

http://dx.doi.org/10.17703/JCCT.2018.4.4.349  
JCCT 2018-11-45

## 교근 근전도 비교를 통한 턱관절 기능장애 평가

# Temporo-Mandibular Disorder Syndrome Evaluation by Masseter EMG

어승준\*, 전진우\*, 염호준\*\*, 한휘중\*\*\*

Seungjoon Eo\*, Jinwoo Jeon\*, Hojun Yeom\*\*, Whiejong Han\*\*\*

**요약** 인류는 과학기술의 발전과 함께 의학기술도 눈부신 발전을 거듭해왔다. 그러나 과거에도 난치성 질환은 여전히 존재하였듯이 지금도 난치성 질환이 존재하는데, 그 중 턱관절장애가 있다. 현재 의료선진국이라 불리는 대한민국 의료진들의 진단은 환자의 발언, 의사의 청음진단과 자를 이용한 진단, X-ray 촬영 진단 방식을 고수하며 시대에 뒤떨어지고 있다. 그렇기 때문에 환자의 정확한 증상 여부, 의사 본인의 진단 실력과 경력이 중요하고, 증상의 경중에 따른 진단 횟수의 증가와 이로 인해 발생하는 의료비용은 막대하다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위해 저작운동(최대폐구)시 교근에서 발생하는 근전도 신호를 %MVC를 통해 정량화하였다. 정량화된 근전도는 Cortex로 비교, 평가하여 턱관절 상태 평가 기준 지표를 확립할 것이다.

**주요어** : 턱관절기능장애, 근전도, Cortex, MVC

**Abstract** Human beings have made remarkable advances in medical technology as well as technological advances. However, as was the case in the past, incurable diseases still exist: temporo-mandibular joint (TMJ). The diagnosis of the Korean medical staff, currently called a "medical advance," is adhering to the outdated patient's comments, diagnosis using a doctor's auditory diagnosis and a ruler, and diagnosis of X-ray imaging. Therefore, it is important to have accurate patient symptoms, to have a doctor's own diagnosis and experience, to increase the number of diagnoses due to the severity of the symptoms, and to cover the costs of medical care. To solve this problem, the core conductive signal generated from the bridge was quantified through %MVC. Quantified EMG will be assessed and compared with Cortex to establish a jaw joint condition evaluation criterion.

**Key words** : TMD, Temporo-Mandibular Disorder. EMG, Cortex, MVC, Maximum voluntary contraction

### 1. 서론

현대의학은 인류의 보편적인 이념을 추구하면서 과학기술의 발전과 함께 놀라운 성장을 하였다. 하지만 눈부신 발전이 무색할 정도로 난치성 질환의 진단과 치료는

여전히 제자리걸음을 보이고 있다.[1] 이를 증명하듯, 현재 국내 의료진의 진단 방식은 여전히 환자의 발언, 의사의 청진과 자를 이용한 진단, X-ray 촬영사진에 의존하고 있으며, 턱관절 환자의 40%가 일반 의사들에 의해서 잘못 진단되고 치료된 것으로 보고되었다.[2] 이로 인해

\*정회원, 을지대학교 의료공학과 (제1저자)  
\*\*정회원, 을지대학교 의료공학과(참여저자)  
\*\*\*비회원, 을지대학교 의료경영학과 (교신저자)  
접수일: 2018년 7월 18일, 수정완료일: 2018년 8월 19일  
게재확정일: 2018년 9월 16일

Received: July 18, 2018 / Revised: August 19, 2018  
Accepted: August 16, 2018  
\*Corresponding Author: hyeom@eulji.ac.kr  
Dept. of Healthcare Management, Eulji Univ, Korea

환자가 증상을 정확하게 인지하는지의 여부와 의사 본인의 환자 진단 실력이 무엇보다도 중요하다. 턱관절장애는 난치성질환이므로 그 경중에 따라 시간의 경과에 따른 진단 횟수가 늘어날 수 있어 의료비용이 보다 기하급수적으로 증가할 수 있다. 이러한 환자의 진단 현실을 감안하여 본 논문에서는 다른 시각으로의 턱관절 기능장애(Temporomandibular disorders, TMD)를 평가 할 것이다. 턱관절 기능장애로부터 발생하는 측두하악관절 장애(Temporomandibular joint dysfunction, TMJ)는 턱관절 부위 및 교근의 통증, 하악운동의 어려움(개구 제한), 턱관절음(Clicking) 등을 발생시키며, 교근과 관련된 대표적인 질병으로 분류된다. 이를 이용하여, 저작운동(입을 씹는 동작)시 교근에서 발생하는 근전도 신호를 통해 좌우 턱관절 근육의 활성도를 비교 후 평가하는 턱관절 상태 평가 시스템을 구성할 예정이다.

## II. 관련 이론 및 기술

### 1. 근전도(Electro-Myo-Gram, EMG)

근전도Electromyography : EMG)검사는 근육의 수축이 전기신호의 형태로 근섬유에 전달되면 전기 화학적 작용으로 이온의 유출입이 발생하고, 이에 따른 전기적극성이 변하는 것을 측정하는 방법이다. 인체의 운동을 유발하는 근원적인 힘이 골격근의 수축에 의해 발생된다는 것을 고려하면 근전도신호의정확한측정을통해근육의활동을규명할 수있기때문에최근에관심이집중되고있다[3] 근전도를 측정하는 전극은 크게 표면근전도(sEMG)와 삽입근전도(iEMG)으로 나뉜다. 삽입전극은 국소부위의 활동전위를 정확하게 측정할 수 있지만 삽입해야 하기 때문에 번거롭고, 위험이 따를 수 있다. [3][4] 그에 반해 표면 근전도는 피부의 근육 위의 표면에서 근육 활동을 기록하여 근육 기능을 기록할 수 있으며, 위험성이 적다. 표면근전도신호는 근육이 수축하는 동안에 신경계에 의해 조절되는 신경근의 활성화 정도와 동원 패턴 등을 감지하기 위해 사용되는 생물의학적 신호로써(Reaz, Hussain, & Mohd-Yasin, 2006), 임상 및 재활 그리고 인간공학 전반에 걸쳐 널리 사용되는 비침습적인 측정도구이다. 추출된 신호는 주로 원신호를제한 후 평균값을 계산하고 다시 제곱근을 씌우는 RMS값을 구하는 방식으로 근에너지 정량화하여 연구에 사용된다.[5] 본 연구에서는 얼굴의 교근 외피에 해당부위에 생체 표면전극을 부착하여 측정하는 표면도출법을 채

택하였다. 이 접근 방식의 한계는 표면 근육에 국한되어 있으며, 피하 조직의 깊이에 영향을 받으며, 환자의 체중에 따라 매우 가변적 일 수 있다는 것이다. 그러기에 보다 정확한 Data를 위하여 정규화 과정이 필요하다.[5]

### 2. 신호처리(Signal Processing)

#### 1). 정규화(Normalizing)

측정한 근전도의 진폭정보인 RMS값은 피험자의 나이, 성별, 근육단면의 크기, 피부두께 등등의 피험자 개별성에 의해서도 영향을 받기 때문에 각 근육 부위 간, 또는 각 개별 피험자간의 근전도 진폭을 비교할 때에는 정규화 과정이 필수적이다.[6] 정규화의 가장 보편적인 방법으로 MVC(Maximum voluntary contraction)와 RVC(Reference voluntary contraction)가 있다. 두 방법 모두 먼저 어떤 기준 값을 정하고 그 값의 몇 %수준에 해당하는지를 표시하는 방법이다. 이 중 MVC는 피험자가 해당 근육에 최대 등척성 수축을 가했을 때의 RMS값을 기준으로 삼는 반면, RVC는 특정 동작을 취했을 때의 RMS값을 기준으로 삼는 방법이다. 다음 예는 특정 동작시 근전도의 RMS( $\mu V$ )를 MVC Normalization하여, %MVC단위로 정규화하는 방법을 나타낸다.[7]

- (a). 신뢰도 높은 MVC값을 얻기 위해 최대의 수의적인 수축의 근전도를 3번 반복 측정
- (b). 상기 3번 시행에 대한 평균 근전도 및 그래프 획득
- (c). 상기 (b)에서 반전된 부분과 같이, 최대 노력이 가해진 부분에 해당하는 중간영역만을 선택하여 평균값을 계산함으로써 MVC값을 결정
- (d). 먼저 검사 동작을 수행하게 하면서 근전도의 RMS값을 측정
- (e). 상기 RMS값을 MVC값으로 각각 나누면 0~100%의 범위를 갖는 %MVC값으로 정규화(Normalization)된 결과 획득

#### 2) 지수가중이동평균필터(Exponentially weighted moving average filter)

본 연구에서는 동작에 따라 발생하는 턱관절 근육에서 발생하는 근전도 신호의 전압 값을 실시간으로 추출한다. 최대폐구 동작은 순간적으로 발생하는 강한 수축력으로 인해 일부 시간대에서 전압값이 순간적으로 높아지기 때문에 이 값을 정확한 근전도 신호라고 보기엔 다소 무리가 있다. 이를 보완하기 위하여 지수가중이동평균필터를 사용해 정확한 근전도 신호 값을 확인할 수 있

도록 하였다. 이 필터는 취득한 값의 변화 추이를 잘 반영하는 데이터 처리 기법인 이동평균필터(Moving average filter, MAF) 중 지수값을 통해 평균값을 도출하는 기법을 말한다. 즉, 현재 시간까지 주어진 값들에 따라 그 값들의 평균값을 지수값으로 조절하여 이를 실시간으로 보여주는 방법이다. 아래 식과 같이 사용한다.[8]

$$\overline{Y}_t = (1-\alpha) \times \overline{Y}_{t-1} + \alpha \times \overline{X}_t$$

$\overline{Y}_t$ 는 현재 시간 t에 대한 평균 출력값, t는 주어진 현재 시간이고,  $\alpha$ 는 지수 가중치,  $\overline{Y}_{t-1}$ 는 이전 시간 t-1에 대한 평균 출력 값,  $\overline{X}_t$ 은 현재 시간 t에 대한 새로 취득된 신호 값이다

### III. 시스템 설계

본 장에서는 연구할 장치에 대한 설계 부분을 설명한다. 본 시스템은 신호 데이터 입력부, 증폭 및 필터부, Cortex를 통한 2CH ADC 및 DAC부로 설계되었으며, 정규화를 통해 얻어진 %MVC를 기준으로 10일간의 Data 비교를 통해 얻어진 각각의 기준치 10%를 기준으로 턴관절 기능장애가 평가되어진다.

#### 3.1 시스템 구성

측두하악관절 장애 평가 시스템에 대해서 상세하게 설명한다 시스템의 전체적인 시스템 구조는 [그림1]와 같다.

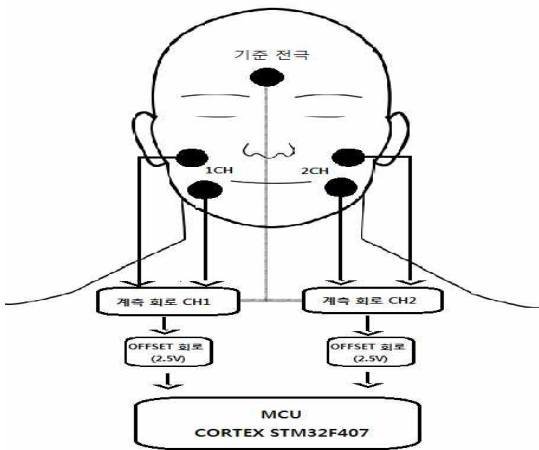


그림 1. 시스템 구성

Figure 1. System Configuration

#### 3.1.1 하드웨어 구성

처음 기본적인 EMG 회로를 브레드 보드에 구현하고 PCB회로 DIP방식으로 옮겨 기댓값과 실제 결과값에 대한 차이를 줄여 나간다. 근전도 주파수 대역은 24~540Hz, 증폭률은 6000배로 구성하였다. 또한 3전극 방식을 채택하여 외부의 노이즈 등이 근수축 신호로 인식하여 5uV ~ 50uV(RMS)까지 기준신호의 레벨로 올라 갈수 있음을 방지 하였다. 회로의 구성은 [그림2]와 같다.

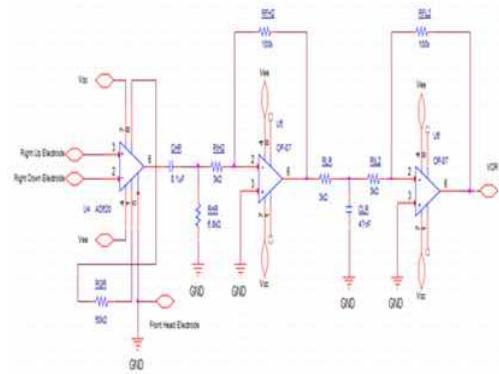


그림 2. 근전도 회로

Figure 2. EMG Circuit

#### 3.1.2 알고리즘 구성

본 알고리즘을 실시간으로 처리하기 위해 사용된 MCU는 Cortex M4 계열의 STM32F407이며 [그림3]과 같이 구성된다.

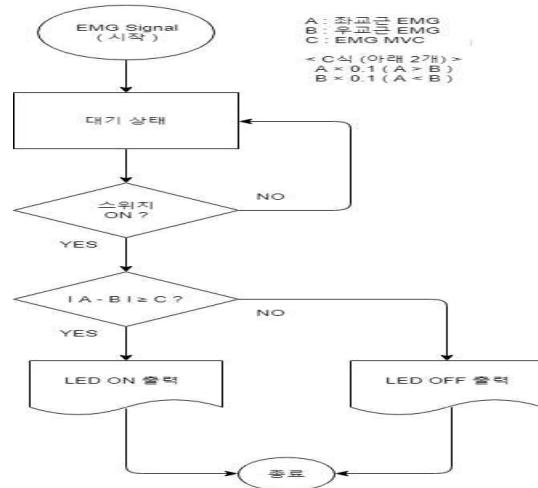


그림 3. 알고리즘

Figure 3. Algorithm

## IV. 연구 내용

### 1. 연구 대상

본 연구는 턱관절 유병율이 가장 높은 20대 성인 남성들을 선정하였으며, 실험군과 대조군으로 나누어 실험을 진행하였다. 실험군은 최근 1년 내 턱관절기능장애 경험 없이 일반적인 운동수행 능력에 지장이 없는 대상으로 선정하였고, 대조군은 최근 1년 이내 병원의 진단을 통해 우측 턱관절 기능장애를 앓고 있는 환자를 대상으로 선정하였다. 모든 대상자들은 연구 내용에 대해 충분한 설명을 듣고 자발적으로 동의한 경우 동의서를 작성하고 참여하였다.

### 2. 측정 항목

본 연구에서는 최대폐구에 따른 근 활성도를 측정하기 위해서 다음과 같은 측정항목을 선정하였다.

- 1) 10일간의 최대폐구시의 교근 MVC 측정
- 2) 10일간의 Data 확보 후 기준 %MVC 정립

### 3. 측정 방법

#### 1) 스트레칭

잠자리, 환경요인에 따른 오류 방지 및 부상위험을 예방하기 위해 동적 스트레칭을 실시하였다.

#### 2) 근전도 센서부착

근전도 측정은 양질의 근전도 자료를 얻기 위해 면도기를 사용하여 피부 외피층의 털을 제거하는 사전작업을 각 실험 대상자에게 실시하였다. 피 실험자의 좌우 교근 근전도를 측정하기 위하여 교근(Masseter) 상단과 교근(Masseter) 하단에 2개와 교근에서 멀리 떨어진 이마에 EMG 센서를 부착하였다. 근전도 전극부착은 동일한 실험자가 실시하여 전극부착 부위의 오차를 최소화하였다. 다음 회기에 같은 위치에 부착하기 위해 턱뼈각(Angle of mandible, 하악각)을 중심으로 거리를 측정하여 전극의 배치와 방향을 기록해두었다.

#### 3) 근전도 신호 획득

(a). MVC값을 얻기 위해 최대의 수의적인 수축의

근전도를 3번 반복 측정 및 그래프 획득

(b). 를 통한 그래프의 중간영역을 선택하여 평균값을 계산함으로써 MVC 결정

(c). 최대폐구 근전도의 RMS값 측정

(d).  $\frac{\text{실효값}}{\text{MVC}}$  0~100%의 범위를 갖는 %MVC값으로

## 정규화(Normalization) 후 평가

스위치를 ON 함으로서 근전도 신호를 획득 하였다. 최대 이악물기 상태에서 3초 이상 유지하여 근전도를 측정하였다. 최대 이악물기 상태의 근전도 값을 턱관절 기능장애 평가의 지표로 사용하였다. 전극을 부착하고 5초간 휴식 후 3초간 최대폐구를 실시한다. 각 동작사이에 5초의 휴식을 가지고 마지막 동작을 취한다. MVC를 얻기 위하여 3번의 동작 신호를 획득 후 평균을 내어 적절한 값을 채택하였다. 또한 제안한 알고리즘의 성능을 확인하고 장기적인 데이터 확보를 위해 24시간이 지난 후 동일 피실험자를 상대로 위의 실험을 실시하였다. 마지막으로 좀 더 정확한 분석을 위해 10일간의 데이터 분석을 하였다.

## V. 실험결과

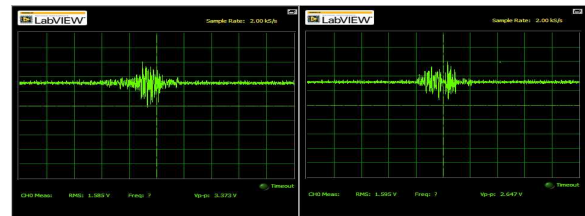


그림 4. 1일차 환자 EMG 파형

Figure 4. Day 1 patient EMG waveform

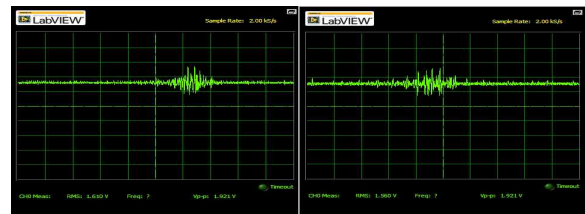


그림 5. 1일차 정상인 EMG 파형

Figure 5. Day 1 Normal EMG waveform

1일차 환자의 근 활성도 비교의 경우 [그림4]와 같이 나타났다. 최대 폐구시(깨물근) 좌측 교근 0.43 $\mu$ V, 우측 교근 0.55 $\mu$ V로서 약 0.1 $\mu$ V 차이를 보이고 있어 우측 근육이 긴장됨을 볼 수 있다. 반대로 정상인의 근활성도 비교는 [그림5]과 같이 나타났다. 좌측 교근 0.31 $\mu$ V, 우측 0.31 $\mu$ V로서 차이가 거의 없음을 볼 수 있다.

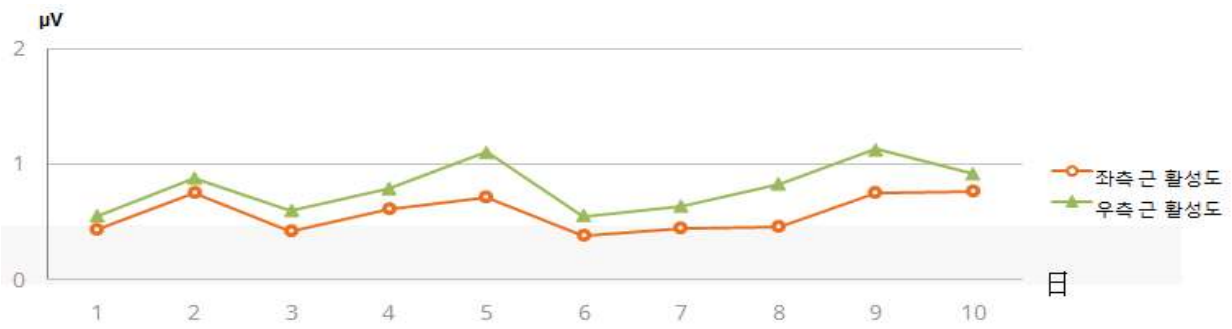


그림 6. 환자 좌/우측 교근 근전도 비교  
 Figure 6. Patient Left/Right Masseter EMG compare



그림 7. 정상인 좌/우측 교근 근전도 비교  
 Figure 7. Normal Left/Right Masseter EMG compare

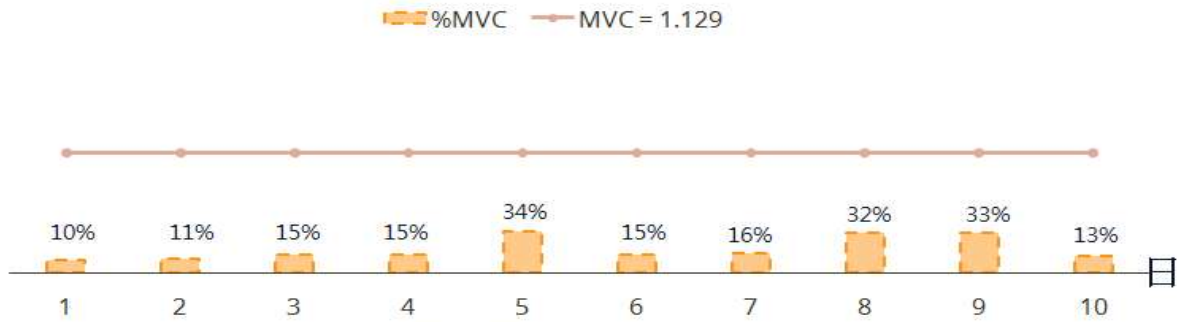


그림 8. 환자 MVC 및 %MVC 비교  
 Figure 8. Patient MVC and %MVC Compare

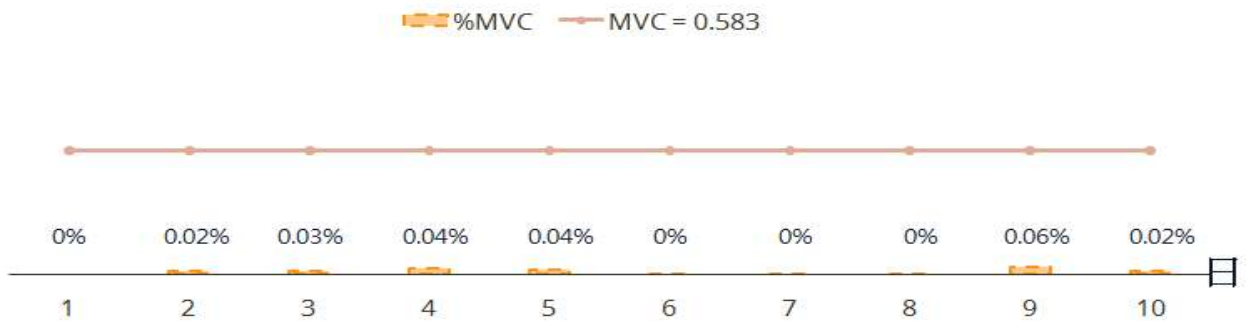


그림 9. 정상인 MVC 및 %MVC 비교  
 Figure 9. Normal MVC and %MVC Compare

하루만의 Data만으로는 턱관절 기능장애 평가를 할 수 없다. 총 10일간의 근활성도, MVC 및 %MVC는 [그림6],[그림7],[그림8],[그림9]와 같다.

10일간의 데이터 확보로서 먼저 환자의 경우 우측 교근의 근활성도가 상대적 높음을 보이지만 정상인의 경우 유의한 차이를 보인다. 10일간의 Data 속에서 MVC는 환자의 경우 1.129 $\mu$ V, 정상인은 0.583 $\mu$ V가 나왔다. 이 MVC를 정해진 공식에 대입해 정량화한 %MVC를 통한 비교 분석은 [그림8][그림9]로 나타내어진다. 환자의 경우 10% 이상을 꾸준히 보이고 있으며, 정상인의 경우 1%미만을 보이고 있다. 이를 통해 %MVC 기준을 10%로 정하여 턱관절 기능장애 평가 기준을 확립하였다.

## VI. 결론

본 기기의 데이터는 환자. 정상인 한명씩 선정하여 얻어진 결과 값이다. 그래서 여러 사람에게 적용 했을 시 평가기준에 대한 확립이 모호할 수 있다. 그렇기에 데이터의 신뢰성이 결여 되어있다. 이러한 점을 보완하기 위해 시스템에 대해 3가지 방안을 제시한다. 먼저 첫 번째는 보다 많은 사람에게 적용하여 임상 데이터를 이용해 평가 기준에 대한 확립, 두 번째로는 시중의 진단장치처럼 한가지의 방법으로 턱관절 기능장애를 평가했기에 객관적인 신뢰도 역시 떨어지는 문제점이 있었다. 그를 보완하기위해 공기압 펌프, 청음센서 등과 같은 턱관절 음을 청취 할 수 있는 센서를 추가 한다면, 기존의 장치보다 객관적인 신뢰도를 높일 수 있을 것이다. 마지막으로 외부 저장장치의 추가이다. 지금은 단순히 장치를 연결하여 확인을 하는 정도였다면 앱(App)과 연동한다면 자신의 상태를 기록하거나 예방치료에 따른 자신의 상태 증진을 확인 할 수 있을 것이다. 이러한 단점을 극복해 더 발전한다면 후에 더 개개인이 손쉽게 자신의 상태를 평가할 수 있으며, 후에 질병이 발생하기 전 예방 운동을 할 수 있을 것이며 발생 후 실시간 EMG신호 분석으로 환자의 건강 상태 치료가 진행됨을 확인 할 수 있을 것이다.

## References

- [1] Hee-Young Yang and Mee-Eun Kim. Prevalence and Treatment Pattern of Korean Patients with Temporomandibular Disorders. korean academy of orofacial pain and oral medicine, Vol. 34 No. 1, 2009, pp 63-79
- [2] Gunnar E. Carlsson, Tomas and Magnusson. Management of temporomandibular disorders in the general dental practice, Quintessence Publishing (IL), 1999.08.01. , pp. 13-23
- [3] Naomi C. Chesler, William K. Durfee, "Surface EMG as a Fatigue Indicator During FES-induced Isometric Muscle Contractions", Journal of Electromyography. Kinesiology, vol. 7, no. 1, 1997, pp. 27-37
- [4] D. S. Kim, D. Y. Cha, J. M. Jung, K. S. Choi, H. J. Yang, and S. P. Chang, "Study on optimization of bio-signal measurement through diversity of EMG electrodes patterns" Department of Electronic Engineering, Inha University. 2013.10, pp33-35
- [5] Min-hee Kim, Yoonjin Choi and BumChul Yoon "The Reliability of Surface Electromyographic Normalization Methods:A Review"Department of Physical Therapy, Korea (2014)UniversitySports Science & Physical Therapy (SSPT) Vol. 10, No. 1, 2014, pp13-20
- [6] Hong Hee Yoo and H. J. Lee. "Human body modeling", machine journal, Vol. 57, No. 12, 2017.12, pp 46-50
- [7] Mark Halaki and Karen Ginn, "Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?", October 17th 2012, pp175-188 DOI: 10.5772/49957
- [8] Ho-Jun Lee1, Seung-Kwon Lee1 and Jin Heung Kong. Precision Analysis of the DCF algorithm based on the Exponentially Weighted Moving Average Filter for Mobile OIS system. Dongwoon Anatech. Co. Ltd1, KwangWoon University Vol36, No 1, 2013, pp. 1878-1880