

동력계를 이용한 분절관성모멘트 측정 방법

손종상 · 김영호

연세대학교 의공학부, 연세의료공학연구원

Methods for Measurement of Moment of Segmental Inertia Using a Dynamometer

J. Son and Y. H. Kim

Department of Biomedical Engineering and Institute of Medical Engineering, Yonsei University
(Manuscript received 1 August 2013; revised 28 August 2013; accepted 10 September 2013)

Abstract: Moments of inertia of limb segments are essential to calculate parameters related to the segmental rotation. To analyze the human motion accurately and specifically, moments of inertia obtained from the individual are required. In this study, a simple method to determine a subject-specific moment of segmental inertia using a dynamometer is introduced. In order to evaluate the method, one male participated to test for his forearm plus hand on a commercial dynamometer. Three passive speeds, i.e. 240, 270, and 300°/s, were chosen to confirm whether the moment of inertia values at each speed approach to a fixed value. The same procedure was repeated on the day after to evaluate whether the method is reproducible. As the results, there were no significant differences among the speeds and between the days. The value of the moment of the forearm inertia was 0.216 kg·m² that is apparently higher compared to values by previous models. Nonetheless, it seems to be acceptable based on our body mass index analysis using reported subject height and mass in each previous study. According to our results, the developed method could be useful to determine the segmental moment of inertia of an individual, showing no significant differences among the speeds and between the days. Thus, we believe that our results are reliable according to two appropriate evaluation procedures. This finding would be helpful to calculate segmental rotation related parameters of an individual.

Key words: Forearm, forward dynamics, inverse dynamics

1. 서 론

인체운동분석학에서 링크분절모델(link-segment model)은 인체를 기계적으로 서로 연결된 강체들로 표현한 것으로, 의학과 스포츠 과학 분야에서 다양한 운동을 이해하거나 분석, 진단하는 데 적용되고 있다. 인체운동을 분석하는 방법으로는 역동역학(inverse dynamics) 접근과 순동역학(forward

dynamics) 접근으로 나눌 수 있다. 역동역학은 링크분절모델을 구성하는 분절들의 궤적과 외력을 이용하여 두 분절이 연결된 관절에서의 내력과 모멘트를 계산하는 접근법이고, 순동역학은 관절에서의 내력과 모멘트를 이용하여 분절들의 궤적과 외력을 계산하는 접근법이다. 두 가지 접근법 모두 링크분절모델을 구성하는 분절의 질량이나 관성모멘트와 같은 인체측정자료(anthropometric data)를 필요로 한다. 특히, 인체운동의 대부분은 관절의 회전운동을 기반으로 하므로 분절의 관성모멘트는 인체운동을 분석하는 데 매우 필요한 정보이다[1,2]. Andrews 등[3]은 역동역학 접근 시 인체분절파라미터(body segment parameter)의 변화가 내력과 모멘트에 미치는 영향을 정량화하기 위해 민감도분석(sensitivity analysis)을 수행하였다. 그들은 질량과 질량중심, 관성모멘트를 인체분절파라미터로 선정하였고, 각각

Corresponding Author : Y. H. Kim
Department of Biomedical Engineering and Institute of Medical Engineering, Yonsei University
TEL: +82-33-760-2492 / FAX: +82-33-760-2806
E-mail: younghokim@yonsei.ac.kr

본 연구는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 지역산업기술개발사업(70011192)과 지식경제부 산업원천기술개발사업(10032055)으로 지원된 연구입니다.

초깃값에서 $\pm 5\%$ 의 변화 범위 내에서 2차원 역동역학을 수행하여 내력과 모멘트의 변화를 비교하였다. 그 결과 내력은 초깃값의 약 7%, 모멘트는 초깃값의 약 12% 정도의 변화를 보였다. 이는 인체분절파라미터의 변화는 내력과 모멘트 결과에 상당한 영향을 줄 수 있음을 의미한다.

많은 연구자들은 분절의 관성모멘트를 결정하기 위한 방법을 제안해왔다. 그 중 가장 보편적인 방법은 회귀식(regression equation)을 이용하는 것이다. 많은 회귀식 중에서 사체(cadaver)를 통해 직접 측정된 관성파라미터(질량이나 질량중심, 관성모멘트 등)를 이용하여 선형 회귀식을 도출한 Dempster[4]의 회귀식이 대표적이다. Dempster[4]가 제안한 회귀식은 일반적인 목적으로 사용하기엔 쉽고 유용하지만, 개개인의 특성을 반영하는 데 제한이 있다. 심지어 나이에 따라라도 관성파라미터는 달라진다는 보고가 있다[5]. 관성모멘트를 결정하는 방법으로 운동방정식을 이용한 모델이 소개되었다. Allum과 Young[1]은 완전히 힘을 뺀(relaxed) 상태로 하완에 사인곡선진동(sinusoidal oscillation)을 주는 동안 측정된 최고점간(peak to peak)의 힘과 가속도를 이용하여 하완의 관성모멘트를 결정할 수 있는 장비를 개발하였다. 이 방법으로 결정된 관성모멘트는 Dempster[4]가 제안한 회귀식을 통해 계산된 관성모멘트와 유사하였다. Peyton[2]은 Allum과 Young[1]의 방법보다 더 간단한 진동 장비를 이용하여 하완의 관성모멘트를 결정하였고, Dempster[4]가 제안한 결과와 일치하는 것을 보여주었다. Allum과 Young[1], Peyton[2]의 방법은 쉽게 개인 특성을 반영한 관성모멘트를 측정할 수 있음에도 불구하고 널리 적용되지 않았는데, 이는 아마 직접 개발한 장비를 통해 얻어진 결과이기 때문일 것이다.

상용 동력계(dynamometer)는 기계적 경첩관절(hinge joint)로 해석할 수 있는 인체 관절에서 발생하는 토크를 직접 측정이 가능하므로 다양한 분야에서 활용되어 왔다[6,7]. 특히, 근육 모델링 분야에서는 개인에게 맞는 근육 파라미터(예를 들어, 근육 길이나 근육 단면적 등)를 조절해줌으로써, 개인마다 다른 근육 특성을 반영한 개인 맞춤형 근골격 모델이 개발되고 있다[8,9]. 또한, 관절을 지나는 근육들이 관절모멘트에 기여하는 정도를 정량화하고, 운동 시 근육의 개별적 역할을 이해하는 연구들도 진행되고 있다[10,11]. 개인 맞춤형 근골격 모델의 적용 중 하나로 순동역학을 들 수 있는데, 개별 근육들로부터 발생된 관절모멘트(합모멘트)를 계산하고 결과적으로 분절의 궤적을 예측하는 것이다[12,13]. 실제로 거시적인 회전운동을 기술하는 지배방정식은 2차 미분방정식 형태의 운동방정식(equation of motion)이므로 관성모멘트는 합모멘트와 각가속도를 연결시켜준다. 즉, 순동역학 접근으로 인체운동을 분석할 때 각가속도는 합모멘트 뿐만 아니라 관성모멘트에도 의존하게 된다. 이는 동일한 합

모멘트가 주어진다 해도 관성모멘트에 의해 각가속도는 달라지고, 결과적으로 분절의 궤적이 달리 예측될 수 있다는 것을 의미한다. 따라서 정확한 순동역학 분석을 위해서는 개인 맞춤형 근골격 모델의 개발만큼 개인 특성을 반영한 관성모멘트를 찾아내는 것이 중요하다.

본 연구에서는 관절모멘트를 측정하는 데 널리 이용되는 상용 동력계를 이용하여 개인 특성을 반영한 관성모멘트를 결정하는 방법을 제안하고자 한다. 운동방정식을 적용하기 위한 간단한 모델을 소개하였고, 제안한 모델로부터 결정된 하완의 관성모멘트를 선형 연구 결과와 비교하여 제안한 모델을 평가하였다.

II. 연구 방법

1. 관성모멘트를 결정하기 위한 모델

대부분의 상용 동력계 제품에서는 하나의 상용 동력계 제품으로도 다양한 관절에서의 모멘트를 쉽게 측정할 수 있도록 만든 기구물을 부가장치(attachment)라고 한다. 측정하고자 하는 관절에 해당하는 부가장치를 동력계 축에 부착한 후, 피험자는 부착된 부가장치를 통해 관절모멘트를 동력계 축에 전달하게 되어 관절모멘트를 측정할 수 있게 된다. 일반적인 목적으로 상용 동력계를 이용하는 데 있어서 부가장치는 필수적이기 때문에, 원하는 관절을 구성하는 원위분절(distal segment)의 관성모멘트를 구하는 데 부가장치의 관성모멘트를 구하는 단계가 선행되어야 한다. 따라서 본 모델은 분절의 관성모멘트를 결정하기 위해 네 번의 단계가 필요하다.

1. 부가장치만 부착한 상태에서 준정적수동운동(quasi-static passive movement)
2. 부가장치만 부착한 상태에서 빠른 수동운동
3. 부가장치와 분절을 일체시킨 상태에서 준정적수동운동
4. 부가장치와 분절을 일체시킨 상태에서 빠른 수동운동

단계 1에서의 준정적수동운동(본 연구에서는 1°/s)은 각도에 따라 부가장치의 질량에 의해 발생하는 모멘트를 측정하기 위함이고, 단계 2에서의 빠른 수동운동(본 연구에서는 240°/s와 270°/s, 300°/s)은 부가장치의 각가속도를 일정하게 만들어주기 위한 목적이다. 비슷한 원리로 단계 3에서의 준정적수동운동은 각도에 따라 부가장치와 분절의 질량에 의해 발생하는 모멘트를, 단계 4에서의 빠른 수동운동은 부가장치와 분절의 각가속도를 일정하게 만들어주기 위한 목적이다. 만약 부가장치와 분절 모두 변하지 않는 질량중심에 일정한 질량이 위치하고 부가장치의 축과 관절 축이 일치한다고 가정한다면, 위 단계를 경첩관절로 모델링할 수 있다(그림 1).

단계 1과 2(A)에서 시스템의 운동방정식은 다음과 같다.

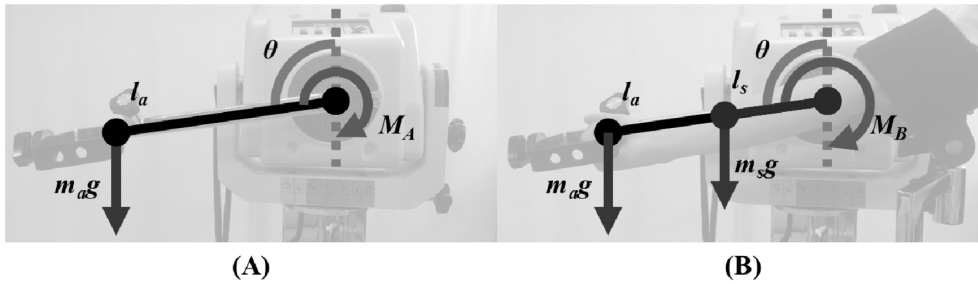


그림 1. 분절의 관성모멘트를 결정하기 위한 모델 (A) 동력계에 부가장치만 부착된 상황, (B) 동력계에 부가장치와 분절을 일체시킨 상황
 Fig. 1. A model to determine moments of segmental inertia of (A) the attachment only and (B) both the attachment and the segment

$$\sum M = I\alpha$$

$$M_A - m_a g l_a \sin\theta = I_a \alpha_A$$

m_a 는 부가장치의 질량, g 는 중력가속도, l_a 는 부가장치의 질량중심, θ 는 관절각도와 연관된 각도, M_A 는 단계 A에서 측정된 모멘트, I_a 는 부가장치의 관성모멘트, α_A 는 단계 A에서 측정된 각가속도이다. 같은 방법으로 단계 3과 4(B)에서 시스템의 운동방정식은 다음과 같다.

$$\sum M = I\alpha$$

$$M_B - (m_a g l_a \sin\theta + m_s g l_s \sin\theta) = (I_a + I_s) \alpha_B$$

m_s 는 분절의 질량, l_s 는 분절의 질량중심, M_B 는 단계 B에서 측정된 모멘트, I_s 는 분절의 관성모멘트, α_B 는 단계 B에서 측정된 각가속도이다. 만약 A와 B 단계에서 측정된 각가속도가 0이 아니라면, 각 단계에서의 관성모멘트는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$A: I_a = \frac{M_A - m_a g l_a \sin\theta}{\alpha_A}$$

$$B: (I_a + I_s) = \frac{M_B - (m_a g l_a \sin\theta + m_s g l_s \sin\theta)}{\alpha_B}$$

여기서, $m_a g l_a \sin\theta$ 항은 단계 1에서 얻어진 값이고 M_A 와 α_A 는 단계 2에서 측정된 값이므로, 부가장치의 관성모멘트(I_a)는 간단히 결정된다. 같은 방법으로 $m_a g l_a \sin\theta + m_s g l_s \sin\theta$ 항은 단계 3에서 얻어진 값이므로 부가장치와 분절의 관성모멘트 합($I_a + I_s$)을 알 수 있고, 최종적으로 분절의 관성모멘트를 쉽게 결정할 수 있다. 일반적으로 상용 동력계는 등속성운동에 초점을 두어 각가속도가 0인 운동을 측정하는 데 유리하다. 그러나 본 연구에서 사용한 상용 동력계(Biodex System 3 Pro, Biodex Medical Systems, US)는 수동운동의 각속도를 최대 300°/s까지 허용하여 빠른 각속도로 설정하는 경우, 그 각속도에 도달하기 위한 거의 일정한 가속 구간이 발생한다(그림 2). 반복 실험을 통하여 각속도가 240°/s 이상일 때 일정한 가속 구간이 발생하는 것을 확인하였고, 그 각속도를 실험에 적용하였다.

2. 평가 방법

본 연구에서는 비교적 쉽고 선행연구와 비교하기에 적합한 하완의 관성모멘트를 결정하고 평가하기 위해 건강한 남성 한 명(나이: 28세, 질량: 80.8 kg, 키: 1.67 m)이 참여하였다. 실험 전에 실험 방법이 기술되어 있는 실험 동의서를 피험자에게 설명하였고, 피험자에게 사전 동의를 받은 후 실험

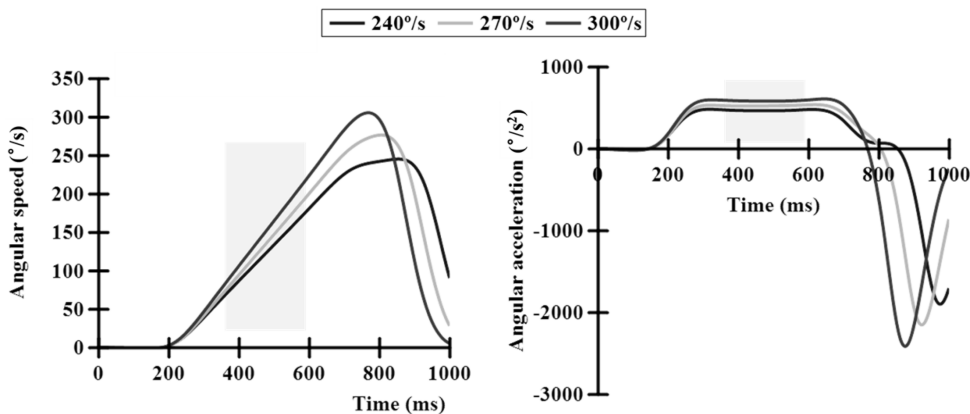


그림 2. 각속도와 각가속도, 음영 상자는 상대적으로 등각가속도 구간을 의미함
 Fig. 2. Angular speeds and accelerations, Grey-shaded box indicates relatively uniform angular acceleration period

힘을 진행하였다. Biodex 의자에 앉은 자세에서 팔꿈치 관절은 완전히 편 상태(0°)에서 120° 굽힌 상태를 관절가동범위(range of motion)로 설정한 후, 위에서 설명한 네 단계를 수행하였다. 각속도는 240°/s와 270°/s, 300°/s를 선정하였는데, 이는 본 연구에서 제안한 모델이 다른 각속도로 설정했을 때 달리 나오는 각가속도에 상관없이 일정한 관성모멘트 값을 구할 수 있을지 확인하기 위함이었다. 게다가 본 연구에서 제안한 방법의 재현성(reproducibility)을 평가하기 위해 측정된 다음날(D1) 같은 방법으로 실험을 한 번 더 반복하였다. 실험을 하는 동안 모멘트와 각도를 1000 Hz로 획득하였고, 근육의 능동점탄성효과(active viscoelastic effect)를 피하기 위해 피험자에게 최대한 팔에 힘을 뺀 상태로 유지하라고 요구하였다[1].

3. 통계 분석

세 개의 서로 다른 각속도로부터 획득한 관성모멘트 값의 차이가 있는지를 평가하기 위해 일원분산분석(one-way ANOVA)을 수행하였다. 또한, 서로 다른 날 측정된 값의 차이가 있는지를 평가하기 위해 반복측정분산분석(repeated measure ANOVA)을 수행하였다. 모든 통계 분석은 IBM SPSS Statistics (Version 20, IBM, US) 내에서 이루어졌고, 유의수준은 0.05로 설정하였다.

III. 결 과

그림 3a는 부가장치만 부착한 상태에서 240°/s의 빠른 수동운동 시 측정된 각도와 각속도, 각가속도(α_A) 신호를 보여주고, 그림 3b는 부가장치만 부착한 상태에서 준정적수동운동 시 측정된 모멘트(Gravity effect, $m_a g l_a \sin \theta$)와 240°/s의 빠른 수동운동 시 측정된 모멘트(Measured, M_A), 순

수 하완의 관성에 의한 모멘트(Acceleration effect, $M_A - m_a g l_a \sin \theta$)를 보여준다. 결과적으로 순수 하완의 관성에 의한 모멘트를 각가속도로 나누어 부가장치의 관성모멘트(I_a)를 결정하였다. 세 개의 서로 다른 각속도로부터 획득한 I_a 는 240°/s일 때 $0.209 \pm 0.009 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, 그리고 270°/s일 때 $0.205 \pm 0.008 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, 300°/s일 때 $0.205 \pm 0.003 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ 로(표 1), 서로 간의 통계적으로 유의한 차이는 없었다($[F = 0.606; df = 2; p = 0.561]$). D1에서도 각속도에 따른 차이를 볼 수 없었다($[F = 0.878; df = 2; p = 0.441]$). 반복측정분산분석 결과도 속도($[F = 0.941; df = 2; p = 0.411]$)와 일($[F = 0.004; df = 1; p = 0.950]$), 속도*일($[F = 0.441; df = 2; p = 0.651]$)에서 유의한 차이가 없음을 보여주었다.

단계 3과 4에서도 그림 3과 같은 방법으로 부가장치와 하완의 관성모멘트 합($I_a + I_s$)을 결정할 수 있었다. 세 개의 서로 다른 각속도로부터 획득한 $I_a + I_s$ 는 240°/s일 때 $0.424 \pm 0.019 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, 그리고 270°/s일 때 $0.425 \pm 0.015 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, 300°/s일 때 $0.418 \pm 0.004 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ 으로(표 2), 서로 간의 통계적으로 유의한 차이는 없었다($[F = 0.314; df = 2; p = 0.737]$). D1에서도 각속도에 따른 차이를 볼 수 없었다($[F = 0.239; df = 2; p = 0.791]$). 반복측정분산분석 결과에서도 속도($[F = 0.217; df = 2; p = 0.808]$)와 일($[F = 0.001; df = 1; p = 0.982]$), 속도*일($[F = 0.325; df = 2; p = 0.727]$)에

표 1. 측정된 부가장치의 관성모멘트

Table 1. Measured moments of inertia of the attachment

Day	Angular speed (°/s)		
	240	270	300
0	0.209 ± 0.009	0.204 ± 0.008	0.205 ± 0.003
1	0.207 ± 0.004	0.204 ± 0.008	0.208 ± 0.003

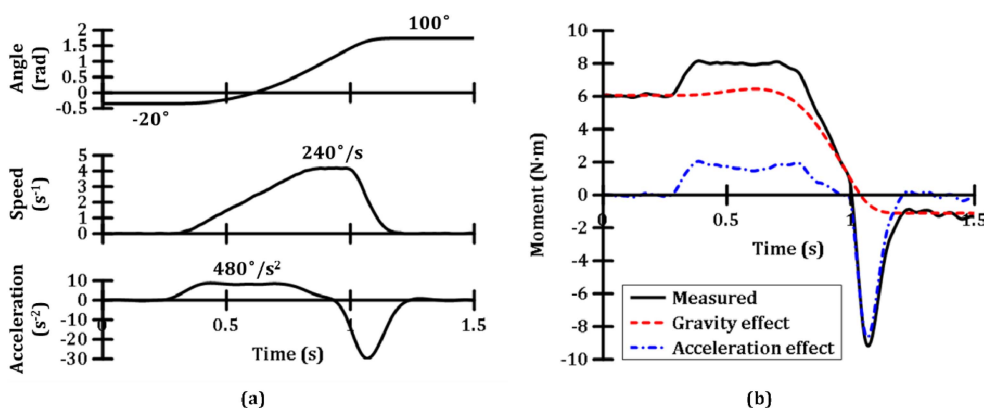


그림 3. 부가장치만 부착했을 때 (a) 240°/s의 빠른 수동운동 시 측정된 각도와 각속도, 각가속도, (b) 준정적수동운동 시 측정된 모멘트(Gravity effect)와 240°/s의 빠른 수동운동 시 측정된 모멘트(Measured), 순수 부가장치의 관성에 의한 모멘트(Acceleration effect)
 Fig. 3. With attachment only, (a) angle, speed, and acceleration measured during fast passive movement of 240°/s, and (b) moments measured during quasi-static passive movement (Gravity effect) and fast passive movement of 240°/s (Measured), and moment by inertia of the attachment itself (Acceleration effect)

표 2. 측정된 부가장치의 관성모멘트와 하완의 관성모멘트 합
Table 2. Sum of measured moments of inertia of the attachment and the forearm

Angular speed (°/s)	240	270	300
Day 0	0.424 ± 0.019	0.425 ± 0.015	0.418 ± 0.004
Day 1	0.425 ± 0.016	0.420 ± 0.009	0.422 ± 0.008

서 유의한 차이가 없음을 보여주었다.

모든 $I_a + I_s$ 의 평균값과 모든 I_a 의 평균값의 차를 하완의 관성모멘트로 계산하였고, 그 값은 0.216 kg·m²이었다. 표 3은 선행 연구 결과를 본 피험자의 정보를 이용하여 구한 하완의 관성모멘트 값을 보여준다. 본 연구에서 제안한 방법으로 얻은 하완의 관성모멘트는 대체적으로 선행 연구 결과보다 큰 경향이 있었다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 인체측정자료를 구축하는 것이 아닌 개인 특성을 반영한 관성모멘트를 결정하는 것이 목적이었으므로, 그 방법에 대해 소개하고 한 명의 건강한 남성 피험자를 대상으로 적용하고 평가하였다. 제안한 방법을 평가하기 위해 두 가지 관점에서 접근하였다. 첫 번째, 강체의 관성모멘트는 상수이므로 각속도에 관계없이 일정한 관성모멘트를 구할 수 있는지를 평가하기 위해 세 가지의 서로 다른 각속도(즉, 240°/s와 270°/s, 300°/s)를 선정하였다. 두 번째, 최소한 측정 일시에 관계없이 재현성이 있는지를 평가하기 위해 일간변동성(inter-day volatility)을 분석하였다. 본 연구 결과에 의하면 각속도와 일에 따른 유의한 차이가 없었고(표 1과 표 2), 이를 통해 본 연구에서 제안한 방법이 개인의 분절의 관성모멘트를 결정하는 데 유용할 것으로 기대한다. 또한, 본 연구에서 제안한 방법은 회귀방정식 기반의 선행 연구에서 충족할 수 없었던 개인의 분절관성모멘트를 간단하게 측정할 수 있다는 장점이 있다. 물론 Dempster[4]도 직

접 분절관성모멘트를 측정하였으나, 사체 실험을 하였기 때문에 생체에는 적용이 불가능한 방법이다. 또한, Allum과 Young[1], Peyton[2]의 방법으로도 개인의 분절관성모멘트를 쉽게 측정할 수 있음에도 불구하고 널리 적용되지 않았는데, 이는 아마 직접 개발한 장비를 통해 얻어진 결과이기 때문일 것이다. 일반적으로 상용 동력계는 고가의 장비이기는 하나, 그만큼 신뢰성을 확보한 장비이고 개인 맞춤형 근 골격 모델을 개발하는 연구자들이 널리 사용하는 장비이기 때문에 본 연구에서 제안한 방법의 활용도가 높을 것으로 기대한다.

본 연구에서 제안한 방법으로 구한 하완의 관성모멘트는 선행 연구 결과와 차이가 있었다(표 3). 그러나 선행연구 결과끼리도 차이가 있음을 확인하였다. 이는 아마 각 연구에서 대상으로 한 표본차(sample difference)에 의한 것으로 보인다. 예를 들어, Dempster[4]는 7구의 사체를 통해 분절 관성모멘트를 결정하였는데 7구 사체의 평균 질량과 키는 각각 59.6 ± 8.3 kg과 1.69 ± 0.11 m였다. De Leva[14]는 다양한 문헌을 조합하여 평균 73.0 kg과 1.741 m의 남성에게 대한 파라미터로 조정하였다. Muri 등[5]은 20세부터 79세까지의 다양한 연령대별 관성파라미터를 분석했는데, 그 중 20대에 해당하는 그룹은 평균 83.3 ± 10.52 kg과 1.80 ± 0.07 m의 남성이었다. Ma 등[15,16]은 한국인 인체치수조사(Size Korea) 자료로부터 18세와 59세 사이의 40명의 남성 성인의 체형을 분석하였는데, 이 자료의 평균 몸무게는 70.0 ± 8.7 kg이고 평균 키는 1.71 ± 0.058 m이다. 관성모멘트 값의 차이가 표본차이에 의한 것인지 확인하기 위해 참고문헌에서 대상으로 한 표본의 체질량지수(body mass index, BMI)와 관성모멘트 값의 상관관계를 분석하였다(그림 4). 그 결과로, BMI와 관성모멘트 값 사이에 좋은 선형 관계가 있음을 확인하였다. 본 연구에 참여한 피험자의 키가 Dempster[4]나 De Leva[14], Ma 등[15,16]의 연구 피험자의 키와 비슷한 데도 불구하고, 본 연구에서 제안한 방법으로 구한 하완의 관성모멘트가 세 연구자의 결과보다 더 큰 것을 볼 수 있다. 관성모멘트는 질량과 회전축으로부터

표 3. 하완의 관성모멘트 비교
Table 3. Comparison of moments of inertia of the forearm

Reference	Body mass (kg)	Height (m)	Forearm mass (kg)	Radius of gyration (m)	Moment of inertia (kg·m ²)	Body mass index (kg/m ²)
Current study	80.8	1.67	-	-	0.216	28.972
Ma et al.[15]	70.0 ± 8.7*	1.71 ± 0.058*	1.609	0.305	0.150	23.939
Muri et al.[5]	83.3 ± 10.52*	1.80 ± 0.07*	1.644	0.431	0.306	25.710
De Leva[14]	73.0*	1.741*	1.802	0.292	0.153	24.084
Dempster[4]	59.6 ± 8.3	1.69 ± 0.11	1.778	0.265	0.124	20.868

*Significant figures of mass and height are intact as reported in each reference.

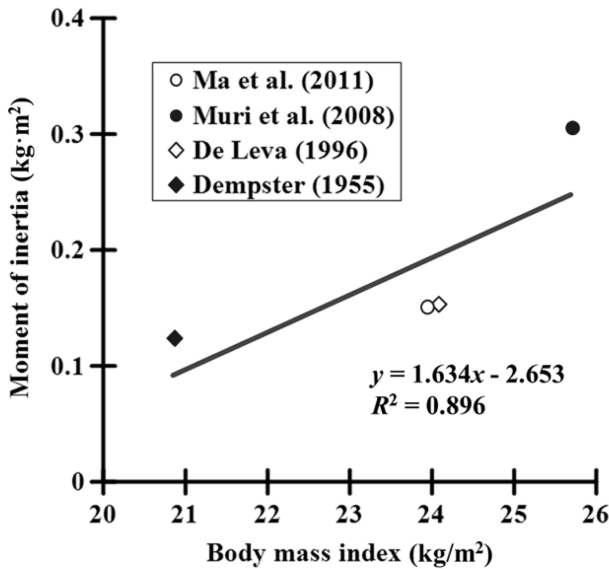


그림 4. 체질량지수와 관성모멘트 값의 관계

Fig. 4. Relationship between body mass indices and moments of inertia obtained from the previous models

그 질량의 위치(회전반경)에 의해 결정된다. 인체측정학에 근거하면 키가 비슷하다는 것은 회전반경도 비슷하다는 것을 의미하므로, 결국 본 연구에서의 높은 관성모멘트는 질량 증가에 의한 것이라고 유추할 수 있다. 이는 본 연구에 참여한 피험자가 키에 비해 체중이 높은 즉, BMI가 상대적으로 높은 것과 일치한다. 반대로, 본 연구에 참여한 피험자의 BMI가 Muri 등[5]의 연구 피험자의 BMI보다 더 크어도 불구하고, 관성모멘트 값은 더 작았다. 본 연구에 참여한 피험자의 키는 1.67 m였고, Muri 등[5]의 연구 피험자는 평균 1.80 m이었다. 하완의 길이는 1.67 m인 사람보다 1.80 m인 사람이 더 길 것이라는 합리적인 가정이 성립한다면, 하완의 질량이 비슷하다고 해도 하완의 길이가 긴 Muri 등[5]의 연구 결과를 이용한 관성모멘트 값이 더 큰 것을 이해할 수 있다.

본 연구 방법을 적용할 때 고려해야 할 사항은 첫 번째, 강체의 관성모멘트를 측정하는 방법을 생체에 적용하여 직접적인 비교를 하지 못했다. 이는 현실적으로 불가능하다는 것을 감안하여 Dempster[4]에 의해 진행된 사체연구 결과를 이용하여 간접적으로 비교하였으나, Dempster[4] 연구 결과와 본 연구 결과는 차이가 있었다. 또한, 최신 영상재건 기술(image reconstruction)과 평균 밀도를 도입하여 인체 분절파라미터를 연구한 Ma 등[15,16]의 연구 결과와도 차이가 있었다. 이는 앞서 논한 바와 같이 표본차에 의한 것으로, BMI에 근거하여 선행 연구 결과와 본 연구 결과의 불일치를 합리적으로 설명할 수 있었다. 게다가 본 연구 방법으로 결정된 관성모멘트는 각속도와 측정일시에 관계없이 일정하였다. 이를 통해 직접적인 방법을 도입하여 본 방법

을 평가하지는 못했으나, 두 가지 합리적인 접근과 선행 연구 결과와의 논리적인 비교를 통해서 본 연구 방법이 유의할 수 있음을 보였다. 이는 추후 본 연구에서 제안한 방법으로 찾은 관성모멘트를 이용하여 분절의 궤적을 추정하는 순동역학 시뮬레이션에 적용하는 절차가 필요할 것으로 보인다. 두 번째, 근육의 능동점탄성효과에 대한 영향을 객관적으로 배제하지 않았다. 관절강성도(joint stiffness)는 복잡하면서도 조화로운 근육 작용에 의해 조절(regulation)이 가능하기 때문에[17], 근육의 활성 상태에 따라 관성모멘트에 영향을 미칠 수 있다. 실험을 하는 동안 피험자에게 최대한 팔에 힘을 뺀 상태로 유지하라고 요구하였으나, 무의식적으로 긴장했을 가능성을 배제할 순 없었다. 본 연구에서 진행한 모든 경우의 실험에 대해서 유의한 차이 없이 일정한 관성모멘트를 찾은 것으로 보아 피험자가 저자들의 요구를 잘 이행한 것으로 보인다. 그러나 명백히 근육의 능동점탄성효과를 배제하기 위해서는 근전도(electromyograph)나 근음도(mechanomyograph)를 이용하여 근육의 활동 정보를 동시에 획득할 필요가 있을 것으로 사료된다. 마지막으로, 본 연구에서는 제안한 방법을 하완에만 적용하여 가능성을 보였다. 만약 하퇴의 관성모멘트를 구하고자 한다면, 상완 동력계의 부가장치만 무릎관절용으로 교체하고 본 연구에서 제안한 방법을 그대로 적용하면 될 것으로 보인다. 물론 본 연구에서 제안한 방법은 근위분절(proximal segment)의 관성모멘트를 결정하기에는 쉽지 않은데, 그렇다고 할지라도 대부분의 순동역학 시뮬레이션은 팔꿈치[12,13]나 무릎[10,11,18,19] 관절을 대상으로 진행되고 있다. 따라서 본 연구에서 제안한 방법은 개인의 분절 관성모멘트를 구하는 것뿐만 아니라 인체 순동역학 연구의 정확도와 신뢰도를 향상시키는 데 기여할 수 있을 것으로 기대한다.

Reference

- [1] J.H. Allum and L.R. Young, "The relaxed oscillation technique for the determination of the moment of inertia of limb segments," *Journal of Biomechanics*, vol. 9, pp. 21-25, 1976.
- [2] A.J. Peyton, "Determination of the moment of inertia of limb segments by a simple method," *Journal of Biomechanics*, vol. 19, pp. 405-410, 1986.
- [3] J.G. Andrews and S.P. Mish, "Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 651-654, 1996.
- [4] W.T. Dempster, "Space requirements of the seated operator," Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.
- [5] J. Muri, S.L. Winter and J.H. Challis, "Changes in segmental inertial properties with age," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 1809-1812, 2008.
- [6] E. Kellis and V. Baltzopoulos, "The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors," *European Journal of Applied*

- Physiology, vol. 76, pp. 253-259, 1997.
- [7] H. Negahban, A. Moradi-Bousari, S. Naghibi, J. Sarrafzadeh, M.-J. Shaterzadeh-Yazdi, S. Goharpey, M. Etemadi, M. Mazaheri, and A. Feizi, "The eccentric torque production capacity of the ankle, knee, and hip muscle groups in patients with unilateral chronic ankle instability," *Asian Journal of Sports Medicine*, vol. 4, pp. 144-152, 2013.
- [8] D.G. Lloyd and T.F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments *in vivo*," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 765-776, 2003.
- [9] J. Son, S. Hwang, J. Lee, and Y.H. Kim, "Development and evaluation of estimation model of ankle joint moment from optimization of muscle parameters," *Journal of Biomedical Engineering Research*, vol. 31, pp. 310-315, 2010.
- [10] C.L. Lim, N.B. Jones, S.K. Spurgeon, and J.J.A. Scott, "Modelling of knee joint muscles during the swing phase of gait-a forward dynamics approach using MATLAB/Simulink," vol. 11, pp. 91-107, 2003.
- [11] R.S. Barrett, T.F. Besier, and D.G. Lloyd, "Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 15, pp. 1146-1155, 2007.
- [12] T.K.K. Koo and A.F.T. Mak, "Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, pp. 12-26, 2005.
- [13] L. Li, K.Y. Tong, X.L. Hua, L.K. Hung and T.K.K. Koo, "Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific emg-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pp. 101-109, 2009.
- [14] P. de Leva, "Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1223-1230, 1996.
- [15] Y. Ma, K. Lee, L. Li and J. Kwon, "Nonlinear regression equations for segmental mass-inertial characteristics of korean adults estimated using three-dimensional range scan data," *Applied Ergonomics*, vol. 42, pp. 297-308, 2011.
- [16] Y. Ma, J. Kwon, Z. Mao, K. Lee, L. Li and H. Chung, "Segment inertial parameters of korean adults estimated from three-dimensional body laser scan data," *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 41, pp. 19-29, 2011.
- [17] T. Richard Nichols, "The contributions of muscles and reflexes to the regulation of joint and limb mechanics," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 403S, pp. S43-S50, 2002.
- [18] D.G. Thelen, E.S. Chumanov, T.M. Best, S.C. Swanson and B.C. Heiderscheit, "Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 37, pp. 1931-1938, 2005.
- [19] D.G. Thelen, E.S. Chumanov, M.A. Sherry and B.C. Heiderscheit, "Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains," *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 34, pp. 135-141, 2006.