 시스템에서는 제외된다. 4K byte의 ROM에는 2K byte의 모니터 프로그램과 650byte의 main program이 收錄된다. 2K byte의 RAM에는 데이터 및 계산 결과가 저장된다.

그림 4는 어셈블러 프로그램의 흐름도이다.

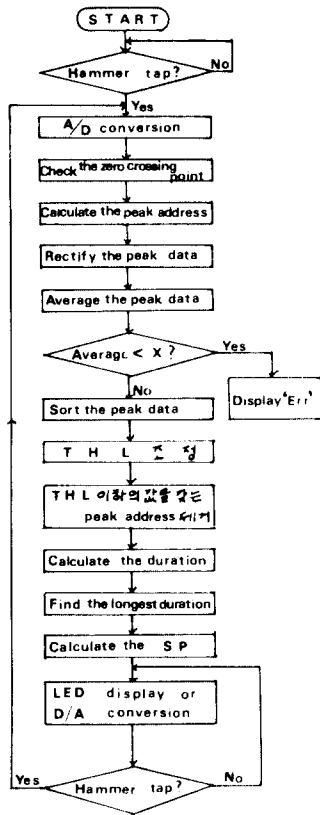


그림 4. 프로그램 흐름도
Fig. 4. Program flow chart.

본 측정프로그램에서는 筋信號의 크기에 따른 문턱 레벨(threshold level: THL)을 自動的으로 調整하고 測定結果를 직접 LED로 나타내도록 하였다.

해머가 턱끝을 치면 2.5 KHz의 샘플링 주파수로 A/D 변환을 한다.

A/D變換된 入力 data들의 제로 레벨은 7F가 되므로 제로 크로싱 포인트 7F 선을 지나는 점들이 된다.

제로 크로싱 포인트를 모두 찾아내어 두 점 사이의 피크값이 들어 있는 어드레스(peak address)를 찾는다.

患者가 이를 꼭 다물지 않았을 때는 잘못된 SP를 測定하게 되는 誤謬를 범할 수 있다.

이를 방지하기 위하여 피크 어드레스에 들어 있는 각각의 피크 데이터를 7F線을 기준으로 정류(rectify)하여 合을 計算하고 그 값이 50H 레벨 이하이면 LED에 'Err'라 표시하고 프로그램 隨行을 멈추도록 하였다.

休止期以後 다시 나타나는 筋信號의 레벨(0.2mV以上)을 문턱레벨(THL)로 정한다.

본 연구에서는 THL의 크기를 最大 피크 데이터들의 平均値의 크기에 따라 自動的으로 設定되도록 하였다.

EMG Amp의 利得이나 THL을 調整하는 것은 患者에 따라서 筋信號의 진폭이 큰 차이가 있고, 또한 利得調整을 하였다 하더라도 刺戟을 인가하는 순간 筋信號의 크기는 齒牙의 무는힘에 따라서도 차이가 있으므로 필수적인 것이다. 그러나 患者의 筋信號 진폭이 작다고 하여 THL을 계속 增加시키거나, 筋信號 진폭이 작다고 하여 THL을 계속 감소시킨다면 SP測定에 많은 오차가 있게 되므로 그림 5와 같은 方法으로 그 크기를 設定하였다.

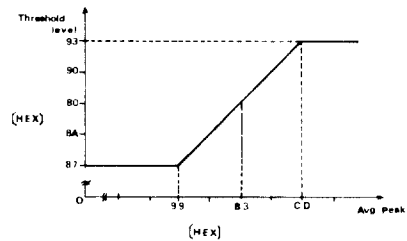


그림 5. Threshold level 설정
Fig. 5. Threshold level setting.

그림 6은 이러한 과정을 간략히 설명한 흐름도이며 여기서의 레벨은 實驗的으로 얻은 것이다.

본 연구의 實驗結果에 미루어 본다면 Yamada¹²⁾ 등의 시스템에서 THL을 最大 筋信號 크기의 4%로 固定하여 SP를 측정한다면 雜音레벨을 SP期間으로 設定할 가능성이 있다.

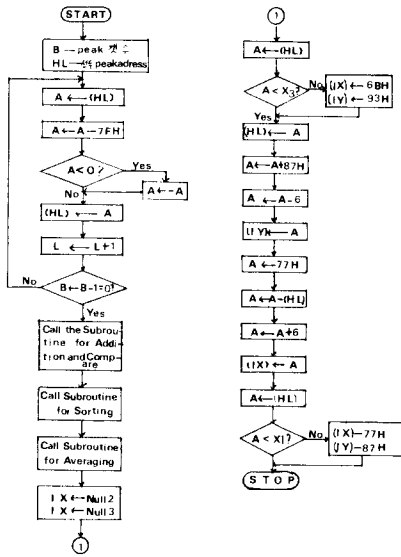


그림 6. Threshold level 설정 프로그램 흐름도
Fig. 6. Flow chart of Threshold level setting program.

THL을 調節하는 기능은 기존의 測定裝置에서 TV 모니터나 볼트미터에 나타난 患者의 筋信號 크기에 따라 일일이 EMG Amp의 利得을 調節해야하는 불편을 없앨 수 있다.

즉, EMG Amp의 利得을 調節하는 대신 THL을 自動적으로 변화시킴으로써 다른 조작 없이 마이크로 프로세서에 의해 정확한 SP를 측정할 수 있다. 피크 어드레스에 들어 있는 데이터가 THL보다 작으면 피크 어드레스에서 제외시킨다.

위와 같이 얻어진 피크 어드레스 사이의 시간 간격을 算出하고, 그 중 가장 긴 시간 간격을 측정함으로써 SP를 計算할 수 있다.

앞에서 언급했듯이 D/A出力 部分은 실제 시스템에서는 필요가 없으나 A/D變換된 데이터가 Real 데이터임을 오실로스코프 상에서 확인하기 위해서 실험 과정에 삽입한 것이다.

LED出力은 SP測定値를 10進 변환하여 LED에 표시하므로 나타난 숫자는 [ms]單位가 된다.

해머 스캐닝 部分은 LED 표시를 계속하다가 해머가 톱을 치면 프로그램의 첫부분으로 뛰어들어, 다시 SP 측정을 하게 된다.

IV. 實驗方法 및 結果

患者는 絶緣된 의자에 앉히고, 電極은 surface Ag-AgCl electrode (beckmann model 217412)를 使用하였으며, 接地電極은 踵骨에, ⊕ 입력 電極은 踵바퀴에서

입자로 향하는 線上에서 踵바퀴로부터 5cm정도 떨어진 部分에 觸診에 의해 咬筋을 찾아 固定시켰다.

⊖ 입력 電極은 咬筋纖維의 方向으로 ⊕ 입력 電極으로부터 2cm 떨어진 곳에 위치시켰다.

電極을 붙이기 前에 알코홀로 電極이 位置할 部分을 닦았으며 皮膚와 電極사이에는 電解質溶液 (electrolyte)을 使用하였다.

電極에서 EMG Amp로 連結된 線은 차폐시켜서 外部雜音의 影響을 줄였다. EMG Amp와 능동필터를 거친 筋電圖信號를 A/D變換器와 storage oscilloscope (HP1741A)에 연결하여 마이크로 컴퓨터시스템에 의한 計算値와 oscilloscope에 나타난 실제 波形에서의 SP와 比較할 수 있도록 하였다.

또한 장비를 장시간 가동하면서 반복 실험한 결과 신호의 신뢰성과 계기의 安定性 및 프로그램의 正確度를 확인할 수 있었다.

實驗對象은 學生 中에서 任意로 抽出한 5인으로서 하였다.

5인의 對象으로부터 얻어진 THL, 피크 데이터의 合, 계측시스템에 의해 얻어진 SP, 오실로스코프에서 觀測된 SP, 측정된 SP의 평균과 표준편차는 표 1과 같다.

위의 實驗結果로서도 알 수 있는 바와 같이 J.T.H.은 SP가 정상인에 비해 길게 測定되는 TMJ 患者이다. 이 學生의 경우 가끔 톱이 빠지거나 딱딱소리가 나며 약간의 통증이 있기도 하였다.

H.H.B.의 경우 筋信號의 크기는 J.T.H.에 비해 4배이상, 다른 學生에 비해 2배 정도의 크기를 가졌다.

H.K.J.는 과거 오래 前에 TMJ病歷이 있었으며 실험 기간 중에 齒痛이 있어 本人은 입을 꼭 다물었다고 하나, 피크 데이터는 다른 學生의 데이터에 비해 차이가 존재함을 알 수 있다.

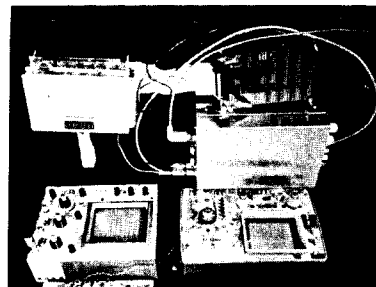


사진 1. 제작된 측정 장치
Photo 1. Designed measuring instrument.

표 1. 실험결과
Table 1. Experimental results.

NAME	NO	Threshold level[Hex]		Addition of all peak data[Hex]	System Measured SP (ms)	Storage Scope measured SP(ms)	Mean and Standard Dev.	
		Low	High					
N. H. K	1	7 3	8 B	0 2 5 B	2 4. 8	2 5	2 3.5	0.8 8
	2	7 3	8 B	0 2 4 A	2 4. 2	2 4		
	3	7 4	8 A	0 1 F 3	2 3. 0	2 3		
	4	7 5	8 9	0 2 4 F	2 2. 8	2 3		
	5	7 4	8 A	0 1 F 3	2 2. 5	2 3		
H. K. J	1	6 D	9 1	0 3 8 E	2 9. 4	3 0	2 8.6	2.3 1
	2	7 3	8 B	0 2 7 9	3 2. 4	3 2		
	3	7 4	8 A	0 2 3 C	2 6. 3	2 6		
	4	6 B	9 3	0 4 0 0	2 9. 0	3 0		
	5	7 2	8 C	0 2 8 0	2 6. 1	2 6		
J. T. H	1	7 7	8 7	0 0 A 5	5 5. 6	5 6	6 5.4	6.2 5
	2	7 7	8 7	0 0 B 4	7 3. 9	7 5		
	3	7 7	8 7	0 0 C 9	6 1. 8	6 2		
	4	7 7	8 7	0 0 C A	6 9. 1	7 0		
	5	7 7	8 7	0 0 8 A	6 6. 4	6 6		
K. T. S	1	7 3	8 B	0 2 5 5	3 2. 9	3 3	3 0.8	3.1 1
	2	7 4	8 A	0 2 0 2	3 0. 0	3 0		
	3	7 6	8 8	0 1 9 9	2 9. 8	3 0		
	4	7 3	8 B	0 2 3 E	3 5. 3	3 5		
	5	7 6	8 8	0 1 B 4	2 6. 1	3 6		
H. H. B	1	6 B	9 3	0 4 B E	2 3. 8	2 4	2 4.9	2.2 9
	2	6 B	9 3	0 4 B 2	2 0. 1	2 0		
	3	6 B	9 3	0 4 C 4	2 6. 4	2 7		
	4	6 B	9 3	0 4 0 3	2 8. 2	2 8		
	5	6 B	9 3	0 5 1 C	2 5. 9	2 6		

V. 結 論

본 연구에서 구성된 測定裝置는 刺戟을 인가한 후 모든 수행과정의 마이크로 프로세서에 의해 행해지며 결과는 LED에 나타나므로 마이크로 컴퓨터나 SP에 지식이 없는 오퍼레이터도 TMJ 症候群에 대한 정확한 診斷을 내릴 수 있으므로 臨床學的으로 매우 유용한 측정장치가 될 수 있다.

또한 지금까지 提案된 다른 측정장치에 비해서 患者나 患者의 상태에 따른 EMG Amp의 利得 調整이 필요 없고 가격이 저렴하며 편리하다.

實行時間에 있어서도 피크 어드레스數에 따라 약간의 차이가 있으나 0.5sec 내외이므로 더욱 빨리 SP 測定을 할 수 있다.

參 考 文 獻

[1] D.E. Geister, W.D. Mc Call, Jr. and M.M. Ash, Jr., "Computerized data acquisition and analysis for real-time electromyography in clinical dentistry," *Proc. IEEE*, vol. 63, pp. 1404-1414, Oct., 1975.

[2] Yoshiaki Yamada, Jeffrey L. Ash, George M. Ash and Major M. Ash, Jr. "A measuring system for EMG silent period using a micro-computer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 713-718, Nov 1982.

[3] R. Bessette, B. Bishop and N.D. Mohl, "Duration of massetric silent period in patient with TMJ syndrome" *J. Appl. Physiol.*, vol. 30, pp. 864-869, 1971.

[4] Louis J. Goldberg and Bess Derfler "Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle." *J. Neurophysiol.*, vol. 40, no. 4, pp. 879-890, July 1977.

[5] A. van Bortel, P. Goudswaard, G.M. van der Molen, and W.E.J. van den Bosch, "Changes in EMG power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue." *J. Appl. Physiol.*, vol. 54, pp. 51-58, 1983.