

다양한 진자운동을 재현가능한 경직의 동적 역치 모델

김철승*, 공세진*, 엄광문#, 권선덕**, 김종문**

Dynamic Threshold Model of Spasticity that Can Predict Various Pendulum Motions

Chul-Seung KIM*, Se-Jin KONG*, Gwang-Moon EOM#, Sun-Duck KWON** and Jong-Moon KIM**

ABSTRACT

The objective of this work is to develop the knee joint model for representing various pendulum motions and quantifying the spasticity. Knee joint model included the extension and flexion muscles. The joint moment consists of both the active moment from the stretch reflex and the passive moment from the viscoelastic joint properties. The stretch reflex was modeled as nonlinear feedback of muscle length and the muscle lengthening velocity, which is physiologically-feasible. Moreover, we modeled the spastic reflex as having dynamic threshold to account for the various pendulum trajectories of spastic patients. We determined the model parameters of three patients who showed different pendulum trajectories through minimization of error between experimental and simulated trajectories. The simulated joint trajectories closely matched with the experimental ones, which show the proposed model can predict pendulum motions of patients with different spastic severities. The predicted muscle force from spastic reflex appeared more frequently in the severe spastic patient, which indicates the dynamic threshold relaxes slowly in this patient as is manifested by the variation coefficient of dynamic threshold. The proposed method provides prediction of muscle force and intuitive and objective evaluation of spasticity and it is expected to be useful in quantitative assessment of spasticity.

Key Words : spasticity(경직), pendulum test(진자검사), knee joint model(슬관절 모델), stretch reflex model(신장반사 모델)

1. 서론

경직(spasticity)은 상부 신경계 질환에서 흔히 관찰되는 증상일 뿐만 아니라, 재활 치료의 과정에서도 기능적 손실을 초래하는 주요한 운동 장애이다.¹ 경직의 병리생리(pathophysiology)에 관한 가

설로는 흥분성(excitatory) 입력의 증강, 억제성(inhibitory) 입력의 감소 등 여러 가지가 있으나 그 원인이 정확히 밝혀지지는 않았다.²

현재 임상에서 가장 많이 사용되는 방법은 modified Ashworth scale(MAS)이다(Table 1). 그러나 MAS는 검사자의 주관적 검사결과를 크게 좌우하

☞ 접수일: 2006년 2월 10일; 게재승인일: 2006년 5월 30일

* 건국대학교 일반대학원 의공학과

교신저자: 건국대학교 의공학과, 건국대학교 의공학실용연구소

E-mail gmcocom@kku.ac.kr Tel. (043) 852-9890

** 건국대학교 의과대학 재활의학과

는 등의 문제점¹⁴으로 인하여 객관적이고 정량적인 평가 방법을 구현하고자 하는 연구가 많이 지속되고 있으나 아직 표준화된 방법은 없다.³ 평가 방법의 부재로 인하여 새로운 치료 방법이나 기존의 치료 방법을 객관적으로 검증할 수 있는 방법이 없어 중복되는 치료를 받게 되는 경우가 존재한다.⁴

정량적이고 객관적인 방법 중의 하나인 진자검사¹⁴(pendulum test)는 임상검사와 높은 상관관계를 보이며, 검사방법이 간단하다는 장점이 있다.^{6,7} 진자검사는 일정한 각도에서 관절의 진자운동을 실시하여 관절 각도의 추이를 분석하여 이를 경직의 평가에 이용하는 방법이다.

기존의 연구⁸에서 저자는 슬관절 진자 모델을 이용하여 경직의 정량적 평가를 시도하였다. 진자운동 궤적 중 비경직 영역(non-spastic area)을 이용하여 환자의 내재적(intrinsic) 파라미터를 구하고, 이를 이용하여 신장반사(stretch reflex) 모델의 파라미터를 다시 탐색하는 방법을 사용하였다. 그러나 이러한 방법은 비경직 영역이 발생하지 않는 환자에 적용할 수 없다는 한계가 있다. 또한 고정된 역치(threshold)를 가지는 신장반사 모델로는 경직에 따른 관절각도 궤적의 다양한 특성을 반영할 수 없다. 즉 기존의 방법은 경직이 경미한 환자에만 적용이 가능하고 넓은 범위의 경직환자를 표현할 수 없다는 제한점이 있다.

경직의 특성(역치)이 시간에 따라 가변한다고 가정하고, 이러한 가변적 특성에 대한 모델파라미터(경직의 진폭과 지속시간)를 랜덤탐색으로 결정하는 방법⁹이 제안되었다. 이러한 방법의 경우 탐색해야 될 파라미터의 개수가 많고 그 결과 또한 직관적으로 이해하기 힘들다는 단점이 있다. 또한 경직이 경미한 환자를 대상으로 모델이 구현되어 경직이 심할 경우 이러한 방법의 적용이 가능한지는 아직 밝혀진 것이 없다.

본 연구에서는 다양한 특성을 가지는 경직 환자의 슬관절 운동을 표현할 수 있고, 임상에 적용이 가능한 객관적이고 정량적인 평가 방법을 구현하고자 한다. 특히, 경직의 시간에 따라 가변하는 특성과 다양한 경직의 특성을 기존의 논문에서와 같이 결과적인 관점에서 표현하는 것이 아니라 그러한 결과를 유발하는 원인을 인체의 신경계를 모방한 가변하는 역치를 가지는 신장반사 모델을 이용하여 슬관절 모델을 구현하고, 이 모델이 실험결과를 예측할 수 있도록 하고자 한다. 이러한 모델의 파라미터를 바탕으로 하여, 환자의 경직 상태를 정량적으로 평가하며, 또한 이러한 평가 지표가 생리학

Table 1 MAS for clinical evaluation of spasticity

Grade	Content
0	No increase in muscle tone
1	Slight increase in muscle tone, manifested by a catch and release or by minimum resistance at the end of the range of motion when the affected part is moved in flexion or extension
2	Slight increase in muscle tone, manifested by a slight catch, followed by minimal resistance throughout the remainder (less than half) of the range of motion
3	More marked increase in muscle tone through most of the range of movement, but affected part easily moved
4	Considerable increase in muscle tone, passive movement difficult
5	Affected part rigid in flexion or extension

Table 2 The information of subjects

Subject	Age	Sex	Weight (Kg)	Height (cm)	MAS
A	40	F	56	155	1
B	58	M	48	160	2
C	66	F	81	171	1

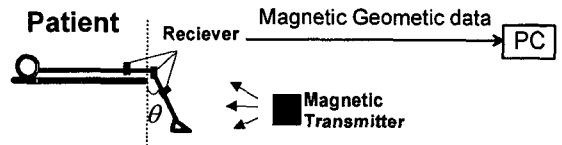


Fig. 1 Experimental setup

적인 경직의 기전속에서 경직의 중요한 특성을 표현할 수 있도록 하여, 직관적인 이해 및 평가가 가능하도록 하고자 한다. 또한, 기존의 방법에서는 신전 모멘트만을 고려하였으나, 경직이 심해질수록 굴곡방향에서도 발생할 수 있으므로, 신전 방향과 굴곡방향을 담당하는 근육을 모두 포함하였다.

2. 방법

2.1 실험 대상 및 방법

Table 2에서 보는 것과 같이 3명의 뇌졸중으로

인한 불완전 편마비(incomplete hemiplegia) 환자를 대상으로 실험을 실시하였다. 임상에서 환자간(inter-patient)과 환자내(intra-patient)의 평가에 있어서, 임상 의에 따라 판정이 상이한 경우가 매우 빈번한 MAS 1~2 등급의 환자를 선정하였다. Fig. 1 에서 보는 것과 같이 위를 보고 누운 자세 (supine position) 에서 하퇴가 자유롭게 움직일 수 있도록 하였다. 수직방향을 기준으로 관절의 각도(θ)를 결정하였고, 수평방향을 기준으로 아래방향으로 15°의 각도에서 하퇴를 진자운동 시키는 실험을 실시하였다. 관절의 각도를 측정하기 위하여 자기센서(magnetic sensor)인 Polhemus사의 Liberty 를 사용하였고, Fig. 1 과 같이 자기센서의 송신부(transmitter)와 수신부(receiver)를 구성하였다.

2.2 슬관절 운동 방정식

Fig. 2 와 같이 슬관절 모델은 신전근(Extensor: Vasti)과 굴곡근(Flexor: Hamstrings)을 포함하였고, 경직에 의한 능동적 모멘트(active moment)와 슬관절 주변의 수동적 역학적 요소에서 발생하는 수동적 모멘트(passive moment)를 고려하여 식(1)과 같이 구현되었다.

$$I\ddot{\theta} = T_s + T_p \tag{1}$$

$$T_p = T_G + T_v + T_{ROM}$$

T_{knee} : total knee joint moment

T_s : spastic moment

T_p : passive knee joint moment

T_G : gravity moment

T_v : viscous moment

T_{ROM} : elastic moment confining range of motion

2.2.1 신경 근육 모델

Fig. 3 에서 보는 것과 같이 신전과 굴곡을 담당하는 각각의 근육은 길이와 수축 속도를 피드백하여 신장반사를 발생시키는 근방추 모델(muscle spindle model)을 포함하였다. 근방추 모델에서 발생된 신호는 상위신경계에서 전달되는 신호에 더해져서 운동신경세포집단(motor neuron pool)을 통하여 각각의 근육에 전달되고 근력이 발생되게 된다. 진자운동 중 근방추 모델에서 발생하는 신호를 제외

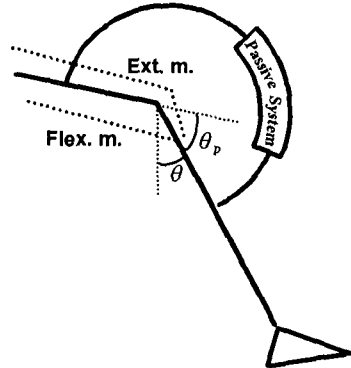


Fig. 2 Knee joint model

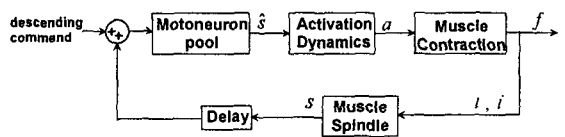


Fig. 3 Extension (Flexion) neuromuscular model

한 다른 상위신경계의 운동신경 신호가 없다고 가정하였다. 즉 진자실험 중 발생하는 능동적 회전력은 경직에 의하여 발생된다.

상위신경계의 운동신경 신호를 입력으로 근력을 발생시키는 근수축은 식(2)과 같이 근육길이와 근수축 속도를 고려한 비선형 모델로 표현하였다. 여기에서 발생된 근력이 골격계에 전달되어 능동적 모멘트(T_s)를 발생시킨다.

$$f = a \{ 1 - k_a ((e^l - 1) - 1) - b_a (e^{\dot{l}} - 1) \} \tag{2}$$

f : muscle force

l : muscle length

k_a, b_a : coefficient

반사지연의 경우 신경계 전달 경로상에서 발생하는 지연에서 이 기간 동안에는 근력이 발생할 수 없으므로 식(3)과 같이 순수시간지연(pure time delay)으로 표현하였다.¹⁶ 근수축 지연은 자극 후 근섬유가 모집(recruit)되어 근수축이 발생되기까지의 시간 지연으로서, 근섬유의 수축속도 및 신경과의 거리의 다양성으로 인해 모집된 모든 근섬유가 정상상태에 도달할 때까지의 근력패턴은 1차 지연으로 표현되는 것이 일반적이다.⁹ 따라서 이를 식(4)와 같이 1차 지연(1st order delay)으로 표현

하였다.

$$\hat{s}(t) = s(t - d_{ref}) \quad (3)$$

$$\tau_a \dot{a} = -a + \hat{s} \quad (4)$$

s : stretch reflex

\hat{s} : motoneuron firing rate

d_{def} : reflex delay

τ_a : Electromechanical delay

a : muscle activation state

근육의 길이와 근수축 속도를 피드백하여 신장 반사를 발생시키는 근방추 모델을 식(5-1)과 같이 구현하였다. 경직의 정의에 의하여 일정 근육의 길이와 근수축 속도 이상에서 경직이 발생된다고 표현하였다. 여기에서 각 역치는 근육길이에 따라 변화하는 것으로 가정하고, 이를 2 차 지연으로 식(5-2)와 같이 표현하였다. 이 식에서 사용한 근육 길이의 함수는 단순한 identity 함수이다.

$$s = k_s \max_0(l - l^{th}) + b_s \max_0(\dot{l} - \dot{l}^{th}) \quad (5-1)$$

$$\tau_v \dot{l}^{th} = f_{unc}(l) \quad (5-2)$$

k_s, b_s : spastic gain

l^{th} : length threshold of stretch reflex

\dot{l}^{th} : lengthening threshold of stretch reflex

τ_v : stretch reflex factor

$f_{unc}(\cdot)$: function of muscle length

2.2.2 수동 모멘트 발생 시스템 모델

슬관절의 수동적인 성분으로 인하여 발생하는 모멘트는 관절가동역의 경계부근에서 발생하는 탄성력(T_{ROM})과 운동 중 속도에 비례하여 발생하는 점성력(T_d)이다. 본 연구에서는 식(6)과 같이 비선형 점성력을 표현하였고, 식(7)과 같이 비선형 탄성력을 표현하였다. 본 연구에서는 Fig. 3 에서 보는 것과 같이 대퇴의 연장선과 하퇴와의 각도(θ_p)를 수동적 모멘트계산에 이용하였다. 슬관절의 진자운동시 신전방향의 ROM 부근에 도달하지 않으므로 신전방향 탄성모멘트는 발생하지 않는다고 가정하였다.

$$T_d = -D \cdot \dot{\theta}_p^n \quad (6)$$

$$T_{ROM} = k_0 \cdot \exp(-k_1 \cdot (\theta_p - k_2)) \quad (7)$$

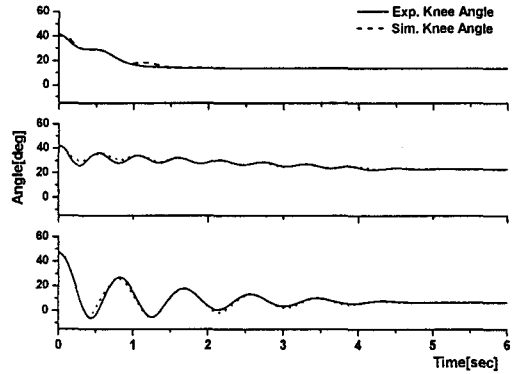


Fig. 4 Experimental & simulation result (upper:Subject A, middle:Subject B, bottom:Subject C)

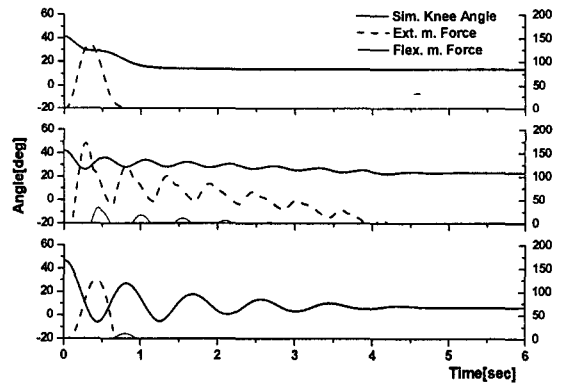


Fig. 5 Simulation result of knee angle and muscles force (upper:Subject A, middle:Subject B, bottom:Subject C)

D : viscosity constant

n : nonlinearity constant

$k_0 \sim k_2$: stiffness coefficients

θ_p : knee joint angle as defined in Fig.2

2.3 모델 파라미터의 탐색

슬관절 모델의 파라미터들을 최적화하기 위하여 유전적 알고리즘(genetic algorithm)을 사용하였다.¹⁰ 본 연구에서는 근육모델과 시간지연, 골격계 모델 그리고 근방추 모델등에 사용된 슬관절 파라미터 벡터를 하나의 개체로 표현하고 랜덤하게 초

Table 3 Optimized parameters of intrinsic muscle model

Subject	Extension muscle				Flexion muscle			
	d_{ref}	τ_a	k_a	b_a	d_{ref}	τ_a	k_a	b_a
A	0.030	0.072	0.075	0.097	0.031	0.072	0.070	0.097
B	0.033	0.071	0.073	0.098	0.032	0.074	0.092	0.098
C	0.035	0.075	0.078	0.096	0.033	0.077	0.096	0.094

Table 4 Optimized parameters of muscle spindle model

Subject	Flexor			Extensor		
	k_s	b_s	τ_v	k_s	b_s	τ_v
A	1.704	-0.223	4.702	1.051	0.176	12.437
B	0.639	2.015	52.933	0.182	1.163	43.357
C	0.561	0.063	1.994	0.104	0.346	7.570

Table 5 Optimized parameters of passive system

Subject	Flexion boundary term			D	n
	k_0	k_1	k_2 [rad]		
A	2.064	5.791	-1.223	5.044	0.780
B	2.096	6.602	-1.045	0.937	1.047
C	2.041	5.751	-1.511	0.508	0.394

기 개체군을 생성한 후 진화작업을 수행하였다. 진화에는 연속세대 알고리즘¹¹을 사용하였으며, 최대 5000 번의 진화를 반복하였다. 진화의 정도(E)를 평가하기 위한 평가함수로서 식(8)을 사용하여 실험 결과(θ^{exp})와 시뮬레이션 결과(θ^{sim})가 일치하는 방향으로 진화를 하도록 하였다.

$$E = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\theta_i^{exp} - \theta_i^{sim})^2}{\sum_{i=1}^N (\theta_i^{exp})^2}} \quad (8)$$

N: total number of data

본 연구에서는 리눅스의 병렬 클러스터링 기술을 이용한 베어울프 시스템을 사용하여 파라미터 탐색 시간을 단축하였다.¹²

3. 결과 및 토의

3.1 관절 운동 궤적

Fig. 4 는 탐색된 시뮬레이션 결과와 실험 결과를 보여주고 있다. 그림에서 보는 것과 같이 세 환자 모두의 실험 결과와 시뮬레이션 결과가 잘 일치하고 있어서, 본 연구에서 구현한 모델이 다양한 환자의 특성을 표 s 현할 수 있다는 것을 알 수 있다. A 환자의 경우 B 환자에 비하여 정상상태까지의 시간이 짧고, 진동 수가 작은 것을 볼 수가 있다. 그러나 임상에서 판단한 MAS 의 경우 A 환자는 grade 1 이고 B 환자는 grade2 이다.

Fig. 5 는 시뮬레이션 결과에서 나타난 진자실험 중 발생된 근력을 보여주고 있다. Grade1 인 환자(A,C)의 경우 진자실험 초기에 근력이 발생되는 것이 보이나, grade2(B)인 경우 진자실험 전 영역에서 근력이 발생되고 있다. 또한 굴곡근에서도 근력이 다른 환자에 비해 크게 발생된 것을 볼 수가 있다. 이는 신전근과 굴곡근의 근방추에서 역치가 현저하게 낮아져서 발생한 결과라 할 수 있다. 또

한 Fig. 5 에서 경직에 의하여 발생된 근력의 최대 값이 경직의 정도에 따라 차이가 나는 것을 볼 수가 있다. 그러나 발생된 근력의 최대값을 이용하여 경직을 정량화하는 것은 차후 근육 조건(최대근력)이 상이할 경우 논란의 여지가 있다.

3.2 신경 근육 시스템

Table 3 은 최적화된 근육의 파라미터들을 보여 주고 있다. 반사 지연(d_{ref})과 EMD(τ_v)의 경우 세 환자 모두 30ms 와 70ms 정도로 탐색되었다. 이는 기존의 연구결과⁹와 일치한다. 근육모델의 파라미터의 경우는 세 환자가 비슷하게 탐색되었다.

Table 4 에서 본 연구에서 탐색한 신장 반사모델의 파라미터들을 보여주고 있다. 경직의 정도에 따라서 동적 역치의 변동계수(τ_v)가 차이가 나는 것을 볼 수가 있다. 경직이 심할수록 τ_v 가 커져서 역치의 변동이 둔화되고 경직이 발생하는 영역이 넓어지게 된다. 병리생리학적 측면에서 경직은 신경계의 역치의 이상에서 생기는 결과라 가정하면 역치의 변동계수를 신경계의 순효과(net effect)의 표현이라고 가정 할 수 있다. 즉 동적 역치의 변동계수는 신경계의 외부 자극에 대한 대응 정도를 나타내는 평가지표라 사료 된다.

3.3 수동 모멘트 발생 시스템

Table 5 는 최적화된 수동적 모델의 파라미터를 보여 주고 있다. 굴곡방향의 ROM 을 결정하는 파라미터(k_0, k_1, k_2)의 경우 경직의 정도에 따라 값이 커지는 것을 볼 수가 있다. 이는 탄성 모멘트가 경직의 정도에 따라 크게 작용하여 ROM 이 좁아지는 결과라 판단된다. 특히 굴곡각도를 결정하는 k_2 는 다른 파라미터에 비하여 확연한 차이가 보이는 것을 볼 수 있다. 대부분 경직은 근육 구축(muscle contracture)을 동반하여 근육의 길이가 수축되고, 경직의 정도에 따라 각 환자의 ROM 이 차이가 나게 된다.¹³ 즉 k_2 는 경직을 평가할 수 있는 파라미터라 판단된다.

최적화된 파라미터 중 관절의 댐핑을 나타내는 D 는 A 환자의 경우 정상인의 경우보다 매우 컸다(정상인의 경우 0.3~0.5)¹⁵. 이러한 영향으로 진자운동이 급격하게 감쇄되었다고 판단할 수 있다. B 환자의 경우에도 정상인의 2 배 정도의 댐핑계수를 보이고 있어서, 관절 운동 궤적의 감쇄가 C 환자에 비해 심한 것을 알 수 있다. 따라서, 본 연구에서는 MAS 를 기주능로한 경직의 평가 이외에도 관

절 자체가 가지는 운동 저항성에 대한 평가가 가능한 것으로 생각되며, 이에 대한 차후 연구가 수행되어야 할 것이다.

4. 결론

본 연구에서는 경직을 정량적으로 파악하기 위한 슬관절 경직 모델을 설계하였고, 진자운동검사 결과가 확연하게 차이가 있는 환자를 대상으로 시뮬레이션을 실시하였다. 시뮬레이션 결과 실험 결과와 일치하는 결과를 얻었다.

유전적 알고리즘을 이용하여 슬관절 모델의 파라미터들이 탐색되었고 이에 대한 고찰을 실시하였다. 본 연구결과 k_2 와 τ_v 를 이용하여 경직을 정량적으로 평가할 수 있을 것이라 판단된다.

Grade 3 이상의 경우 차이가 확연히 구분되므로 이는 기존의 방법인 MAS 만을 가지고도 충분히 평가할 수 있을 것이라 사료된다. 임상에서 환자간(inter-patient)과 환자내(intra-patient)의 평가에서 혼동을 유발할 수 있는 grade1 과 grade2의 구분을 확연하게 할 수 있고 grade1 간의 차이를 확인할 수 있는 평가지표를 구현하였다.

본 연구에서 제안한 방법을 이용하여 경직의 정도를 정량적으로 평가할 수 있는 표준화된 경직 평가를 마련하는데 도움을 줄 수 있을 것이라 판단된다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 국제공동연구지원사업의 지원(F01-2004-000-10007-0)으로 수행되었음.

참고문헌

1. 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, 1999.
2. Sheean, G., "The pathophysiology of spasticity," Eur J Neurol, Vol. 9, No. 1, pp. 3-9, 2002.
3. Elovic, E. P., Simone, L. K. and Zafonte, R., "Outcome assessment for spasticity management in the patient with traumatic brain injury: the state of the art," J Head Trauma Rehabit, Vol. 19, No. 2, pp.

- 155-177, 2004.
4. Lee, E. W., Cho, K. H. and Kim, B. O., "An evaluation of spasticity using pendulum test and dynamic electromyography," J. of Korean Acad. of Rehab. Med., Vol. 23, No. 3, 1999.
 5. Warternberg, R., "Pendulousness of the legs as a diagnostic test," Neurology, Vol. 1, pp. 18-24, 1951.
 6. Bajd, T. and Vodovnik, L., "Pendulum testing of spasticity," J Biomed Eng, Vol. 6, pp. 9-16, 1984.
 7. Katz, R. T., Rovral, G. P., Brait, C. and Rymer, W. Z., "Objective quantification of spastic hypertonia: mechanisms and measurement," Arch Phys Med Rehabil, Vol. 73, pp. 339-347, 1992.
 8. 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, 2005.
 9. James, W. F. Jr. and Richard, A. F., "Neuromuscular modeling of spasticity in cerebral palsy," IEEE Trans. Neural Sys. & Rehab. Eng., Vol. 12, pp. 55-64, 2004.
 10. Goldberg, D. E., "Genetic algorithms in search, optimization and machine learning," New York, Addison Wesley, 1989.
 11. Dejong, K., "An analysis of the behavior of a class of genetic adaptive system," Ph.D. Thesis, Univ. of Michigan, 1975.
 12. Eom, G. M., Kim, C. S. and Hase, K., "Implementation of FES cycling using only knee muscles: a computer simulation study," J. Korean Society of Precision Engineering," Vol. 21, No. 8, 2004.
 13. Assunta, P., Giovanna, C., Catuscia, F., Sonia, V. and Antonello, G., "Evaluation of upper-limb spasticity after stroke: a clinical and neurophysiologic study," Arch Phys Med Rehabil, Vol. 86, pp. 410-415, 2005.
 14. 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, pp. 373-383, 1999.
 15. Eom, G. M., Lee, C. H., Kim, C. S. and Heo, J. U., "Nonlinear damper model for the quantification of joint mechanical properties," J. Korean Society of Precision Engineering, Vol. 22, No. 4, 2005.
 16. Granata, K. P., Ikeda, A. J. and Abel, M. K., "Electromechanical delay and reflex response in spastic cerebral palsy," Arch Phys Med Rehabil, Vol. 81, 2000.