

## 경직의 정량 평가를 위한 진자실험의 변수분석

임현균\*, 이영신\*, 조강희\*\*, 채진목\*\*, 김봉옥\*\*

### A Study on the Parameter Analysis for the Quantitative Evaluation of Spasticity Implementing Pendulum Test

Hyun Kyoon Lim, Young-Shin Lee, Kang Hee Cho, Jin Mok Chae, Bong-Ok Kim

**Key Words:** Spasticity, Pendulum Test, Parameter, Dynamic EMG, Quantitative Evaluation, Muscle Model, Biomechanics

#### Abstract

Velocity-dependent increase in tonic stretch reflexes is one of the prominent characteristics of spasticity. It is very important to evaluate spasticity objectively and quantitatively before and after treatment for physicians. An accurate quantitative biomechanical evaluation for the spasticity which is caused by the disorder of central nervous system is made in this study. A sudden leg dropper which is designed to generate objective testing environment at every trial gives very effective environment for the test. Kinematic data are archived by the 3-dimensional motion analysis system(Elite<sup>®</sup>, B.T.S., Italy). Kinematic data are angle and angular velocity of lower limb joints, and length and lengthening velocity of lower limb muscle. A program is also developed to analyze the kinematic data of lower limb, contraction and relaxation length of muscles, and dynamic EMG data at the same time. To evaluate spasticity quantitatively, total 31 parameters extracted from goniogram, EMG and muscle model are analyzed. Statistical analysis are made for bilateral correlations for all parameters. The described instrumentation and parameters to make quantitative and objective evaluation of spasticity shows good results.

#### 1. 서 론

경직에 대한 교과서적 정의를 살펴보면 주로 신장 반사(stretch reflex)의 향진에 초점을 맞추어 지고 있는데 (1) 심부 건반사가 향진되고 근 긴장도(muscle tone)가 증가한 상태, (2) 상부 운동 신경 병변으로 인하여 수동 운동에 대한 저항이 증가하여 척수 및 뇌간 반사가 향진되는 상태, (3) 근육의 신장 반사가 향진되고 그것이 신장되는 속도에 따라 증가하며 건반사의 향진을 동반한 운동질환(motor disorder) 등으로 정의된다[1]. 건반사(tendon reflex)는 건에 기계적 자극(대개는 고

타(叩打))을 가할 때 거기서 소속된 근육의 연축이 일어나는 것이다. 피부반사를 표재성 반사라고 하는데 대해 건반사를 심부 반사라고 한다.

경직의 발생은 두부손상, 뇌졸중, 뇌간병변, 척수손상, 뇌성마비 등으로 기인된다. 병리상태는 뇌의 병변으로 인하여 하부운동 신경계에 미치는 흥분성 자극과 억제성 자극간의 불균형이 생기고 이로 인하여 척수에서 감마운동 신경의 활동도가 증가하여 결국은 근방추로부터의 Ia 구심성 섬유 의 활동도가 증가하여 근방추가 과민 상태로 되고 이로 인하여 근육의 위상성 및 긴장성 신장 반사가 향진되고 간대성 경련 등이 나타난다.

경직은 미세운동 장애 및 족관절 운동의 조화 운동기능 상실 등으로 인하여 일상생활 동작 및 보행에 심한 장애를 일으킨다. 따라서 경직의 치료를 위하여 정확한 환자의 상태를 판단이 필요

\* 충남대학교 기계설계공학과

\*\* 충남대학교 재활의학과

하고 치료 전/후 상태를 비교함이 필요하다. 그러나 현재 사용되는 이학적 평가법으로 쓰이는 MAS(modified Ashworth scale) 등급은 5등급(MAS 0, 1, 2, 3, 4)으로 나누고 있다. 여기서 MAS 0은 정상, MAS 4는 매우 경직이 심각하여 진자 실험 등이 불가능한 상태를 의미한다. 따라서 구분이 정확하지 않고 주관적인 3개의 등급으로 환자의 미세한 호전/악화 정도변화에 대하여 그 특징을 정확하게 판단하기에는 어려움이 있다.

이러한 미세한 변화를 측정하기 위해 생체역학적 평가 및 전기진단법이 병행되어 사용된다. 본 연구에서는 생체역학적 평가법으로 진자 운동을 실시하여 측정된 슬관절 각도, 각속도 변화와 동적 근전도를 병행하여 각도에 따른 동적 근전도의 시작 각도, 및 근육 길이 등 선행연구[2][3][4]에서 사용된 변수들 14개와 새로운 변수 19개(Table 1)를 도입하여 상호 관련성을 분석하고 정밀한 평가법을 위한 주요 변수를 도출하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 장비 및 프로그램

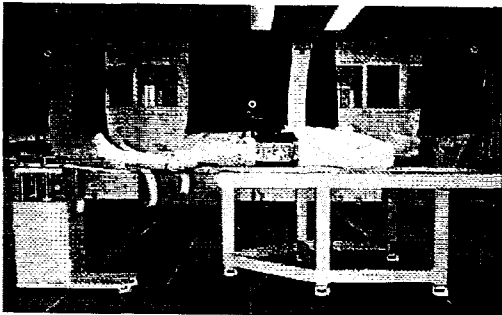


Fig. 1 Pendulum test and apparatus(Elite® and sudden leg dropper)

본 연구에서 사용된 장비는 기존의 진자 실험에 근거하여 검사자가 직접 환자의 다리를 들고 있다가 개방시키는 방법[2][4]을 수정하여 다리를 자동 낙하시킬 수 있는 장비를 제작하였다(Fig. 1). 또한 3차원 동작 분석장비에서 진자 운동을 정확하게 관측하여 데이터 수집이 가능하도록 테이블을 제작하였다. 데이터는 3차원 동작 분석장비에서 고관절, 슬관절, 족관절이 측정되어 수집되었고 동시에 7개 하지 근육에서 동적 근전도를

측정(TELEMG®, B.T.S.®, Milan, Italy)하였다. 개발된 프로그램(SPAR I, Fig. 2)에서는 이들 두 장비에서 측정된 데이터를 동기화 시켜 변수 검토에 필요한 데이터를 분석할 수 있도록 하였다.

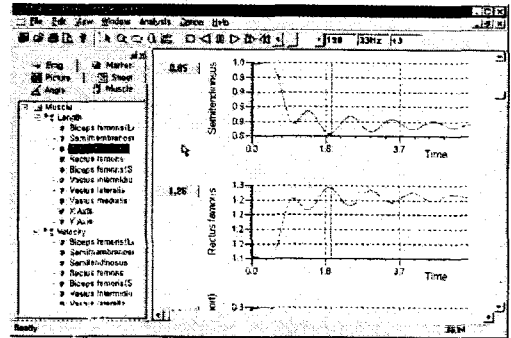


Fig. 2 SPAR I program

### 2.2 근육 모델링

본 연구에서 사용된 근육의 모델은 Hawkins[5]의 근육 회귀방정식을 사용하였다. 이 모델의 특징은 사체 근육의 기시(origin)와 정지(insertion)의 3차원 좌표를 이용하여 생체의 인체측정 데이터와 연계시켜 세 개의 관절 각도(고관절, 슬관절, 족관절)로 근육의 길이를 정규화 시킨 것이다.

$$L = C0 + C1\alpha + C2\beta + C3\beta^2 + C4\phi \quad (1)$$

여기서 L : 관절 각도로 정규화된 근육 길이  
 C0~C4 : 회귀 계수,  $\alpha$  : 고관절 굴곡각도  
 $\beta$  : 슬관절 굴곡각도,  $\phi$  : 족관절 굴곡각도

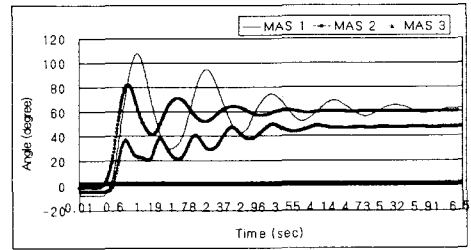
### 2.3 자료 수집 및 분석

환자의 초기 현상[2]을 없애기 위해 5회의 선행 실험과 5회의 본 실험을 통하여 얻은 데이터에서 일차적으로 변동계수(coefficient of variation, C.V.)를 살펴보았다. 대부분의 경우 환자 개인별로 매우 일정한 진자운동 양상을 보임을 알 수 있었다. 또한 슬관절각도의 초기 굴곡값과 최종 각도의 평균을 구해 각 평균의 중간값에 해당하고 동적 근전도가 정상적인 패턴을 보이는 1회의 값을 대표값으로 취하여 분석하였다. 또한 통계학적 분석은 one way ANOVA를 이용하여 비교 분석하였고 MAS와 총 31개 변수들간의 상관관계를 Pearson 상관계수를 이용하여 검정하였다. 프로그

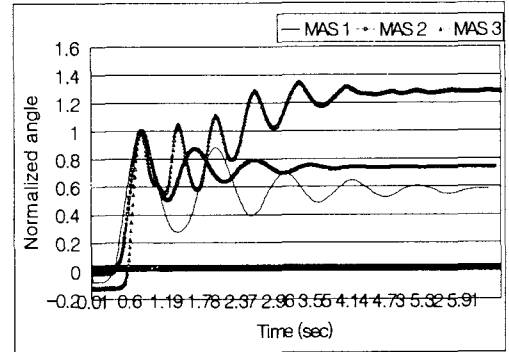
램에서 제 1차, 2차, 3차 굴곡/신전 각도와 최종 각도를 각각의 시각과 함께 수집하였다. 또한 대퇴 근육에 대한 근육 길이변화, 초기 EMG 시작 시각, 최대 EMG 발생시의 각도, 초기근육 길이와 최종 길이 등 41개의 데이터를 수집하였다.

#### 2.4. 변수 선언

Fig. 3 (a)는 MAS 그룹에 속한 환자들의 대표적인 슬관절 그래프를 보여주고 있다. 환자 경직의 정도가 미약한 경우(MAS 1 그룹)는 굴곡각도가 초기 각도에서 최종 휴식각도에 이르는 감쇠가 정상인에 가까운 지수함수적인 감소를 보인다. 그러나 환자의 경직이 심화될수록 초기각도에 대한 2차, 3차 굴곡 각도의 크기 비율이 감소하지 않고 상승하는 양상을 보인다. Fig. 3은 이러한 양을 구별하기 위해 2차 각도로부터 최종각도까지를 초기 굴곡각도의 양으로 정규화 시킨 모습이다. 그룹간 굴곡양 감쇠 양상이 매우 다를 수 있다. 이러한 굴곡/신전 양상에 환자의 병적 특성이 관계되어 있을 것으로 판단하여 변수 추출은 그래프의 특성을 잘 반영할 수 있는 최고값사이의 각도, 기울기, 주기 등을 고려하였다.



(a)



(b)

Fig. 3 Knee angle goniogram(a) and Normalized knee goniogram by the first flexion(b) of the MAS 1, 2, 3.

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	$(A_{1f} - A_{2f}) / (t_2 - t_1)$	$A_{1f}$ : 1st flexion angle $A_{2f}$ : 2nd flexion angle
L2	Muscle length change ratio at peak EMG onset	$(L_{PE} - L_0) / L_0$	$A_{1e}$ : 1st extension angle
L3	Ratio of the first flexion angle to the second flexion angle	$A_{1f} / A_{2f}$	$A_{2e}$ : 2nd extension angle
L4	Ratio of the first extension angle to the second extension angle	$A_{1e} / A_{2e}$	$A_{res}$ : resting angle
L5	First maximum flexion angle of ankle	-	$\theta_{PE}$ : angle at peak EMG onset
L6	Muscle length relaxation index	-	$L_{PE}$ : Muscle length at peak EMG onset
L7	Angle ratio of 1st flexion angle to 2nd flexion angle	$(A_{1f} - A_{2f}) / A_{1f}$	$L_0$ : initial muscle length
L8	$L_3 / L_4$	-	$L_{Max}$ : maximum muscle length
L9	First maximum extension ankle angle	$A_{1e}$	$O$ : time at test starting
L10	Normalized angle between 1st flexion angle to 2nd angle	$\angle A_{1f} O A_{2f}$	$t_1$ : time at 1st max. flexion angle
L11	Normalized angle between 1st flexion angle to the resting angle	$\angle A_{1f} O A_{res}$	$t_2$ : time at 2nd max. flexion angle
L12	Normalized angle of the resting angle	$\angle A_{rest} O t_3$	$t_3$ : time at the end of swing
L13	Muscle length ratio of total length to the length at peak EMG onset	$(L_{PE} - L_0) / (L_{Max} - L_0)$	$f = 2\pi / T$
L14	Kinematic energy change ratio at peak EMG onset angle	$(90^\circ - \theta_{PE}) / 90^\circ$	
L15	Angle at peak EMG onset	$\theta_{PE}$	
L16	Angular velocity at peak EMG onset	-	
L17	Angular frequency of 1st half swing	-	
L18	Angular frequency of 1st swing	-	
L19	Angular frequency of between 1st flexion and 2nd flexion	-	

또한 Fig. 4는 슬관절 각도와 각속도, EMG 그래프를 동기화 시켜 그린 그림이다. 초기 굴곡을 확대하여 그린 그림에서 EMG 시작점이 각도 시작 중간지점에서 최초로 보이고 있으며, EMG의 최고값은 각속도의 최대지점과 일치하고 있음을 알 수 있다. 따라서 이러한 현상이 병적 상태를 설명할 수 있는 중요한 인자임을 알 수 있다.

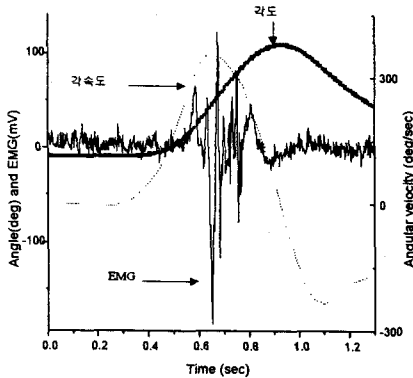


Fig. 4 Knee angle, angular velocity and EMG graph

Table 2는 선행 연구 Bajd 연구[3]에서 사용된 변수이다. 경직의 상태와 상호 연관된 변수로서 중추신경 손상 환자에 있어서는 p1(각이완지수)가 p4(1차 최대 굴곡각)과 매우 연관성이 높음 ( $r^2=0.907$ ,  $p<0.1$ )이 밝혀졌고, 편마비 환자에 있어서는 p6(10회 반복 평균 RI)과 p7(1차 최대 굴곡속도)가 상호 연관성이 높음이 밝혀졌다 ( $r^2=0.979$ ,  $p<0.1$ ). 또한 Table 3은 Ferrarin의 연구 [4]에서 사용한 변수이다. 그는 EMG와 각도계 (goniometer), 각속도계(tachometer)를 사용하여 EMG의 시작시각의 각도(AT)와 각속도(AVT), 근육길이(LT), 근육길이 변화 속도(LVT), 근이완지수(LRI) 등의 변수를 추가로 살펴보았다.

본 연구에서는 이전의 연구에서 사용된 변수에 근거하고, 추가로 18(L6=LRI)개의 변수를 도출하였다. 특히 Fig. 3에서 보이고 있는 것처럼 환자들의 진동 특성은 횡수에 따른 굴곡 감쇠의 양상이 차이가 날 것으로 판단하여 1, 2차 굴곡량을 시간에 대하여 기울기를 구하였고(L1), 시간은 고려하지 않고 굴곡이 발생하는 횡수(1차, 2차, 최

종)로 각도의 크기를 정규화 시킨 (L10, L11, L12) 등이 고려되었다. 또한 Fig. 4에서 보이는 것처럼 EMG의 발생 시작 시점에서의 각도, 각속도, 근육길이 등은 이전 변수로 분석하였다. 모든 환자의 슬관절 그래프를 EMG 그래프와 동기화 시켜 비교해 본 결과 환자 상태에 따라 EMG 최대 값 발생 시점이 다른 것을 발견하였다. 이를 고려한 변수가 L2, L13, L14, L15이다. 또한 각진동수를 고려한 변수는 L17-19였다.

Table 2. Definition of Parameters of Bajd[2]

Parameter	Description
p1	Relaxation index
p2	Number of swings
p3	Area between goniogram and resting angle (cm <sup>2</sup> )
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)

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)

### 3. 실험결과 및 토의

진자 운동의 각도에 대한 분석에서 정량적인 평가가 가능한 결과를 얻었다. 슬관절 굴곡각은 환자의 정도에 따라 달라지는데 초기 슬관절 굴곡각도의 평균은 정상인(대조군)은  $107.2 \pm 0.14$ , MAS 1 환자군은  $83.03 \pm 23.56$ , MAS 2 그룹은  $59.21 \pm 0.26$ , MAS 3 그룹은  $39.14 \pm 1.19$ 로 MAS scale이 커질수록 초기 후퇴 굴곡각이 작아지는

경향을 보였다. 매우 흥미로운 결과로서 본 연구에서 새로이 선언한 18개의 변수 중 4개의 변수가 MAS와 매우 높은 상관관계를 보이고 있다는 점이다. 이들은 L10, L11, L12, L14로서 모두 0.95( $p < 0.01$ ) 이상의 상관관계를 보이고 있다(그림 6 참조). 특히 L14의 경우는 하지의 진자 운동 시작위치 0도에서 회전하여 최초로 EMG가 시작되는 각도이다. 이는 속도에너지가 최대가 되는 90도를 기준으로 속도 에너지 변환량을 운동학적 개념으로 도입한 변수이다.

L10은 초기 굴곡 각도와 2차 굴곡각도의 최대점이 이루는 각도를 라디안 값으로 변환하고 이를 굴곡차수로 정규화한 각도가 이루는 값이다. MAS 1군에서 23.32± 3.95, MAS 2군에서 18.38± 0.26, MAS 3군에서 16.47± 2.58로 상관관계( $r^2 = 0.99$ ,  $p < 0.01$ )가 매우 높은 것으로 나타났다.

이는 이전의 연구에서[3] 유의한 결과를 보이고 있는 각이완 지수와 초기 후퇴각과 최종 휴식각에 대한 비율로 보는 각 이완지수에서, 각도 이완지수는 대조군이 1.73± 0.23, MAS 1 그룹이 1.32± 0.11, MAS 2 그룹이 1.16± 0.16, MAS 3에서는 0.95± 0.14로 그룹간 평균 차이는 유의한 관계를 보이면서 감소함이 뚜렷하게 나타났다. 각 속도에 대한 결과에서도 역시 각도와 동일하게 MAS 그룹에 따라 감소하는 경향을 보였는데 이는 선행 연구결과[3]와 일치하고 있다.

본 연구의 결과는 이전의 연구결과[3]보다 변수간의 상호 상관관계가 높게 나오고 있다. 이전의

실험에서는 고니오미터와 같은 간단한 장비를 사용한 경우 실험데이터 이외의 잡음(noise)에 의해서 실제 실험데이터의 취합에 어려움이 있었을 것으로 예상되고, 환자와 실험자간의 간섭이 상당히 발생했을 것으로 판단되며, 항상 동일한 조건의 제시가 어려움으로 작용했을 것이다.

EMG의 측정결과에서도 신장 반사가 시작되는 근육 길이(LT)와 근길이 속도(LVT)에 대해서도 매우 유의한 결과값이 도출되었다. 이들 결과들도 높은 상관관계를 보였다(Table 4).

Table 4에 제시된 값은 MAS 그룹간 평균을 구하여 MAS와 그룹간의 상호관계를 분석한 것이다. 그러나 그룹내에서의 표준편차가 상당히 넓게 분포하고 있어 정량적 평가를 위해서는 새로운 그룹으로 나누는 기준이 필요하였다. 따라서 일차적으로 분석한 전체 데이터의 상호 연관성을 분석한 결과 p1, p4, p5, p7, L3, L6, L10-L12, L14-L19 등에서 상관관계가 있음이 밝혀졌다.

Table 5에서는 이들 상관 관계가 높은 변수 중 하나의 변수(L6)로 모든 변수를 정렬시켜 새로운 그룹으로 나누는 것에 대한 결과를 보여주고 있다. 분석의 단순화를 위해 동일한 인원으로 그룹을 나누었고 이들 그룹간의 평균값에 대한 상호 관련계수를 파악하였다. 즉, 하나의 변수에 대한 임의의 그룹화 후에 이 그룹에 대하여 나머지 변수들과의 상관관계를 살펴보는 것이다. 만일 이렇게 나누는 임의의 그룹에 대하여 나머지 변수들이 높은 상관관계를 보이게 된다면 정밀한 정량화에

Table 4. Parameters that are highly correlated with modified Ashworth scale ( $p < 0.05$ )

MAS		L10**	L11**	L12**	L14**	AT*	AVT*
1	Mean	20.32	34.27	18.96	0.51	44.19	262.15
	S.D.	3.95	6.38	1.70	0.18	13.18	33.54
2	Mean	18.38	27.11	17.60	0.60	30.33	247.64
	S.D.	0.26	0.26	0.26	0.26	6.02	35.92
3	Mean	16.47	19.88	16.29	0.70	20.55	209.11
	S.D.	2.58	2.44	1.34	0.11	2.68	48.11

MAS		LRI*	LV*	LT**	LVT*	ARI(=p1)*	AV*
1	Mean	1.27	0.58	1.16	0.53	1.32	303.84
	S.D.	0.11	0.07	0.14	0.05	0.11	45.11
2	Mean	1.12	0.53	1.15	0.42	1.16	279.92
	S.D.	0.09	0.05	0.08	0.04	0.16	42.94
3	Mean	0.99	0.44	1.14	0.36	0.95	241.31
	S.D.	0.10	0.01	0.15	0.02	0.14	19.98

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

대한 가능성이 매우 높게 보여지는 것이다.

결과적으로 Table 5에서 제시된 값들은 경직에 대한 정밀한 정량화에 대한 높은 가능성을 제시하고 있다. Table 5는 변수 중 L6(근육이완지수)로 정렬하여 6개의 그룹(LCL)으로 나누었는데 29개의 변수 중 15개의 변수가 0.9 이상의 결정계수 값을 보이고 있으며 유의수준도 0.01 이하의 높은 상관성을 보이고 있음이 통계분석결과 나타났다. 새롭게 명명한 그룹 LCL scale에 대한 통계적 유의성을 생데이터(raw data)를 이용하여 Scheffe test를 한 결과 유의수준 0.05에서 각 그룹별 유의한 차이( $r^2 = 0.95, p < 0.01$ )가 있음이 밝혀졌다. 본 결과는 임의의 환자 숫자로 그룹화하여 나온 결과로서 통계적으로 의미 있는 그룹화가 이루어졌다고는 볼 수 없다. 그러나 동일한 그룹에 속한 환자 실험결과의 나머지 속성이 동일하게 상호 연관성을 보이고 있는 사실은 매우 의미있는 결과였다. 추후 새로운 그룹핑 기법과 L6 이외의 중요변수를 통한 회귀 분석 및 군집분석 등 추가적인 연구가 남아있으나 현재까지의 연구결과는 정밀한 경직의 정량화에 대한 매우 높은 가능성을 제시하고 있다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 보다 객관적이면서 정량적인 경직의 평가를 위하여 진자실험이 실시되었다. 이를 위해 3차원 운동분석 장비와 진자 실험장비, 그리고 이를 분석할 수 있는 프로그램을 제작하여 사용하였고 이전의 연구보다 우수한 결과를 얻을 수 있었다. 통계적 유의성을 분석한 결과 MAS 및 변수들 중 근육의 길이변화 및 속도 임

계값들과 슬관절 각도 및 각속도에 관련된 변수들이 상관성이 매우 큰 것으로 밝혀졌으며 새로운 정량평가의 가능성을 제시하였다.

#### 후 기

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

#### 참고문헌

- (1) 김진호, 한태륜, 1997, "재활의학", 군자출판사, pp. 263-264.
- (2) Bajd T. and Bowman B., 1982, "Testing and Modelling of Spasticity", J. Biomed. Eng., Vol. 4, pp. 90-96.
- (3) Bajd T. and Vodovnik L., 1984, "Pendulum Testing of Spasticity", J. Biomed. Eng., Vol. 6, pp. 9-16.
- (4) Ferrarin M., Osis M. and Abello G., 1996, "A New Biomechanical Approach to Pendulum Test for Spasticity Evaluation", J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., Vol 63, pp. 411-426.
- (5) Hawkins D. and Hull M.L., 1990, "A Method for Determining Lower Extremity Muscle-Tendon Lengths during Flexion/Extension Movements", J. Biomechanics, Vol. 23, No. 5, pp. 487-494.

Table 5. Correlation between LCL and other parameters

	LCL	p1	p2	p4	p5	p7	p8	L1	L2	L3
$r^2$	1	-0.99	0.08	-0.91	-0.40	-0.93	0.96	-0.98	-0.73	-0.99
p	0	0.00	0.88	0.01	0.43	0.01	0.00	0.00	0.10	0.00
	L4	L5	L6	L7	L8	L9	L10	L11	L12	L13
$r^2$	-0.13	0.63	-1.00	-0.40	-0.54	0.57	-0.97	-0.97	-0.45	0.92
p	0.80	0.18	0.00	0.44	0.27	0.24	0.00	0.00	0.37	0.01
	L14	L15	L16	L17	L18	L19	AT	AVT	LT	LVT
$r^2$	0.75	-0.75	-0.93	0.91	0.94	0.85	-0.67	-0.91	-0.66	-0.94
p	0.08	0.08	0.01	0.01	0.01	0.03	0.15	0.01	0.15	0.01

LCL : Newly scaled group name, (LCL 1 - LCL 6)