

## 등속운동을 이용한 경직성 관절장애 정량화\*

### Identification of Spastic Joint Pathologies using Isokinetic Movement

이창한\*\* · 허지운\*\* · 김철승\*\* · 엄광문\*\*\*†

Chang-Han Lee\*\* · Ji-Un Heo\*\* · Chul-Seung Kim\*\* · Gwang-Moon Eom\*\*\*†

건국대학교 의학공학부\*\*

School of Biomedical Engineering, Konkuk University

**Abstract** : The purpose of this study is to evaluate the possibility of identifying joint damping property through commercially available isokinetic ergometer (BIODEX). The proposed method is to estimate the damping torque of the knee joint from the difference between the external joint torque for maintaining isokinetic movement and the gravity torque of the lower leg. The damping torque was estimated at various joint angular velocities, from which the damping property would be derived. Measurement setup was composed of the BIODEX system with an external force sensor and Labview system. Matlab was used in the analysis of the damping property. The experimental result showed that the small variation in angular velocity due to acceleration and deceleration of the crank arm resulted in greater change of inertial torque than the damping torque. Therefore, the estimation of damping property from the isokinetic movement is difficult.

**Key words** : Isokinetic movement, Identification, Damping property, Inertia

**요약** : 본 연구의 목적은 관절계 댐핑특성을 상용 에르고미터(BIODEX)의 등속운동을 이용하여 파악할 수 있는지를 평가하는 것이다. 제안된 방법은 등속운동을 유지하기 위해 인가한 외부토크와 하퇴의 관성토크의 차로부터 슬관절의 댐핑토크를 계산하는 것이다. 댐핑토크는 여러 가지 관절각속도에서 산출되었고, 이로부터 댐핑특성을 유도하였다. 실험장치는 BIODEX 시스템과 별도의 힘센서 및 Labview 시스템으로 구성되었다. 댐핑특성의 해석에는 Matlab을 사용하였다. 실험결과로부터 등속운동의 기동 및 종료를 위한 크랭크 암의 가속 및 감속으로 인한 미세한 각속도의 변화가 댐핑토크의 영향보다 큰 관성토크를 유발하는 것을 알 수 있었다. 따라서, 현재의 등속운동장비로는 댐핑특성을 추정하기가 어렵다고 보여진다.

**주제어** : 등속운동, 동정, 댐핑특성, 관성

\* 이 논문은 2002년도 건국대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.

† 교신저자 : 엄광문(건국대학교 의학공학부)

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

TEL : 043-840-3764, 3766, 852-9890

FAX : 043-852-8056, 043-851-0620

## 1. 서론

관절계의 생체역학적 특성치의 정량화는 다음과 같은 두 가지 관점에서 매우 중요하다. 첫째로, 임상적인 관점을 들 수 있다. 관절염이나 경직성 척수손상(spastic spinal cord injury) 환자에 있어서 경직(spasticity)과 같은 질환의 정도를 파악하기 위해서는, X선 및 CT와 같은 간접적인 방법이나 Modified Ashworth Scale[5]과 같은 정성적인 방법이 사용되어 왔다. 그러나, 특정질환 및 질환의 정도와 생체역학적 특성치(탄성, 점성계수 등) 간의 관계를 정량화할 수 있다면 기존의 방법을 대신하여 직접적이고 객관적인 평가가 가능하게 된다[3].

두번째로, 생체역학적 연구의 관점을 들 수 있다. 인체운동의 모델링 및 해석[4,14] 혹은 인체모형을 사용하여 신경보철(neural prosthesis) 및 의지/보조기의 설계 및 평가를 수행하고자 할 경우[1,3], 관절계의 생체역학적 특성치를 정량적으로 추정할 수 있다면, 연구의 결과에 신뢰성을 더하고 이러한 연구의 가속을 꾀할 수 있을 것이 기대된다.

관절의 수동적 탄성모멘트(elastic moment)에 관해서는 많은 연구결과가 발표된 바 있으나[6-11,13,14], 관절의 수동적 점성모멘트(viscous moment)에 관한 연구[6,8,9]는 측정장비의 한계와 실험의 난점 등으로 인해 탄성연구에 비해 저조하였다. 점성모멘트는 관절가동역의 중간범위에서의 실험데이터를 바탕으로 해석하게 되므로, 탄성모멘트에 비해 피험자의 부담이 적어서 임상적으로 보다 유용할 가능성이 높다. 관절에서의 점성모멘트는 비선형 댐퍼의 성질을 지니는 것으로 알려져 있으나, 피험자별 특성을 반영하지 않은 고정모델을 이용한 해석만이 행해졌다[12]. 본 연구에서는, 이러한 비선형 댐퍼의 성질을 피험자별로 확인할 수 있는 실험 프로토콜을 설계하고, 이의 유용성을 평가하고자 한다. 구체적으로는 상용장비인 BIODEX의 등속운동 모드를 사용하여, 외부토크와 관성토크의 차로 댐핑토크를 산출하고 이로부터 댐퍼특성을 유

도하고자 하였다.

## 2. 방법

본 연구에서는 임상적 요구도가 크고 다른 관절에 비해 실험이 간편한 슬관절을 대상으로 하여, 비선형 댐핑특성을 피험자별로 확인할 수 있는 실험 프로토콜을 설계하였다.

### 2.1 슬관절 모델

본 논문에서는 착석상태에서의 무릎관절의 운동을 대상으로 하였으므로, 이에 해당하는 골격모델은 그림 1과 같이 대퇴부는 고정되고 하퇴(lower leg)만이 움직일 수 있는 모양으로, 굴곡과 신전만이 가능한 힌지(hinge) 조인트라 가정하였다. 그림 1에서  $\tau_g$ 는 하퇴의 중력에 의한 회전력을 나타내는 것으로 하퇴의 각도에 따라서 변화하는 값이다.  $\tau_d$ 는 댐퍼가 발생하는 회전력을,  $\tau_{ROM}$ 은 골격계의 제한과 근건계의 비선형 특성으로부터 관절가동역(ROM ; Range of Motion)의 경계부근에서 발생하는 비선형탄성 회전력을 나타낸다. 모델 및 실험에서의 관절각도 및 토크는 모두 반시계방향을 positive로 하였다. 이 골격 모델에 대한 운동방정식은 (1)식과 같고 (1)식에 사용된 각 변수들은 (1.1~1.3)과 같이 기술된다.

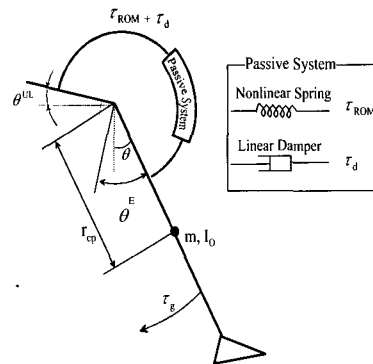


그림 1. knee joint model

$$I\ddot{\theta} = \tau_g + \tau_d + \tau_{ROM} \quad (1)$$

$$I = I_0 + mr_{cp}^2 \quad (1.1)$$

$$\tau_g = -G \sin \theta, \quad G = mg r_{cp} \quad (1.2)$$

$$\tau_d = -D \dot{\theta}^\Lambda \quad (1.3)$$

## 2.2 실험 및 특성치 추정

그림 2와 같이 실험장치를 구성하여 실험을 하였다. 하퇴의 움직임은 BIODEX를 사용하여 초기각도에서 하퇴가 전후로 등속운동을 하도록 하는 방식으로 시행하였다. 토크는 하퇴에 수직으로 부착된 AIKOH사의 force sensor를 사용하여 1KHz의 샘플링 주파수로 측정하였다. 잡음 제거를 위해 필터링은 PC로 입력한 후 Labview를 사용하였으며, 9가지 속도 (2,5,10,20,30,45,60,75,90deg/s)를 사용하여 각각에 대해 실험을 실시하였다. 피험자로는 정상인을 채택하였다. 본 연구에서는 하퇴의 등속운동을 유발하기 위해 인가한  $\tau_{EXT}$ 와 중력에 의한 회전력  $\tau_g$ 를 이용하여 댐퍼가 발생하는 회전력  $\tau_d$ 를 구하고자 하였다. 즉 외부토크  $\tau_{EXT}$ , 즉 BIODEX의 크랭크로부터 하퇴에 인가하는 토크가 존재할 때의 운동방정식은 식(2)과 같고, 관절가동역의 중간 부분에서  $\tau_{ROM}$ 는  $\tau_d$ 에 비해 무시할 정도로 작고, BIODEX가 등속운동을 유지할 때  $\dot{\theta} = 0$ 이라고 가정하였다. 따라서, 식(2)는 식(2.1)과 같이 정리할 수 있고, 이로부터  $\tau_{EXT}$ 에서  $-\tau_g$ 를 빼면  $-\tau_d$ 를 구할 수 있다.

$$I\ddot{\theta} = \tau_g + \tau_d + \tau_{ROM} + \tau_{EXT} \quad (2)$$

$$-\tau_d = \tau_{EXT} + \tau_g \quad (2.1)$$

식(2.1)에서 필요한  $\tau_g = mgr_{cp}$ 를 계산하기 위해  $mg$ 를 직접 산출하려면  $r_{cp}$ 를 정확히 알아야 하고 실험시에  $r_{cp}$ 에 정확히 센서를 부착해야 하므로 실용적이지 못하다. 이러한 문제의 해결책으로 그림 3과 같은 방법을 사용하였다. 즉,  $\theta = 90^\circ$ 에서

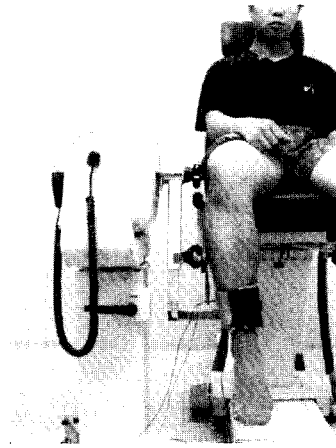


그림 2. Experimental Setup

센서의 표준부착위치  $r_s$ 와 그 지점에서 센서에 인가되는 힘  $m_s g$ 를 측정하면  $mg$ 와  $m_s g$ 의 관계는 관계식 (3.1)과 같으므로, 이로부터 임의의 각도  $\theta$ 에서의  $\tau_g$ 를 (3.2)식과 같이  $m_s g$ 와  $r_s$ 를 이용하여 계산할 수 있다.

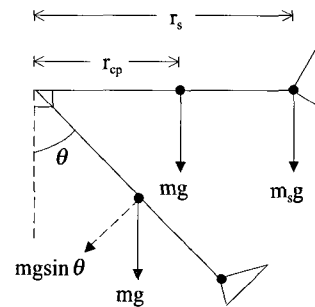


그림 3.  $\tau_g$  calculation

$$\theta = 90^\circ \quad mgr_{cp} = m_s g r_s \quad (3.1)$$

$$\theta = \text{any angle} \quad \tau_g = mgr_{cp} \sin \theta \quad (3.2)$$

$$= m_s g r_s \sin \theta$$

식(2.1)에서의  $\tau_{EXT}$ 는 등속운동을 유발하기 위해 BIODEX가 하퇴에 인가하는 토크로서, BIODEX의 크랭크에 수직으로 부착한 force sensor에 cast를 연결하고, 이에 발목 상단을 고정시켜서 측정된 force  $f_{EXT}$ 에  $\tau_s$ 를 곱하여 (4)식과 같이 산출하였다.

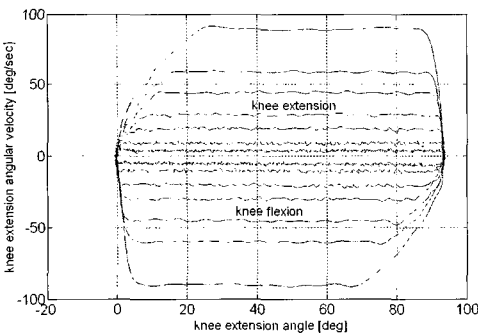
$$\tau_{EXT} = f_{EXT} r_s \quad (4)$$

### 3. 결과

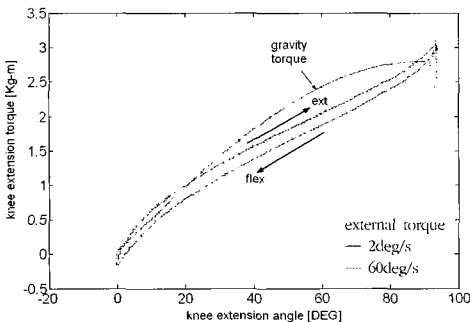
본 연구에서 측정된  $\tau_{EXT}$ 과  $-\tau_g$ 를 비교하였고, 또한 각속도가 2deg/s일 때의 슬관절의  $\tau_{EXT}$ 과 60deg/s일 때의  $\tau_{EXT}$ 을 비교하였다. 모든 결과에서 각도, 각속도 및 토크의 방향은 반시계(CCW) 방향을 +로 하였다.

그림 4(a)는 실험 시 측정된 각도별 각속도를 나타낸다. 속도가 빨라질수록 일정 속도가 유지되는 구간이 짧아지는 것을 볼 수 있었다. 이로부터 낮은 각속도와 빠른 각속도의 토크 비교시에 빠른 각속도의 등속구간으로 한정하여 비교해야 한다는 것을 알 수 있다.

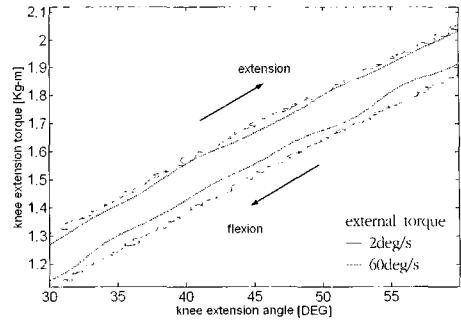
그림 4(b)는 전체 측정구간에서의 각속도에 따른



(a) angular velocity-angle relationship



(b)  $\tau_{EXT}$  for different angular velocities



(c) magnification of (b) for isokinetic region

그림 4. comparison of  $\tau_{EXT}$  for different angular velocities in case of human knee joint

$\tau_{EXT}$ 를 비교하여 나타낸 그림이며, (c)는 (b)에서 등속운동구간만을 확대하여 자세히 볼 수 있도록 한 그림이다. 속도가 증가함에 따라 신전운동중의  $\tau_{EXT}$ 가 오히려 감소하고 굴곡운동중에는 증가한 것을 볼 수 있다. 또한, 모든 구간에서  $\tau_{EXT}$ 이  $-\tau_g$ 보다 작게 측정되었다.

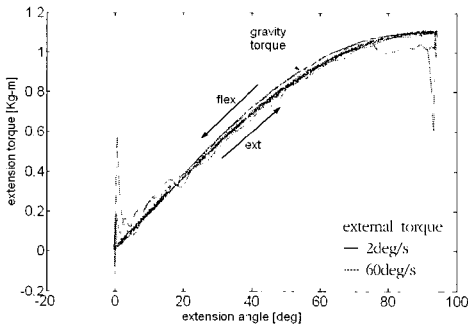
### 4. 고찰

등속운동이 엄밀히 유지될 경우, 식(2.1)로부터  $\tau_{EXT}$ 과  $-\tau_g$ 의 차, 즉  $\tau_{EXT} + \tau_g$ 는  $-\tau_d$ 가 되므로 이는 댐핑의 속성상 신전구간과 굴곡구간에서 대칭적이어야 한다. 즉,  $-\tau_g$ 는 신전과 굴곡에 대한  $\tau_{EXT}$ 의 궤적의 정중앙에 위치해야 한다. 그러나, 그림 4에서는 예상했던 바와 다르게 전반적으로  $\tau_{EXT}$ 이  $-\tau_g$ 보다 작게 나타났다. 이것은 관절 중심의 정확한 추정이 어렵고 운동중에 관절중심이 변화하기 때문인 것으로 사료된다. 이러한 관절중심의 부정확성은 관성토크의 계산의 부정확성을 유발하여,  $-\tau_g$ 가 신전과 굴곡에 대한  $\tau_{EXT}$ 의 궤적의 정중앙에 위치하지 못하도록 할 가능성이 있다.

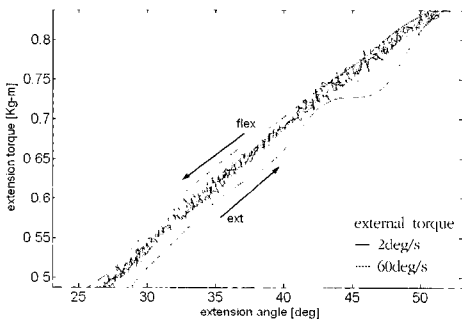
또한, 신전구간( $\theta > 0$ )에서 댐핑토크  $-\tau_d$ 의 크기는 각속도가 커지면 증가하는 것이 일반적이며

로,  $\tau_{EXT} = -\tau_d - \tau_g$ 도 각속도가 커지면 증가해야 한다. 그러나, 그림 4에서는 이와 반대로 각속도가 증가함에 따라  $\tau_{EXT}$ 가 감소하는 것으로 나타났다. 이것은, 식(2)에서 식(2.1)을 유도할 때 가정했던  $\dot{\theta} = 0$ 의 조건이 엄밀히 유지되지 않아서, 식(4)와 같이 작용되었기 때문인 것으로 사료된다. 즉, 신전 방향에서는  $\dot{\theta} < 0$ 이고 굴곡방향에서는  $\dot{\theta} > 0$ 이고 이러한 경향이 각속도의 증가에 따라 심해지며, 그 변화량이  $-\tau_d$ 의 변화량보다 클 경우를 예상할 수 있다. 이러한 조건에서는 각속도가 커지면 관성과 댐핑의 알짜(net)토크  $I\ddot{\theta} - \tau_d$ 가 신전구간에서는 음의 방향으로 굴곡구간에서는 양의 방향으로 증가하게 될 것이다.

$$I\ddot{\theta} - \tau_d = \tau_g + \tau_{EXT} \quad (4)$$



(a)  $\tau_{EXT}$  for different angular velocities



(b) magnification of (a) for isokinetic region

그림 5. comparison of  $\tau_{EXT}$  for different angular velocities in case of centered mass

이러한 고찰을 확인하기 위하여 댐퍼의 영향을 받지 않는 다음과 같은 실험을 수행하였다. 3Kg의 무게 추를 BIODEx와 연결된 force sensor에 장착하여 위의 실험과 동일한 방법으로 실험을 한 결과를 그림 5에 보인다.

그림 5(b)에서는 등속도 구간만을 나타내고 있는데, 속도가 일정한 구간임에도 불구하고 값이 각속도가 커지면  $\tau_{EXT}$ 이 변하는 것을 확인할 수 있다. 즉, 각속도가 증가함에 따라, 신전운동때  $\tau_{EXT}$ 가 감소하고 굴곡운동때 증가하고 있다. 식(4)에서의  $-\tau_d$ 가 0이므로, 이러한 변화는 오직  $I\ddot{\theta}$ 에 의해서만 가능하다. 따라서, 본 연구에서 가정한  $\dot{\theta} = 0$ 은 성립하지 않으며, BIODEx의 등속운동구간에도 미세한 각속도에 의해 발생된 관성토크가 댐퍼에 의한 댐핑토크에 비해 무시할 수 없는 것으로 판단된다. 그림 5(b)의 실험결과로부터, 이러한 관성토크의 영향은  $\dot{\theta}$ 의 절대값이 커지면 신전구간 ( $\dot{\theta} > 0$ )에서는  $\dot{\theta}$ 이 작아지는 ( $|\dot{\theta}|$ 의 감소)방향으로, 굴곡구간 ( $\dot{\theta} < 0$ )에서는  $\dot{\theta}$ 이 커지는 ( $|\dot{\theta}|$ 의 감소) 방향으로 작용하는 것으로 사료된다. 즉, BIODEx의 각속도가 안정된 후의 등속운동구간에서는 점차 감속이 이루어지고 있는 것으로 보여진다.

또한, 그림 5(a)에서도 관성토크  $-\tau_g$ 가 신전과 굴곡에 대한  $\tau_{EXT}$ 의 궤적의 정중앙에 위치하지는 않으나, 이러한 오차는 피험자를 대상으로 하는 실험결과보다는 작은 것을 확인할 수 있다. 이것은 인체슬관절의 경우 회전중심자체가 변화하므로 고정관절의 경우보다 오차가 크기 때문인 것으로 판단된다.

본 연구에서는 관절의 댐핑특성을 파악하기 위하여 등속도 운동을 통한 방법을 사용하고자 하였다. 하지만 실험 결과는 관절의 댐핑토크는 미세한 관성토크의 영향을 쉽게 받는다는 것을 알 수 있었다. 또한 BIODEx는 엄밀한 등속도를 유지하지 못한다는 것을 알았다. 이에 따라 BIODEx의 등속운

동을 사용하여 관절의 비선형 댐핑특성을 파악하기는 어려운 것이라 판단된다.

### 참고문헌

- [1] 엄광문, 강곤, Nozomu Hoshimiya (2003). 전기자극을 이용한 상실된 운동기능의 회복 : 기능적 전기자극 (FES). 한국정밀공학회지, 20(1), 26~35.
- [2] 엄광문, 김철승, 하세 카즈노리 (2004). 슬관절 근육만을 이용한 FES 싸이클링. 한국정밀공학회지, 21(8), 171~179.
- [3] 엄광문, 이석주, 한태륜 (2004). 관절계 역학적 특성의 정량적 평가방법. 한국정밀공학회지, 21(11), 209-218.
- [4] 엄광문, 하세 카즈노리 (2004). 인류 보행의 진화: 컴퓨터 시뮬레이션 연구. 한국정밀공학회지, 21(5), 188-202.
- [5] Bohannon, R. W., Smith, M. B., Brunet, M. E. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67, 206-207.
- [6] Esteki, A., Mansour, J. M. (1996). An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment. *Journal of Biomechanics*, 29, 443-450.
- [7] Johns, R. J., Wight, V. (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of applied physiology*, 17, 824-828.
- [8] Lebledowska, M. K., Fisk, J. R. (1999). Passive dynamics of the knee joint in healthy children and children affected by spastic paresis. *Clinical Biomechanics*, 14, 653-660.
- [9] Mcfaull, S. R., Lamontagne, M. (1998). In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint. *Human Movement Science*, 17, 139-165.
- [10] Nashhold, B. S. (1966) An electronic method of measuring and recording resistance to passive muscle stretch. *Journal of Neurosurgery*, 24, 310-314.
- [11] Riener, R, Edrich, T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, 32, 539-544.
- [12] Riener, R., Quintern, J., Schmidt, G. (1996). Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. *Journal of Biomechanics*, 29, 1157-1167.
- [13] Wight, V., Johns, R. J. (1961). Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connective tissue diseases. *Annals of the Rheumatic Disease*, 20, 36-46.
- [14] Winter, D. A. (1990). Anthropometry. In: Winter DA editor. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed., A Wiley-Interscience Publication, 51-74.