

◆특집◆ 인체 운동 분석

진자운동검사를 이용한 슬관절 경직의 정량적 평가

엄광문*, 김철승**, 공세진**, 김종문***, 이순혁****

Identification of Knee Joint Spasticity using Pendulum Movement Test

Gwang Moon Eom*, Chul-Seung Kim**, Se-Jin Kong**, Jong-Moon Kim*** and Soon-Hyuk Lee****

Key Words : Spasticity(경직), Pendulum Test(진자검사), Knee Joint Model(슬관절 모델), Modified Ashworth Scale, Identification(동정), Intrinsic(내재적), Stretch reflex(신장반사)

1. 서론

경직(Spasticity)은 ‘상부신경계 증후군의 한 구성요소로서, 신장반사의 과흥분성에 기인하는 심부건 반사의 항진과, 속도에 비례하는 긴장성 신장 반사의 항진으로 특징지어지는 운동질환’ 이라고 정의된다.¹ 중추신경계 손상환자에서 경직은 흔히 볼 수 있는 질환이고, 재활치료를 저해하는 요인 일 뿐 아니라 불편함을 호소하고 합병증을 유발하게 된다.² 그러나 경직은 다양한 기전에 의해 유발 되기 때문에 아직까지 그 원인을 확실히 밝혀내지는 못하고 있다.

경직의 치료를 위하여 여러 방법(관절운동, 전기자극요법, 약물치료, 수술 등)이 사용되고 있으나 치료의 효과를 검증할만한 척도가 아직까지 미미한 실정이다. 현재 임상에서 가장 많이 사용되고 있는 경직 평가 방법은 Modified Ashworth

Table 1 Modified Ashworth Scale 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

Scale(MAS)³이다. MAS 는 경직을 5 등급으로 나누어 검사자가 수동적으로 관절을 회전시켜 저항 정도를 측정하여 등급을 평가하는 방법이다.(Table 1) 그러나 이러한 방법은 등급이 검사자의 주관적인 판단에 의하여 결정되고, 등급의 격차가 커서 경직의 변화를 민감하게 표현하지 못한다는 단점이 있다.⁴ MAS 3 등급 이상인 경우 유의차가 심해 등급을 확연히 구별할 수 있으나, 2 등급 이하인 경우 검사자의 주관적 혹은 경험적 판단에 의하여

* 건국대학교 의학공학부, 건국대학교 의공학실용기술연구소

Tel. 043-852-9892, Fax. 043-852-9890

Email gmeom@kku.ac.kr

재활공학 특히, 마비환자의 운동기능개선을 위한 전기자극, 인체운동 시뮬레이션, 노인장애인을 위한 복지기기 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

**건국대학교 일반대학원 의학공학과

*** 건국대학교 의과대학 재활의학과

**** 고려대학교 의과대학 정형학과

좌우된다. 특히 1 등급은 넓은 범위를 포함하고 있어, 같은 등급 간에도 확연한 차이가 보인다.

검사자의 주관적인 평가를 배제하고 경직의 정도를 객관적이고 정량적으로 평가하고자 하는 많은 시도가 이루어지고 있다. 예를 들어, 등속성 검력계(isokinetic dynamometer)를 사용하여 여러 속도에서 수동적으로 운동을 시킨 후 저항력을 측정하거나,^{5,6} EMG(electromyographic)를 측정하여 평가의 지표로 사용하는 방법⁷이 제안되었다. 그러나 이러한 방법은 실험 장비가 복잡하고 측정과 준비 시간이 오래 소요되는 단점이 있다.

실험장비와 실험과정이 간단하고 객관적인 방법으로서 진자검사가 이용되고 있다.⁸ 슬관절 진자검사의 경우, 앉거나 누운 자세에서 하퇴가 진자운동을 하는 동안 움직이는 경로를 측정하여 신장반사가(stretch reflex) 유발되는 정도를 파악하여 평가하는 방법이다.

최근에는 진자검사를 바탕으로, 경직을 평가하기 위한 수학적 모델을 이용하는 방법^{9,10,11}이 제안되고 있다. 이러한 수학적 모델은 중력과 슬관절의 점탄성 성분으로 이루어진 내재적 모델(intrinsic model)과 경직의 영향으로 인한 신장반사 모델(stretch reflex model)로 구성되어 진다. 진자검사의 운동궤적을 이용하여 내재적 모델과 신장반사 모델의 파라미터들을 동시에 계산하거나¹¹, 신체 조건이 비슷한 정상인의 진자검사 결과를 이용하여 내재적 모델의 파라미터들을 계산한 후 신장반사 모델의 파라미터들을 계산하는 방법¹⁰이 사용되어왔다. 슬관절의 전체 파라미터들을 동시에 계산하는 방법은 최적한 값을 구할 수 있는 확률이 줄어 든다. 또한 정상인의 정보를 이용하는 방법은 환자와 비슷한 체형을 가졌더라도 관절의 특성 즉 내재적 모델 파라미터가 일치하지 않으므로 계산상의 오류를 범하게 된다.

본 연구의 목적은 내재적 모델과 신장반사 모델 파라미터들을 독립적으로 계산하여 경직의 직관적이고 객관적인 평가지표를 구현하는데 있다. 비경직영역(non-spastic area)을 이용하여 내재적 모델 파라미터를 구하고, 이를 이용하여 신장반사 모델 파라미터들을 계산하였다. 비경직영역은 EMG 를 측정하여 판단하였고, 하나의 슬관절 모델을 이용하여 3 가지 각도의 진자검사 결과를 이용하여 평가하였다. 본 연구에서는 MAS 등급 1 을 대상으로 동일 등급 간 차이를 조사하고 새로

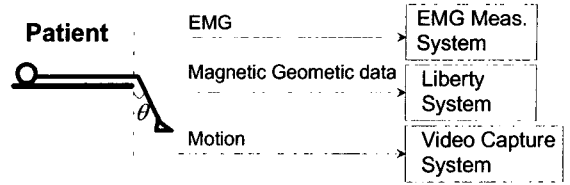


Fig. 1 Block diagram experimental setup

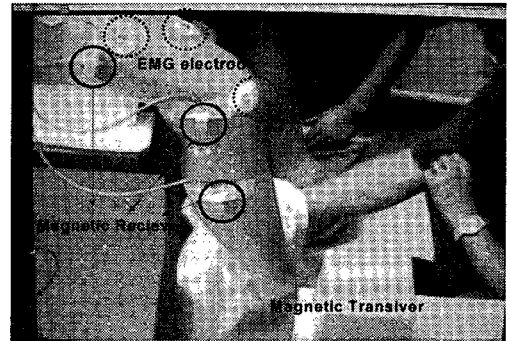


Fig. 2 EMG electrode & magnetic sensor position

운 평가 지표를 마련하고자 한다.

2. 실험대상자 및 실험절차

2.1 실험대상자

2 명의 stroke 환자를 대상으로 실험을 실시하였으며, table2 에서 보는 것과 같이 환자의 MAS 는 1 등급이다. 두 환자 모두 병력이 6 개월 미만이고 슬관절 상태는 지속적인 물리치료로 인하여 양호한 상태이다.

Table 2 The information of the subjects

Subject	Age	Sex	Weight (Kg)	Height (cm)	MAS
A	66	F	81	171	1
B	57	F	45	158	1

2.2 실험 절차

Fig.1, 2 에서 보는 것과 같이 환자는 위를 보고 누운 자세(supine position)에서 하퇴가 자유롭게 움직일 수 있도록 하였다. 수직방향을 기준으로 관절의 각도(θ)를 결정하였고, 수평방향을 기준으

로 하여 아래방향으로 0°, 15°, 30°의 각도에서 하퇴를 진자운동 시키는 실험을 3 차례 실시하였다. 비정상적인 근육의 활동, 즉 경직의 활성을 측정하기 위하여 슬관절의 신전근(Rectus Femoris m.)의 EMG를 측정하였다. EMG는 자체 제작한 EMG 측정 시스템을 사용하였으며 증폭도는 150, bandwidth는 2.1~1KHz로 하였다. EMG 신호는 디지털 신호로 변환(fs=2KHz, 12-bit resolution)하여 PC에서 모니터링하고 저장하였다.

관절의 각도를 측정하기 위하여 자기센서인 Polhemus사의 Liberty를 사용하였다. Fig.2에서와 같이 장비를 구성하여 슬관절의 각도를 계산하였다.

3. 슬관절 모델

Fig.3에서 보는 것과 같이 슬관절 모델은 관절 내부의 특성(joint intrinsic property)을 나타내는 내재적 모델과 경직을 발생하는 신장반사 모델로 표현하였으며 식 (1)과 같이 구현되었다.

$$\ddot{\theta} = (T_{int} + T_s) / I \quad (1)$$

T_{int} : intrinsic torque

T_s : spasticity torque

I : moment of inertia

경직은 슬관절의 각도와 각속도를 피드백하여 계산된다.

3.1 Intrinsic model

본 연구에서는 진자실험 중 경직에 의한 회전력을 제외한 근육의 수축에 의한 회전력이 발생하지 않는다고 가정하였다. 따라서 다음 (2)식과 같이 진자운동방정식을 구현하였다.^{12,13}

$$T_{int} = G \sin \theta - D\dot{\theta}^n + k_1(e^{-k_2(\theta - \theta_{ROM})} - 1) \quad (2)$$

G: Gravity coefficient

D: Damper coefficient

k_1, k_2 : spring coefficient

n: nonlinear damper index

(2)식은 중력과 비선형 댐퍼(nonlinear damper)가 발생하는 회전력 그리고 관절 가동역(range of motion:ROM)의 경계 부근에서 발생하는 비선형

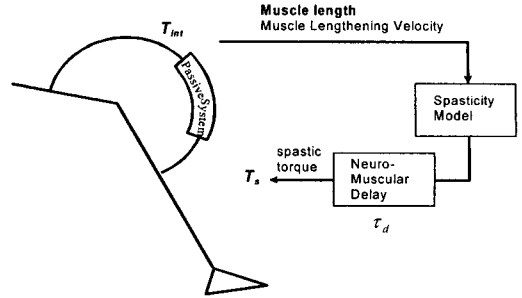


Fig. 3 Block diagram of Knee joint model

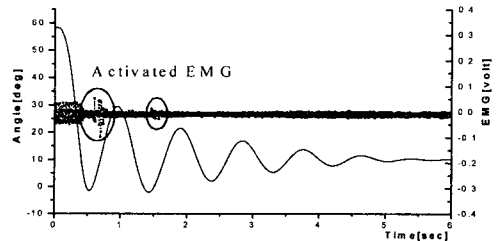


Fig. 4 Experimental knee joint angle trajectory & EMG pattern

탄성체의 회전력으로 표현되었다. 진자실험 중 신전방향의 ROM 부근에 도달하지 않으므로 굴곡방향의 ROM만을 고려하였다. 관절 각도를 이용하여 추정할 수 있는 특성치는 식 (1)과 (2)에서부터 G, D 그리고 k_1 를 I로 정규화한 $\tilde{G}, \tilde{D}, \tilde{k}_1$ 와 k_2, n, θ_{ROM} 이다. 관성모멘트(I)는 피험자의 체중과 신장으로부터 산출할 수 있는 회귀식(regression equation)¹⁴을 이용하여 추정할 수 있다.

3.2 Stretch reflex model

서론에서 경직을 정의하기를 신장(stretch)과 속도(velocity)에 관계하는 운동질환이라 정의하였다. 그러므로 본 연구에서는 관절의 각도와 각속도를 피드백하여 식(3)과 같이 신장반사 모델을 구현하였다.

$$T_s(t - \tau_d) = A_s \cdot u(\theta_{th} - \theta) \cdot r(\dot{\theta}_{th} - \dot{\theta}) \quad (3)$$

A_s : spasticity gain

$r()$: ramp function

$u()$: unit step function

θ_{th} : angle threshold

$\dot{\theta}_{th}$: angular velocity threshold

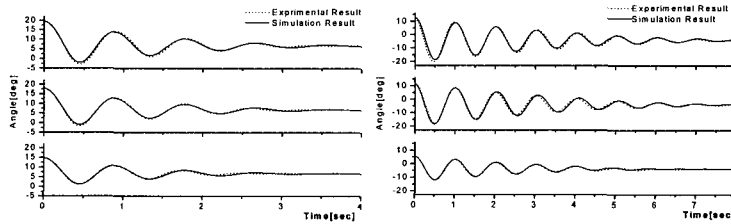


Fig. 5 Simulation results used initial intrinsic parameters & experimental results (left:Subject A, right:Subject B)

Table 3 Comparison of initial intrinsic parameters

Subject	\tilde{G}	\tilde{D}	\tilde{k}_1	k_2	n	θ_{ROM} [deg]	NRMSE
A	29.4329	1.2065	1.3762	4.4599	0.6709	-22.8256	0.0545
B	36.4304	0.5415	3.4966	2.9201	0.5941	29.9257	0.1385

즉 일정 관절 각도와 각속도이상에서 관절 각속도에 비례하여 경직이 발생된다고 가정하였다. 기존 논문의 의하면 슬관절의 굴곡근에서는 경직이 발생하지 않거나 발생정도가 미미하다는 연구 결과^{10,11}가 있다. 본 연구에서는 굴곡모멘트를 제외한 신전 모멘트만을 사용하여 모델을 구현하였다.

인체의 감각기관에서 피드백 받은 정보를 이용하여 근육이 수축하기까지 걸리는 시간 지연을 모델에 포함하였다.

4. 특성치 추정

내재적 모델과 신장반사 모델의 파라미터들을 추정하기 위하여 랜덤 탐색법(random search method)을 이용하였다. 추정하고자 하는 특성치의 범위를 결정하고 랜덤한 값으로 결정한 후 시뮬레이션 모델에 적용하여 관절각도를 구한다. 시뮬레이션의 결과와 실험결과를 식(4)를 이용하여 오차의 제곱을 모든 영역에 대해서 제곱한 NRMSE(normalized root mean square error)를 구한다. 이 평가 지표가 만족할 만한 예리 범위에 들거나 시뮬레이션 반복횟수를 비교하여 시뮬레이션을 종료한다. 시뮬레이션 반복 횟수는 10000 번으로 설정하였고 탐색시간은 약 30 분이 소요되었다.

슬관절 모델의 초기값을 구하기 위하여 비경직영역을 이용하여 내재적 모델의 특성치를 탐색

하였다. 3 가지 관절 각도(0°, 15°, 30°)에서의 시뮬레이션 결과와 실험결과의 오차의 합을 이용하여 최종 오차로 하여 최적의 값을 탐색하였다. 여기에서 구한 초기치를 바탕으로 내재적 특성치에 오차 범위를 설정하여 내재적 특성치와 신장반사 특성치를 재탐색하였다. 초기치 탐색과 마찬가지로 3 가지 각도의 오차의 합을 최종 오차로 하였다.

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_i^N (\theta_i^{exp} - \theta_i^{sim})^2}{\sum_i^N (\theta_i^{exp})^2}} \quad (4)$$

5. 결과 및 토의

5.1 비경직영역의 탐색

Fig. 4 에서 보는 것과 같이 측정된 EMG 를 바탕으로 하여, 비경직영역을 관절 각도 곡선의 두 번째 피크 이하로 설정하였다. Fig.5 에서 보는 것과 같이 실험결과와 시뮬레이션 결과가 일치하는 것을 볼 수가 있다. Table 3 은 탐색한 특성치의 결과를 보여주고 있다. 두 환자의 신체조건이 상이함으로 내재적 특성치의 값에 차이가 나타나고 있다. Subject A 가 B 보다 체중이 더 무거우므로 중력성분인 \tilde{G} 이 상대적으로 크게 탐색이 되었다. Subject A 의 경우 약 10° 에서 운동이 종료되는 반면 B 의 경우 약 -10° 에서 운동이 종료되는 것을 볼 수가 있다. 이로 인하여 운동 영역을 제한하는 특성치인 θ_{ROM} 이 차이가 나게 된다.

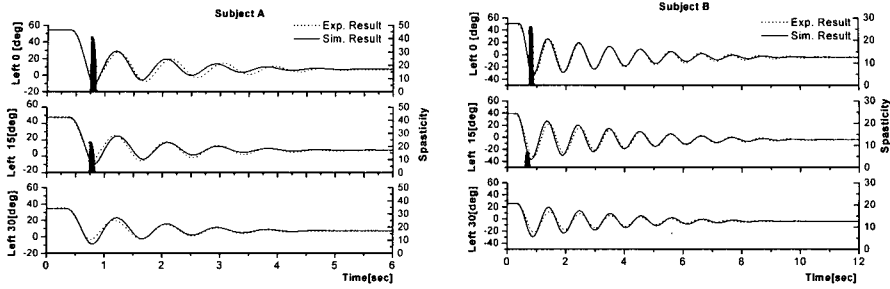


Fig.6 simulation outputs of Knee joint & stretch reflex model and experimental knee joint trajectory (left: Subject A, right: Subject B)

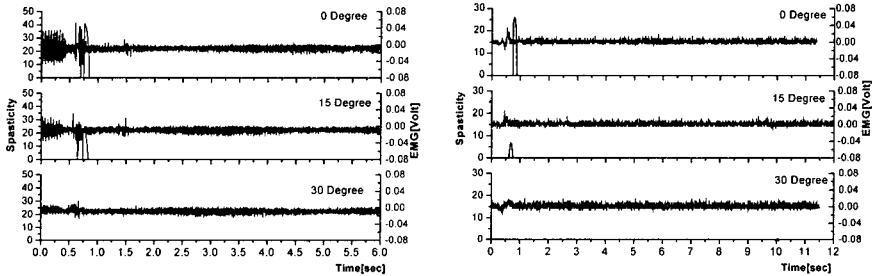


Fig. 7 EMG pattern versus stretch reflex output(left: Subject A, right: Subject B)

Table 4 Comparison of the searched intrinsic & stretch reflex parameters

Subject	\bar{G}	\bar{D}	\tilde{k}_1	k_2	n	θ_{ROM} [deg]	θ_{th} [deg]	$\dot{\theta}_{th}$ [deg/s]	A_s	NMRSE
A	29.0786	1.4188	1.3528	4.6419	0.7244	-24.0909	14.599	-174.12	-32.2585	0.1418
B	32.4759	0.6482	3.4977	2.3759	0.5531	25.5611	12.811	-216.50	-18.8693	0.1269

5.2 슬관절 모델 특성치 탐색

비경직영역을 이용하여 구한 초기치를 이용하여 내재적 특성치에 오차범위 $\pm 20\%$ 를 설정하고 신장반사 특성치와 같이 재탐색을 하였다. Fig 6에서 탐색한 결과를 이용한 시뮬레이션 결과를 나타내고 있다. 두 환자에서 0° , 15° 진자실험에서는 경직이 나타나는 것을 볼 수가 있다. 그러나 30° 실험에서는 두 환자에서 경직이 보이지 않고 있다. 이는 ROM이 좁기 때문에 하퇴 운동속도가 $\dot{\theta}_{th}$ 만큼의 속도에 이르지 못하여 생긴 결과라 판단된다.

신장반사 특성치 중 근육 지연 시간(τ_d)을 같이 탐색하였다. 탐색된 결과는 Subject A가

0.0859s, Subject B는 0.1102s이다. 근자극 지연(0.03s) 그리고 근활성 지연(0.04s)등을 포함한 전체 근육 지연시간이 약 0.1s 정도 소요 된다는 기존의 연구 결과와 일치하는 결과이다. Fig. 7에서 보는 것과 같이 EMG 활성화 후 경직이 나타나기까지의 지연 시간은 두 환자 모두 약 0.15s 정도 소요 되었다.

신장반사 특성치중 θ_{th} 는 두 환자가 비슷하게 나타났다. 그러므로 θ_{th} 는 두 환자의 경직 정도를 표현하기에는 부적당한 것으로 판단된다. $\dot{\theta}_{th}$ 는 A가 더 민감한것으로 나타났다. 즉 더 작은 속도에서 경직이 나타나는 것으로 판단할 수 있다. 경직의 크기를 나타내는 A_s 의 경우 A가 약 1.5 배 더

크다. 본 연구에서 탐색한 결과인 $\dot{\theta}_h$ 와 A_2 로 판단만 하면 A 가 경직이 더 심하다는 것을 알 수가 있다.

그러나 본 연구에서 사용한 모델은 관절의 특성치는 고려하였으나 근육의 최대 수축력과 같은 특성은 포함되지 않았다. 즉 반사에 의하여 발생된 경직 모멘트의 크기가 반사의 크기에 의한 영향인지, 근육의 최대 수축력의 차이에 의한 영향인지가 분명하지 않다. 본 연구에서 분석한 피험자의 체형이 다르므로 특성치 A_2 만을 이용하여 경직을 평가하는 것은 적절하지 않다고 판단된다. 이를 해결하기 위하여 더 많은 임상실험이 필요하다. 그러나 $\dot{\theta}_h$ 은 경직을 판단할 수 있는 좋은 평가지표라고 판단된다.

6. 결론

본 연구에서는 경직의 객관적이고 정량적인 평가방법을 구현하고자 하였다. 특히 현재 임상에서 세밀하게 판정하기 어려운 MAS 1 등급을 대상으로 수학적 모델을 이용한 평가방법을 제시하였다. 결과에서 보는 것과 같이 동일한 등급의 환자간의 차이는 엄연히 존재하는 것을 볼 수가 있었다. 더 많은 임상 실험을 통하여 본 연구에서 구현한 신장반사 모델을 이용하여 경직의 정도를 객관적으로 표현할 수 있는 평가지표를 계산하는 것이 다음단계에서 해야 될 과제일 것이다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(02-PJ3-PG6-EV03-0004)으로 수행되었음.

참고문헌

1. Rymer W.Z., Katz, R. T., "Mechanism of spastic hypertonia," *Phys Med Rehabil*, Vol. 8, pp. 441-454, 1994.
2. Delisa, J. A., "Rehabilitation medicine, 2nd ed", Philadelphia, JB Lippincott, pp. 660-680, 1993.
3. Bogannon, R. W., Mellissa, B. S., "Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity," *Phys Ther*, Vol. 67, pp. 206-207, 1987.
4. Hass, B. M., Bergstrom, E., Jamous, A., Bennie, A., "The interrater reliability of the original and of the modified ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury," *Spinal Cord*, Vol. 8, pp. 441-454, 1994.
5. Akman, M. N., Bengi, R., Karatas, M., Kilinc, S., Sozay, S., Ozker, R., "Assessment of spasticity using isokinetic dynamometry in patients with spinal cord injury," *Spinal Cord*, Vol. 37, pp. 638-643, 1999.
6. Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., Dumas, F., "Evaluation of reflex and nonreflex induced muscle resistance to stretch in adults with spinal cord injury using hand held and isokinetic dynamometry," *Phys Ther*, Vol. 78, pp. 964-975, 1998.
7. Skold, C, Harms-Ringdahl, K., Hultling, G., Levi, R., Seiger, A., "Simultaneous Ashworth measurements and electromyographic recordings in tetraplegic patients," *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 81, pp. 959-965, 2000.
8. Bajd, T., Vodovnik, L., "Pendulum testing of spasticity," *J Biomed Eng*, Vol. 6, pp. 9-16, 1984.
9. Lin, D. C., Rymer, W. Z., "A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, pp. 906-918, 1991.
10. James, W., Fee, Jr. Richard A. F., "Neuromuscular modeling of spasticity in cerebral palsy," *IEEE Trans. Neural Sys. & Rehab. Eng.*, Vol. 12, pp. 55-64, 2004.
11. Cavorzin, P. L., Poudens, S. A., Chagneau, F., Carrault, G., Allain, H., Rochongar, P., "a comprehensive model of spastic hypertonia derived from the pendulum test of the leg," *Muscle & Nerve*, Vol 24. pp. 1612-1621, 2001.
12. Eom, G. M., Kim, S. J., Han, T. R., "A new method for the identification of joint mechanical properties," *Journal of the Korea Society of precision Engineering*, Vol. 21, No. 11, 2004.
13. Eom, G. M., Lee, C. H., Kim, C. S., Heo, J. U., "Nonlinear damper model for the quantification of joint mechanical properties," *Journal of the Korea Society of precision Engineering*, Vol.22, No.4, 2005
14. Winter, D. A., "Anthropometry. In: Winter DA editor. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed," Wiley-Interscience Publication, pp. 51-74, 1990.