

등속운동을 이용한 관절계 역학적 특성치 정량화 방법의 유용성 평가

이창한, 허지운, 김철승, 엄광문* (건국대 의학공학부)

Evaluation of the Identification method of Joint Mechanical Properties Using Isokinetic Movement

C. H. Lee, J. U. Heo, C. S. Kim, G.M. Eom* (Biomed. Eng. Konkuk Univ.)

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, so that the estimation of damping property from the isokinetic movement is difficult.

Key Words : Isokinetic movement (등속운동), Identification (동정), Damping property (댐핑 특성), Inertia (관성)

1. 서론

생체역학적 특성치의 추정에 관한 기존의 연구에서는 관절계 특성치의 추정을 위해 특수 제작된 장비가 사용되고 있고, 그 측정시간이 긴 것이 대부분이어서, 임상에서 사용하기에는 어려움이 많았다. 이러한 이유로 이전의 연구¹⁾에서는 관절계 특성치를 정량적으로 추정할 수 있으며, 사용장비가 간편하고 측정시간이 짧은 새로운 방법을 제시하였고, 이후의 연구²⁾에서는 이전 연구에서의 선형 댐퍼 모델을 비선형 댐퍼 모델로 수정하여 더 나은 특성치를 추정할 수 있다는 것을 확인하였다. 이번 연구에서는 이전에 제시된 방법 외에 관절의 등속운동을 이용하여 관절계 역학적 특성치를 추정하는 방법의 유용성을 확인하고자 한다.

2. 방법

본 연구에서는 기존 연구¹⁾²⁾들과 같이 실험이 간편한 슬관절을 대상으로 실험을 실행하여 측정된 데이터와 슬관절모델의 데이터를 비교하였다.

1) 슬관절 모델

본 논문에서는 기존의 논문¹⁾²⁾들을 기초로 실험을 하였으므로, 이에 해당하는 골격모델은 Fig. 1 과 같이 대퇴부는 고정되고 하퇴(lower leg)만이 움직일 수 있는 모양으로, 골곡과 신전만이 가능한 힌지(hinge) 조인트라 가정하였다. Fig 1 에서 τ_g 는 하퇴의 중력에 의한 회전력을 나타내는 것으로 하퇴의 각도에 따라서 변화하는 값이다. τ_d 는 댐퍼가 발생하는 회전력을, τ_{ROM} 은 골격계의 제한과 근건계의 비선형 특성으로부터 관절가동역

* 교신저자: 건국대학교 의학공학부
E-mail gmeom@hotmail.com Tel. (043) 852-9890

(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.

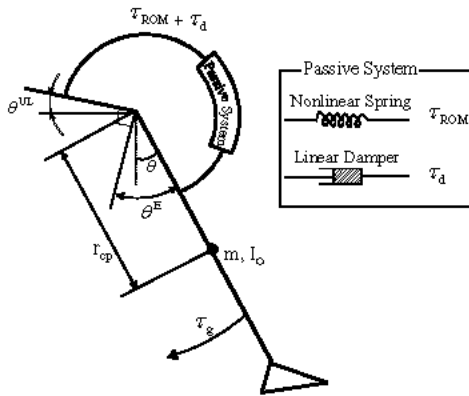


Fig. 1 knee joint model

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

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

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

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

2) 실험 및 특성치 추정

Fig. 2 와 같이 실험장치를 구성하여 실험을 하였다. 하퇴의 움직임은 BIODEx 를 사용하여 초기각도에서 하퇴가 전후로 등속운동을 하도록 하는 방식으로 시행하였다. 토크는 하퇴에 수직으로 부착된 AIKOH 사의 force sensor 를 사용하여 1KHz 의 샘플링 주파수로 측정하였다. 잡음 제거를 위해 필터링은 PC 로 입력한 후 Labview 를 사용하였으며, 9 가지 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 τ_{EXT} 에서 중력에 의한 회전력 τ_g 를 빼줌으로서 댐퍼가 발생하는 회전력 τ_d 를 구하고자 하였다. 즉 외부토크 τ_{EXT} , 즉

BIODEX 의 크랭크로부터 하퇴에 인가하는 토크가 존재할 때의 운동방정식은 식(2)과 같고, 관절가동역의 중간 부분에서 τ_{ROM} 는 τ_d 에 비해 무시할 정도로 작고, BIODEx 가 등속운동을 유지할 때 $\dot{\theta} = 0$ 이라고 가정 하였다.

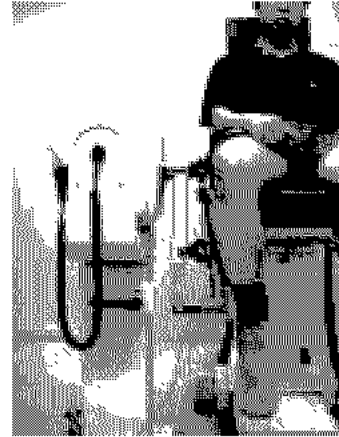


Fig. 2 Experimental Setup

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

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

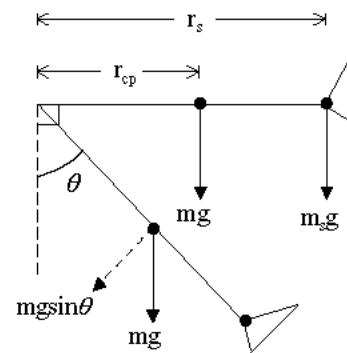


Fig. 3 τ_g calculation

τ_g 를 계산하기 위해 Fig. 3 과 같은 방법을 사용하였다. $\tau_g = mgr_{cp}$ 에서 mg 를 직접 산출하려면 r_{cp} 를 정확히 알아내야 하고 이 부위에 센서를 부착해야 하므로 비실용적이다. 따라서 $\theta = 90^\circ$ 에서

$m_s g$ 와 r_s 를 측정하면 mg 와 $m_s g$ 의 관계는 관계식 (3.1)과 같으므로, 이로부터 임의의 각도 θ 에서의 τ_g 를 (3.2)식과 같이 $m_s g$ 와 r_s 를 이용하여 계산할 수 있다.

$$\theta = 90^\circ \quad mgr_{\varphi} = m_s gr_s \quad (3.1)$$

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

$$= m_s gr_s \sin \theta$$

τ_{EXT} 는 등속운동을 유발하기 위해 BIODEX 가 하체에 인가하는 토크로서, BIODEX의 크랭크에 수직으로 부착한 force sensor에 cast를 연결하고, 이에 발목 상단을 고정시켜서 측정된 force f_{EXT} 에 r_s 를 곱하여 (4)식과 같이 산출하였다.

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

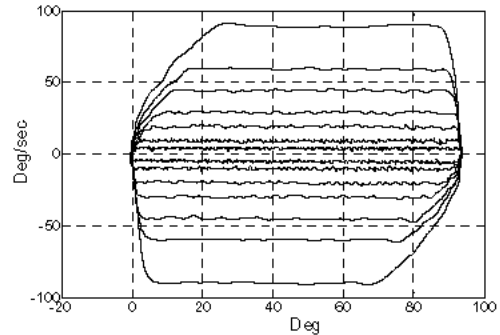
3. 결과

본 연구에서 측정된 τ_{EXT} 과 τ_g 를 비교하였고, 또한 각속도가 2deg/s 일 때의 슬관절의 τ_{EXT} 과 60deg/s 일 때의 τ_{EXT} 를 비교하였다. 모든 결과에서 토크의 방향은 반시계(CCW)방향을 양(positive)으로 하였다.

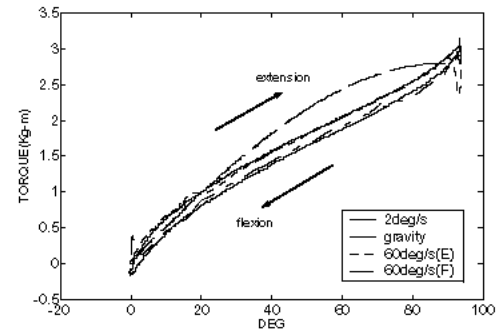
Fig. 4(a)는 실험 시 측정된 각도별 각속도를 나타낸다. 속도가 빨라질수록 일정 속도가 유지되는 구간이 짧아지는 것을 볼 수 있었다. 이로부터 낮은 각속도와 빠른 각속도의 토크 비교시에 빠른 각속도의 등속구간으로 한정하여 비교하여야 한다는 것을 알 수 있다.

Fig. 5(b)는 전체 측정구간에서의 각속도에 따른 τ_{EXT} 를 비교하여 나타낸 그림이며, Fig 5(c)는 Fig.5(b)에서 위에서 서술한 등속운동구간만을 확대하여 자세히 볼 수 있도록 한 그림이다. 속도가 증가함에 따라 신전운동중의 τ_{EXT} 가 오히려 감소하고 굴곡운동중에는 증가한 것을 볼 수 있다. 또한, 모든 구간에서 τ_{EXT} 이 $-\tau_g$ 보다 작게 측정되었다.

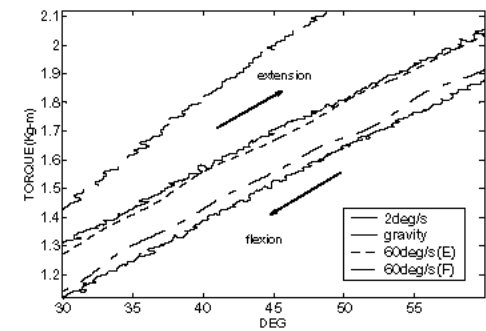
4. 고찰



(a) angular velocity-angle relationship



(b) τ_{EXT} for different angular velocities



(c) magnification of (b) for isokinetic region

Fig 4 comparison of τ_{EXT} for different angular velocities in case of human knee joint

등속운동이 엄밀히 유지될 경우, 식(2.1)로부터 τ_{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 τ_{EXT} 의 궤적의 정중앙에 위치해야 한다. 그러나,

Fig 4 에서는 예상했던 바와 다르게 전반적으로 τ_{EXT} 이 $-\tau_d$ 보다 작게 나타났다. 또한, 댐핑토크 $-\tau_d$ 는 각속도가 증가함에 따라 증가하는 것이 일반적이나, Fig 4 에서는 이와 반대로 각속도가 증가함에 따라 $-\tau_d$ 가 감소하는 것으로 나타났다.

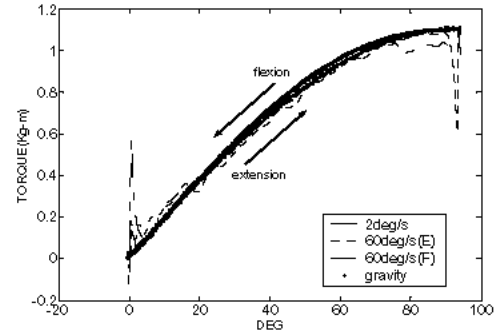
이러한 결과를 발생한 이유로서 다음과 같은 점을 들 수 있다. 우선, $-\tau_g$ 가 신전과 굴곡에 대한 τ_{EXT} 의 궤적의 정중앙에 위치하지 않는 것은, 관절중심의 정확한 추정이 어렵고 운동중에 관절중심이 변화하기 때문인 것으로 사료된다. 이러한 관절중심의 부정확성은 관성토크의 계산의 부정확성을 유발하여, $-\tau_g$ 가 신전과 굴곡에 대한 τ_{EXT} 의 궤적의 정중앙에 위치하지 못하도록 할 가능성이 있다.

다음으로, 각속도가 증가함에 따라 $-\tau_d$ 가 감소하는 것은, 식(2)에서 식(2.1)을 유도할 때 가정했던 $\ddot{\theta} = 0$ 의 조건이 엄밀히 유지되지 않아서, 다음의 식(4)와 같이 작용되었기 때문인 것으로 사료된다.

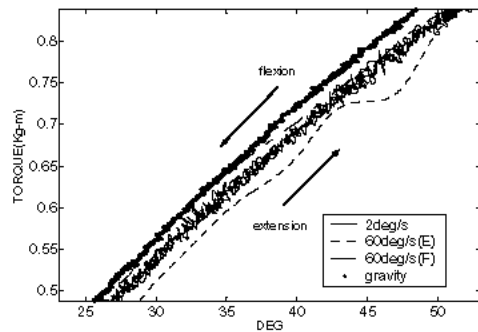
$$I\ddot{\theta} - \tau_d = \tau_g + \tau_{EXT} \quad (4)$$

즉, 신전방향에서는 $\ddot{\theta} < 0$ 이고 굴곡방향에서는 $\ddot{\theta} > 0$ 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.

본 연구에서는 관절의 댐핑특성을 파악하기 위하여 등속도 운동을 통한 방법을 사용하고자 하였다. 하지만 실험 결과는 관절의 댐핑토크는 매우 작기 때문에 외부의 영향을 쉽게 받는다는 것을 알 수 있었다. 또한 BIODEX 는 엄밀한 등속도를 유지하지 못한다는 것을 알았다. 이에 따라 BIODEX 의 등속운동을 사용하여 관절의 역학적 특성 치를 얻기는 어려울 것이라 판단된다.



(a) τ_{EXT} for different angular velocities



(b) magnification of (a) for isokinetic region

Fig 5 comparison of τ_{EXT} for different angular velocities in case of centered mass

후 기

이 논문은 한국과학재단 목적기초사업(No.R01-2002-000-00192-0)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- 1) 조지연, 전미진, 김철승, 엄광문, 관절계 역학적 특성의 정량적 평가방법, 대한의용생체공학회 추계학술대회 2003,29;
- 2) 이창한, 김철승, 엄광문, 관절계 역학적 특성의 정량적 평가방법의 개선, 대한의용생체공학회 춘계학술대회 2004;