

## 양손에서 웨어러블 시스템을 이용한 파킨슨병의 정량적 진전 평가

이홍지<sup>1</sup> · 김상경<sup>1</sup> · 김한별<sup>1</sup> · 전효선<sup>1</sup> · 박혜영<sup>2</sup> · 정유진<sup>3</sup> · 김정환<sup>4</sup> · 전범석<sup>2</sup> · 박광석<sup>5</sup>

<sup>1</sup>서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공, <sup>2</sup>서울대학교병원 신경과, <sup>3</sup>강동 경희대학교병원 신경과, <sup>4</sup>(주)라이프사이언스 테크놀로지, <sup>5</sup>서울대학교 의과대학 의공학교실

### Quantitative Assessment of Tremor in PD Using a Wearable System on Both Hands

Hongji Lee<sup>1</sup>, Sangkyong Kim<sup>1</sup>, Hanbyul Kim<sup>1</sup>, Hyoseon Jeon<sup>1</sup>, Hyeyoung Park<sup>2</sup>, Yujin Jung<sup>3</sup>, Jeonghwan Kim<sup>4</sup>, Beomseok Jeon<sup>2</sup> and Kwangsuk Park<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Interdisciplinary Program in Bioengineering, Seoul National University

<sup>2</sup>Department of Neurology, Seoul National University Hospital

<sup>3</sup>Department of Neurology, Kyung Hee University Hospital at Gangdong

<sup>4</sup>Technology Group, Life Science Technology

<sup>5</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

(Manuscript received 27 May 2014; revised 25 June 2014; accepted 27 June 2014)

**Abstract:** One of the methods for Parkinson's disease(PD) tremor evaluation is the Clinical Tremor Rating Scale(CTRS). However, the method has some limitations that clinician ratings can vary because the scores are subjectively rated. In addition, most researches usually collected data measured on the more affected arm. In this study, we developed a portable wearable system(SNUMAP system) for measuring PD tremor. The SNUMAP system captures 3-dimensional motion using tri-accelerometer and tri-gyroscope on finger and wrist. 40 PD patients participated in resting tremor and postural tremor tasks, while wearing the system on both hands simultaneously. Estimated tremor scores from Leave-One-Out Cross Validation for regression were highly correlated to the average clinician CTRS scores for rest tremor( $r^2 = 0.87$ , RMSE = 0.48) and postural tremor( $r^2 = 0.82$ , RMSE = 0.48). Therefore, the quantitative assessment model can improve treatment of PD patients.

**Key words:** Quantitative PD tremor assessment, Wearable system, Tri-accelerometer and tri-gyroscope, Tremor severity

## 1. 서 론

과학기술과 의학의 발전으로 인간의 평균수명은 연장되었고, 이에 따라 노년층 인구의 비중이 점차 늘어나게 되었다. 우리나라는 2000년에 65세 이상 인구 비율이 7.2%가 되어

고령화 사회로 진입하였으며, 2018년에는 14.3%가 되어 고령사회에 진입하고, 2026년에는 노인인구 비율이 20.8%로 초고령화 사회가 될 전망이다[1]. 이처럼 노인 인구 비율의 증가에 따라 신경계 질환의 유병률도 급속히 증가하고 있다. 특히 파킨슨병 또는 뇌졸중 같은 노인성 신경계 질환들은 뚜렷한 치료법이 없어 노인들의 삶의 질 저하 및 가족들의 큰 경제적 부담이 되고 있다. 건강보험심사평가원에 따르면 2012년 파킨슨병 환자 수는 전년보다 9.2% 증가했고, 진료비는 22.4% 늘었다고 한다.

진전(tremor)은 신체의 일부가 불수의적으로 규칙적인 진동 운동을 하는 것으로, 파킨슨 병(Parkinson's disease), 본태성 진전(essential tremor) 등의 여러 다른 병에서 나

Corresponding Author : Kwangsuk Park  
713, Basic Science Building, College of Medicine, Seoul National University, 103, Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul  
TEL: +82-2-740-8594 / FAX: +82-2-744-7446  
E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

본 연구는 2013~2014년도 정부(보건복지부)의 재원으로 한국보건산업진흥원-보건의료연구개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. HI13C0455).

타나며 임상 경과와 주요한 지표가 된다. 진전의 특성을 이용하여 파킨슨병, 본태성 진전 및 생리적 진전(physiologic tremor)의 구분[2-5], 진전 증상이 있는 환자와 정상인의 구분[4]과 같은 연구들이 많이 진행되어 왔다. 약물 선정 및 치료의 효험을 보기 위해서는 지속적이고 정확한 진전 증상 평가가 필수적이다. 현재 사용되고 있는 진전평가 방법들 중 하나인 임상진전평가척도(Clinical Tremor Rating Scale, CTRS)는 임상가의 환자의 진전 증상을 육안으로 검사하여 0에서 4까지의 점수로 평가하는 것이다. 신체 각 부분에서 발견되는 진전 증상에 대하여, 없음(0점), 거의 알아보기 어려운 정도이며 간간이 나타남(1점), 어느 정도 간간이 관찰되며 약 2 cm 미만으로 떨림(2점), 비교적 심하게 관찰되며 지속적으로 약 2-4 cm 정도 떨림(3점), 매우 심하게 떨리며 진폭이 4 cm 이상임(4점)의 5점 서열 척도로 나누어 평가한다[6]. 하지만, 이는 임상가의 숙련여부에 따라 분석이 달라질 수도 있으므로 객관적이고 정량적인 진전 증상 진단 방법이 필요하다. 이를 위해, 가속도계(accelerometer), 각속도계(gyroscope), 근전도(electromyography) 및 레이저(laser) 등의 다양한 정량적 도구들을 이용하여 진전 증상을 측정하는 연구들이 이뤄져 왔다[7-14]. 그러나 전문 인력의 요구, 고가 장비의 필요, 제한된 방향의 진전만을 평가하는 단점이 있다. 또한, 대부분의 시스템은 한 번에 한 손에서의 진전만을 측정하도록 구성되었다. 하지만, 실제로 양손 모두 진전 증상이 있는 환자들이 상당히 있기 때문에 양손에서 동시에 진전 증상을 측정하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 3축 가속도계와 3축 자이로스코프를 결합한 휴대용 무선 시스템을 개발하여 양손의 손가락 및 손목에서 진전 증상을 측정하였다. 이 때, 오른손과 왼손의 데이터를 각각 분석하여 각각의 결과를 도출하는 기존 논문들과는 달리[2,15], 동시에 양손에서 측정된 데이터를 이용하여 환자의 증증도를 판단하였다. 파킨슨병 환자를 대상으로, CTRS 점수와 계측된 변수의 회귀 모델을 이용해 추정된 점수 간의 상관관계를 분석하였다.

## II. 연구재료 및 연구방법

### 1. 휴대용 측정 시스템

휴대용 웨어러블 측정 시스템(SNUMAP 시스템, (주)라이프사이언스테크놀로지, 대한민국)이 개발되었다. SNUMAP 시스템은 크게 두 부분으로 구성된다. 직육면체 형태의 무게 5.5 g인 수지부착 모듈과 무게 60 g인 손목부착 모듈은 신축성 케이블로 연결되었다. 각 모듈에는 3축 가속도계 센서(LIS3LV02DQ, STMicroelectronics, Switzerland)와 3축 각속도계 센서(L3GD20, STMicroelectronics, Switzerland)가 내장되어, 한 손에서 12 채널의 데이터를 129 Hz 샘플링 주파수로 받는다. X, Y, Z 축에 따라서 최대 6G에 이르는 가속도와 최대 2,000dps에 이르는 각속도를 검출할 수 있다. 손목 모듈에는 추가적으로 데이터 신호 처리, 메모리 저장, 블루투스 통신, 리튬 폴리머 배터리 및 충전부가 내장되었고, 사용시간은 연속 사용시 4시간정도 가능하다. SNUMAP 시스템의 구조도와 내부 신호 처리 모식도가 그림 1(a)에 있다. 수지부착 모듈은 벨크로로 고정되며, 손목부착 모듈은 폴리우레탄 시계줄 형태로 디자인되었다. SNUMAP 시스템을 양손에 착용한 모습이 그림 1(b)에 보여진다.

실시간으로 데이터를 PC로 전송하여 원신호(raw signal)를 센서 종류별로 디스플레이하며 저장할 수 있도록 유저 인터페이스를 설계하였다.

### 2. 연구대상

본 연구는 서울대학교병원 의료기기 의학연구심의위원회(IRB NO. D-1202-078-398)에서 승인을 받아 진행되었다. 서울대학교병원 신경과에 방문한 환자들 중 파킨슨병 환자 40명이 SNUMAP 시스템을 이용하여 진전증상을 측정하였다. 모든 환자들은 참여 전에 피험자 동의서를 작성하였다. 한 손에만 진전이 있는 경우에도 양손 모두에 이 시스템을 착용하여 데이터를 획득하였다.

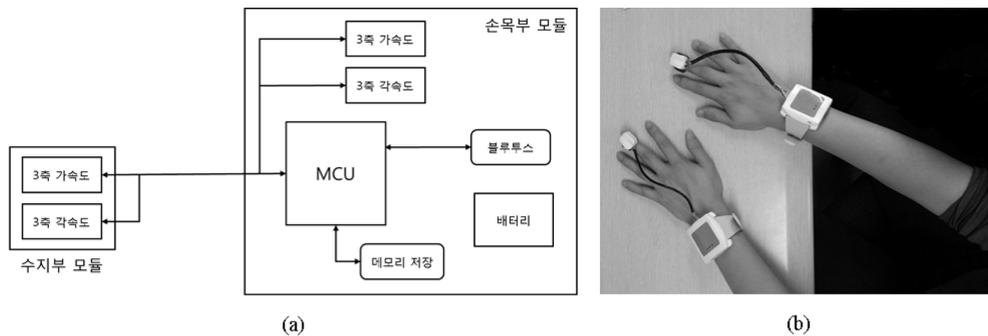


그림 1. (a) SNUMAP 시스템의 구조도와 내부 신호 처리 모식도, (b) SNUMAP 시스템을 양손에 착용한 모습.  
 Fig. 1. (a) The diagram of SNUMAP system. The SNUMAP system includes a finger-worn module and a wrist-worn module, (b) A patient wears the system on both hands.

3. 실험 프로토콜

환자가 등받이가 있는 의자에 앉으면, SNUMAP 시스템의 수지부착 모듈을 중지 손가락에 고정시키고, 동측의 손목 부위에 손목부착 모듈을 고정시킨 상태에서 안정시(rest) 및 체위성(postural) 진전을 각각 측정하였다. 비디오 카메라로도 동시에 기록하였다. 안정시 진전의 계측은 환자를 편하게 앉힌 다음 손바닥을 위로 하여 양측 팔을 무릎 위에 편안히 늘어뜨린 상태에서 30초간 수행하며, 체위성 진전의 계측은 앉은 상태에서 손가락을 벌리고 지면에 평행이 되도록 양손을 앞으로 뻗어(앞으로 나란히 자세) 30초 동안 측정한다.

임상의가 비디오 기록을 보며 CTRS 기준에 따라 환자의 왼손과 오른손의 진전 증상에 대해 따로 따로 점수를 매긴다. 각 손에 대해 두 명의 임상의에 의한 점수들의 평균값을 최종적인 CTRS 점수로 결정한다. 각 진전 종류별로 전체 80개의 데이터가 0에서 4점 사이로 다양한 진전 증상을 가졌다.

4. 신호 처리 및 진전 평가 알고리즘

30초의 기록 중 진폭이 일정하게 유지되는 10초의 구간을 택하여 3-10 Hz 대역 통과 필터(band pass filter)를 적용한다. 측정된 가속도 및 각속도 신호를 적분하여 거리와 각도를 각각 유도한 후, 3 축의 신호를 벡터 크기로 계산한 후 제곱 평균의 근(Root Mean Square, RMS)을 구한다. 변수는 지수적으로 증가하므로 10의 로그(log\_RMS)를 취하여 사용한다.

평균 CTRS 점수와 log\_RMS 변수 간의 상관관계를 살펴보고, 가장 높은 상관계수를 갖는 모듈 및 센서를 선정하여 선형회귀 방정식을 세워 분석하였다. 또한, 선형 회귀 모델의 적합성을 검증하기 위해 80개의 데이터 집합에서 Leave-One-Out Cross Validation(LOOCV)을 수행하여 추정된 점수와 평균 CTRS 점수와 비교하여 모델의 일반성 및 정량성을 판단하였다. LOOCV는 1개의 데이터를 테스트 데이터로 놓고, 나머지 데이터를 트레이닝 데이터로 설계하여, 모든 샘플이 한 번씩 테스트 데이터가 될 때까지 반복하는 교차 검증 방법이다. 그리고 SNUMAP 시스템의 장점인 4가지 센서의 데이터를 모두 독립변수로 놓으므로 다중 회귀 모델을 세우고 LOOCV를 수행하였다. 이 때, 결정 계수(R square, R<sup>2</sup>)와 평균 제곱근 오차(Root Mean Square Error, RMSE)로 결과를 나타내었다. R<sup>2</sup>은 총 변동량에 대한 회귀변동량의 비율이다. RMSE는 관측에서 나타나는 오차를 제공해서 평균한 값의 제곱근을 나타낸다. 이 분석은 각 진전 증상 종류별로 따로 수행 되었으며 모든 알고리즘 개발은 매트랩 R2013b(MATLAB, MathWorks)로 진행하였다.

III. 연구결과

개발된 SNUMAP 시스템은 환자의 진전 상태를 잘 반영하였다. 그림 2는 안정시 진전에서 CTRS 점수가 1로 판독된 환자와 CTRS 점수가 3으로 판독된 환자의 수지부착 모듈과 손목부착 모듈에서 측정된 가속도 신호를 각각 나타낸다. 진전 증상이 약한 환자(CTRS 점수가 1로 판독된 환자)의 경우, 수지부 및 손목부 가속도의 각 축에서 전반적으로 작은 값을 가진다. 그림 2(a)를 보면 수지부 가속도 X, Y, Z축에서는 약하지만 어느 정도의 움직임이 관찰되는 반면, 손목부 가속도 X, Y, Z축에서는 움직임이 거의 관찰되지 않는 것을 볼 수 있다. 이는 대부분의 진전 증상이 약한 환자들은 손가락 떨림만 간헐적으로 있고, 손목의 떨림은 없기 때문이다. 반면에, 한 축을 제외한 모든 축에서 크고 규칙적인 가속도 신호가 진전 증상이 심한 환자, 즉 CTRS 점수가 3으로 판독된 환자에서 나타났다(그림 2(b)). 진전 증상이 심할수록 손가락뿐만 아니라 손목의 떨림, 팔의 떨림이 동반되기 때문이다. 손목부 Y축은 다른 축에 비해 가속도 신호가 작는데, 이는 이 환자의 진전 증상의 특성이 손가락에서는 모든 축의 떨림이 심하지만, 손목에서는 위-아래 움직임(Z축)과 앞-뒤의 움직임(X축)이 강하고, 좌-우의 움직임(Y축)은 적게 떨리기 때문이다.

각 측정 부위별 센서에서 양손 데이터인 80개의 log\_RMS 값과 이에 해당하는 80개의 평균 CTRS와의 상관관

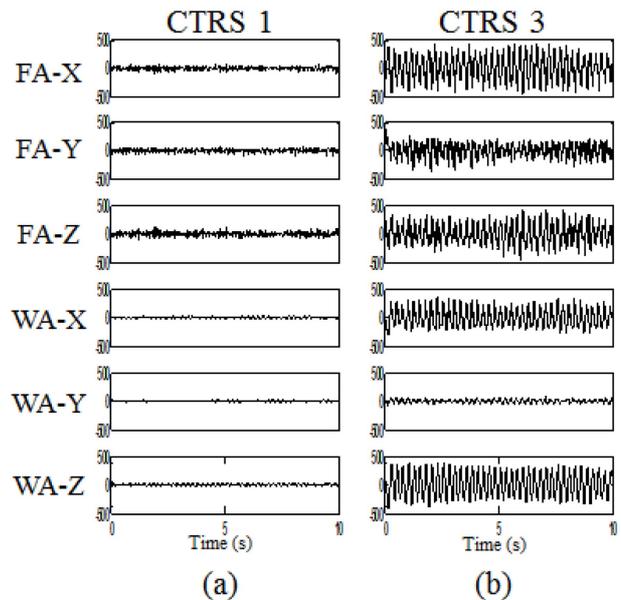


그림 2. 증상에 따른 안정시 진전에서 수지부 및 손목부 각 축의 가속도 신호 (a) CTRS 1, (b) CTRS 3, FA: 수지부 가속도, WA: 손목부 가속도.

Fig. 2. Each axis of accelerometer from finger and wrist for rest tremor (a) CTRS 1, (b) CTRS 3, FA: finger accelerometer, WA: wrist accelerometer.

표 1. 각 진전 종류별, 센서 종류별, log\_RMS 값과 평균 CTRS와의 상관관계.

Table 1. Correlation between log\_RMS and average CTRS scores for each task and each sensor.

Correlation	안정시 진전	체위성 진전
수지부 가속도	0.90	0.91
수지부 각속도	0.91	0.91
손목부 가속도	0.82	0.85
손목부 각속도	0.87	0.88

표 2. 수지부 가속도(FA)와 각속도(FG)로부터 얻어진 log\_RMS 값에 LOOCV를 이용해 추정된 점수와 평균 CTRS 점수 사이의 R<sup>2</sup> 및 RMSE.

Table 2. R<sup>2</sup> and RMSE of linear regression between the estimated scores using LOOCV and the average CTRS scores from finger accelerometer and gyroscope.

센서 종류	Linear regression with LOOCV R <sup>2</sup> (RMSE)	
	안정시 진전	체위성 진전
FA	0.80 (0.59)	0.81 (0.49)
FG	0.83 (0.54)	0.83 (0.47)

표 3. 4가지 센서의 데이터를 모두 이용한 다중회귀분석 및 LOOCV로부터 추정된 점수와 평균 CTRS 점수 사이의 R<sup>2</sup>과 RMSE.

Table 3. R<sup>2</sup> and RMSE of multiple regression comparing the average CTRS scores with the estimated scores using LOOCV.

진전 종류	Multiple regression with LOOCV	
	R <sup>2</sup>	RMSE
안정시 진전	0.87	0.48
체위성 진전	0.82	0.48

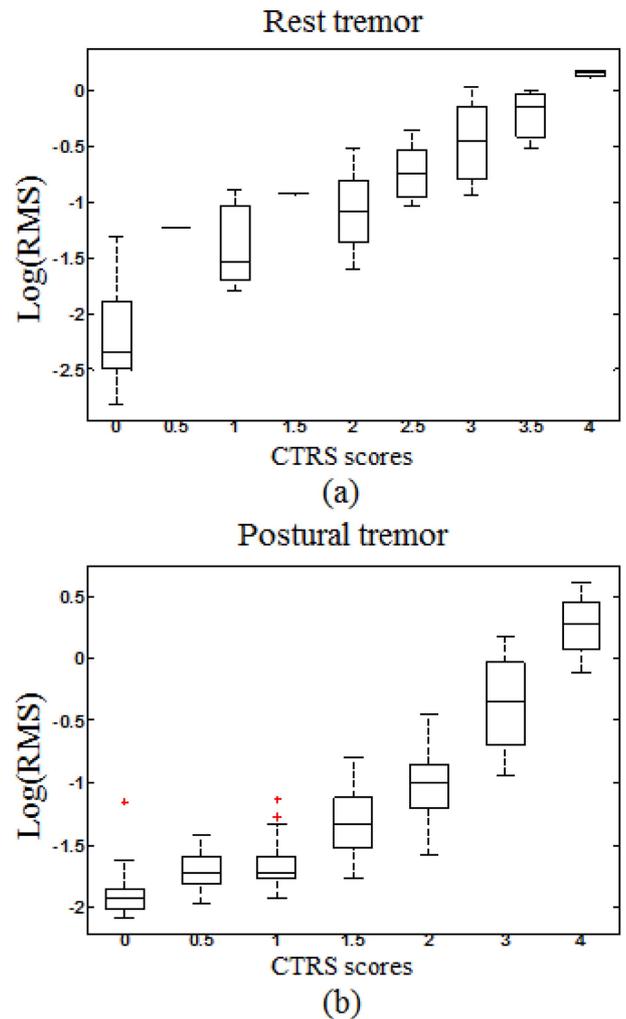


그림 3. 평균 CTRS 점수와 수지부 가속도 신호의 log\_RMS 간의 Box plot (a) 안정시 진전, (b) 체위성 진전.

Fig. 3. Box plots for log\_RMS from finger accelerometer depending on average CTRS scores (a) rest tremor, (b) postural tremor.

계가 표 1에 나타났다. 그림 3의 Box plot은 안정시 진전과 체위성 진전에서 평균 CTRS 점수와 수지부 모듈의 가속도로부터 구한 log\_RMS 간의 상관성을 보여준다. 그림 3(a)에서 나타나듯이, 안정시 진전에서는 평균 CTRS 점수

와 가속도의 log\_RMS 값이 서로 높은 선형적 상관관계를 가진다. 체위성 진전(그림 3(b))에서는 평균 CTRS 점수와 수지부 가속도 신호의 log\_RMS 값 간의 지수적 상관관계를 보인다. 즉, 두 진전 모두에서 CTRS 점수가 커질수록, 측정된 가속도의 log\_RMS 값도 증가하는 것을 확인하였다.

상관도가 높은 수지부착 모듈의 가속도, 각속도 센서로부터 얻어진 변수에 선형회귀 방정식 및 LOOCV를 적용하여 추정된 점수와 평균 CTRS 점수 사이의 R<sup>2</sup>와 RMSE 값이 표 2에 정리되었다. 그리고 각 진전 증상 종류별로, 4가지 센서(수지부 가속도, 각속도, 손목부 가속도, 각속도)의 데이터를 모두 이용하여 다중 회귀 모델을 세우고 LOOCV를 수행한 결과는 표 3에 나타났다. 추정된 점수와 임상치의 점수 간에는 높은 상관관계와 낮은 오차율을 보였다.

#### IV. 고 찰

본 연구에서는 통합 6축 센서 기반 휴대용 무선 시스템을 개발하여 양손 수지 및 손목에서 파킨슨병의 진전 증상을 측정하였다. 한 손에서 측정된 4 가지 센서의 log\_RMS 값들에 다중 회귀 모델을 적용해 추정된 점수와 평균 CTRS 점수 사이의 상관관계가 가장 높았다. 양손 데이터를 모두 포함한 80개의 데이터에 대해, 안정시 진전에서 R<sup>2</sup>은 0.87, RMSE는 0.48, 체위성 진전에서는 각각 0.82과 0.48을 보였다.

파킨슨병 진전의 정량화에 대해 보고한 대표적인 논문

서는 60명의 파킨슨병 환자를 대상으로 더 증상이 강한 손 또는 각 팔에서 한 개의 수지부착 모듈로 구성된 키네지아 시스템(Cleveland Medical Devices Inc, 미국)을 착용하여 진전 상태를 측정하였다. 손가락 위의 가속도와 각속도 신호의 파워를 이용하여 다중 선형 회귀 모델에 적용한 후, 87개의 데이터로 LOOCV를 이용해 추정된 모델과 임상의 점수 간의  $R^2$ (RMSE)는 안정시 진전에서 0.85(0.32), 체위성 진전에서 0.88(0.35)를 보였다[12]. 본 연구의 결과를 이와 비교해 봤을 때, 안정시 진전 및 체위성 진전에서 비슷한 상관성을 보였다. 본 연구에서의 RMSE 값이 큰 이유는 양손의 데이터를 모두 이용했기 때문에 상대적으로 변화의 폭이 크기 때문이다. Meigal *et al.*은 30명의 PD 환자에 대해 손목에 부착된 3축 가속도 센서로부터 추출한 peak power 값과 안정시 진전의 점수와의 상관관계가 0.62임을 보였다[2]. 비록 환자의 수, 센서 종류 및 사용된 센서의 수, 분석 방법이 다르므로 본 연구의 결과와 다른 논문들의 결과를 직접적으로 비교하기는 어렵지만, 몸의 여러 부위에서 다중 가속도 센서를 부착하여 진전 증상의 중증도를 평가했을 때, 18명의 PD 환자에 대해 87% 정확도[3], 12명의 PD 환자에 대해 최소 2.5% 추정 에러[16]를 가진 논문들도 보고가 되었다. 하지만, 이 두 논문은 6개 또는 8개의 센서들을 양 팔과 양 다리, 몸에 부착해야 하기 때문에 실생활에 적용하기는 어려울 것으로 보인다.

현재까지 보고된 많은 연구들에서 시간 또는 주파수 도메인 파라미터들[3,16-17] 뿐만 아니라 비선형(nonlinear) 파라미터들[2]을 비교하여 진전 증상의 특성들을 분석해왔다. 그 결과, RMS나 peak power에서 좋은 성능을 보였다. 본 연구에서 여러 변수들을 이용하지 않고 RMS 값만을 변수로 사용한 이유는 주파수 도메인 변수인 peak power나 면적 관련 변수들은 결국 시간 도메인 변수인 RMS와 같은 맥락이기 때문이다. 또한, 실제로 임상의가 환자의 진전 정도를 판단할 때는 떨리는 진폭이 기준이 되므로 이를 가장 잘 반영하는 변수가 RMS 값이기 때문이다.

안정시 진전에서 한 손에만 증상이 있는 환자 20명, 양손 다 증상이 있는 환자 수는 12명이었다. 체위성 진전에서는 11명이 한 손에서만 증상을 보였고, 23명의 환자가 양손 모두에서 진전 증상을 보였다. 따라서 양손 모두에서 진전 증상을 가지는 환자 수가 한 손에서만 증상을 보이는 환자 수와 차이가 거의 없으므로 양손에서 동시에 진전 증상을 측정하는 것은 효율적이다.

안정시 및 체위성 진전에서 전반적으로 손목부 센서를 이용한 것보다 수지부 센서를 이용한 결과가 더 좋은 것을 확인하였다(표 1). 하지만, 손목부 가속도로부터 구한 각도의 RMS 값을 이용한 경우, 수지부 센서들의 결과와 상관관계가 비슷하며 높은 상관관계를 보였다. 따라서 개발된 시스

템을 손목부 센서만을 포함한 시계형태로 변형하면, 외형적으로나 착용의 거리낌 없이 일상생활에서 지속적인 진전증상 모니터링이 가능하며[15], 내원할 때 외에 환자의 운동 장애를 진단할 수 있게 된다.

또한, 본 연구에서 개발된 SNUMAP 시스템을 이용하여 진전 증상의 중증도 평가뿐만 아니라 PD 특성 중 하나인 자세 불안정(postural instability) 평가[17] 또는 운동성 진전 평가[18] 등의 다양한 연구에 적용해 볼 것이다.

## References

- [1] Statistics Korea, *2011 Statistical Report on the Aged*, South Korea, 2011.
- [2] A.Y. Meigal, S.M. Rissanen, M.P. Tarvainen, S.D. Georgiadis, P.A. Karjalainen, O. Airaksinen, and M. Kankaanpaa, "Linear and nonlinear tremor acceleration characteristics in patients with Parkinson's disease," *Physiol. Meas.*, vol. 33, pp. 395-412, 2012.
- [3] G. Rigas, A.T. Tzallas, M.G. Tsipouras, P. Bougia, E.E. Tripolitou, D. Baga, D.I. Fotiadis, S.G. Tsouli, and S. Konitsiotis, "Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors," *IEEE T. Inf. Technol. B.*, vol. 16, no. 3, pp. 478-487, 2012.
- [4] J.M. Spyers-Ashby, M.J. Stokes, P.G. Bain, and S.J. Roberts, "Classification of normal and pathological tremors using a multidimensional electromagnetic system," *Med. Eng. Phys.*, vol. 21, pp. 713-723, 1999.
- [5] M. Engin, "A recording and analysis system for human tremor," *Measurement*, vol. 40, pp. 288-293, 2007.
- [6] S. Fahn, E. Tolosa, and C. Marin, *Clinical rating scale for tremor*, Jankovic J, Tolosa E, eds. Parkinson's disease and movement disorders, Urban & Schwarzenberg, 1998, pp. 225-234.
- [7] J.I. Hoff, E.A. Wagemans, B.J. van Hilten, "Ambulatory objective assessment of tremor in Parkinson's disease," *Clin. Neuropharmacol.*, vol. 24, pp. 280-283, 2001.
- [8] A. Salarian, H. Russmann, C. Wider, P.R. Burkhard, F.J. Vingerhoets, and K. Aminian, "Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 2, pp. 313-322, 2007.
- [9] S. Spieker, A. Boose, S. Breit, and J. Dichgans, "Long-term measurement of tremor," *Mov. Disord.*, vol. 13, pp. 81-84, 1998.
- [10] M. Bacher, E. Scholz, and H.C. Diener, "24 hour continuous tremor quantification based on EMG recording," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 72, no. 2, pp. 176-183, 1989.
- [11] D.E. Vaillancourt and K.M. Newell, "The dynamics of resting and postural tremor in Parkinson's disease," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 111, pp. 2046-2056, 2000.
- [12] J.P. Giuffrida, D.E. Riley, B.N. Maddux, and D.A. Heldman, "Clinically deployable kinesia™ technology for automated tremor assessment," *Mov. Disord.*, vol. 24, no. 5, pp. 723-730, 2009.
- [13] O. Sprdlík, Z. Hurak, M. Hoskovcova, O. Ulmanova, and E. Ruzicka, "Tremor analysis by decomposition of acceleration

- into gravity and inertial acceleration using inertial measurement unit,” *Biomed. Signal Process Control*, vol. 6, pp. 269-279, 2011.
- [14] A. Beuter, A. Geoffroy, and P. Cord, “The measurement of tremor using simple laser systems,” *J. Neurosci. Meth.*, vol. 53, pp. 47-54, 1994.
- [15] M. Smeja, F. Foerster, G. Fuchs, D. Emmans, A. Hornig, and J. Fahrenberg, “24-h assessment of tremor activity and posture in Parkinson’s disease by multi-channel accelerometry,” *J. Psychophysiol.*, vol. 13, pp. 245-256, 1999.
- [16] S. Patel, K. Lorincz, R. Hughes, N. Huggins, J. Growdon, D. Standaert, M. Akay, J. Dy, M. Welsh, and P. Bonato, “Monitoring motor fluctuations in patients with Parkinson’s disease using wearable sensors,” *IEEE T. Inf. Technol. B.*, vol. 13, no. 6, pp. 864-873, 2009.
- [17] L. Palmerini, L. Rocchi, S. Mellone, F. Valzania, and L. Chiari, “Feature selection for accelerometer-based posture analysis in Parkinson’s disease,” *IEEE T. Inf. Technol. B.*, vol. 15, no. 3, pp. 481-490, 2011.
- [18] M. Yokoe, R. Okuno, T. Hamasaki, Y. Kurachi, K. Akazawa, S. Sakoda, “Opening velocity, a novel parameter, for finger tapping test in patients with Parkinson’s disease,” *Parkinsonism Relat. D.*, vol. 15, pp. 440-444, 2009.