

咬筋의 休止期 測定機器에 관한 研究

金成煥* · 韓鉉培* · 徐 濶**

A STUDY ON THE SILENT PERIOD MEASURING DEVICE OF MASSETER MUSCLE

* Kim Sung-Hwan, Assis. Prof., B.S., M.S., Ph.D.

* Han Hyun-Bae, B.S.

**Suh Hwal, D.D.S., M.S.D.

..... > 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.

.....

》 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 마이크로 프로세서를 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 사용이 매우 便利한 齒科用 醫療裝備를 設計하였다.

I. 緒 論

咬筋(masseter muscle)은 側頭筋(temporal muscle), 外側翼突筋(external pterygoid muscle), 內側

翼突筋(internal pterygoid muscle)과 함께 咬合(occlusion)에 관계하는 근육으로서 閉口時(mouth closing) 下顎骨을 上方으로 끌어 당겨서 上·下의 齒牙가 咬合되게 하고, 下顎顆頭的 後退에도 관여하는 근육으로서 上記 咬合筋 中에서 가장 外側に 위

* 서울 시립대학 전자공학과

** 대성치과의원

* Dept. of Electronic Engineering, Seoul City Univ.

** Dae Sung Dental Clinic

치하고 있으며, 이 근육에 대한 筋電圖(electromyography; EMG)의 分析이 顎關節症候群(temporo-mandibular joint pain-disfunction syndrome)의 診斷에 의미가 있는가를 알기 위해 많은 연구가 있었으며, 그 결과 咬筋의 筋電圖의 分析 中에서 休止期(silent period; SP)의 측정은 중요한 정보를 얻을 수 있다고 보고되었다.

이에 따라 Geister등은 미니 컴퓨터(mini computer)와 Tape recorder 및 EMG polygraph 등으로 이루어진 측정장치를 고안하였으나 이런 裝備들을 위해서는 넓은 空間과 많은 經費가 소요될 뿐만 아니라 mini-computer에 대한 사용법을 별도로 익혀야 하는 등의 불편한 점이 많았고, 山田(Yamada)와 Ash는 이러한 斷點을 개선하기 위하여 마이크로 컴퓨터(micro-computer)와 A/D 變換器 및 筋電圖 增幅器(EMG Amplifier), 그리고 Cassette tape recorder 및 Basic interpreter로 구성된 비교적 高價의 측정 장치를 考案하였다.

그러나 이 System을 사용할 경우에도 患者의 筋信號의 크기에 따라 EMG Amplifier의 利得을 하나 하나 調節해야 하는 불편이 따를 뿐 만 아니라 實行 時間도 4sec로서 길며 마이크로 컴퓨터 및 그 周邊 裝置의 使用法에 대한 지식이 있어야 하므로 日常의 醫療 裝備로서는 적합하지 못하다.

이에 본 研究에서는 컴퓨터나 SP에 對한 특별한 지식이 없어도 容易하게 사용할 수가 있고, SP의 測定值도 正確하고, 價格이 低廉하며, 實行 時間이 매우 짧은 것은 물론, EMG Amplifier의 利得 調整이 필요 없는 測定 裝置를 설계하고자 하였다.

II. 咬筋의 特性과 體止期

咬筋의 起點부(origin)는 頰骨弓(zygomatic arch)이며 그 附屬部(insertion)는 同一 側面의 下顎角(mandibular angle)을 포함하는 下顎枝(ramus)와 下顎骨體(mandibular body)로서 하악 제2 대구치의 側面으로부터 하악지의 後側面 1/3까지 하악골의 下緣(lower border)에 해당된다. (그림 1)

咬筋은 下顎骨을 끌어올리는 것이 주기능이며 하악골의 單純 前方 運動時에도 약간의 도움을 주며 하악골의 極纖의인 側方 運動에도 능동적인 기능을 한다. (그림 2)

下顎骨의 位置를 結定하는 것이 그 기능인 것으로 사료되는 側頭筋에 비교하여 咬筋은 咬合力을 발생시키는 것이 그 주기능으로 간주되고 있다.

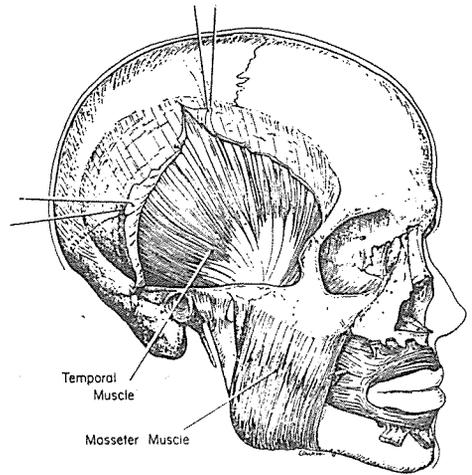


그림 1. 咬筋과 側頭筋의 해부학적 위치

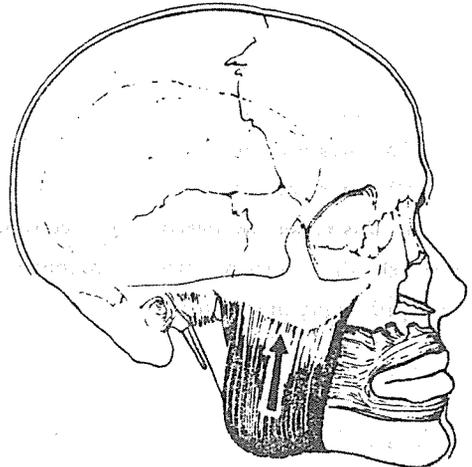


그림 2. 咬筋의 閉口時 근육 운동 방향

이 근육은 입을 다물고 강한 힘을 주면 그 움직임이 양측 안면부에서 외관으로도 볼 수가 있으며, 그 前緣은 양측 하악 제1 대구치의 루근에서 쉽게 촉지가 가능하다.

일반적으로 근육의 운동을 생리학적으로 취급할 때에 가장 중요한 개념은 α -motor neuron과 그것에 연결되는 근육 세포가 이루는 motor unit로부터 생각할 수가 있다. (그림 3)

이 때에 neuron과 근육 세포의 접합률(innervation ratio)은 근육의 기능과 크기에 따라 다르다.

예를 들면 눈의 근육은 하나의 neuron에 약 3개의 근육세포가 접합되어 있는데 이는 상당히 정교하고 빠른 기능을 발휘하기 위해서이며, 대퇴부의 근육에는 하나의 neuron에 수 백개의 근육 세포가 접합되어 있는 바 이는 눈이나 손가락의 근육보다

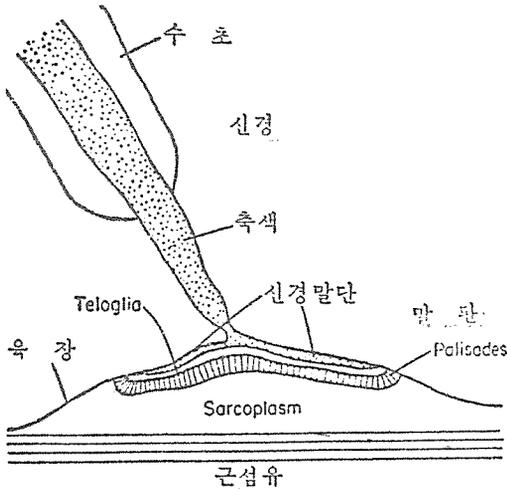


그림 3. 근섬유와 α -motor neuron의 접합

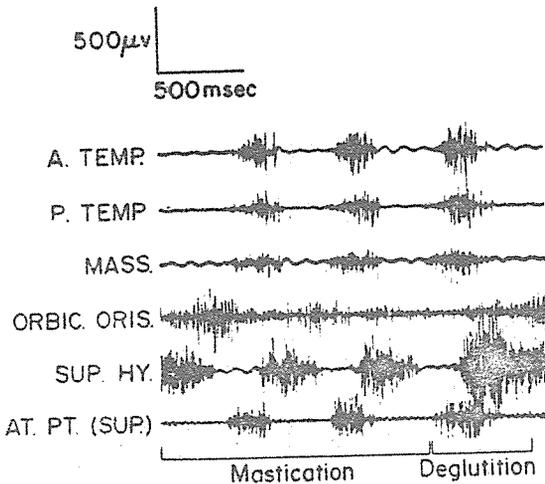


그림 4. 악안면 근육의 정상적운동시의 EMG 기록

- A Temp : 측두근의 앞부분
- P Temp : 측두근의 뒷부분
- Mass : 교근
- Orbic. Oris : 구륜근.

세밀하지 못하기 때문에 보인다.

motor unit의 기능은 근육내의 혹은 근육외부의 전기적인 변화를 기록하는 근전도(electromyography)를 이용하여 관찰할 수가 있다. (그림 4)

이때 筋肉의 電氣的인 活動은 해당 근육의 上部의 表皮에 表面 電極(surface electrode)을 접촉시키거나 근육 내에 가는 線電極(fine wire electrode)을 삽입하여 근육으로부터 나오는 電氣的인 變化를 oscilloscope나 speaker를 통하여 관찰하게 되며, 근육의 수축이 많을 수록 motor unit의 활동도 비례하여 증가하여 EMG 신호는 점점 간섭받는 양

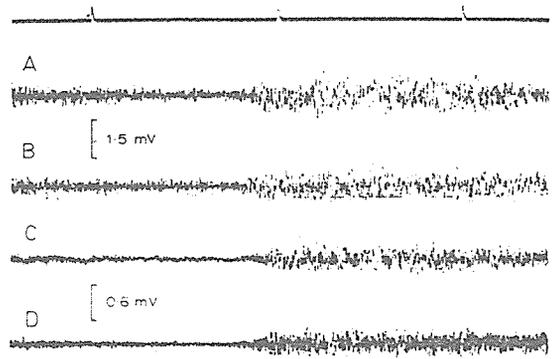


그림 5. 근육긴장의 증가로 인한 EMG상의 변화

- A : 우측 측두근
- B : 좌측 측두근
- C : 우측 교근
- D : 좌측 교근

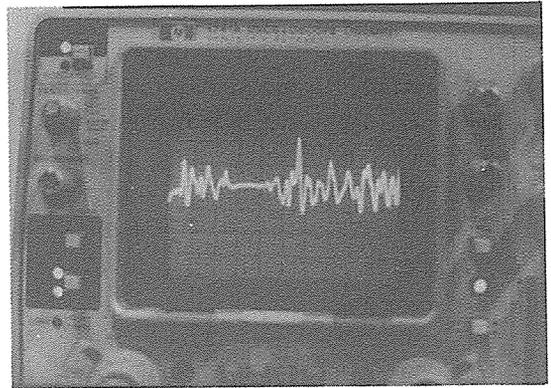


그림 6. Oscilloscope상의 S.P.상

상을 띄우게 된다. (그림 5)

筋電圖의 休止期(electromyographic silent period)라 하는 것은 근육이 收縮된 상태나 收縮되는 도중에 EMG의 活動이 점점 감소되거나 비교적 감소되는 경우 및 완전히 감소되는 기간을 뜻하는 것으로서 이는 筋肉의 收縮期 중에 電氣的 혹은 物理的인 刺戟을 받은 후에 순간적으로 筋肉 活動이 相對的 혹은 絶對的으로 줄어드는 기간이라고 받아들일 수가 있다. (그림 6)

이러한 休止期(silent period; SP)는 咬筋이나 側頭筋과 같이 自律的인 調節이 되지 않는 筋肉에서 확실하게 나타나는 특징이 있다.

치아를 꼭 다물게 되면 咬筋의 수축을 유발하게 되고, 이 때에 턱 끝을 tapping(가볍게 타격) 하게 되면 약 8~10msec 후에 자극이 중추신경계를 통하여 筋肉에 전달된다.

이 기간은 잠복기에 해당된다.

이러한 잠복기(latency)가 지나게 되면 계속되던 근육의 활동이 감소하거나 정지되는 것을 電極을 통하여 알 수가 있다.

이것을 Silent period(SP; 休止期)라고 하며 그 기간을 milisecond(m sec)로 측정할 수가 있다.

이런 SP는 TMJ and Muscle dysfunction syndrome, trigeminal neuralgia, multiple sclerosis 등과 같은 여러 증상의 진단에 이용될 수가 있다.

예를 들자면 咬筋의 SP가 35msec 이상이면 T-MJ Syndrome의 경우 외과적 수술이 필요하다고 주장하는 이가 있기도 하다.

그러나 SP의 測定만이 진단의 전부는 아니며 좀더 확실한 진단을 위한 보조적인 수단으로서의 가치는 충분하다고 볼 수 있다.

이런 SP의 발생 요인은 recurrent inhibition, muscle spindle output의 pause, postsynaptic inhibitory mechanism, Golgi tendon organ의 inhibitory activity, cortical 및 subcortical area로부터의 descending influence 등 이라고 논의되고 있다.

Bessette 등은 TMJ 症候群을 보이는 患者의 경우 咀嚼筋의 SP가 정상인에 비해 길어진다고 보고 하였으며 左/右側의 어느 한쪽의 TMJ에 대한 통증을 호소하는 환자라고 하여도 양쪽 咬筋의 SP는 같이 길다고 하였다.

이것으로 보아 SP의 길이는 TMJ에 이상이 있는 患者의 病의 深度와 比例하는 것이라고 사료되며, 따라서 顎關節症候群 患者의 診斷에 有用하리라고 생각된다.

III. 測定裝備의 構成 및 프로그램

그림 7에서 보는 바와 같이 測定裝置의 構成은

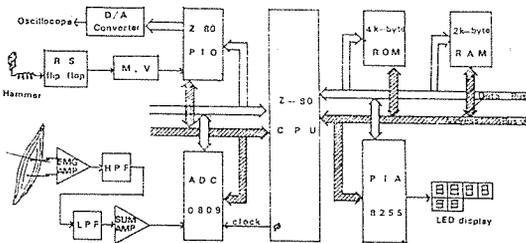


그림 7. 측정 장치의 구성
The configuration of measuring system.

Z-80 CPU, 4K ROM, 2K RAM, A/D 變換器, E-MG Amplifier, 마이크로 스위치가 부착된 해머 및 LED display로 되어 있다.

P.I.A. 8255는 LED와 Keyboard를 제어하고, Z-80 P.I.O.는 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 2.5V 드리프트 시켜서 입력한다.

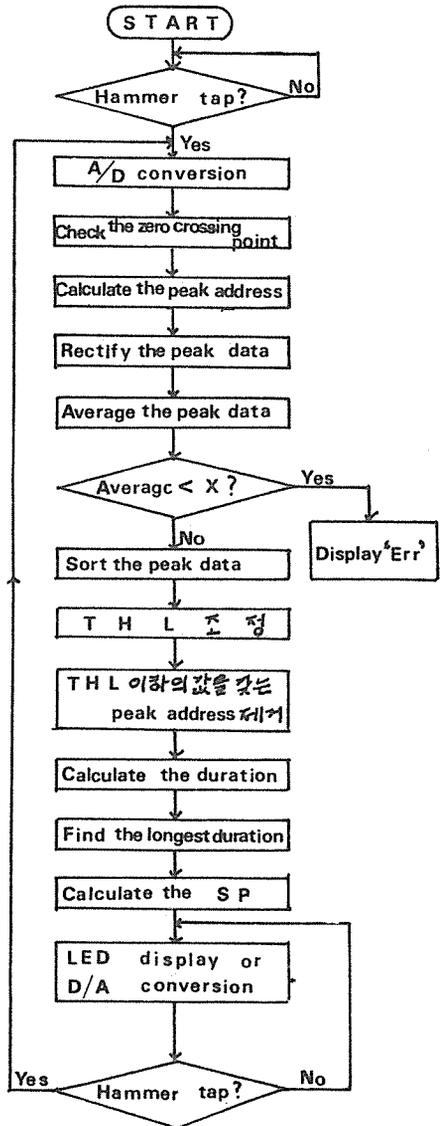


그림 8. 프로그램 흐름도
The flow chart of program.

해머 트리거 신호는 RS flip-flop을 사용하여 스위치에 의한 Chattering을 방지하고 멀티 바이브레이터로써 펄스폭을 조정했다.

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 : 10 Hz~1.2KHz)를 構成하여 CMPR 100dB이상, 入力 임피던스 22M Ω , Noise 10 μ V이하의 조건을 만족하도록 설계, 제작하였다.

回路的 精密도와 安定性を 높이기 위해 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 580 byte의 main program이 收錄된다.

2K byte의 RAM에는 데이터 및 계산 결과가 저장된다.

그림 8 은 어셈블러 프로그램의 흐름도이다.

본 측정 프로그램에서는 筋信號의 크기에 따른 Threshold level(THL)을 自動적으로 調整하고 測定結果를 직접 LED로 나타내도록 하였다.

해머가 턱 끝을 치면 2.5KHz의 샘플링 주파수로 A/D변환을 한다.

A/D변환된 入力 data들의 제로 레벨은 7F가 되므로 zero crossing point는 7F선을 지나는 점들이 된다.

Zero crossing point를 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 rectify 하여 合을 計算하고 그 값이 어느 레벨 以下이면 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 Threshold level로 정한다.

본 연구에서는 THL의 크기를 最大 피크 데이터들의 平均値의 크기에 따라 自動적으로 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

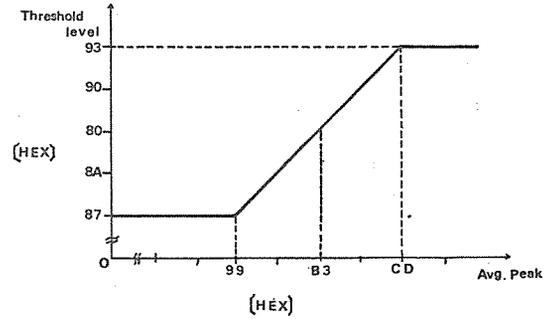


그림 9. Threshold level 설정 알고리즘
The Algorithm of Threshold level setting.

순간 筋信號의 크기는 齒牙의 무는힘에 따라서도 차이가 있으므로 필수적인 것이다.

그러나 患者의 筋信號 진폭이 크다고 하여 THL을 계속 증가시키거나, 筋信號 진폭이 작다고 하여 THL을 계속 감소시킨다면 SP測定에 많은 오차가 있게 되므로 그림 9와 같이 그 크기를 設定하였다.

그림 10은 이러한 過程을 간략히 설명한 흐름도이며 여기서의 레벨은 實驗의으로 얻은 것이다.

본 연구의 實驗結果에 미루어 본다면 Yamada 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.

THL을 調整하는 기능은 기존의 測定 裝置에서 TV모니터나 볼트미터에 나타난 患者의 筋信號 크

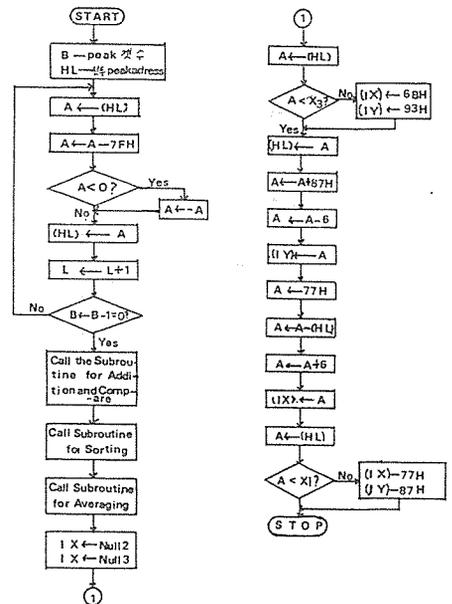


그림 10. Threshold level setting 흐름도
The Flow chart of Threshold level setting.

기에 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 자동적으로 변화시킴으로써 다른 조작없이 마이크로 프로세서에 의해 정확한 SP를 측정할 수 있다.

피크 어드레스에 들어 있는 데이터가 THL 보다 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 위에서 확인하기 위해서 실험과정에 삽입한 것이다.

LED出力은 SP測定值를 10進變換하여 LED에 표시하므로 나타난 숫자는(ms)單位가 된다.

해머 스캐닝 部分은 LED 표시를 계속하다가 해머가 턱을 치면 프로그램의 첫 부분으로 뛰어 다시 SP측정을 하게 된다.

표 1. 실험결과표 The table of experimental results.

NAME	NO	Threshold level(Hex)		Addition of all peak data (hex)	System Measured SP (ms)	Storage Scope measured SP (ms)
		Low	High			
N. H. K	1	7 3	8 B	0 2 5 B	2 4 . 8	2 5
	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	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
	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
	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	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

IV. 機器의 實驗 및 結果

위의 같은 設計에 의해 製作된 機器의 性能을 實驗하기 위하여 다음과 같은 방법을 이용하였다.

實驗 대상자를 絶緣된 의자에 앉히고 Surface Ag-Agcl electrode(Beckman Model 217412)를 電極으로 사용하여 接地 電極은 耳垂(earlobe)에 위치시키고, 田入力 電極은 耳垂(ear lobe) 下緣으로부터 口角에 이르는 線에서 耳垂로부터 5~6cm 떨어진 部位에 觸診에 의해 咬筋을 찾아 그 中央에 해당되는 곳에 固定시켰으며, ⊖入力 電極은 咬筋纖維의 方向으로 ⊕入力 電極으로부터 2cm 떨어진 곳에 위치시켰다.

電極을 붙이기 전에 70% alcohol을 사용하여 電極을 부착시킬 部位를 닦아내고, 皮膚와 電極 사이에는 電解質溶液(electrolyte)을 사용하였다.

電極에서 EMG Amp로 連結된 線은 차폐시켜서 外部雜音의 影響을 줄였으며, EMG Amp와 능동 필터를 거친 筋電圖信號는 A/D變換器와 Storage Oscilloscope(型式: HP 1741A)에 연결하여 microcomputer system에 의한 計算値와 Oscilloscope에 나타난 實際波形에서의 SP와 比較할 수 있도록 하였다.

實驗對象은 서울 市立大學에 在學 中인 학생 中에서 任意로 抽出한 5人으로 하였다.

5인의 對象으로부터 얻어진 THL, 피크 데이터의 幅, 계측시스템에 의해 얻어진 SP, Oscilloscope에서 觀測된 SP값은 다음 표와 같다. (표 1)

위의 實驗結果로써도 알 수 있는 바와 같이 J.T.H.은 SP가 정상인에 비해서 길게 測定되는 TMJ患者이다.

이 學生의 경우 가끔 턱이 탈구되거나 딱딱 소리가 나며 약간의 통증이 있기도 하였다고 했다.

H.M.B.의 경우 筋信號의 크기는 J.T.H.에 비해 4倍以上, 다른 學生에 비해 2倍 정도의 크기를 가졌다.

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

V. 結 論

본 연구에서 구성된 測定裝置는 刺戟을 전달한

후 모든 수행과정이 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 있는 정보를 얻을 수 있으므로 臨床學으로 매우 유용한 측정 장치 가 될 수 있다.

또한 지금까지 提案된 다른 측정 장치에 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.

REFERENCES

1. Bessette, R., Bishop, B. and Mohl, N.D.: Duration of masseteric silent period in patient with TMJ syndrome, J. Appl. Physiol., 30:864, 1971.
2. Bessette, R. and Shatkin, S.S.: Predicting by electromyography the results of non-surgical treatment of temporomandibular joint syndrome, Plast. Reconstr. Surg., 64: 232, 1979.
3. Bostel, A., et al.: Changes in EMG power spectra of facial and jaw-elevator muscles during fatigue, J. Appl. Physiol., 54:51, 1983.
4. Ganong, W.F.: Review of medical physiology, 5th ed., Lange medical publish., 1971.
5. Garliner, D.: Myofunctional therapy, 1st ed., W.B. Saunders, 1979.
6. Geister, D.E., McCall, W.D., Jr. and Ash, M.M., Jr.: Computerized data acquisition and analysis for real-mean electromyography in clinical dentistry, Proc. IEEE, 63:1404, 1975.
7. Goldberg, L.J. and Derfler, B.: Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle, J. Neurophysiol.,

40:879, 1977.

8. Peshek, R.J.: TMJ Therapy, 1st ed., Color Coded Charting and Filling Systems, 1983.
9. Pokorny, D.K. and Blake, F.P.: Principles of Occlusion, 1st ed., Univ. of Detroit

Publish, 1981.

10. Yamada, Y., et al.: A measuring system for EMG silent period using a microcomputer, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-29:713, 1982.