

Clinical Effectiveness of New Portable System for Measuring Spasticity of the Stroke Patients

김 거 식* · 서 정 환** · 송 철 규*
(Keo-Sik Kim · Jeong-Hwan Seo · Chul-Gyu Song)

Abstract - Spasticity is a motor disorder characterized by a velocity dependent increase in muscle tone with exaggerated tendon jerks, resulting from hyper-excitability of the stretch reflex. The aim of this study is to develop a portable system for quantifying the grade of spasticity which could calculate the biomechanical as well as neurophysiologic parameters, and for determining the relationship between the Tonic Stretch Reflex Threshold (TSRT) and Modified Ashworth Scale (MAS). Eleven patients with stroke participated in the study (6 males and 5 females, the average age of 64.5±16.0 years). As a results, the mean and standard deviation values of the TSRT were 129.8±4.2, 123.4±5.2 and 119.1±2.6 in the MAS 1, MAS 1+ and MAS 2 groups, respectively. Also, there was a negative correlation between the TSRT and MAS ($\rho = -0.72, p < 0.05$). This demonstrated that the TSRT could be made clinically available for the more objective and reliable evaluation of the spasticity, instead of using the conventional clinical scales and an isokinetic dynamometer.

Key Words : Muscle spasticity, Portable system, Tonic Stretch Reflex Threshold, Stroke

1. 서 론

경직(spasticity)은 '상부신경계 증후군의 한 구성요소로서, 신장반사의 과 흥분성에 기인하는 심부건 반사의 항진과, 속도에 비례하는 긴장성 신장반사의 특징을 갖는 운동질환'으로 정의된다[1]. 경직은 중추신경계의 손상으로 인한 뇌졸중이나 척수 손상 이후에 흔히 발생하는 합병증의 하나로써, 운동 속도가 증가할수록 경직의 정도가 심해지는 양상을 보이며, 일상생활 동작 및 보행에 심각한 장애를 초래한다.

경직을 측정하기 위한 방법은 이학적 방법과 진자검사, 생체역학적 방법이 있다. 이학적 방법은 Ashworth Scale, Modified Ashworth Scale (MAS), Tardieu Scale, Spasm Frequency Scale 등이 있으며, 측정이 쉽고 간단하다는 장점이 있다[2-3]. 하지만, 각 scale을 결정하는 데 필요한 'catch'나 'spasm'의 감지 여부는 검사자의 주관적인 판단에 의해 결정되므로, 검사자간 또는 측정 간 신뢰도가 낮다는 문제점이 있다[4-5]. 진자 검사는 슬관절이 진자 운동을 하는 동안 신장 반사가 유발됨으로써 대퇴 근육의 경직을 측정하는 것으로, 적용 부위가 하지로 제한되며, 경직 근육의 저항성(resistance) 증가 요인이 신장 속도의 변화에 의한 것인지 점탄성(viscoelastic)의 변화에 의한 것인지를 구분할

수 없다는 단점이 있다[6]. 생체역학적 방법은 등속성 근력계를 이용하여 측정하려는 관절을 수동으로 운동시키고 이때 발생하는 저항을 측정하는 것으로, 신장 속도와 크기를 표준화 할 수 있으며, 운동 속도 변화에 따른 저항의 변화를 정량화 할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 기존의 등속성 근력계는 장치가 크고 이동이 불편하여 환자가 직접 검사실로 이동해야 하는 불편함이 있으며, 근 신장이 모터에 의해 정해진 범위까지 강제적으로 행해지므로, 경직 발현 후에도 지속적으로 가해지는 토크로 인해 환자가 고통을 받을 수 있다는 문제점이 있다.

본 연구에서는 상기 언급된 문제점들을 해결할 수 있는 휴대형 경직 측정 장치를 개발하고, 임상에 적용함으로써 장치의 유용성을 검사하였다. 이를 위해 이학적 검사법인 MAS와 본 장치를 이용한 긴장성 신장반사 역치(Tonic Stretch Reflex Threshold, TSRT)를 측정하였으며, 두 값 간의 상관관계를 분석하였다.

2. 휴대형 경직 측정 시스템

휴대형 경직 측정 시스템은 센서 모듈과 제어 모듈로 구성되며, 관절 운동 시 측정된 각도(1 채널)와 근전도(2 채널)를 측정할 수 있도록 제작되었다. 그림 1은 센서모듈의 블록도이다. 센서 모듈은 센서에서 측정된 신호의 잡음을 제거하고 신호를 증폭하기 위한 아날로그 필터 회로와 증폭 회로로 구성된다. 아날로그 필터 회로는 전원 잡음을 제거하기 위한 60Hz 노치 필터와 위신호 효과(aliasing effect)를 방지하기 위한 250Hz 저역통과 필터로 구성된다. 또한, 각도 신호는 30Hz 버터워스 저역통과 필터를 이용하여 고주파

* 교신저자, 정회원 : 전북대 전기전자컴퓨터공학부, 영상정보통신기술연구소 교수

E-mail : cgsong@jbnu.ac.kr

* 정 회원 : 전북대 대학원 전자정보공학부 박사과정

** 비 회원 : 전북대 의학전문대학원 재활의학교실 교수

접수일자 : 2009년 11월 30일

최종완료 : 2009년 12월 7일

잡음을 제거하였으며, 근전도 신호는 20Hz 고역통과 필터를 사용하여 환자의 움직임이나 호흡 등으로 발생한 잡음을 제거하였다. 제작된 장치의 크기는 15×15×12cm이며, 무게는 500g이다.

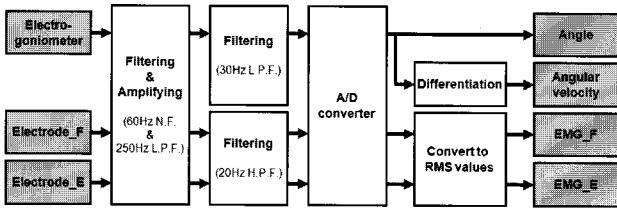


그림 1 경직측정 센서 모듈의 블록도
Fig. 1 Block diagram of the sensor module

제어 모듈은 센서 모듈에서 측정된 신호를 모니터링하고 수집된 데이터를 저장하기 위한 것으로서, 각종 신호처리 수행 및 수집된 데이터를 그래프나 문자로 출력하기 위한 랩탑 컴퓨터나 PDA와 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 A/D 컨버터(USB-6009, National Instruments™, U.S.)와 검사 중 측정된 신호를 모니터링하고 저장하기 위한 데이터 수집 소프트웨어로 구성된다. 데이터 수집 소프트웨어는 Labview(ver. 8.6, National Instruments™, U.S.) 기반으로 제작되었다(그림 2). 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 샘플링 주파수는 500Hz이다. 각도 신호는 센서가 부착된 위치에 따라 출력 값이 달라질 수 있으므로, 센서를 부착하고 팔을 완전히 편 상태에서 측정된 전압을 '0'에 해당하는 값으로 설정하여, 이 값을 기준으로 관절 운동시의 전압 변화를 각도 값으로 변환하여 저장한다. 근전도 신호는 원본 데이터의 실효값을 계산하여 저장한다.

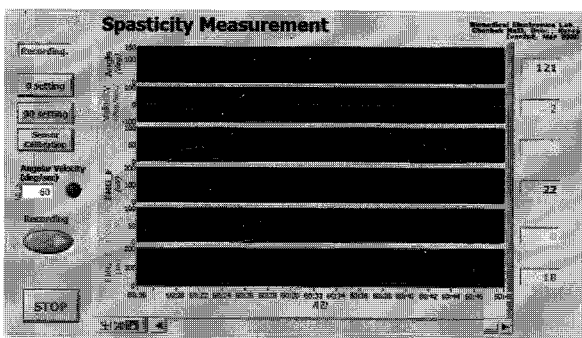


그림 2 데이터 수집과 변수 분석을 위한 GUI
Fig. 2 Graphic user interface for data acquisition and parameter analysis

3. 실험 대상 및 방법

3.1 실험 대상

방사선학적 검사와 신경학적 검사를 통해 뇌졸중으로 진단된 총 11명(남자 6명, 여자 5명)의 환자를 대상으로 경직도를 측정하였다. 평균 연령은 64.5세(표준편차:16.0)이었으며, 발병일로부터 검사까지의 평균기간은 8.5개월이었다(표 1). 관절 구축(contracture)으로 인해 팔꿈치 관절의 운동범

위가 30° 이내인 환자, 어깨 관절에 불완전 탈구(subluxation) 또는 통증이 있는 환자는 제외하였다.

표 1 피검자의 특성

Table 1 Clinical characteristics of the stroke patients

Patient	Age	Sex	Months	MAS
1	58	female	5	1
2	44	female	7	
3	72	female	2	
4	52	male	36	1+
5	81	female	2	
6	84	male	1	
7	79	male	4	
8	39	male	6	2
9	77	male	7	
10	72	female	7	
11	52	male	16	

MAS : Modified Ashworth Scale

3.2 실험 프로토콜

먼저 임상에서 흔히 쓰이는 MAS를 이용하여 경직을 측정하였다. 총 3회 측정 후 그 중 가장 높은 점수를 기록하였다.

TSRT를 측정하기 위해, 환자를 침대에 편안히 눕도록 하였다. 경직을 측정하는 상지의 어깨 관절만 약간 외전시켰으며, 근육들이 충분히 이완할 수 있도록 기다린 후, 팔꿈치 관절이 완전 신전된 상태를 0°로 하였다. 근전도 측정을 위해 이두박근(biceps)과 삼두박근(triceps)에 직경이 10mm인 일회용 Ag-AgCl 전극(Meditrace, U.S.)을 부착하였다. 관절각도 측정을 위해 팔꿈치 관절의 관절 축에서 움직임에 제한이 없는 곳에 전자각도계(SG150, Biometrics, U.K.)를 부착하였다.

경직 측정 시작 자세는 팔꿈치 관절은 최대로 굴곡(약 120° 위치)하였고, 어깨 관절은 약간 외전 하였다. 경직 측정은 검사자가 환자 손목을 잡고 수동적으로 팔꿈치 관절을 신전시킨 후 다시 굴곡 시켜 원래의 자세로 돌아오는 것을 1회로 하였으며, 검사간의 간격은 10초로 하였다. 관절 운동 속도는 60~180°/sec 사이에서 무작위로 선정하였으며, 총 10회 반복하였다.

3.3 긴장성 신장반사 역치

제작된 휴대형 경직 측정 시스템은 측정이 원심성 및 체절의 영향에 의한 운동신경세포 흥분성에 기반을 둔 것으로, λ 모델의 신장반사 역치와 연관성이 있다[7]. 이에 따르면 동적 신장반사 역치(Dynamic Stretch Reflex Threshold, DSRT)는 근전도 파형이 기본 근전도 파형에 비하여 변하기 시작하는 시점, 즉 근전도 크기가 휴식기에서 신호의 실효값 평균의 2배를 넘어서는 시점에서의 관절 각도와 각속도로 정의할 수 있다. TSRT는 DSRT를 선형 회귀 모델링(x축: 각도, y: 각속도)하여 각속도가 '0'일 때의 각도로 정의된다.

MAS와 TSRT 간의 상관관계를 확인하기 위해 SPSS 14.0 for windows (SPSS Inc., U.S.)을 이용하여 Spearman's rho coefficient 분석을 실시하고, 각 그룹 간 차이를 비교하기 위해 일원배치 분산분석과 사후분석(post-hoc test)을 실시하였다. 통계학적 유의수준은 p<0.05로 하였다.

4. 실험 결과

표 2는 MAS 그룹 별 TSRT의 평균과 최대, 최소값을 나타낸다. 실험 결과, 각 그룹의 TSRT의 평균과 표준편차는 129.8±4.2(MAS-1), 123.4±5.2(MAS-1+), 119.1±2.6(MAS-2)이었으며, 일원배치 분산분석 결과 그룹 간 의미 있는 차이를 보였다(p<0.05). 하지만 사후분석 결과 MAS-1과 MAS-2그룹간의 차이는 의미가 있었으나(p<0.05), MAS-1과 MAS-1+ 그룹 간(p=0.17), MAS-1+와 MAS-2 그룹 간(p=0.35)에는 차이가 없었는데, 이는 앞선 논문[4-5]에서 언급된 MAS의 낮은 신뢰도로 인한 것으로 생각된다. DSRT와 선형 회귀 방정식 간의 결정계수(R²)는 0.71±0.13(범위:0.45~0.88)이었다. MAS 등급이 높을수록 TSRT는 작은 값을 보였으며, MAS와 TSRT 사이의 연관성은 의미 있게 음의 상관관계를 보였다(rho=-0.72, p<0.05).

그림 3은 MAS-1과 MAS-2로 분류된 환자들의 DSRT와 선형회귀선을 나타낸다. 각 환자로부터 획득한 선형회귀선의 y 절편이 0인 지점(TSRT)을 비교하면, MAS 등급이 높을수록 경직이 발생하는 팔꿈치 관절의 운동 범위와 각속도가 작아서, 이로 인해 TSRT가 작아지는 것을 알 수 있다.

표 2 MAS 등급 별 긴장성 신장반사 역치(TSRT)와 결정계수(R²)

Table 2 Tonic Stretch Reflex Threshold(TSRT) values and coefficients of determination(R²) according to the Modified Ashworth Scale(MAS)

Patient	TSRT	R ²	MAS
1	128.13	0.88	1
2	134.56	0.76	
3	126.56	0.61	
4	127.47	0.66	1+
5	128.09	0.45	
6	120.56	0.76	
7	117.54	0.77	
8	119.62	0.83	2
9	116.64	0.81	
10	122.45	0.68	
11	117.65	0.59	

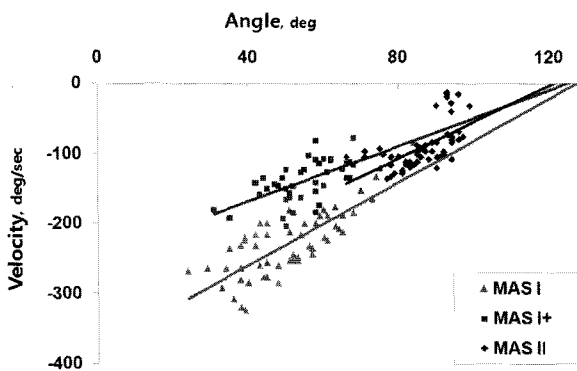


그림 3 MAS 등급 차이에 따른 DSRT 비교
Fig. 3 DSRTs according to the difference of MAS grade

5. 결론

본 연구에서는 휴대형 경직 측정 시스템을 제작하고 이를 뇌졸중 환자에 적용하여 장치의 임상적 유용성을 검사하였다. 제작된 장치를 이용하여 측정된 긴장성 신장반사 역치와 수정 Ashworth 척도 간의 상관계수는 -0.72로서 높은 상관관계를 보였으며, MAS 등급이 높을수록 긴장성 신장반사 역치값은 작아지는 경향을 보였다. 제작된 장치는 척수 손상이나 뇌졸중으로 인한 환자의 경직 검사나 치료 효과의 평가를 위한 추적검사에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

감사의 글

본 연구는 2차 BK21 사업과 2009년도 한국연구재단의 지원(NO.R01-2008-000-20089-0)과 2006년 전북대학교 기금의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참고 문헌

- [1] Lance, J.W., "Spasticity: Control of muscle tone, reflexes and movement: Robert Wartenberg lecture," Neurology, vol. 30, pp. 1303-1313, 1980.
- [2] Bohannon, R.W., Smith, M.B., "Interrater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity," Phys. Ther., vol. 67, pp. 206-207, 1987.
- [3] Burridge, J.H., Wood, D.E., Hermens, H.J., Voerman, G.E., Johnson, G.R., van Wijck, F., Platz, T., Gregoric, M., Hitchcock, R., Pandyan, A.D., "Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity," Disabil. Rehabil., vol. 27, pp. 69-80, 2005.
- [4] Pandyan, A.D., Johnson, G.R., Price, C.I.M., Curless, R.H., Barnes, M.P., Rodgers, H., "A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth scales as measures of spasticity," Clin. Rehabil., vol. 13, pp. 373-383, 1999.
- [5] Blackburn, M., van Vliet, P., Mockett, S.P., "Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke," Phys. Ther., vol. 82, pp. 25-34, 2002.
- [6] Biering-Sorensen, F., Nielsen, J.B., Klinge, K., "Spasticity assessment: a review," Spinal Cord, vol. 44, pp. 708-722, 2006.
- [7] Feldman, A.G., "Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control," J. Mot. Behav., vol. 18, pp. 17-54, 1986.