

진자실험을 통한 경직의 정량적 평가에 관한 연구 II - 대표변수를 이용한 새로운 척도 개발

임현균* · 조강희** · 김봉옥** · 이영신***

*한국표준과학연구원 인간정보그룹, **충남대학교 재활의학과, ***충남대학교 기계설계공학과
(2000년 9월 25일 접수, 2001년 1월 30일 채택)

A Study on the Quantitative Evaluation of Spasticity Implementing Pendulum Test II - A New Scale Development Using a Representative Parameter

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

* Ergonomics and Information Technology, Korea Research Institute of Standards and Science

** Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University

*** Department of Mechanical Design Engineering, Chungnam National University

(Received September 25, 2000. Accepted January 30, 2001)

요약: 본 연구에서는 진자 실험을 통하여 중추신경계 질환인 경직을 정량적으로 판정할 수 있는 새로운 LCL(Logically Classified Level) 척도(scale)가 개발되었다. 새로운 척도개발에는 총 30개의 변수가 사용되었다. 이를 위하여 실험결과와 통계적 분석이 수행되었고 이들 중 진자 실험에서 경직의 특성이 가장 잘 반영되는 변수가 대표변수로 선정되었다. 사용된 30개의 변수 중 20개는 새로 도출된 변수이며 10개는 선행된 연구자들에 의하여 개발된 변수이다. 새로운 20개의 변수들은 진자 실험에서 발생하는 특성들인 각도, 각속도, 근육 모델, EMG가 고르게 반영될 수 있도록 이들의 조합으로 도출되었다. 이변량 상관분석결과 총 30개의 변수들 중 11개의 변수들은 서로 밀접한 상관성이 있음이 파악되었다. 11개의 서로 강한 상관성을 보이는 변수 중 논리적인 모순이 없는 L11이 대표변수로 선택되었다. 28명의 환자 데이터는 대표변수인 L11을 기준으로 4개의 그룹으로 분리되었고 최종으로 이들 그룹의 경향을 예측할 수 있는 회귀 방정식을 유도하였다. 새로운 척도에 사용된 대표변수인 L11은 환자들에게서 나타날 수 있는 여러 경우에 적합한지 검토되었는데 미소한 환자의 상태까지 잘 반영하고 있음이 드러났다. 따라서 새로운 LCL 척도는 기존의 준 정량적인 척도인 MAS(Modified Ashworth Scale)를 대체할 수 있을 것으로 기대된다. 특히 환자의 초기 진단뿐만 아니라 동일한 환자의 치료전후, 병적 호전에 대하여 정밀하게 파악할 수 있어 약물의 처방량 조절, 치료기간 등 치료의 전략에 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract: A new scale named LCL(Logically Classified Level) has been developed to judge the status of the spasticity quantitatively implementing a pendulum test in this study. Total 30 parameters have been used to develop the new scale. One representative parameter that can represent the dominant characteristics of spasticity has been chosen through statistical analysis. 20 parameters among 30 parameters used in the statistical analysis were newly developed and 10 parameters were from previous studies. The new 20 parameters were developed using combinations of pendulum test characteristics, i.e. angle, angular velocity, muscle model, and EMG. 11 parameters among 30 parameters have showed strong correlations each other. Finally, L11 that showed consistency at every case has been chosen to be a representative parameter among the 11 parameters. 28 patients data were separated into 4 groups. A regression equation to predict the trend of patients of L11 has been made. The parameter L11 was tested to prove its usability for various cases of patients. The new LCL scale is expected to be a quantitative scale, and to replace the MAS(Modified Ashworth Scale) that is not a quantitative scale. Especially it is also expected that the new scale could be used to plan a treatment period, methods, and intensity, as it can evaluate the status of patient's in detail.

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

<속보논문>본 연구는 1999년도 보건복지부 보건의료기술 연구개발사업 연구(과제번호 : HMP-98-N-2-0030)지원에 의해 수행되었음. 통신저자 : 조강희, (301-040) 대전시 중구 대사동 640 충남대학교 의과대학 재활의학과

Tel. (042) 220-7818, Fax. (042) 256-6056 E-mail : khcho@hanbat.cnu.ac.kr

서 론

경직에 대한 생체역학적 평가법으로 사용되는 진자실험에 대한 연구는 최초 1951년에 Wartenberg[1]에 의해 사용되었고 이후 많은 학자들 등에 의해 가장 빈번하게 사용된 평가법이다[1-11,13-23]. 진자실험이란 생체역학적 관점에서 도입된 방법으로 환자를 침대나 의자 위에 눕거나 앉게 하고, 하지(종아리+발)를 자유 낙하시켜 이때의 수동운동의 운동형상학적 데이터를 분석하는 것이다.

진자 실험은 Bajd 등[2,3]에 의해 많은 발전이 이루어졌는데 이들은 전기축각기를 사용하여 진자 운동에서 발생하는 각도에서 변수를 도출하여 정량적 측정의 기초를 마련하였다. Bajd[2]는 실험을 통하여 진자 실험에서 가장 민감한 반응을 보이는 근육을 파악하였다. 그는 앉은 자세(sitting)와 누운 자세(supine)를 반복 측정한 결과 누운 자세가 대퇴사두근의 길이를 최대로 길게 하기 때문에 실험에 민감도를 증가시키고 있음을 알아냈다. 이 실험은 이후에 이루어진 Brown 등[4,5]과 Hel[6]의 3개의 다른 자세(supine, semi-supine, and sitting)에 대한 연구결과와 일치하고 있다.

선행 연구자들 중 Ferrarin[7,8]은 최초로 근육의 모델을 도입하여 근육의 길이 변화를 통한 경직의 정량 평가에 대한 연구를 수행하였는데 이들의 연구는 이전의 연구처럼 근육 모델에서 환자의 상태에 따른 역학적 특성을 규명하는 것과는 달리 EMG의 촉발에 관련된 근육의 길이와 길이변화 속도에 관련된 연구를 수행하였다. 또한 다리의 근골격 모델(Frigo & Pedotti[9])을 사용하여 진자 거동시의 근육의 길이와 늘어나는 속도의 계산을 통하여 새롭게 진자 실험을 실시하였다.

선행된 연구들 중에서 새로운 진단 척도 개발을 위한 시도는 있었으나 정량적 척도개발이 이루어지지지는 않았다. 이로 인하여 정량적인 평가 방법을 사용하면서도 MAS(Modified Ashworth Scale) 이외에는 정량평가법의 분석에서 참고로 사용할 수 있는 척도가 없었다. 따라서 정량적 평가법을 이용하는 연구자들은 MAS가 매우 주관적이고 준정량적인 척도[12]임을 알고 있으면서도 정량적 실험결과를 MAS와 비교하는 모순이 발생하게 되었다. 비록 각이완지수가 가장 정량적으로 경직 환자의 특성과 통계적으로 유의하다고 여러 연구[12-22]에서 발표되고 있으나, 임현균의 연구 결과[23] 각이완지수는 동일한 초기 굴곡각과 최종 휴식각을 갖는 환자의 구별이 되지 않는 심각한 문제가 드러났다. 따라서 본 연구에서는 이를 보완할 수 있는 새로운 변수를 개발하였으며 더불어 진자 실험에서 사용할 수 있는 새로운 변수들을 제시하였다. 또한 상관성 분석, 그룹화, 분산분석을 통하여 새로운 정량적 평가 척도인 LCL 척도를 개발하였다.

연구방법

본 연구진은 이전에 발표한 연구(이영신 등[10])에서 경직을 정량적으로 평가할 수 있는 새로운 진자 실험장비, 프로그램

(SPAR I) 및 14개의 새로운 변수(L1-L14)를 보고하였다. 새로운 14개의 변수 중 5개의 변수(L2, L7, L10, L11, L12)가 MAS와 높은 연관성을 보여 다각적인 진자 운동분석의 가능성을 제시하였다. 새로운 변수와 기존의 Bajd[4]와 Ferrarin[8]의 변수를 사용한 변수별 상관성 분석에서는 8개의 변수(p1, p4, p7, L3, L10, L11, L12, LRI) 등이 강한 상관성($r > 0.7$, $p < 0.05$)이 있음이 드러났다.

본 연구에서는 앞에서 개발한 14개의 변수들 및 새로운 6개의 변수(L15-L20)를 추가하여 변수별 상관성분석(correlation analysis) 및 요인분석(factor analysis)을 수행하였다. 이를 통하여 변수간 상관성이 높으면서 진자 운동에서 나타나는 경직 특성을 대변할 수 있는 생체역학적 대표변수(representative parameter)를 선출하였다. 이 과정에서 MAS와의 상관성은 참고사항으로만 고려되었다. 또한 최종적으로 대표변수의 데이터를 군집분석을 통하여 4개의 그룹으로 나누고 이를 예측할 수 있는 회귀방정식을 만들었다. 새로운 척도의 타당성을 검토하기 위하여 이 회귀방정식이 진자실험에서 나타나는 환자들의 다양한 운동 형태를 잘 판단하는지 검증이 이루어졌다. 통계분석은 SPSS 8.0을 이용하였다.

피실험자 및 장비

새로운 척도개발에 사용된 측정방법 및 피실험자의 데이터는 본 연구진이 발표한 연구(이영신 등[10])와 동일하다. 연구에 참가한 28명의 환자들은 MAS로 분류하면 1등급 12명, 2등급 11명, 3등급 5명이었다. 환자군의 평균 나이는 45.6세이었고, 질환 발생 후 기간은 평균 1.3년이었다. 대조군에는 정상성인 남자 10명(평균나이 27.7세)이 참가하였다. 실험에는 동작 분석장비(Elite), EMG 측정장비(Telegram) 및 자체 개발된 실험장비(Foot dropper, Table)가 사용되었다.

새로운 척도개발

1. 추가변수 및 상관성 분석

본 연구에서 새로운 척도개발에 사용한 변수는 총 30개로 새로 도출한 20개 변수와 Bajd[3]의 6개의 변수(p1, p2, p4, p5, p7, p8), Ferrarin[8]의 4개의 변수(AT, AVT, LT, LVT)이며, 최종적으로 사용한 변수는 표 1과 같다. 선행연구(이영신 등[10])의 연구와 바뀐 것은 L6이 L15로 변경되었고 L6에는 근육이완지수를 사용하였다. 이는 이전의 연구에서 사용한 근육의 모델과 본 연구의 모델이 달랐기 때문이다. 중요한 것은 L11의 정의가 바뀐 것이다. L11의 정의는 그림 1과 같이 새롭게 정의되었다. 선행연구에서 L11의 원점의 위치를 L10과 같이 진자운동 시작점(O)에 두는 경우 환자의 호전에 대한 상태를 반대로 판정하는 오류가 발생하기 때문이다. 즉, 여기서 호전되는 경우는 환자의 최초진단시 보다 초기 굴곡각(A_{10})이 커지는 경우와 최종 휴식각(A_{res})이 커지는 경우에 해당된다.

표 1. 본 연구에서 새로 개발한 변수 및 Bajd(3)와 Ferrain(8)의 변수

Table 1. Parameters newly developed in this study, parameters of Bajd(3) and Ferrain(8)

Parameter	Description	
L1	Slope of the first flexion angle to the second flexion angle during the interval [N.D.]	$(A_{1f}-A_{2f})/(t_2-t_1)$
L2	Muscle length change ratio at peak EMG onset [N.D.]	$(L_{pe}-L_0)/L_0$
L3	Ratio of the first flexion angle to the second flexion angle [degree]	A_{1f}/A_{2f}
L4	Ratio of the first extension angle to the second extension angle [degree]	A_{1e}/A_{2e}
L5	First maximum flexion angle of ankle [degree]	-
L6	Muscle length relaxation index [N.D.]	-
L7	Angle ratio of the 1st flexion angle to the 2nd flexion angle [N.D.]	$(A_{1f}-A_{2f})/A_{1f}$
L8	L3/L4 [N.D.]	-
L9	First maximum extension angular velocity of ankle [degree/sec]	-
L10	Interior angle of two vectors, \vec{OA}_{1f} and \vec{OA}_{2f} [degree]	$\angle A_{1f}OA_{2f}$
L11	Interior angle of two vectors, \vec{OA}_{1f} and \vec{OA}_{res} [degree]	$\angle A_{1f}O'A_{res}$
L12	Interior angle of two vectors, \vec{OA}_{res} and $\vec{Ot3}$ [degree]	$\angle A_{res}O't3$
L13	Muscle length ratio of total length to the length at peak EMG onset [N.D.]	$(L_{pe}-L_0)/(L_{max}-L_0)$
L14	Kinematic energy change ratio at peak EMG onset angle [N.D.]	$(90^\theta - \theta_{pe})/90^\theta$
L15	Angle at peak EMG onset [degree]	$(= \theta_{pe})$
L16	Angular velocity at peak EMG onset [degree/sec]	-
L17	Angular frequency of the 1st half swing [Hz]	-
L18	Angular frequency of the 1st swing [Hz]	-
L19	Angular frequency of between the 1st flexion and the 2nd flexion [Hz]	-
L20	Muscle length velocity at peak EMG onset [sec-1]	-
p1	Relaxation index [N.D.]	Bajd [3]
p2	Number of swings	
p4	First maximum of the goniogram [degrees]	
p5	Relaxation index at the half-swing [N.D.]	
p7	First maximum of the tachogram [rad s-1]	
p8	First minimum of the tachogram [rad s-1]	
AT	Angle threshold (angle at EMG onset) [degree]	Ferrarin [8]
AVT	Angular velocity threshold (angular velocity at EMG onset) [degree/sec]	
LT	Length threshold (length at EMG onset) [N.D.]	
LVT	Length threshold (lengthening velocity at EMG onset) [sec-1]	

where N.D. is Non-dimension, A_{1f} : 1st flexion angle, A_{1e} : 1st extension angle, A_{res} : resting angle, A_{2f} : 2nd flexion angle, and A_{2e} : 2nd extension angle. A_{1f} , A_{2f} , A_{res} , A_{1e} , and A_{2e} are radian.

$$\angle A_{1f}OA_{2f} = \left(\cos^{-1} \frac{(1*2 + A_{1f}*A_{2f})}{\sqrt{1^2 + A_{1f}^2} * \sqrt{2^2 + A_{2f}^2}} \right) * \frac{180}{\pi}$$

$$\angle A_{1f}O'A_{res} = \left(\cos^{-1} \frac{(-1*3 + A_{1f}*A_{res})}{\sqrt{(-1)^2 + A_{1f}^2} * \sqrt{3^2 + A_{res}^2}} \right) * \frac{180}{\pi}$$

$$\angle A_{res}Ot3 = \left(\cos^{-1} \frac{(3*3 + A_{res}*0)}{\sqrt{3^2 + A_{res}^2} * \sqrt{3^2 + 0^2}} \right) * \frac{180}{\pi}$$

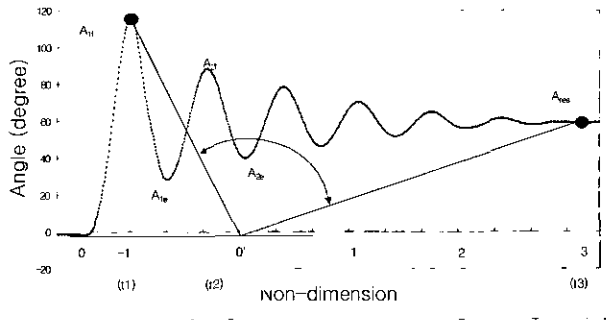


그림 1. L11의 원점 (O')
Fig. 1. Origin of L11(O')

그러나 이전에 발표한 L11은 최종 휴식각이 커지는 호전되는 상태를 반대로 판정하게 되어 있었다. 여기서 원점(O')의 개념은 초기 굴곡각의 x 좌표를 -1로, 최종 휴식각의 x 좌표를 3으로 4등분하여, 원 점을 1/4 지점으로 부여하는 것이다.

MAS를 기준으로 경직의 정도를 나누었을 때 많은 학자들이 사용하고 있는 각이완지수의 분포는 그림 2와 같이 폭넓은 표준편차를 지니고 있음을 알 수 있다. 그림에서 알 수 있듯이 MAS 1군의 환자의 가장 하단부분에 위치한 환자의 분포가 MAS 3군과 겹치고 있어 MAS를 기준으로 정량화 작업이 불가능하다. 따라서 경직을 정량적으로 평가하기 위한 기준으로 MAS는 부적절함을 알 수 있다. 정량적 진단 척도의 개발에 있어서 최우선적으로 수행한 작업은 변수별 상관관계 분석이었다. 이변량 상관관계 분석에서 나타난 사항은 서로 상관성

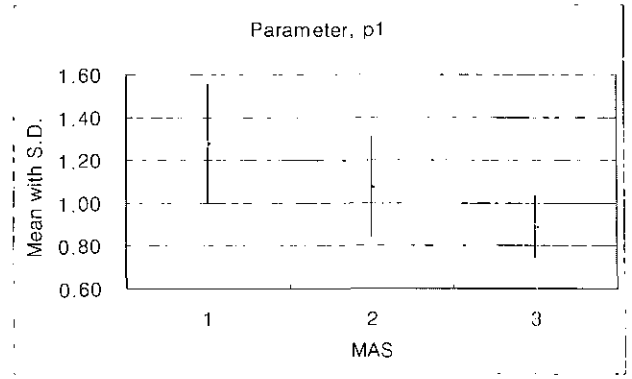


그림 2. MAS에 따른 p1의 평균과 표준편차 분포
Fig. 2. Mean and S.D. of p1 of MAS group

이 강한 변수들이 공통적으로 나타나고 있다는 점이다(표 2 참조). 특히 두드러진 변수들은 p1, p4, p7, p8, L3, L6, L10, L11, L16, L18, L20 등으로 상호 강한 상관관계($|r| \geq 0.7, p < 0.05$)가 있음이 밝혀졌다. 상관성의 우위를 간단하게 알아보기 위하여 상관계수가 0.7 이상인 변수들에 대하여 상관계수(r)가 $0.7 \leq |r| < 0.8$ 이면 1점을, $0.8 \leq |r| < 0.9$ 이면 2점을, $0.9 \leq |r| \leq 1$ 이면 3점을 부과하여 점수를 계산하였고 그 결과를 Point 난에 기록하였다. 상관성 분석에 의한 순번이 절대적이지는 않지만 점수에 의한 분석에서 중요 변수로 나타난 것은 p4, L11, L10, p7, L16, p1, L3, L6 이다. 점수 분석에서 0.95이상을 4점, 0.85까지를 3점, 0.75까지를 2점, 그 이하를 1점으로 놓고 계산하여도 동일한 결과가 나타난다. 또 다른 중요한 사실은 요인분석(factor analysis)을 통한 고유치(eigen value) 1 이상

표 2. 상관성 높은 변수들의 매트릭스 ($|r| \geq 0.7, p < 0.05$)
Table 2. Matrix of highly correlated parameters ($|r| \geq 0.7, p < 0.05$)

	p1	p4	p7	p8	L1	L3	L6	L10	L11	L12	L13	L16	L17	L18	L19	L20	AVT	LVT	Point	
p1	-	●	○	○		●	●	●	○			○		●						16
p4	●	-	●	○		○	●	●	●	○		●	○	●	○		○			23
p7	○	●	-	○			○	●	●	○		●			○	○	○	○		18
p8	○	○	○	-			○					○								5
L3	●	○			●	-	●	●			○	○		○		○				14
L6	●	●	○	○		●	-	●				○		●						14
L10	●	●	●		○	●	●	-	●			●		●		○				19
L11	○	●	●		p5 ○	L2 ○			●	-	●			●	○			○		19
L16	○	●	●	○	○	○	○	●	●			-		○		●				17
L18	●	●				○	●	●	●			○	●	-						14
L20			○	○	○	○		○			○	●				-				9
AVT		○	○						○									-		3
LVT			○																-	1

where ○ is $0.7 \leq |r| < 0.8$, ● is $0.8 \leq |r| < 0.9$, ● is $0.9 \leq |r| \leq 1$, and point is calculated by the following rule :
 $1 \geq |r| \geq 0.9$ is 3 point, $0.9 > |r| \geq 0.8$ is 2 point, $0.8 > |r| \geq 0.7$ is 1 point.

의 주요 요인들의 순서 역시 p4, L11, p1, L18, L10, p7, L6, L16의 차례로 나타난다는 사실이다. 따라서 변수별 상관성 분석결과 진자 실험에서 상호 상관성이 높은 변수들이 일정하게 나타난다는 사실과 이전의 연구들[2,3,8,11]에서 주목된 주요 변수들이 순서의 앞쪽에 위치함에 주목하여야 한다.

또한 진자 실험의 특성이 나타나는 특성 변수들이 고르게 상호 높은 상관성을 보이고 있는 사실도 매우 흥미로운 것이다. 여기서 실험 특성 대표란 본 진자 실험에서 발생하는 변수들의 특성인 '각도', '각속도', '근육길이', '근육길이속도 및 EMG 특성' 등을 말한다. 이에 해당하는 상호 상관성이 높은 변수들은 각도에 p4 및 L11, 각속도에 p7, 근육길이에 L6, 근육길이 속도에 L16이다. 이들 모두가 상호 강한 상관성을 보이고 있어 경직의 특성이 각도, 각속도, 이에 따른 근육의 길이변화나 EMG의 최대값이 모두 연계되어 나타나고 있음을 알 수 있다.

2. 생체역학적 대표변수 도출

새로운 척도 개발을 위한 다음 단계로서, 상관성 분석에서 나타난 강한 상관성을 보이고 있는 변수 가운데에서 경직의 특성을 가장 잘 대변하는 변수를 선택하였다. 이는 상관성 점수 및 인자 분석, 그리고 변수가 여러 가지 경우에도 모두 적용가능한 지 고려하여 수행되었다. 우선 변수들 중 높은 상관관계를 보이고 있는 순서대로 p4, L11, L10, p7, p1, L18 등이 그 대상이 되었다.

높은 상관성을 보인 변수 중 첫 번째로 강한 상관성을 보이는 p4는 초기 굴곡각의 값이다. 최근에 Fowler 등[11]의 연구에서도 초기 굴곡각도 즉, p4가 가장 유의한 결과를 보이고 있다고 보고되고 있다. 그러나 p4의 단점은 환자의 초기 굴곡각만을 고려하고 있다는 점이다. 즉, 경직의 상태에 따라 환자들의 최종 휴식각은 초기 굴곡각보다 커지거나 작아지는 변화가 발생한다. 초기 굴곡각만을 고려하게 되면 이러한 진자 운동 전체에서 발생하는 경직의 특성을 파악하지 못하게 된다.

본 연구에 참여한 환자들의 경우, 진자 운동 시작에서 종료까지 지속적으로 근육에 저항이 발생하는 경우도 있었고, 발생된 저항이 줄어들어 최종 휴식각이 초기 굴곡각보다 커지는 경우도 있었다. 그림 3이 이러한 현상을 잘 대변하고 있다. 따라서 환자의 진동운동을 통해 경직의 상태를 파악하기 위해서는 초기 굴곡각뿐만 아니라 최종 휴식각이 동시에 고려되어야 한다.

표 3은 본 연구의 분석에 사용된 28명 환자들의 초기 굴곡각과 최종 휴식각이다. 초기 굴곡각이 비슷한 Subject 19와 Subject 20만을 비교해 보아도 p4 만으로는 환자의 경직 상태를 명확히 구별할 수 없음을 알 수 있다. 설명의 단순화를 위하여 이후부터는 초기 굴곡각과 최종 휴식각을 소수점을 표기하지 않고 "초기 굴곡각-최종 휴식각"의 형태로 표기하기로 하자. Subject 19의 경우는 41-38인 경우이고 Subject 20은 41-60인 경우이다. 만일 초기 굴곡각만을 고려하게 되면 두 환자의 상태는 비슷한 정도의 경직을 보이고 있다고 판정하게

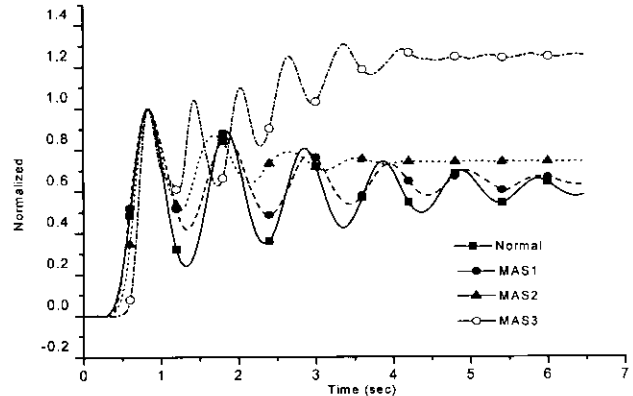


그림 3. 정규화된 슬관절 운동양상
Fig. 3. Normalized oscillation patterns of knee joint

된다. 그러나 Subject 19의 경우는 하지의 운동에 따른 경직의 민감성이 지속적으로 작용하고 있어 최종 휴식각이 초기 굴곡각과 비슷한 수준으로 운동이 끝나고 있으나, Subject 20의 경우는 초기 굴곡각 이후에 경직의 발현이 현격하게 줄어들어 정상인에 가까운 60도에서 운동이 끝나고 있다. 따라서 p4가 비록 다른 변수들과 높은 상관성을 보이고 있지만 대표변수로서는 문제가 있음을 알 수 있다. 동일한 의미에서 초기 굴곡각속도인 p7도 초기 굴곡 각속도만을 고려하고 있으므로 대표변수로서의 자격이 충분하지 않다고 볼 수 있다.

이번에는 선행 연구[13-22]에서 진자 실험의 변수로서 많은 관심을 보여온 p1이 대표변수가 될 수 없는 중요한 문제점을 살펴보자. Subject 14와 Subject 19를 비교하면 알 수 있는데 이들의 수치가 정확하게 일치하지 않지만 근사적으로 보면 60-60인 경우와 40-40인 경우에 해당한다. 즉, 초기 굴곡각과

표 3. 28명 환자의 초기 굴곡각과 최종 휴식각
Table 3. 1st flexion angle and resting angle of 28 patients

Subject	A _{1f}	A _{res}	Subject	A _{1f}	A _{res}
1	108.0	73.5	15	61.7	60.1
2	107.1	72.9	16	56.3	50.0
3	104.7	70.4	17	46.1	62.2
4	100.9	65.3	18	41.3	49.4
5	96.1	65.6	19	41.2	38.1
6	89.6	57.9	20	41.0	60.2
7	86.3	64.2	21	40.4	51.4
8	83.1	60.3	22	40.0	46.7
9	81.6	61.9	23	39.2	48.6
10	79.3	61.7	24	37.5	50.6
11	65.5	50.1	25	37.0	35.7
12	64.5	62.6	26	36.5	37.0
13	63.6	64.1	27	35.8	35.7
14	61.9	60.4	28	27.4	21.2

최종 휴식각이 같은 경우 $p1$ 은 모두 1.0이라는 판정을 내리게 되므로 환자의 구분이 불가능함을 알 수 있다. 표 3을 살펴보면, 특히 초기 굴곡각도가 60도 이하인 환자들에 있어서 최종 휴식각이 비슷한 경우는 종종 발생하고 있음을 알 수 있다. 따라서 지금까지 많은 연구에서 MAS와 높은 상관성을 보이고 있으며 정량적 평가변수로 생각되어온 $p1$ 은 진자 실험에서의 대표변수가 될 수 없다.

또한 L10은 본 연구의 초기과정에서 도출된 변수로서 상관성 분석에서는 많은 변수들과 강한 상관성을 보이고 있다. 그러나 다양한 환자의 경우를 예측하였을 때 L10의 경우 호전되는 상태 즉, 40-40인 환자가 40-60이 되었다면 운동에 미치는 경직의 발현이 매우 줄어들어 운동 종료시에는 정상인에 가까운 각도가 나타났다고 볼 수 있다. 그러나 L10의 경우는 이러한 경우를 호전되지 않고 악화된 것으로 판정하고 있다. 따라서 L10의 원점은 첫 번째 굴곡각도와 두 번째 굴곡각도로 옮겨져야 올바른 판정을 내리는 변수가 될 수 있다. 그러나 그림 3에서 나타나고 있는 바와 같이 경직이 심화된 경우에는 2차 굴곡각 이후 최종 휴식각에 이를 때까지 초기 각도에 비해 커짐을 알 수 있다. 따라서 L10의 원점을 중앙에 옮겨도 최종 휴식각이 어떠한 양상으로 끝나는지 파악할 수 없으므로 대표적 변수로서 사용할 수 없음을 알 수 있다.

마지막으로 남은 변수는 L11과 L18인데 L18의 경우는 1차 굴곡과 신전이 완료되는 주기이다. 그러나 L18이 앞에서 높은 상관성을 보이고 있는 다른 변수에 비해 상관성이 비교적 낮은 것 이외에도 대표변수가 될 수 없는 중요한 사실은 표 2에서와 같이 진자 실험에서 신전에 관련된 변수($p8$, L4)는 분석에서 모두 낮은 상관성을 보였다는 사실에 주목하여야 한다. 즉, $p7$ 은 굴곡 각속도이고 $p8$ 은 신전 각속도인데 $p8$ 은 $p7$ 에 비해서 다른 중요 변수들과 낮은 상관성을 보였다. 이러한 사실은 또한 L3과 L4에서도 보이고 있는데 L3에 비해 L4는 0.7 이상의 상관계수가 나오지 않아 표 2에서 누락된 것이다. 여기서 추가로 논의되어야 할 부분은 이전에 종종 정량적 평가에서 사용되어온 진폭비(Amplitude Ratio, AR)인 $\frac{A_{1f}}{A_{1f}-A_{1e}}$ 도 정량적 변수로서 적합하지 않음이 드러난 것이다. 진폭비의 역수를 취하면 $\frac{1}{AR} = 1 - \frac{A_{1e}}{A_{1f}}$ 가 된다. 이는 진자 운동의 굴곡각도와 신전각도를 동시에 고려하고 있다. 즉, 굴곡에 관련된 변수들($p7$, L3)에 비해 신전에 관련된 각도 변수들($p8$, L4)이 현저하게 낮은 상관성을 보이고 있는데, 상호 다른 상관성을 보이는 변수들을 동시에 고려하여 정량적 평가변수로서 고려하는 것은 적절하지 않음을 지적하고 싶다. 이러한 경향을 따른다면 굴곡운동과 신전운동이 모두 고려된 L18이 비록 상관성이 높다고는 하지만, 이는 굴곡 운동의 영향으로 높은 상관성이 있음으로 분석될 수 있다고 고려된다. 또한 신전 운동만이 고려된 다른 변수들이 낮은 상관성을 보인 것을 감안하면 L18은 대표성이 없다고 볼 수 있다.

따라서 L11만이 가장 환자의 상태를 파악할 수 있는 대표

성이 강한 변수라고 할 수 있다. 초기에 L11의 변수도출에 있어서 L10과 같이 원점을 운동시작 점에 위치시켰으나 L10에서 설명한 바와 같이 환자의 상태를 오관하는 것을 발견하여 이를 보완할 수 있도록 수정된 것이다. 또한 L11의 원점의 위치가 초기 굴곡각의 위치에 가깝게 함으로써 초기 굴곡각의 민감도를 크게 하고 최종 휴식각의 민감도는 상대적으로 작게 하였다. 그러한 이유는 $p4$ 가 변수별 상관관계에서 가장 높은 상관성을 보였고 요인 분석에서도 제 1인자로 분석되었기 때문이다. 또한 선행 연구[11]에서도 중요 변수로 지목된 점을 고려하였다. 따라서 초기 굴곡각의 x 좌표 값과 최종 휴식각의 x 좌표 값을 4등분하고 1/4 지점에 원점을 위치시킨 개념은 매우 합리적이었다. 이는 여러 각도조합을 판정하는 데에서도 역시 매우 합리적이었음이 드러났다.

3. 군집분석 및 회귀분석

따라서 새로운 척도는 변수 L11의 데이터를 가지고 군집분석을 실시하여 환자의 등급을 4등급으로 나누었으며, 이를 예측하는 회귀방정식을 유도하였다. 군집분석에서 환자의 집단을 5개 이상으로 나누려는 시도도 수행되었으나 데이터의 수적 한계로 인하여 집단별 독립성이 유지되는 한계인 4개의 군집으로 분류하였다. 군집분석은 계층적 군집분석과 K-평균 군집분석 모두에서 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 그림 4는 L11의 데이터를 오름차순으로 정렬한 데이터를 4개의 군집으로 나눈 결과이다. 군집에 속하지 않는 우측 최상단에 위치한 데이터는 평균 ± 2 표준편차의 범위밖에 위치하고 있었으며 각 집단의 독립성에 영향을 미치는 자료였기 때문에 군집화에서 제외되었다. 각각의 집단은 1, 2, 3, 4의 새로운 그룹(New Class; NC)으로 구분되었으며, 변수 L11 값을 독립변수로 사용하고 NC 집단을 종속변수로 놓고 이를 예측할 수 있는 회귀방정식을 만들었다.

회귀식의 결과로 도출된 새로운 척도는 LCL (logically classified level) 척도로 명명하였으며 다음 식 (1)과 같다.

$$LCL = -6.380 + 0.07947 * L11 \quad (R^2 = 0.92) \quad (1)$$

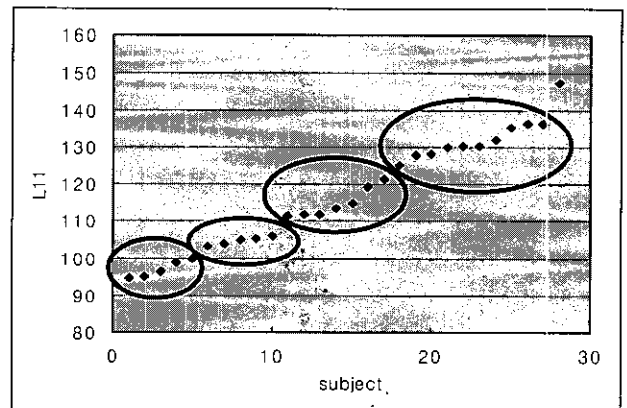


그림 4. L11 데이터의 그룹화
Fig. 4. Grouping of L11 data

4. 새로운 척도 검증

LCL 척도에 대한 검증작업은 진자 실험에서 환자들의 상태에 따라 나타날 수 있는 다양한 각도들의 조합을 LCL이 잘 판정할 수 있는지 검토하였다. 표 4는 발생 가능한 5가지 경우에 대한 것이다. 이후부터는 설명의 단순화를 위해 초기 굴곡각은 초기각으로 최종 휴식각은 최종각으로 줄여 설명하고자 한다.

Case 1은 50-50인 환자 A의 경우와 40-40인 환자 B의 경우이다. 단순한 A_{if}/A_{res} 의 비율인 $p1$ 은 A, B 환자 모두 1로 계산하지만 변수 L11은 A가 122.7도이고 B는 132.0도로 차이 나게 계산되어 환자를 구별할 수 있다. 실제로 초기 각도가 70도 이하인 환자들에 있어서는 초기각과 최종 휴식각이 비슷해 지거나 최종각이 커지는 경우가 있었다.

Case 2는 환자 A, B 모두 동일한 초기각 80도이면서 최종각이 20도 차이 나는 경우이다. A 환자의 경우 $p1$ 은 2로서 정상인의 기준인 1.6 이상이다. 그러나 본 연구의 대조군의 초기각이 107.2 ± 6.41 임을 감안한다면 A_{if} 가 80도인 A는 정상이 아닌 환자이다. 하지만 $p1$ 의 계산으로는 2가 되므로 1.6 이상의 정상인으로 판정하게 된다. 이러한 경우는 Case 3에서도 볼 수 있다. 최종 각도가 초기 각도의 절반에 해당하는 환자들은 모두 $p1$ 값이 2로 산출되어 구별을 못하고 있으나 L11은 뚜렷한 구별을 하고 있다.

환자의 경우 최종각이 초기각보다 큰 경우가 종종 있었다. 이를 살펴보기 위해 Case 4의 환자 A는 65-50인 경우로 설정하였고 환자 B는 50-65인 경우로 설정하였다. A의 경우 $p1$ 은 1.3이고 B의 경우 0.77로 상당한 차이를 보이고 있으나 실제로 A, B 환자의 상태는 매우 비슷한 정도이다. 따라서 L11로 계산된 A는 115.2, B는 118.2로 판정되어 실제로 큰 차이가 없는 환자군으로 구분하면서도 초기 각도가 낮은 B를 큰 각도로 판정함으로써 미소한 구별까지 가능함을 보여주는 예이다.

Case 5는 최종 각도가 동일하게 60도이고 초기 각도가 2배 차이 나는 경우이다. $p1$ 은 1.0(A)과 2.0(B)으로 단순한 판정을

내리는 반면 L11은 환자 A를 114.4로 환자 B를 96.3으로 판정하여 환자 A가 비록 초기각은 작지만 최종각에서 경직이 완화되어 정상인의 최종 각도에 가깝게 되는 것이 반영되어 LCL에서 2.71로 판정하고 있는 것은 매우 적절하다. 이는 Case 2의 환자 B(80-60)와 비교하면 Case 5의 환자 A(60-60)와의 차이가 적절함을 알 수 있다. 또한 제시된 Case 중 60-60(Case 5의 B), 50-50(Case 1의 A), 40-40(Case 1의 B)의 L11값과 LCL판정이 매우 선형적인 관계로 구별하고 있어 새로 개발된 척도가 분별력이 매우 높음을 알 수 있다.

또 다른 LCL 척도의 검증을 위하여 높은 상관성에도 불구하고 대표변수로 선택되지 못한 주요 변수들 $p4, p7, L6, L16$ 을 동일한 기법을 이용하여 회귀방정식을 만들고 이들을 이용하여 초기 각도 및 최종 각도에 따른 평가를 한 결과, 표 5와 같이 LCL 척도만이 가장 적절한 평가를 내리고 있음을 알 수 있다. 전체적으로 LCL_ $p4$ 도 LCL 척도와 비슷한 판정을 하고 있으나 초기 각도만을 가지고 판정하고 있기 때문에 최종 각도가 다른 환자들(Subject 9, 10, 8)에 위치를 정확하게 구분하지 못하고 있다. 비록 초기 각도가 작더라도 최종 휴식각에서 경직이 이완되는 현상을 구분할 수 있어야 하는데 LCL_ $p4$ 는 이를 구분하지 못하고 있는 것이다. 마찬가지로 나머지 LCL_ $p7, LCL_{L6}, LCL_{L16}$ 도 환자의 순서가 뒤섞여 있어 환자들의 경직 상태를 정확하게 구분하지 못하고 있음을 알 수 있다.

표 5는 초기 각도로 내림차순으로 정렬하여 Subject 순서를 기입하였고 LCL의 평가순서로 다시 정렬한 것이다. Subject 1은 정상에 가까운 환자로 107-61의 정상인 평균과 비슷한 각도양상을 보이고 있다. LCL 척도를 이용한 판정에서 가장 낮은 1.15로 판정되었다. Subject 2의 경우는 96-65로 최종각과 초기 각도가 Subject 1 보다 낮아진 경우로서 1.56의 판정이 내려졌다. 그러면 초기 각도가 90도 이하로 떨어지는 경우인 Subject 3과 Subject 4의 경우를 비교해 보자. 전자의 경우는 86-64이고 후자는 81-61로 초기각과 최종각이 약간씩 감소된 경우이다. 전자는 후퇴각 량이 후자보다 많으므로 저항이 Subject 2보다는 심하지만 Subject 4보다는 덜한 경우이다. LCL 척도는 이 둘의 차이를 1.81과 1.99로 판정함으로써 미소한 각도 차이까지도 구별하고 있다.

또한 Subject 3과 Subject 5를 비교해보면 초기각과 최종각의 차이가 비슷한 양으로 차이날 때도 LCL이 명확하게 구별하는 것을 알 수 있다. 전자의 경우 86-64이므로 22도 차이가 나고 후자의 경우 79-61이므로 18도 차이가 나는데 LCL 척도는 1.81과 2.05로 판정함으로써 초기 각도가 작은 후자와의 차이를 분명하게 구분해 주고 있다.

LCL 척도가 우수한 점은 초기 굴곡각이 60도 이하인 환자들에 있어서 초기 각도와 최종각의 차이는 매우 작아지는데 이러한 미세한 차이를 구별해내는 것이다. 이를 위하여 Subject 6 이하를 살펴보자. 초기각과 최종각이 비슷한 각도 수준을 보이는 Subject 6과 Subject 8에 있어서 전자는 61-60이고 후자는 41-39이므로 초기각과 최종각이 같다고 할 수 있

표 4. 다양한 각도 조합에 대한 LCL 척도
Table 4. LCL scales for the various angle combinations

Case	Subject	A_{if}	A_{res}	$p1$	L11	LCL
1	A	50	50	1.0	122.7	3.37
	B	40	40	1.0	132.0	4.11
2	A	80	40	2.0	112.5	2.56
	B	80	60	1.3	106.4	2.08
3	A	80	40	2.0	112.5	2.56
	B	100	50	2.0	103.6	1.85
4	A	65	50	1.3	115.2	2.77
	B	50	60	0.8	118.2	3.01
5	A	60	60	1.0	114.4	2.71
	B	120	60	2.0	96.3	1.27

표 5. LCL 척도와 다른 변수 회귀식의 비교
Table 5. LCL scale comparing with other regression equations

Subject	A _{1r}	A _{res}	LCL	LCL _p4	LCL _p7	LCL _L6	LCL _L16	MAS
1	108.00	73.48	1.15	0.91	0.95	1.21	1.18	1
2	96.14	65.59	1.56	1.43	1.98	1.36	1.99	1
3	86.34	64.23	1.81	1.87	1.31	1.70	1.22	2
4	81.61	61.85	1.99	2.04	1.38	1.77	1.82	2
5	79.34	61.71	2.05	2.18	1.39	2.12	1.31	1
6	61.88	60.41	2.63	2.96	2.10	3.15	2.52	1
7	56.29	49.99	3.10	3.21	2.00	2.63	3.15	2
9	41.01	60.16	3.56	3.89	3.00	4.38	3.82	1
10	40.44	51.44	3.80	3.91	2.74	3.86	3.85	3
11	39.18	48.61	3.94	3.94	2.74	3.38	3.32	3
8	41.17	38.05	4.10	3.88	2.84	2.60	3.58	3
12	35.76	35.74	4.45	4.12	2.33	2.80	2.98	2

다. 그러나 LCL 척도는 이들을 2.63과 4.10으로 명확하게 구별해 내고 있다. 실제로 초기각인 40도인 환자는 본 연구에서 경적이 매우 심한 MAS 3등급의 환자들이 많았다. 따라서 표 5에서 Subject 8의 위치가 가장 밑에서 2 번째로 정렬된 것은 LCL 척도의 판정이 매우 타당성이 있어 보인다. 그 타당성을 보충하기 위해 40도 부근에서 초기 각도를 보이는 세 환자, Subject 8(41-38), Subject 9(41-60), Subject 10(40-51)을 살펴보자. 이들은 모두 초기각이 40도 부근이지만 최종각에서 차이가 나고 있다. 우선 Subject 9의 경우 가장 낮은 LCL 등급으로 판정되었는데 그 이유는 최종각이 가장 크기 때문이다. Subject 9의 상태를 설명하면 초기 1차 굴곡에서 과도한 저항이 걸려 후퇴각은 작은 반면에 2차 이후 최종 휴식각까지 신전과 굴곡을 반복하면서 저항이 많이 완화되어 최종 각도는 정상인에 가까운 63도가 된 것이다. 그러나 Subject 8의 경우는 최종 각도까지의 신전과 굴곡을 반복하면서도 지속적으로 저항이 걸려 최종각이 40도 부근인 38도에 머무른 것이므로 이들 중 가장 경적이 심한 환자라는 것을 알 수 있다. 따라서 비슷한 초기각이지만 최종각에 있어서의 차이가 발생하므로 이를 명백히 구별할 수 있는 L11 변수의 개발은 본 연구에서 가장 두드러진 수확이라고 할 수 있다.

다음에 제시되는 부록 1은 새로 개발된 척도의 회귀식에 근거하여 두 각도에 의한 판정을 가시화 시킨 표이다. 이 표는 회귀식이 없어도 진자 실험을 통한 초기 굴곡각도, 최종 휴식 각도를 이용하여 쉽게 환자의 상태를 정량적으로 판정하는데 이용될 수 있다. 그러나 각도의 차이가 5도씩으로 구별되어 있으므로 정확한 판정은 LCL 척도를 사용하여야 한다.

결론 및 토의

새로운 정량적 척도인 LCL이 개발되었다. 이는 새롭게 도출된 20개의 변수(L1-L20)와 이전의 연구에서 사용되었던 10개의 변수를 통해 분석된 결과에 근거하고 있다. 분석은 변수별 상관분석, 인자분석, 군집분석 등의 과정을 거쳤으며 최종적으로 대표변수 L11이 선정되었다. 또한 매우 다양한 경우에 대한 적절한 판정이 가능한지 발생 가능한 각도 조합의 경우를 예측하여 검토한 결과 LCL 척도가 매우 합리적인 판정을 내리고 있음을 알 수 있었다. 본 LCL 척도 사용 및 진자 실험에 있어 다음과 같은 사항을 권고한다.

(1) 진자 운동의 초기 시작 위치는 모든 변수들에게 매우 많은 영향을 미치므로 모든 실험에서 동일한 위치를 제시할 수 있는 장비를 사용하여야 한다. 또한 실험에 필요한 검사인을 1인으로 줄여 검사 비용이 감소되는 효과가 있었다. 따라서 실험의 객관적이며 정량적 환경 제시 및 비용절감을 위해서는 발 낙하 장비의 사용을 적극 추천한다.

(2) 본 연구에 사용된 데이터들의 선택은 EMG 신호가 최대값에서 슬관절 최대 각속도 값과 일치하거나 최대값 전/후로 ± 0.1 초의 편향(bias)된 양상을 보이는 것을 정상으로 판단하여 기준으로 선택하였다. 따라서 환자의 판정에 사용하는 슬관절 각도의 취득도 정상적인 EMG가 보이는 실험값을 사용할 것을 권고한다.

(3) 실험간 실험환경의 오차를 최소로 하기 위하여 각도 데이터 취득율은 본 연구와 같이 100 Hz를 사용하거나 그 이상을 사용하기를 권장한다. 이는 정상인의 운동 속도가 0.1초에 19도의 변위를 갖기 때문이다. 또한 진자 운동의 구속이 발생하는 장비보다는 자유롭게 운동이 가능한 장비를 사용하기를 권장한다. 이는 진자 운동이 시상면뿐만 아니라 횡단면, 판상면에서 이루어지기 때문이다.

(4) 비록 예외적인 경우에 대해서도 LCL 척도가 적용가능한지 검증을 수행하였고 검증결과 LCL 척도가 매우 우수한 분별력이 있음이 판정되었으나 환자의 상태는 사람에 매우 의존적이다. 따라서 추후 더 많은 데이터를 이용하여 문제점 지적 및 지속적인 보완 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고 문헌

1. R. Wartenberg, "Pendulousness of the Leg as a Diagnostic Test", *Neurology*, Vol. 1, pp. 18-24, 1951
2. T. Bajd and B. Bowman, "Testing and Modelling of Spasticity," *J. of Biomedical Engineering*, Vol. 4, pp. 90-96, 1982
3. T. Bajd and L. Vodovnik, "Pendulum Testing of Spasticity", *J. of Biomedical Engineering*, Vol. 6, pp. 9-16, 1984
4. R. A. Brown, D. A. Lawson, G. C. Leslie, M. A. MacLennan, W. J. McMurdo, W. J. Mutch and N. J. Part, "Does the Wartenberg Pendulum Test Differentiate Quantitatively between Spasticity and

부록 1. LCL 척도 테이블(굵은 선 밖의 척도는 예외적인 경우의 각도 조합이고, 회색음영은 환자들의 데이터에 근거함)

Appendix 1. LCL scale table (scales in the outside of the thick line are exceptional cases, and scales in grey area are based on the regression equation of patients)

$A_{1f} \backslash A_{res}$	80	75	70	65	60	55	50	45	40	35	30	25	20
120	0.82	0.93	1.04	1.15	1.27	1.39	1.51	1.63	1.76	1.89	2.01	2.14	2.27
115	0.89	1.00	1.12	1.23	1.35	1.47	1.59	1.71	1.84	1.96	2.09	2.22	2.35
110	0.98	1.09	1.20	1.31	1.43	1.55	1.67	1.79	1.92	2.04	2.17	2.30	2.43
105	1.06	1.17	1.29	1.40	1.52	1.64	1.76	1.88	2.01	2.13	2.26	2.39	2.52
100	1.16	1.27	1.38	1.50	1.61	1.73	1.85	1.98	2.10	2.23	2.35	2.48	2.61
95	1.26	1.37	1.48	1.60	1.71	1.83	1.95	2.08	2.20	2.33	2.46	2.59	2.72
90	1.37	1.48	1.59	1.71	1.82	1.94	2.06	2.19	2.31	2.44	2.57	2.70	2.83
85	1.49	1.60	1.71	1.83	1.94	2.06	2.18	2.31	2.43	2.56	2.69	2.82	2.95
80	1.62	1.73	1.84	1.96	2.07	2.19	2.31	2.44	2.56	2.69	2.82	2.94	3.07
75	1.76	1.87	1.98	2.10	2.21	2.33	2.45	2.58	2.70	2.83	2.96	3.09	3.22
70	1.91	2.02	2.13	2.25	2.37	2.49	2.61	2.73	2.85	2.98	3.11	3.24	3.37
65	2.08	2.19	2.30	2.42	2.53	2.65	2.77	2.90	3.02	3.15	3.28	3.40	3.53
60	2.26	2.37	2.48	2.60	2.71	2.83	2.95	3.08	3.20	3.33	3.46	3.59	3.72
55	2.46	2.57	2.68	2.80	2.91	3.03	3.15	3.28	3.40	3.53	3.65	3.78	3.91
50	2.67	2.78	2.90	3.01	3.13	3.25	3.37	3.49	3.62	3.74	3.87	4.00	4.13
45	2.91	3.02	3.13	3.25	3.36	3.48	3.60	3.73	3.85	3.98	4.11	4.24	4.37
40	3.17	3.28	3.39	3.50	3.62	3.74	3.86	3.98	4.11	4.23	4.36	4.49	4.62
35	3.44	3.55	3.67	3.78	3.90	4.02	4.14	4.26	4.39	4.51	4.64	4.77	4.90
30	3.74	3.85	3.97	4.08	4.20	4.32	4.44	4.56	4.69	4.81	4.94	5.07	5.20
25	4.07	4.18	4.29	4.41	4.52	4.64	4.76	4.89	5.01	5.14	5.26	5.39	5.52
20	4.41	4.52	4.63	4.75	4.87	4.99	5.11	5.23	5.35	5.48	5.61	5.74	5.87

where A1f: 1st flexion(degree), Ares: resting angle(degree). Initial start angle must be considered into all angle.

Rigidity? A Study in Elderly Stroke and Parkinsonian Patients”, J. of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, Vol. 51, pp. 1178-1186, 1988

5. R. A. Brown, D. A. Lawson, G. C. Leslie and N. J. Part, "Observations on the Applicability of the Wartenberg Pendulum Test to Healthy Elderly Subjects", J. of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, Vol. 51, pp. 1171-1177, 1988
6. J. He, "Stretch Reflex Sensitivity: Effects of Postural and Muscle Length Changes", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 6, No. 2, pp. 182-189, 1998
7. M. Ferrarin, C. Frigo, M. Osio, P. Crenna, A. Pedotti and A. Mangoni, "Assessment of Spasticity by an Integrated System for the Analysis of Pendular Motion and EMG Activity", XIII International Congress of EEG and Clinical Neurophysiology, Vancouver, Canada, Electroencephalography and Clinical

Neurophysiology, Vol. 87, No. 2, S66, 1993

8. M. Ferrarin, M. Osio and G. Abello, "A New Biomechanical Approach to Pendulum Test for Spasticity Evaluation", J. of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, Vol. 63, pp. 411-426, 1996
9. C. Frigo and A. Pedotti, "A Determination of Muscle Length During Locomotion", In: Biomechanics VI-A, Assuseen E. and Jorgensen K. (Eds.), University Park Press, Baltimore, pp. 355-360, 1977
10. 이영신, 임현균, 조강희, 김봉욱, 채진목, "진자실험을 통한 경직의 정량적 평가에 관한 연구", 대한의공학회지, Vol. 21, No. 3, pp. 303-309, 2000
11. E. G. Fowler, A. Nwigwe and T. Ho, "Sensitivity of the Pendulum Test for Assessing Spasticity in Persons with Cerebral Palsy", Developmental Medicine and Child Neurology, Vol. 42, No. 3, pp. 182-189, 2000
12. A. D. Pandyan, C. Price, R. Curless, G. Johnson, M.

- Barnes and H. Rodgers, "A Review of the Properties and Limitations of the Ashworth and Modified Ashworth Scales", *Clinical Rehabilitation*, Vol. 5, pp. 373-383, 1999
13. 한태륜, 김진호, 전민호, "편마비 환자에서의 경직의 평가", *대한재활의학회지*, Vol. 18, No. 1, pp. 18-25, 1993
 14. 한태륜, 김진호, 전민호, "편마비 환자에서의 경직의 평가(II)", *대한재활의학회지*, Vol. 18, No. 1, pp. 68-75, 1994
 15. 한태륜, 김진호, 전민호, "편마비 환자에서의 경직의 평가(III)", *대한재활의학회지*, Vol. 19, No. 2, pp. 390-397, 1995
 16. 양승한, 최은석, 박노경, 김민기, 최장휴, "2차원 동작분석 프로그램을 이용한 전자검사", *대한재활의학회지*, Vol. 21, No. 5, pp. 942-949, 1997
 17. 진중선, "상지의 경직을 평가하는데 있어 전자검사의 유용성에 대한 연구", *대한재활의학회지*, Vol. 16, No. 4, pp. 418-422, 1992
 18. 장기연, 안용팔, 박주현, "정상인과 경련성 편마비환자에서 Cybex II+ Dynamometer를 이용한 전자검사", *대한재활의학회지* Vol. 13, No. 2, pp. 189-194, 1989
 19. 장기연, 강세윤, "편마비 환자에서 경직성 평가를 위한 전자검사", *카톨릭 대학 의학부 논문집*, Vol. 44, pp. 887-894, 1991
 20. 이성재, 한태륜, "편마비 환자에서 등속성 근력계를 이용한 경직의 정량적 평가", *대한재활의학회지*, Vol. 22, No. 4, pp. 784-792, 1998
 21. 김민기, 김성호, 이성희, 양승한, 1995, "인체 동작 분석기의 개발", *의공학회지*, Vol. 16, No. 2, pp. 217-222.
 22. 이은우, 조강희, 김봉옥, "전자검사와 동적 근전도를 이용한 경직평가", *대한재활의학회지*, Vol. 23, No. 3, pp. 601-607, 1999
 23. 임현균, "중추신경계 질환에 의한 경직의 생체역학적 정량평가 및 새로운 진단척도개발", *충남대학교 박사학위 논문*, 2000