

편마비 환자 경직의 반사적 및 역학적 성분의 분리를 통한 경직의 정량적 평가

Quantitative Evaluation of Spasticity through Separation of Reflex and Mechanical Component Related to Spasticity in Hemiplegic Patients

김철승¹, 엄광문^{2,✉}, 김지원², 류제청³, 강성재³, 김요한⁴, 박병규⁵
Chul-Seung KIM¹, Gwang-Moon EOM^{2,✉}, Ji-Won Kim², Je-Chung Ryu³, Sung-Jae Kang³, Yo-Han Kim⁴
and Byung-Kyu Park⁵

1 영남대학교 의료기기임상시험센터 (Clinical trial center for medical devices of Yeungnam Univ.)

2 건국대학교 의공학부 (School of Biomedical Engineering, Konkuk Univ.)

3 한국산재의료원 재활공학연구소 (K-Medi, Korea Orthopedic & Rehabilitation Eng. Center)

4 건국대학교 충주병원 흉부외과 (Thoracic Surgery, Konkuk University Choongju-Hospital)

5 고려대학교 구로병원 재활의학과 (Rehabilitation Medicine, Korea University Kuro-Hospital)

✉ Corresponding author: gmeom@kku.ac.kr, Tel: 043-852-9890

Manuscript received: 2008.10.10 / Revised: 2009.3.20 / Accepted: 2009.4.28

The aim of this study was to identify both the mechanical and reflex properties associated with spasticity in hemiplegic patients. Ten hemiplegic patients were included in this study. Multiple pendulum tests were executed for each subject, and knee joint angle and EMG of Rectus Femoris muscle were measured. The neuromusculoskeletal system model was developed from generally accepted mechanism and identified through minimization of the error in the model-predicted pendulum trajectories. The identification was successful in terms of small error in simulated kinematics and high sensitivity and precision of simulated torque against EMG activity. The reflex threshold showed significant difference between different clinical scores ($p < 0.01$) and significant negative correlation ($r = -0.93$) with the EMG duration. It is expected that the suggested method may help in understanding mechanisms underlying spasticity.

Key Words: Spasticity (경직), Stretch Reflex (신장반사), Mechanical (역학적), Pendulum Test (진자검사)

1. 서론

경직(spasticity)은 상위신경계(upper motor neuron: UMN) 질환에서 흔히 관찰되는 증상으로서 운동기능의 손실을 초래하는 주요한 운동 장애이다.¹ 경직의 병리생리(patho-physiology)에 관한 가설로서 흥분성(excitatory) 입력의 증강, 억제성(inhibitory) 입력의 감소 등이 제안되었으나 아직까지 구체적인 메커니즘에 관한 합일은 이루어지지 않고 있

다.²

Lance 는 경직의 원인으로 신장반사의 과흥분성을 강조하였다.³ 최근에 유럽에서 수행된 SPASM Project 에서는 근육의 신장반사에 의한 반사적 근력외에도, 신장반사경로를 경유하지 않고 수동적으로 저항성토크를 발생하는 근육, 건, 인대 등과 같은 연조직(soft tissue)에 내재하는 역학적(mechanical) 요소도 경직의 중요한 원인으로 고려해야 한다는 것이 제안되었다.⁴

따라서, 효율적인 치료를 위한 환자의 경직 평가 및 경직 자체에 대한 이해를 위해서는 반사적 성분과 역학적 성분을 분리하고 이를 파악하는 것이 매우 중요하다.

경직 평가의 방법으로서 현재 임상에서 가장 많이 사용되는 방법은 Modified Ashworth Scale (MAS)이나, 검사자의 주관에 검사결과를 크게 좌우하며,⁵ 반사적 성분과 역학적 성분의 분리가 불가능하다. 이러한 한계를 극복하기 위해 진자검사(pendulum test)와 같이 간단한 실험과 신경근골격계 모델링에 기반한 객관적인 경직의 파악이 제안되었다. 그러나, 신경근골격계 모델에 사용되는 매개변수가 많아 동일한 실험결과를 표현할 수 있는 매개변수의 조합이 다수 존재하는 중복성(redundancy)의 문제로 인해, 대부분의 연구에서는 모델 매개변수의 변화가 진자궤적과 같은 동작에 어떠한 영향을 미치는지를 조사하는데 그치거나,^{6,7} 근전도를 이용하여 한번의 진자운동내에서 신장반사가 일어날 때마다 모델매개변수(신장반사의 발생시점과 크기등)를 수차례 변경하는 방법⁸이 사용되어, 실제적인 경직메커니즘의 이해에는 큰 도움이 되지 못하였다.

위에서 제시한 모델링을 통한 경직파악 방법에서의 해의 중복성의 한계를 극복하기 위해, 진자검사결과와 신장반사구간과 비신장 반사구간을 근전도를 이용하여 분리하고, 각 구간의 진자궤적을 이용하여 반사적 성분과 역학적 성분을 파악하는 방법에 제안되었으나,⁹ 근전도가 반드시 필요하고 비신장 반사구간이 존재하는 경미한 환자에만 적용할 수 있다는 한계가 있었다. 한편, 복수의 진자궤적을 이용하여 모델매개변수의 진자궤적에 대한 해의 중복성을 극복하여 경직의 두가지 성분을 파악하려는 시도가 있었으나,¹⁰ 신장반사모델의 생리학적인 타당성이 검증되지 못하였다. 따라서, 본 연구에서는 현재까지 알려진 신장반사의 메커니즘을 모델화하고 진자궤적만을 사용하여 경직의 반사적 성분과 역학적 성분을 파악하고자 한다.

2. 방법

2.1 실험 대상 및 방법

경직에 대한 치료 효과는 경직이 경미한 환자에게 크다는 것이 보고되어 있으므로,¹⁵ 본 연구에서는 독립적 이동이 가능한 경직환자만을 대상으로 하였다. 실험과정을 설명하고 이에 동의한 10

인의 뇌졸중 환자를 대상으로 하여 진자검사를 수행하였다. 환자의 연령은 57 ± 8 세, 발병후 기간은 42 ± 36 개월, 신장은 168 ± 7 cm, 체중은 68 ± 7 kg 이었으며, 발병원인은 모두 뇌출혈이었다. 본 연구의 모든 실험과정은 임상윤리위원회의 승인을 받았다. 실험전에 피험자가 누운 자세에서 동일한 입상의 슬관절의 MAS 점수를 판정하였다. 판정결과 MAS1이 7인, MAS1+가 3인이었다.

슬관절의 초기각도를 최대 신전, 작은 굴곡(약 20 도), 중간 굴곡(약 40 도)로 한 상태에서 하퇴를 잡고 있던 검사자의 손을 놓아서 각각 진자검사를 수행하였으며, 이 과정을 2 회 반복하였다. 피험자는 능동적 근력을 발생하지 않도록 지시하였으며, 이를 진자검사 직전의 근전도로 확인하였다. 근전도계로서 MyoSystem 1400(Noraxon, USA Inc., Scottsdale, AZ, USA)를 사용하였고, Ag/AgCl 표면전극을 대퇴직근의 운동점(motor point) 부근에 4 cm 간격으로 부착하였다. 또한, 진자검사와 동시에 슬관절 각도와 슬관절 신전근(대퇴직근)의 근전도를 측정하였다. MAS가 0~1 정도로 경미한 증상의 경직환자에서는 슬관절 굴곡근의 근전도가 거의 검출되지 않는다는 보고가 있고,^{6,8} 굴곡근의 근전도를 측정하고자 할 경우 전극이 침상에 접촉하는 것으로 인해 잡음이 크게 측정되므로 본 연구에서는 굴곡근의 근전도는 고려하지 않았다.

2.2 신경근골격계 모델

슬관절에 작용하는 신전모멘트를 반사적 성분 T_s 와 역학적 성분 T_p 로 분리하고, 이의 합이 하퇴의 각가속도를 유발하는 것으로 (1)과 같이 표현하였다. 여기에서, θ 는 연직선을 기준으로 한 하퇴의 신전각도이고, I 는 회귀식으로부터 결정한¹⁸ 하퇴의 관성모멘트이다.

$$I\ddot{\theta} = T_p + T_s \quad (1)$$

우선, 신장반사모델을 (2)과 같이 표현하였다. 여기에서, τ_a 는 근육수축 동역학의 시정수, T_s 는 신전반사에 의한 신전모멘트, G_s 는 신전속도를 모멘트로 변환하는 변환계수(gain), $\gamma(\cdot)$ 는 램프함수, t_r 는 반사경로의 순 시간지연, th 는 신전반사가 일어나기 위한 신전속도의 문턱치(threshold)를 나타낸다.

복잡도가 높은 근육의 자세한 모델은 매개변수

의 개수를 증가시키고, 이는 결국 모델의 해의 중복성을 증가시켜 모델 매개변수의 결정을 매우 어렵게 한다.¹⁶ 따라서, 근육수축에 의한 모멘트발생 과정을 일차 동역학 식으로 단순화하는 시도가 있었으며 모델의 출력과 실험결과는 잘 일치하였다.¹⁷ 따라서, 본 논문에서는 근육수축 동역학을 일차식으로 표현하고, 그 시정수 τ_a 는 40ms로 하였다.¹¹

신장반사모델에서는, ‘신장반사의 속도의존적 증가’라고 하는 Lance의 경직에 대한 정의³에 따라 신전근의 신장속도에 대응하는 하퇴의 굴곡속도 $(-\dot{\theta})$ 에 의해 신장반사 모멘트가 결정되도록 하였다. 신전속도가 신전모멘트로 변환되는 과정에서 동일한 신전속도에 대해서도 근육부피가 크면 큰 모멘트를 발생할 수 있으므로 이러한 영향을 G_s 의 변환상수(gain)로 표현하였다. 신전속도가 일정한 문턱치 th 를 넘을 때만 모멘트가 발생되도록 램프(ramp)함수 $\gamma(\)$ 를 사용하였으며, 반사경로의 시간지연 $t_d = 30ms$ 로 하였다.¹² 따라서, 신장반사모델에서 파악되어야 할 매개변수는 G_s 와 th 의 두 개이다.

$$\tau_a \dot{T}_s = G_s \cdot \gamma(-\dot{\theta}(t-t_d) - th) - T_s \quad (2)$$

다음으로, 역학적 성분에 의한 저항성 신전모멘트 T_p 는 (3)와 같이 중력, 댐핑, 탄성에 의한 모멘트의 합으로 표현하였다. 여기에서, G 는 하퇴의 질량에 의해 결정되는 상수, D, n 은 각각 댐핑계수 및 댐핑의 선형성을 나타내는 상수(1에 가까울수록 선형적임), k_1, k_2, k_3 는 탄성에 관한 상수로서, 경직의 역학적 성분을 파악하기 위해 모두 결정되어야 하는 매개변수들이다.

$$T_p = -G \sin \theta - D \dot{\theta}^n + k_1 \exp(-k_2(\theta - k_3)) \quad (3)$$

2.3 반사적 성분과 역학적 성분의 파악

신경근골격계 모델에서 파악해야 할 8개의 매개변수를 하나의 벡터로 표현하고, 이 벡터를 최적화기법(optimization)을 이용하여 탐색하였다. 각 피험자가 수행한 2회의 실험간에는 휴식시간이 존재하여 경직의 양상이 달라질 가능성이 있으므로, 2회의 실험에 대한 매개변수를 각각 탐색하였다.

최적화의 비용함수(cost function)로서는 식(4)와

같이, 진자실험에서 계측된 진자궤적과 모델을 이용하여 시뮬레이션된 진자궤적의 RMS 오차를 사용하였다. $\mathbf{p}, \theta^{sim}, \theta^{exp}, N_t, N_i$ 는 각각 모델매개변수 벡터, 시뮬레이션된 각도, 실험각도, 한 초기각도에 대한 샘플된 데이터의 개수, 한 실험내의 초기각도의 개수(3개)를 의미한다. 즉, 비용함수가 각 1회의 실험내의 3가지 초기각도를 이용한 진자궤적을 모두 포함하도록 하여, 3가지 궤적을 모두 표현할 수 있는 타당한 매개변수의 탐색이 가능하도록 하였으며, 이는 또한 모델의 해의 중복성 크게 줄여 탐색된 매개변수의 신뢰성을 높일 수 있을 것으로 기대하였다.

$$f(\mathbf{p}) = \sum_{j=1}^{N_t} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_i} (\theta_{ij}^{exp} - \theta_{ij}^{sim})^2}{\sum_{i=1}^{N_i} (\theta_{ij}^{exp})^2}} / N_t \quad (4)$$

최적화방법으로서 Matlab (ver7, The Mathworks Inc., Natick, Mass, USA)이 제공하는 축차 2차프로그래밍(sequential quadratic programming: SQP)을 사용하였으며, 벡터의 초기치를 랜덤하게 50개 생성하고 각 초기치로부터 SQP를 수행하여 준광역적(quasi-global) 최적화가 가능하도록 하였다. 이 때, 최적화의 제한조건(constraint)으로서, 매개변수의 탐색범위를 지정하였으며 이 탐색범위는 각 매개변수의 물리적인 의미를 고려하여 시행착오(trial-and-error)로 결정하였다.

탐색된 모델매개변수가 MAS의 차이를 잘 반영하고 있는지를 파악하기 위하여 모델매개변수의 MAS 점수별 차이를 Mann-Whitney's U를 이용하여 평가하였다. 또한, 경직에 대한 감도가 낮은 MAS에 대신 사용할 수 있는 경직에 대한 정량적인 지표로서 경직에 의해 발생한 EMG를 생각할 수 있다. 여기서, EMG의 진폭은 근육부피와 전극위치 및 잡음에 의존하므로 이러한 영향이 비교적 적은 EMG의 총 지속시간을 정량적 지표로 채택하기로 하였다. EMG 지속시간은, EMG 포락선(envelope)의 진폭이 안정상태에서의 기준레벨이상으로 100ms 이상 지속되는 경우를 검출하고 이러한 경우의 지속시간의 총 합으로 정의하였다. EMG 지속시간과 탐색된 모델매개변수의 상관관계를 Spearman 순위상관 (SPSS 12.0, SPSS Inc. Chicago, IL, USA)을 이용하여 산출하였다. EMG 지속시간이 경직의 정량적 지표로서 활용되려면 기존에 사용되던 경직의 지표와도 일관된 관계를 가져야 하므로, 임상에서

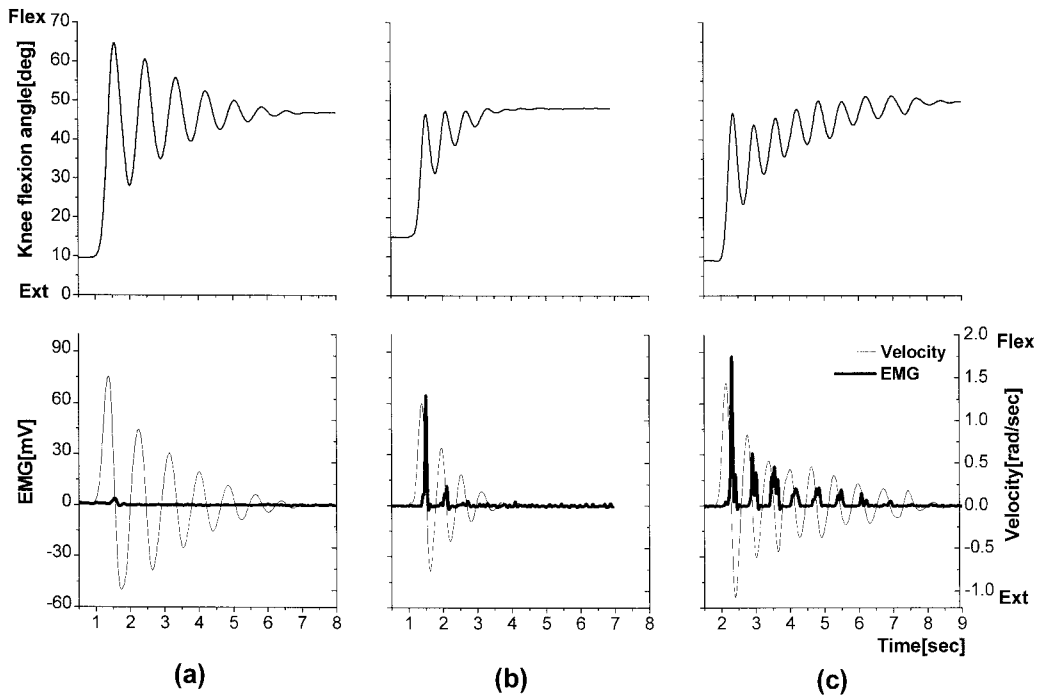


Fig. 1 Typical experimental trajectories of knee flexion angle, velocity of flexion angle, and EMG in MAS 1 patients (a-b) and in MAS 1+ patients (c)

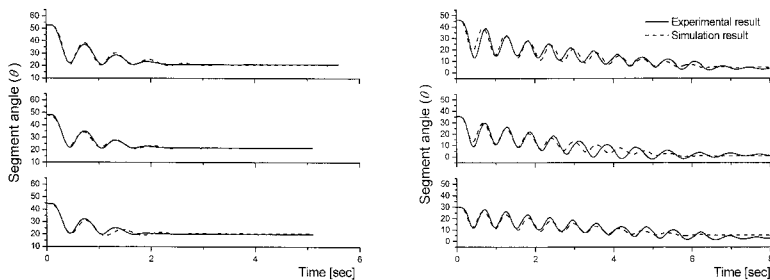


Fig. 2 Comparison of the simulated and experimental pendulum trajectories with the smallest NRMSE (3%) in subject 4 (left) and the greatest NRMSE (23%) in subject 1 (right)

활용되는 MAS 및 이완지수 (relaxation index: RI)¹⁴와 EMG 지속시간과의 상관관계도 산출하였다.

3. 결과 및 토의

3.1 관절 운동 궤적

Fig. 1은 진자검사의 전형적인 결과를 나타낸다. 임상적 평가로서는 경직이 경미한 경우에 해당하는 MAS 점수가 1인 환자에서는 (a)와 같이 근전도가 거의 발생하지 않아 첫번째 굴곡스윙에서 안

정각도(rest angle), 즉 진자운동이 종료되었을 때 취하는 각도를 크게 넘어가는 경우와, (b)와 같이 근전도가 수차례 발생하여 첫번째 굴곡스윙에서 안정각도(rest angle)를 넘어서지 못하는 경우가 있었다. 이는, 임상적 평가가 경직의 차이를 세밀하게 구분하지 못하며, 보다 객관적이고 세밀한 평가척도가 필요함을 시사한다. 경직이 조금 더 심하여 MAS 점수가 1+인 경우에는 진자운동의 후반부까지 신전근의 근전도가 발생되며 이로 인해 슬관절이 빈번한 신전을 반복하는 것을 볼 수 있다.

전체적으로 볼 때, 경직이 심할수록 작은 굴곡속도에도 신전근이 반응하는 것을 알 수 있다.

Table 1. Identified stretch reflex parameters

MAS	Number of Subjects	Threshold (th) [rad/s]**	Gain (Gs) [Nms/rad]
1+	3	0.08±0.11	14.1±2.4
1	7	1.82±1.28	11.6±6.3

** p<0.01

최적화를 통한 모델매개변수 탐색의 결과, 실험계적으로 정규화(normalize)한 시뮬레이션 궤적의 RMS 오차(NRMSE)는 8±5%로서 매우 양호한 최적화가 이루어졌다. Fig. 2는 NRMSE가 가장 작았던 경우(좌측)와 가장 컸던 경우(우측)에 대해 시뮬레이션 결과와 실험 결과를 비교한 것이다. 양자모두 실험궤적의 개형을 모델이 잘 표현하고 있으며, 최악의 경우에도 진자운동 초기의 궤적은 잘 일치하고 있다. 이러한 모델의 최종출력에 대한 비교 외에도, 모델의 중간단계의 비교를 위해서, 모델의 중간단계출력인 신전 모멘트와 실험에서 계측한 근전도를 ON/OFF의 관점에서 혼동행렬(confusion matrix)해석¹³으로 비교한 결과, 모델이 생성한 모멘트의 근전도에 대한 감도(sensitivity)는 평균 95%, 정밀도(precision)는 평균 92%였다. 위의 궤적오차와 혼동행렬해석의 결과로부터, 최적화는 성공적으로 수행되었다고 판단된다.

3.2 반사적 성분과 역학적 성분

최적화 결과 파악된 반사적 성분과 역학적 성분의 모델매개변수 값을 각각 Table 1과 Table 2에 나타낸다. Table 1의 반사적 성분에서 서로 다른 MAS 점수간의 통계적 차이는 신장반사의 문턱치(th)에서만 존재하였고, 모멘트변환상수(Gs)는 유의차가 없었다. 이것은, 경직이 심한 환자일수록 작은 굴곡속도에도 신장반사가 유발되는 것을 의

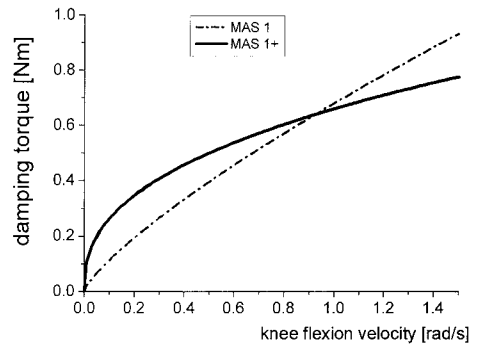


Fig. 3 Damping moment characteristics in different MAS scores

미한다. 반면, 경직의 정도에 따른 모멘트변환상수의 차이가 없었던 이유로서, 굴곡속도에 대한 신전반사의 감도가 경직의 정도가 다른 피험자간에도 비슷할 가능성과, 실제로는 감도가 다르더라도 굴곡속도가 실제의 신전모멘트로의 변환되는 과정에서 환자 각각의 신전근의 부피와 같은 속성이 달라 감도에 의한 영향이 가려졌을 가능성을 생각할 수 있다.

Table 2의 역학적 성분에서 MAS 점수간의 통계적 차이는 댐퍼의 선형성을 나타내는 n 에서만 존재하였다. 즉, 경직의 정도가 심한 경우 역학적 댐퍼의 비선형성이 심했다. 이러한 경향은 n 과 근전도 지속시간과의 상관관계가 $r=-0.74(p<0.01)$ 인 것에서 더욱 확연히 나타났다. 댐핑 모멘트는 $-D\dot{\theta}^n$ 으로 표현되므로, D 와 n 을 모두 고려하여야 실질적인(net) 댐핑특성을 파악할 수 있다. Fig. 3은 각 MAS 점수별 D 와 n 의 평균을 이용하여 산출한 댐핑특성을 나타낸다. MAS 1+ 그룹의 댐핑모멘트는 0.9rad/s 이하의 작은 굴곡속도에서 MAS 1 그룹의 댐핑모멘트보다 큰 것을 알 수 있다. 이러한 특성은 진자운동 후반의 굴곡속도가 작은 구간에서 진자궤적의 급격한 감소를 유발할 것으로 생각되며, 일상생활에서는 동작의 시작과 같이 정지 상태에서 작은 속도로 굴곡운동을 개시하는 경우

Table 2 Identified intrinsic mechanical parameters

MAS	Inertia	G	D	n^{**}	k_1	k_2	k_3
	kgm^2	kgm/s^2	Nms/rad		Nm/deg		deg
1+	0.54±0.13	10.59±1.06	0.66±0.20	0.40±0.22	1.67±0.77	2.63±1.52	-31.00±19.77
1	0.51±0.09	9.25±2.44	0.68±0.28	0.78±0.22	1.95±1.06	4.12±1.50	-21.94±14.58

** : p<0.01

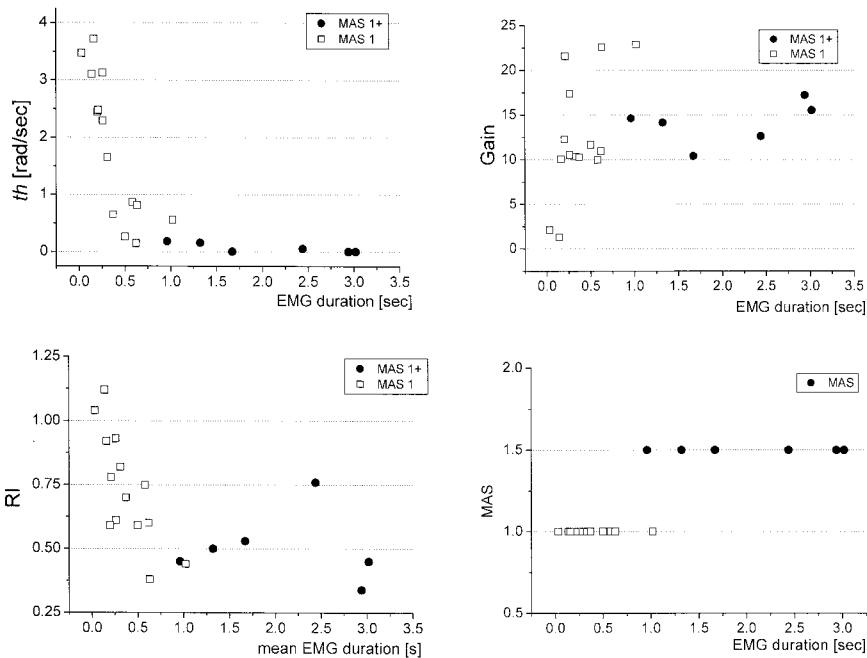


Fig. 4 The relationship between the identified model parameters and EMG duration (upper row); between classical measures and EMG duration (lower row). The EMG duration values are the means of each session. RI: relaxation index, MAS: modified Ashworth scale. The mean coefficient of variation of th, gain, RI and EMG duration for two different sessions for all subjects was 34%, 7.6%, 8.7%, 36%, respectively

의 운동장애와 연관될 것이 예상된다.

Fig. 4 는 본 연구에서 파악한 신전반사의 모델 매개변수와 근전도 지속시간의 관계 및 과거의 방법과 근전도 지속시간의 Spearman 상관계수를 나타낸다. 신전반사 문턱치 th 의 경우 근전도지속시간과의 상관계수는 $r=-0.93$ ($p<0.01$)이었고, 모멘트 변환계수 G 의 경우 $r=0.49$ ($p<0.05$)였다. 반면, 종래에 사용되었던 이완지수와 근전도 지속시간과의 상관계수는 $r=-0.83$ ($p<0.01$)이었고, MAS 의 경우에는 $r=-0.78$ ($p<0.01$)이었다. 또한, 이완지수와 근전도 지속시간은 서로 다른 MAS 점수간에 유의한 차이를 보였다 ($p<0.01$).

위의 결과를 종합하면, 경직의 임상적도인 MAS 점수는 근전도 지속시간에 반영되며, 오히려 근전도 지속시간이 MAS 점수보다 경직을 세밀하게 표현할 수 있는 가능성이 높다. 따라서, 신전반사의 문턱치가 이완지수보다 근전도 지속시간과의 높은 상관계수를 보이는 것은 신전반사의 문턱치가 경직을 보다 세밀하고 객관적으로 표현할 수 있음을 시사한다. 이는, Fig. 4 에서 문턱치는 근전

도 지속시간의 증가와 더불어 일관된 감소경향을 보이는 반면, 이완지수는 많은 외재점(outlier)를 보이는 것에서도 확인할 수 있다. 보다 중요한 것은, 이완지수나 MAS 가 진자극적이나 촉진의 결과만을 바탕으로 경직의 정도를 평가하는데 반해, 본 연구에서는 이러한 경직의 원인을 반사적 성분과 역학적 성분으로 나누어 파악할 수 있다는 점이다. 이러한 방법은 앞으로의 경직의 메커니즘에 관한 이해에 큰 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다. 또한, 이러한 방법이 환자의 경직파악에 사용될 경우, 환자의 경직의 원인을 반사적 성분과 역학적 성분으로 나누어 평가하게 되므로, 각 원인에 따른 효과적인 치료가 이루어질 수 있을 것이 기대된다. 예를 들어, 반사적성분의 영향이 큰 환자는 약물치료를 주로 적용하고, 역학적 성분의 영향이 큰 환자는 ROM 의 확보와 같은 물리치료나 수술적 치료를 주로 적용하는 등의 방법을 생각할 수 있다. 이러한 임상적인 경직의 평가 및 치료에 대한 도움은 제안된 방법에서 계측 및 최적화에 걸리는 시간과 노력의 비용을 상회할 수 있을 것

으로 기대된다.

4. 결론

본 연구에서는 경직의 원인을 반사적 성분과 역학적 성분으로 나누어 파악하는 것을 목적으로 하여, 현재까지 알려진 신장반사의 메커니즘 및 역학적 요소를 모델화하고 복수의 진자운동 궤적만을 입력으로 하는 최적화기법을 이용하여 이를 파악하였다. 최적화의 결과 모델이 산출한 진자궤적은 실험결과에 비해 8%의 오차를 보였고, 모델이 산출한 신전모멘트는 계측된 근전도에 비해 90%이상의 감도와 정밀도를 보여, 양호한 최적화가 이루어졌다.

모델의 매개변수 중 임상적 평가기준인 MAS 점수가 다른 그룹간에 유의한 차이를 보이는 것은 신장반사의 문턱치와 역학적 댐퍼의 선형계수였다. 또한, 신장반사의 문턱치는 과거에 제안되었던 이완지수나 MAS 점수보다 근전도 지속시간과의 높은 상관관계를 나타냈다. 본 연구에서 제안한 방법은 경직의 이해와 임상적 평가 및 치료에 도움을 줄 수 있을 것이라 기대된다.

후 기

이 논문은 2007 년 정부(교육인적자원부)의 지원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2007-521-D00600).

참고문헌

- Lee, S. J., Kwon, B. S. and Park, S. T., "The assessment of spasticity using isokinetic eccentric torque measurement," *J. of Korean Acad. of Rehab. Med.*, Vol. 23, No. 4, pp. 828-834, 1999.
- Sheean, G., "The pathophysiology of spasticity," *Eur. J. Neurol.*, Vol. 9, No. 1, pp. 3-9, 2002.
- Lance, J. W., "Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen. In: Spasticity: disordered motor control," *Year Book*, pp. 185-204, 1980.
- Pandyan, A. D., Gregoric, M., Barnes, M. P., Wood, D., Van Wijck, F., Burrige, J., Hermens, H. and Johnson, G. R., "Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement," *Disabil. Rehabil.*, Vol. 27, No. 1-2, pp. 2-6, 2005.
- Pandyan, A. D., Johnson, G. R., Curless, R. H., Price, C. I. M., Barnes, M. P. and Rodgers, H., "A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth scales as measures of spasticity," *Clinical rehabilitation*, Vol. 13, No. 5, pp. 373-383, 1999.
- He, J., Norling, W. R. and Wang, Y., "A dynamic neuromuscular model for describing the pendulum test of spasticity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 44, No. 3, pp. 175-184, 1997.
- Le Cavorzin, P., Poudens, S. A., Chagneau, F., Carrault, G., Allain, H. and Rochcongar, P., "A comprehensive model of spastic hypertonia derived from the pendulum test of the leg," *Muscle & Nerve*, Vol. 24, No. 12, pp. 1612-1621, 2001.
- Fee, J. W. Jr. and Foulds, R. A., "Neuromuscular modeling of spasticity in cerebral palsy," *IEEE Trans. Neural Sys. & Rehab. Eng.*, Vol. 12, No. 1, pp. 55-64, 2004.
- Eom, G. M., Kim, C. S., Kong, S. J., Kim, J. M. and Lee, S. H., "Identification of knee joint spasticity using pendulum movement test," *J. Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 22, No. 11, pp. 24-29, 2005.
- Kim, C. S., Kong S. J., Eom, G. M., Kwon, S. D. and Kim J. M., "Dynamic threshold model of spasticity that can predict various pendulum motions," *J. Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 23, No. 7, pp. 152-158, 2006.
- Cooper, A., Musa, I. M., van Deursen, R. and Wiles, C. M., "Electromyography characterization of stretch responses in hemiparetic stroke patients and their relationship with the Modified Ashworth scale," *Clin. Rehabil.*, Vol. 19, No. 7, pp. 760-766, 2005.
- Koo, T. K. and Mak, A. F., "A neuromusculoskeletal model to simulate the constant angular velocity elbow extension test of spasticity," *Med. Eng. Phys.*, Vol. 28, No. 1, pp. 60-69, 2006.
- Lusted, L. B., "Decision-making studies in patient management," *N. Engl. J. Med.*, Vol. 284, No. 8, pp. 416-424, 1971.
- Bajd, T. and Vodovnik, L., "Pendulum testing for spasticity," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 6, No. 1, pp. 9-16, 1983.

15. Gormley, M. E. Jr., O'Brien, C. F. and Yablon, S. A.,
"A clinical overview of treatment decisions in the
management of spasticity," *Muscle Nerve Suppl.*, Vol.
6, pp. S14-S20, 1997.
16. Winters, J. M. and Stark, L., "Muscle models: what is
gained and what is lost by varying model
complexity," *Biological Cybernetics*, Vol. 55, No. 6,
pp. 403-420, 1987.
17. Riener, R., Quintern, J. and Schmidt, G.,
"Biomechanical model of the human knee evaluated
by neuromuscular stimulation," *J. Biomechanics*, Vol.
29, No. 9, p. 1157-1167, 1996.
18. Winter, D. A., "Biomechanics and motor control of
human movement second ed.," John Wiley & Sons,
pp. 51-74, 1990.