

진자실험을 통한 경직의 정량적 평가에 관한 연구

이영신* · 임현균* · 조강희** · 김봉옥** · 채진목**

*충남대학교 기계설계공학과, **충남대학교 재활의학과

(2000년 3월 4일 접수, 2000년 5월 30일 채택)

A Study on the Quantitative Evaluation of Spasticity Implementing Pendulum Test

Y.S. Lee*, H.K. Lim*, K.H. Cho**, B.O. Kim**, J.M. Chae**

*Department of Mechanical Design Engineering, Chungnam National University

**Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University

(Received March 4, 2000. Accepted May 30, 2000)

요약 : 본 연구에서는 중추신경계 질환에 의해 발생하는 경직을 정밀하고 정량적으로 평가하기 위하여 생체역학적 측면에서 실험 및 분석을 수행하였다. 객관적인 실험환경을 만족시키기 위해 기존에 검사자가 손으로 수행하던 방식을 개발된 진자실험 장치를 통하여 동일한 방법과 높이가 재현될 수 있도록 하였다. 하지의 진자 운동에서 발생하는 운동 형상학적 데이터들은 3차원 동작 분석장비(Elite, B.T.S. Italy)를 사용하여 측정하였으며, 경직과 관련된 하지의 각도, 각속도 변수에 대한 분석이 수행되었다. 진자 운동시 하지의 운동형상학적 데이터, 근육들의 길이변화와 변화 속도, 동적 근전도신호 등을 동시에 고려할 수 있는 프로그램을 제작하였다. 또한 기존의 분석보다 다양한 각도에서 경직의 정량적 평가가 가능하도록 14개의 새로운 변수를 도출하여 정량적 평가를 위한 총 26개의 변수에 대한 상호 상관성을 검토하였다. 새롭게 제시된 검사방법과 새로운 변수를 통하여 정밀하고 객관적인 경직 판정의 가능성을 제시하였다.

Abstract : An accurate quantitative biomechanical evaluation for the spasticity caused by the disorder of central nervous system was made in this study. A sudden leg dropper was designed to generate objective testing environment at every trial. 3-dimensional motion analysis system(Elite®, B.T.S.®, Italy) was used to measure kinematic data which were angle, and angular velocity of a lower limb. A program was developed to analyze the kinematic data of lower limb motion, and dynamic EMG data at the same time. To evaluate spasticity quantitatively, total 26 parameters including 14 parameters newly driven were analyzed, and statistical analysis were made for bilateral correlations. Results showed possibility to make accurate quantitative and objective evaluation for spasticity with various new parameters using new devices and program.

Key words : Spasticity, Quantitative evaluation, Pendulum, Muscle model, Central nervous system

서 론

경직의 대표적인 특징은 속도에 의존(velocity-dependent)하여 증가하는 신장반사(tonic stretch reflexes) 현상이고 경직에 관계된 근육강성에 영향을 미치는 중요한 요소는 근육 자극의 정도이다. 환자의 상태를 진단하고 치료 후 호전 상태

를 알기 위해 많은 진단법이 사용되는데 경직을 평가하기 위한 방법은 크게 이학적 평가법, 생체역학적 평가법 및 전기 생리학적 평가법으로 나눌 수 있다. 이학적 평가법은 임상에서 가장 흔히 사용되는 방법으로 MAS(modified Ashworth scale)가 사용된다. 그러나 MAS를 비롯한 주관적 평가법은 검사자의 숙련도와 매우 연관이 높으며 검사자마다 약간의 다른 소견을 보이는 등 단점이 지적되어 왔다[1]. 따라서 경직에 대한 객관적이고 정량적인 측정 방법이 다양하게 시도되어 왔다. 정량적 평가법으로 가장 발전된 상태는 생체역학적 방법으로 진자 실험을 통한 슬관절 각도그래프(goniogram) 변화와 전기생리학적 특성을 이용한 동적 근전도를 동시에 사용하여 각도변화, 각속도, 하지 근육의 신장반사 시작점 등을 동시에

본 연구는 1999년도 보건복지부 보건의료기술 연구개발사업 연구(과제번호 : HMP-98-N-2-0030)지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 이영신 (305-335) 대전시 유성구 궁동 220

충남대학교 기계설계공학과

Tel. (042)821-6644, Fax. (042)822-7366

E-mail : yslee@shell.cnu.ac.kr

고려하는 방법이다[2-4]. 진자실험이란 생체역학적 관점에서 도입된 방법으로 환자를 침대나 의자 위에 눕거나 앉게 하여 하지(종아리+발)를 자유 낙하시켜 이때의 수동운동의 운동형상학적 데이터를 분석하는 것이다.

진자실험을 위해 지난 20년 동안 여러 형태의 실험장비들이 사용되었다. 최초로 진자실험으로 경직을 평가한 연구는 Wartenberg의 저속이동 카메라를 이용한 방법이 있다[1]. 이후 정량적 진자 실험에 사용된 장치는 potentiometer, goniometer 와 tachometer였는데, 어떤 경우는 실험장비의 속도가 너무 느려 경직의 감소를 보이는 경우도 있었고, 정확한 속도의 측정이 어려워 속도 변수를 충분히 고려하지 못한 경우도 있었

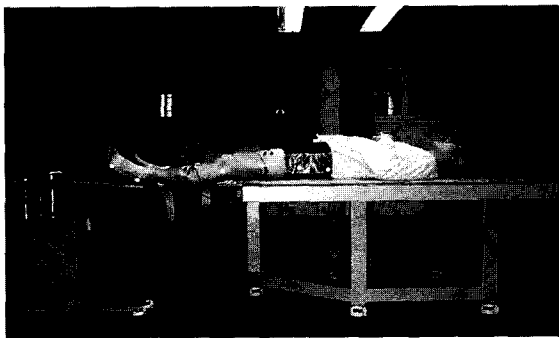


그림 1. 진자 실험 및 장비 (Elite® and sudden leg dropper)
Fig. 1 Pendulum test and apparatus

다[2]. 그러나 최근에 컴퓨터와 사진 측정학의 발전으로 3차원 동작 분석기를 사용한 측정법이 경직의 평가를 위해 사용되고 있어 보다 정확한 측정이 이루어지고 있다[3].

경직은 근육의 신장 반사가 항진되고 그것이 신장되는 속도에 따라 증가하며 건반사의 항진을 동반한 운동질환[4]으로 정의되고 있다. 따라서 이를 고려하여 정량적 평가법의 일환으로 근육에 근전도를 장착하고 경직 발생 촉발 시간(신장반사 역치)을 측정하는 방식을 사용하고 있으나 슬관절 각도와 족관절 각도에 따른 근육의 길이 변화와 속도를 충분히 반영하여 연구 보고된 것은 많지 않다[3]. 이는 경직의 기전이 근육의 긴장상태와 신장/이완 상태에 매우 관련 있음을 충분히 이해하고 있는 상태에서도 간과되어지고 있는 사실이므로 이를 충분히 고려한 연구가 요구되고 있다. 또한 진자 실험에서 얻어지는 결과들은 환자들의 상태에 따라 상당한 차이가 발생하고 있으므로 이러한 차이를 보다 다양한 각도에서 다양한 변수를 통하여 분석함이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 이러한 문제점을 고려하여 지금까지 검사자가 환자의 다리를 들고 있던 환경을 보다 객관적으로 구현할 수 있도록 다리 낙하장치를 설계/제작하여 사용하였다(그림 1). 또한 슬관절 및 족관절 각도 변화에 따른 보다 정확한 하지 근육 길이의 운동형상학적 변수 해석을 위하여 하지관절각도에 따른 근육 길이의 변화를 고려한 연구를 수행하였다. 보다 정확한 각도 및 각속도의 측정을 위하여 3차원 동작 분석장비(ELITE)를 사용하였으며, 동적 근전도와 각도변화, 근육의 길이변화를 동기화 시켜 분석 가능한 프로그램(SPAR

I)을 개발하여 실험에 이용하였다. 그리고 기존 연구의 변수에 14개의 변수를 추가하여 총 26개의 변수를 분석함으로써 정량적 평가를 위해 다각적인 고찰을 하였다.

실험 방법

선행 연구를 통하여 경직의 신장반사가 가장 민감하게 유발될 수 있는 환자의 자세는 대퇴 사두근이 가장 길게되는 상태인 누운 자세임이 밝혀졌다[1]. 본 연구에서는 환자가 누운 상태에서 측정하였고 측정되지 않고 있는 반대편 다리 위치의 불안정으로 인하여 발생될 수 있는 실험적 위해 요소를 제거하기 위하여 반대방향의 다리는 받침대에 고정시켰다.

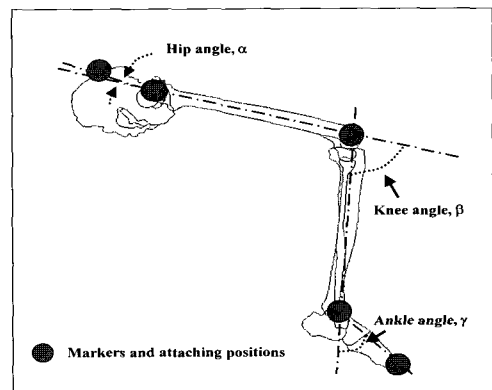


그림 2. 하지관절 각도 정의 및 마커 위치
Fig. 2 Definition of angle on the lower limb joint and marker position

각도를 측정하기 위해 피실험자는 하의 탈의 상태에서 5개의 마커를 장골능, 대퇴골 대전자, 대퇴외측상과, 비골외과, 제 5 중족지골두에 장착하였다(그림 2). 제 5 중족지골두에 위치한 마커를 제외한 나머지 4개의 마커는 일직선에 위치시켜 족관절각 측정시 오차를 줄였다. 데이터 채취율은 100 Hz이었다. 또한 동적근전도 검사는 TELEMG® (B.T.S.®, Milan, Italy)를 이용하여 표면전극을 대퇴직근, 내측광근, 대퇴내전근, 대퇴이두근장두, 반건양근, 전경골근, 장비골근, 비복근에 부착시켰고 검사시 데이터 채취율은 500 Hz, 대역폭은 10-200 Hz로 하였다. 실험은 검사 전에 5회의 진자운동을 하여 피실험자에게 검사 적응을 유도하고 실제 검사를 5회 시행하였으며 각 검사마다 30초의 간격을 두었다.

측정된 자료는 SPAR I 프로그램에서 읽어들여 각도, 시간, 각속도, 근육 길이 변화 등의 데이터를 분석하였고, 각도이완지수, 근육 길이 이완지수 등은 프로그램에서 계산되었다.

피실험자

피실험자는 남자 24명, 여자 7명이었고, 원인별로는 뇌졸중 16명, 외상성 뇌손상 6명, 척수 손상 9명이었으며, MAS로 분류를 하면 1등급 12명, 2등급 13명, 3등급 6명이었다. 환자군의

표 1. 본 연구에서 새롭게 사용된 변수 정의

Table 1. Definition of parameters newly used in this study

Parameter	Description		
L1	Slope of the first flexion angle to the second angle during the interval	$(A1f-A2f)/(t2-t1)$	A1f : 1st flexion angle A2f : 2nd flexion angle A1e : 1st extension angle A2e : 2nd extension angle θ : angle of EMG onset Arest : resting angle
L2	Muscle length change ratio at EMG peak onset	-	
L3	Ratio of the first flexion angle to the second flexion angle	$A1f/A2f$	
L4	Ratio of the first extension angle to the second extension angle	$A1e/A2e$	
L5	First maximum flexion angle of ankle	-	
L6	Angle at maximum EMG onset	-	
L7	Angle ratio of the first flexion angle to the second flexion angle	$(A1f-A2f)/A1f$	
L8	L3/L4	-	
L9	First maximum extension ankle angle	A1e	
L10(= $\theta 1$)	Normalized angle between first flexion angel to the second angle	$\angle A1fOA2f$	
L11(= $\theta 2$)	Normalized angle between first flexion angel to the resting angle	$\angle A1fOArest$	
L12(= $\theta 3$)	Normalized angle of the resting angle	$\angle ArestOt3$	
L13	Muscle length ratio of total length to the length of EMG peak onset	-	
L14	Kinematic energy change ratio of EMG onset angle	$(900-\theta)/900$	

평균 나이는 46.1세이었고, 질환 발생 후 기간은 평균 1.3년이었
다. 대조군으로는 신경근결색계에 이상이 없는 정상 성인 남자
10명을 대상으로 하였으며 이들의 평균나이는 27.7세이었다.

실험의 재현성

대조군 정상인 10인중 2인을 대상으로 초기 5회의 예비실험
을 거쳐 12회의 반복실험을 실시한 결과 대부분의 중요 변수
들에서 낮은 변동계수(coefficient of variation, C.V.)를 보이
고 있어 환자 개인의 반복실험에 대한 재현성은 좋은 것으로
파악되었다(표 3). 특히 진자실험의 중요한 변수로 고려되고있
는 이완지수(C.V.<0.05)와 최종각도(C.V.<0.04)에서 매우 낮은
변동계수가 파악되었으며, 1차 굴곡각도에서도 재현성(C.V.
<0.04)이 매우 높았다.

변수선언

본 연구에서 사용한 변수는 총 26개로 Bajd의 연구에서 사

표 2. Bajd 연구에서 변수 정의(2)

Table 2. Definition of Parameters of Bajd(2)

Parameter	Description
p1	Relaxation index (A_0/A_1)
p2	Number of swings
p3	Area between goniogram and resting angle (cm^2)
p4	First maximum of the goniogram (degrees)
p5	Relaxation index at the half-swing
p6	Average relaxation index at ten successive swings
p7	First maximum of the tachogram (rad/s)
p8	First minimum of the tachogram (rad/s)

용한 8개의 변수(표 2, 그림3)와 Ferrarin이 사용한 6개의 변
수(표 4, $ARI=p1$ 임), 그리고 본 연구에서 14개의 변수(표 1,
그림 4)를 추가하여 중요 변수들에 대한 상호 연관성을 살펴보

표 3. 정상인의 진자실험에서의 재현성 분석

Table 3. Repeatability analysis of parameters in normal subjects mean±S.D.(C.V.)

Subject	1st flexion angle	1st extention angle	2nd flexion angle	2nd extention angle	3rd flexion angle	3rd extention angle	Resting angle	Angle relaxation index	Swing No.	1st frequency	2nd frequency	3rd frequency
A	110.6±4.0 (0.04)	24.8±2.4 (0.09)	92.0±2.4 (0.03)	36.5±1.8 (0.05)	81.1±2.9 (0.04)	44.7±1.8 (0.04)	59.0±1.1 (0.02)	1.87±0.1 (0.04)	5.2±0.4 (0.1)	4.4±0.6 (0.15)	5.9±0.1 (0.01)	6.0±0.1 (0.01)
B	106.3±3.6 (0.03)	28.0±4.6 (0.16)	94.8±3.7 (0.04)	38.9±3.5 (0.09)	85.9±3.3 (0.04)	46.7±2.6 (0.06)	64.1±2.2 (0.04)	1.66±0.1 (0.05)	5.8±0.5 (0.1)	5.8±0.5 (0.08)	6.2±0.1 (0.01)	6.2±0.1 (0.01)

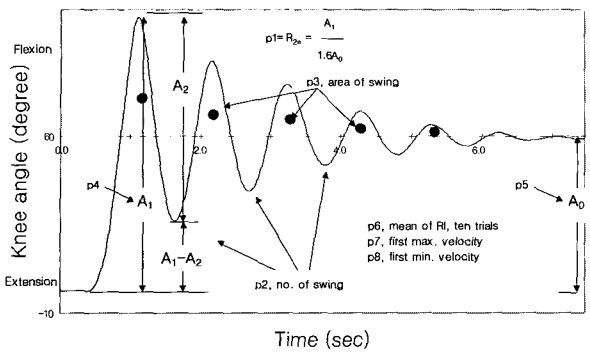


그림 3. Bajd 연구 변수(2)
Fig. 3. Definition of parameters of Bajd(2)

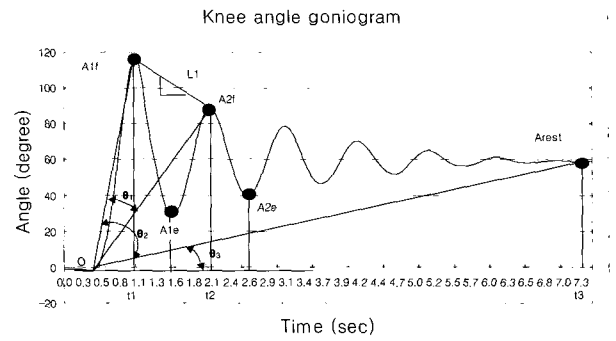


그림 4. 본 연구에서 사용한 변수 정의
Fig. 4. Definition of parameters used in this study

표 3. Ferrarin 연구에서의 변수 정의(3)
Table 3. Definition of parameters of Ferrarin(3)

Parameter	Description
ARI	Angle Relaxation Index
LRI	Muscle Length Relaxation Index
AT	Angle Threshold (angle at EMG onset)
AVT	Angular Velocity Threshold (angular velocity at EMG onset)
LT	Length Threshold (length at EMG onset)
LVT	Length Threshold (lengthening velocity at EMG onset)

았다. 새로운 변수들은 역학적 관점에서 도출되었으며 이전의 변수로 경직의 특성을 충분히 파악할 수 없는 단점을 보충하기 위한 시도였다. 진자검사의 정량적 변수로 가장 많이 사용하는 각이완지수(p1=초기굴곡각/최종 휴식각도)의 단순한 비례 관계를 수정한 L11을 비롯하여 굴곡각과 신전각을 따로 분석한 L3, L4 및 운동에너지 관점의 L14 등 기존 변수들의 한정적 개념을 보완하였다. 더불어 기존의 변수들을 사용하여 상호 상관성을 분석하여 대표적 변수 도출을 위한 분석을 실시하였다. 또한 새로운 근육모델을 사용하여 이전의 연구[3]에서 도출된 근신장 이완지수(LRI)와 근신장임계(LT), 근신장속도임계(LVT)를 살펴보았다. 선행연구[3]에서와 같이 EMG의 신호는 대퇴사두근이 유의한 거동을 보여 본 연구에서도 근육은 대퇴사두근을 중심으로 분석하였다.

프로그램 및 근육 모델

본 연구에서 사용한 프로그램은 동작분석장비에서 측정하는 고관절, 슬관절, 족관절(그림 2)의 각도변화와 각도를 시간으로 미분하여 각속도를 계산할 수 있도록 하였다. 또한 이 세 개의 관절 각도를 이용하여 하지 근육의 길이 변화를 계산할 수 있는 근육 모델을 사용하여 진자 운동시의 근육 변화량에 따른 양상을 분석할 수 있도록 하였다. 이전의 연구[3]에서 사용된

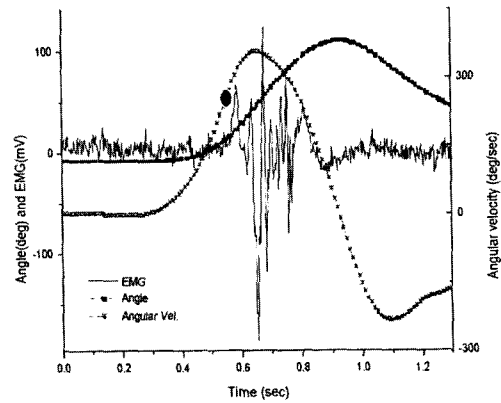


그림 5. 슬관절각도, 각속도, EMG 그래프
Fig. 5. Knee angle, angular velocity and EMG graph

근육모델[5]은 일반 보행(level walking)과 계단 보행(step walking)에 대해서 모델화 되어진 단점이 있고 저자 본인도 큰 각도에 대한 변화에서는 신뢰할 수 없음을 논하고 있다. 따라서 본 연구에서는 이를 보완하여 사체 근육의 기시와 정지를 생체에 적용시킬 수 있도록 3차원 상에서 정규화시킨 Hawkins[6]의 모델(식 1)을 이용하여 프로그래밍하였다. 식 1에서 근육의 길이는 세 개의 각도에 의해 무차원으로 계산되어진다. 회귀계수는 Hawkins[6]에 의해 주어졌다.

$$L = C_0 + C_1\alpha + C_2\beta + C_3\beta^2 + C_4\varphi \quad (1)$$

여기서 L : 정규화된 근육 길이
C0~C4 : 회귀 계수, α : 고관절 굴곡각도
 β : 슬관절 굴곡각도, φ : 족관절 굴곡각도

통계분석 및 데이터 처리

각각 5회의 선행 실험과 본 실험을 통하여 얻은 데이터에서 일차적으로 변동계수(C.V.)를 살펴보고, 대부분의 경우 환자 개인별로 매우 일정한 진자운동 양상을 보임을 알 수 있었다. 또한 슬관절각도의 초기 굴곡값과 최종 각도의 평균을 구해

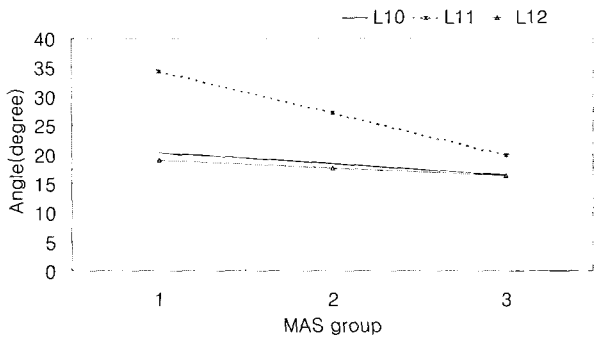


그림 6. 경직정도에 따른 변수들(L10, L11, L12) 기울기
Fig. 6. Slope of parameters (L10, L11, L12) according to MAS group

각 평균의 중간값에 해당하고 동적 근전도가 정상적인 패턴을 보이는 1회의 값을 대표값을 취하여 분석하였다. 또한 통계학적 분석은 one way ANOVA를 이용하여 비교 분석하였고 변수들간의 상관관계는 Pearson 상관계수를 이용하여 검정하였다.

실험 결과 및 토의

진자 운동의 각도에 대한 분석에서 정량적인 평가가 가능한 결과를 얻었다. 슬관절 굴곡각은 환자의 경직 정도에 따라 달라지는데 초기 슬관절 굴곡각도(p4)의 평균은 정상인(대조군)은 107.2 ± 6.41 , MAS 1 환자군은 83.03 ± 23.56 , MAS 2 그룹은 59.21 ± 0.26 , MAS 3 그룹은 39.14 ± 1.19 로 MAS가 커질수록 초기 굴곡각이 작아지는 경향을 보였다. 또한 이전의 연구[2]에서 그룹간 유의한 차이($p < 0.05$)를 보이고 있는 각도이완

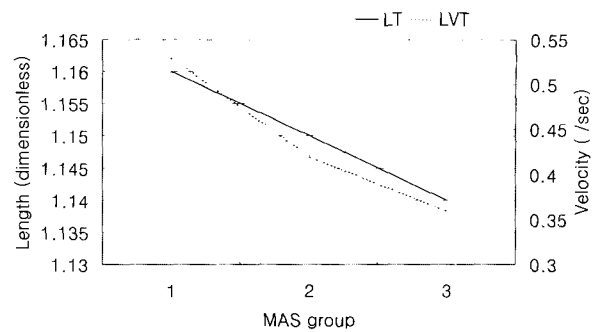


그림 7. MAS 그룹에 따른 근육의 길이 및 속도 변화
Fig. 7. Slope of change of length and lengthening velocity of muscle according to MAS group

지수 역시 대조군이 1.73 ± 0.23 , MAS 1 그룹이 1.32 ± 0.11 , MAS 2 그룹이 1.16 ± 0.16 , MAS 3에서는 0.95 ± 0.14 로 그룹간 평균은 유의한 차이를 보이면서 감소함이 뚜렷하게 나타났다. 매우 흥미로운 결과로서 본 연구에서 새로이 선언한 14개의 변수 중 5개의 변수가 MAS와 매우 높은 상관관계를 보이고 있다는 점이다. 이들은 L2, L7, L10, L11, L12로서 그룹간 유의한 차이를 보였다(표5, 그림 6 참조).

특히 L11은 초기 굴곡 각도와 최종 휴식각을 라디안 값으로 변환하고 이들이 원점과 이루는 내각으로서(그림 4, θ_2), 다른 변수들(p1, p4, p7, L10, LRI, AVT, LVT)과의 상관성($r > 0.7$, $p < 0.05$)도 매우 높은 것으로 나타났다. 각속도(p7, p8)에 대한 결과에서도 역시 각도와 동일하게 MAS 그룹에 따라 감소하는 경향을 보였는데 이는 선행 연구결과[3]와 일치하고 있다.

표 5. MAS와 유의한 상관성을 보이는 변수들 ($p < 0.05$)

Table 5. Parameters that are highly correlated with modified Ashworth scale

MAS		L2*	L10*	L11**	L12*	AT*	AVT**
1	Mean	0.09	20.32	34.27	18.96	44.19	262.15
	S.D.	0.02	3.95	6.38	1.70	13.18	33.54
2	Mean	0.07	18.38	27.11	17.60	30.33	247.64
	S.D.	0.02	0.26	0.26	0.26	6.02	35.92
3	Mean	0.06	16.47	19.88	16.29	20.55	209.11
	S.D.	0.01	2.58	2.44	1.34	2.68	48.11
MAS		LRI**	L7*	LT*	LVT*	ARI(=p1)*	AV(=p7)**
1	Mean	1.27	0.12	1.16	0.53	1.32	303.84
	S.D.	0.11	0.05	0.14	0.05	0.11	45.11
2	Mean	1.12	0.11	1.15	0.42	1.16	279.92
	S.D.	0.09	0.06	0.08	0.04	0.16	42.94
3	Mean	0.99	0.02	1.14	0.36	0.95	241.31
	S.D.	0.10	0.02	0.15	0.02	0.14	19.98

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

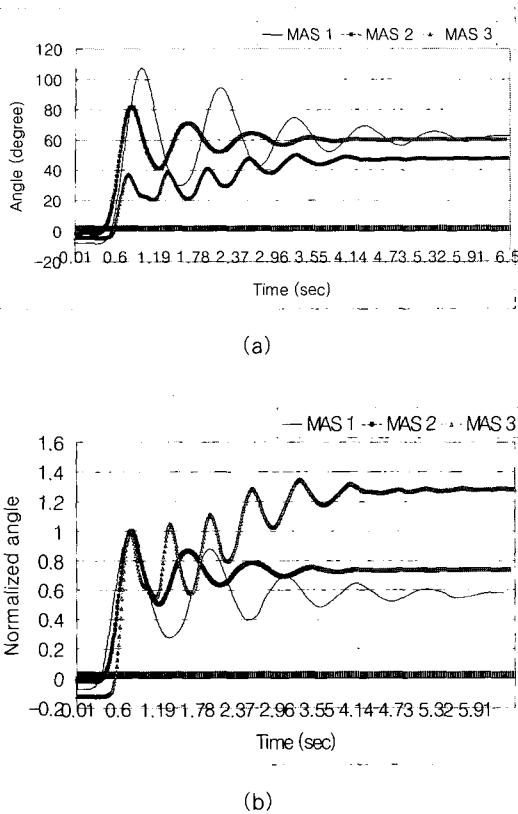


그림 8 환자의 경직 상태에 따른 슬관절 그래프(a) 및 초기 굴곡각으로 정량화 시킨 그래프 (b)
 Fig. 8. Knee goniogram according to the patient condition(a), normalized goniogram by the first flexion angle(b)

각도에 따른 환자별 특성은 매우 구별되게 측정되었는데 MAS 1 그룹에 해당하는 환자와 MAS 2와 3에 해당하는 환자들의 경향은 그림 8 (a)에서 보이는 것처럼 굴곡 각도의 감쇠 양상이 두드러지게 차이났다. 이를 최초 굴곡각도로 정규화시키면 그림 8의 (b)와 같이 차이가 난다. 이러한 개념에서 구한 값들이 L11과 L12로 특히 L11은MAS 그룹과의 높은 상관성($r>0.8$, $p<0.05$)이 있음이 분석되었으며 그룹간 차이가 확연하게 나타났다. 이들 결과 역시 이전의 연구[2][3]에서 보고한 이완지수에 대한 수치보다도 높은 상관성을 보이고 있으며, 정량적 실험 환경이 환자의 운동 재현성에 많은 영향을 미치고 있음[7]을 확인시켜주는 연구결과였다.

EMG의 측정결과에서도 매우 유의한 상관성이 AVT와 LVT에 대하여 도출되었으나, 신장 반사가 시작되는 근육 길이(LT), 각도(AT)와 다른 변수간의 상관성은 AVT와 LVT에 비하여 높지 않았다(표 5, 그림 7 참조).

본 연구의 결과는 이전의 연구결과[2]보다 변수간의 상호상관관계가 높게 나오고 있다. 이전의 실험에서는 고니오미터와 같은 장비를 사용한 경우 실험데이터 이외의 잡음(noise)에 의해서 실제 실험데이터의 취합에 어려움이 있었을 것으로 예상되고, 환자와 실험자간의 간섭이 발생했을 것으로 판단되며, 항상 동일한 조건의 제시가 어려움으로 작용했을 것이다.

경직에 대한 정량적 평가를 위해 일부 학자들은 피실험자의 근육의 강성 및 감쇠계수들을 측정하려고 시도하였다[1][7]. 그러나 환자의 상태별로 근육의 강성이나 감쇠계수는 환자별 병적 차이에 의해서 다르게 나타나며 이를 통한 정량화는 부적합하다고 볼 수 있다. 더욱이 강성계수와 감쇠계수를 구하기 위해 하지 분절의 질량과 질량중심 계산에서 많은 가정이 포함되어 누적 오차에 의한 결과는 더욱 커질 것으로 보여진다.

그림 8 (b)의 초기 굴곡각으로 정규화된 굴곡각도가 보여주는 경향, 특히 MAS 3의 그래프는 정상인의 슬관절 진자 운동의 감쇠 경향과는 확실하게 구분된다. 환자군에서는 MAS 1 그룹에서 정상인에 가까운 경향인 지수함수적 감쇠를 보이고 있으나 환자의 경직 정도가 심해질수록 굴곡각도의 최고값들이 이루는 기울기는 감쇠가 아닌 상승의 경향을 보이고 있다. 즉, 환자들의 진동운동 특성은 근육의 강성이나 감쇠 등 역학적 특성보다는 병적 상태에 매우 의존하고 있는 특성을 잘 지적해 주고 있다.

본 연구는 경직을 정량적으로 평가하기 위한 기초 연구결과이다. MAS 척도가 이미 주관적인 요인이 많이 들어가 있는 준정량적 척도이기 때문에 MAS 척도와 정량적 변수들과의 상관관계에만 관심을 갖는다면 새로운 정량적인 척도의 개발은 어려워 질 것이다. 이에 본 저자들은 새롭게 도출된 변수들을 활용하여 변수별 상관관계를 면밀하게 분석하고 대표 변수를 추출하여 이를 통한 정량화를 수행할 계획이다.

결론

본 연구에서는 보다 객관적이면서 정량적인 경직의 평가를 위하여 진자실험이 실시되었다. 이를 위해 3차원 운동분석 장비와 진자 실험장비, 그리고 이를 해석할 수 있는 프로그램을 제작하여 사용하였고 이전의 실험보다 우수한 결과를 얻을 수 있었다. 통계적 분석 결과 선행 연구보다 유의성이 높았으며, 새로운 근육 모델을 통한 분석에서도 다른 변수들과 매우 상관성이 높음이 밝혀졌다. 또한 변수간 분석에서는 p1, p4, p7, L3, L10, L11, L12, LRI 등이 상호 상관성($r>0.7$, $p<0.05$)이 높은 것으로 분석되었다.

참고문헌

1. T. Bajd and B. Bowman, "Testing and Modelling of Spasticity", J. Biomed. Eng., Vol. 4, pp. 90-96, 1982
2. T. Bajd and L. Vodovnik, "Pendulum Testing of Spasticity", J. Biomed. Eng., Vol. 6, pp. 9-16, 1984
3. M. Ferrarin, M. Osis and G. Abello, "A New Biomechanical Approach to Pendulum Test for Spasticity Evaluation", J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., Vol 63, pp. 411-426, 1996
4. 김진호, 한태륜, 재활의학, 군자출판사, pp. 263-264, 1997
5. C. Frigo, And A. Pedotti, "Determination of Muscle

- Length During Locomotion*", in: Biomechanics, VI-A Assuseen E., and Jorgensen K.(Eds.), University Park Press, Baltimore, pp. 355-360, 1977
6. D. Hawkins and M.L. Hull, "A Method for Determining Lower Extremity Muscle-Tendon Lengths during Flexion/Extension Movements", J. Biomechanics, Vol. 23, No. 5, pp. 487-494, 1990
7. D.C. Lin, and W.Z. Rymer, "A Quantitative Analysis of Pendular Motion of the Lower Leg in Spastic Human Subjects", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 38, No. 9, pp. 906-918, 1991