

# 수동 휠체어 추진 중 상지 역동역학 모델

## An Inverse Dynamic Model of Upper Limbs during Manual Wheelchair Propulsion

송성재\*  
S. J. Song

### 요 약

수동 휠체어의 추진은 추진 동작의 낮은 효율로 인하여 사용자의 상지 관절에 고통과 부상까지 유발할 수 있다. 이에 따라 수동 휠체어 추진 중에 발생하는 상지 관절의 운동역학적 해석이 필요하다. 본 연구에서는 수동 휠체어 추진 중 상지 관절에 작용하는 토크를 구할 수 있는 2차원 역동역학 모델을 개발하였다. 개발한 모델은 시상면에서 상완, 하완, 손에 해당하는 3개의 체절로 상지를 구성하였고 몸통으로부터 3개의 체절을 회전조인트로 연결한 개방연쇄구조를 갖는다. 역동역학 해는 뉴턴-오일러 방법으로 구하였고 요구되는 입력자료는 실험을 통하여 획득하였다. 수동 휠체어 추진에 필요한 상지 거동의 운동학적 자료는 3차원 동작분석 시스템에서 추출하였고 역동역학 모델의 외력에 해당하는 운동역학적 자료는 브레이크식 다이내모미터에서 추출하였다. 역동역학 모델을 이용한 해석을 통하여 수동 휠체어 추진에 따른 상지 관절의 회전각과 관절 토크를 구하였다. 개발된 모델은 상지 관절에 관한 생체역학적 해석 도구이며 적은 노력으로 3차원 역동역학 모델로 확장하는 토대가 된다.

### ABSTRACT

Manual wheelchair propulsion can lead to pain and injuries of users due to mechanical inefficiency of wheelchair propulsion motion. The kinetic analysis of the upper limbs during manual wheelchair propulsion needs to be studied. A two dimensional inverse dynamic model of upper limbs was developed to compute the joint torque during manual wheelchair propulsion. The model was composed of three segments corresponding to upper arm, lower arm and hand. These segments connected in series by revolute joints constitute open chain mechanism in sagittal plane. The inverse dynamic method is based on Newton-Euler formalism. The model was applied to data collected in experiments. Kinematic data of upper limbs during wheelchair propulsion were obtained from three dimensional trajectories of markers collected by a motion capture system. Kinetic data as external forces applied on the hand were obtained from a dynamometer. The joint rotation angles and joint torques were computed using the inverse dynamic model. The developed model is for upper limbs biomechanics and can easily be extended to three dimensional dynamic model.

**Keyword** : Inverse Dynamic Model, Wheelchair Propulsion, Motion Analysis System, Dynamometer

접 수 일 : 2013.05.08

심사완료일 : 2013.06.17

게재확정일 : 2013.06.19

\* 송성재 : 강릉원주대학교 기계의용공학과 교수

sjsong@gwnu.ac.kr

※ 이 논문은 2010년도 강릉원주대학교 학술연구조성비지원에 의하여 수행되었음.

## 1. 서론

수동 휠체어 추진은 반복적이며 사용자의 근골격계에 매우 부담스러운 작업이다. 그 원인 중에 하나는 수동 휠체어 추진의 기계적 효율이 최대 약 10% 정도라는 것이다[1, 2]. 따라서 상지 관절에 큰 부하가 반복적으로 작용하여 결국 상지 관절의 부상을

초래할 수 있다. 수동 휠체어를 장기간 사용한 사람들의 약 68% 정도가 상지 관절의 고통을 호소하고 있으며 장기간 사용자의 최대 52% 정도가 건관절의 고통을 호소할 정도로 건관절이 대부분을 차지하고 있다[3]. 또한 주관절 통증은 약 16% 정도이고 수근관절의 경우는 12% 정도이고 손의 경우도 11% 정도를 보이고 있다[4].

이러한 상지 관절의 고통은 수동 휠체어 추진에 따르는 상지 관절의 과부하에서 그 원인을 추정할 수 있다. 이에 따라 수동 휠체어의 설계자들과 연구자들은 기계적 효율을 높이기 위하여 많은 노력을 기울였고 가벼운 휠체어가 추진에 필요한 에너지 소모가 적을 것이란 예상에서 휠체어 재질을 경합금이나 탄소섬유 등으로 대체하여 총중량을 크게 낮춘 모델이 개발되었다[5, 6]. 그리고 휠체어 사용자가 추진할 때 휠체어에 나타나는 힘이나 토크를 측정하기 위한 장치들이 개발되었다. 수동 휠체어 추진에 따라 상지 관절이 발휘하는 힘이나 토크의 크기를 아는 것은 매우 기본적인 사항이지만 실제 동작 중에 직접 측정하기 곤란하므로 휠체어에 발생하는 힘이나 토크를 측정하여 일반적으로 역동역학 기법을 사용하게 된다. 역동역학 기법은 주어진 동작에 관한 운동학적 자료와 추진 중인 휠체어에 나타난 힘이나 토크의 운동역학적 자료를 기초로 각 상지 관절에 발생하는 힘이나 토크를 계산할 수 있다. 수동 휠체어 추진에 따른 상지 관절의 동역학적 해석은 많은 연구 결과가 있었다. 상지 관절에 작용하는 힘과 모멘트를 2차원 또는 3차원으로 해석한 연구[4, 7~11]가 있고 건관절에 대한 연구[12] 그리고 수근관절에 대한 연구[13] 등이 있었다. 이들 연구[7~11, 13]는 휠체어 추진 중 발생하는 힘과 토크를 측정할 수 있는 장치를 휠체어 바퀴에 장착하고 평지에서 휠체어 실험을 수행한 후 상지 관절의 역동역학 해석을 수행하였다. 건관절에 대한 연구[12]에서는 다이나모미터를 이용하여 운동역학적 자료를 획득하고 편마비 환자를 대상으로 건관절에 발생하는 힘과 토크를 구하였다.

본 연구에서는 새롭게 제작된 브레이크식 다이나모미터를 이용하여 수동 휠체어 추진 중 발생 토크를 운동역학적 자료로 획득하였고 운동역학적 자료와 동기화된 상지 체질의 위치 정보를 3차원 동작분석 시스템을 이용하여 운동학적 자료로 획득하였다. 이러한 두 종류의 입력자료를 개발된 역동역학 모델에 적용하여 수동 휠체어 추진 중 각 상지 관절에 발생하는 관절 토크를 계산하였다. 브레이크식 다이나모미터는 서로 독립적인 두 개의 롤러로 구

성되어 있으며 휠체어의 추진 바퀴가 다이나모미터의 롤러와 각각 접촉하게 되어 발생 토크를 측정한다. 브레이크식 다이나모미터는 전압을 인가하여 다양한 저항력을 발생시킬 수 있으므로 휠체어가 경사로를 추진하는 효과를 다이나모미터 위에서 모사할 수 있는 특징을 가지며 본 연구에서는 이를 활용하여 저항력을 변화시킨 두 가지 경우에 대하여 실험과 해석을 수행하고 그 결과를 비교 검토하였다.

## 2. 실험

### 2.1 피실험자

본 실험에 참여한 피실험자는 신경학적 또는 근골격계 병력이 없고 휠체어 탑승 경험이 없는 남성(나이: 26세, 신장: 168cm, 체중: 63kg)으로 선정하였다. 실험 전에 피실험자에게 실험 방법에 대하여 충분히 설명하였고 피실험자가 휠체어 추진 연습을 실시한 후 측정하였다. 피실험자가 휠체어 추진 경험이 부족하므로 비교적 균질한 자료를 획득하기 위하여 1분당 40회로 설정한 매트로놈을 따라서 25~30초 동안 휠체어를 추진하도록 하였다.

### 2.2 운동학적 자료 획득

수동 휠체어 추진 중 상지 각 체질의 변위를 측정하기 위하여 피실험자의 해부학적 위치에 총 18개의 반사마커를 부착[14]하고 휠체어 바퀴의 회전 각, 회전 속도 등을 획득하기 위하여 좌우 바퀴의 중심축에 1개씩, 바퀴살에 1개씩 총 4개의 반사마커를 부착하여 6대의 적외선 카메라(100Hz)를 사용하는 3차원 동작분석 시스템(VICON MX System, Vicon Motion Systems Limited, UK)을 이용하였다. 그림 1.은 반사마커의 부착하고 휠체어에 승차한 모습이다.



그림 1. 3차원 동작분석 시스템을 위한 마커 부착

### 2.3 운동역학적 자료 획득

운동학적 자료와 동기화된 운동역학적 자료로서 토크 측정은 제작된 브레이크식 다이내모미터를 이용하였다[15]. 다이내모미터는 롤러, 토크 센서, 파우더 브레이크(powder brake) 등으로 구성되어 있으며 파우더 브레이크에 전압을 가하여 여러 가지 저항력을 생성할 수 있다. 본 실험에서는 파우더 브레이크 전압을 3V와 6V의 두 가지 조건으로 저항력을 주었는데 다이내모미터를 40rpm 으로 회전시킬 때 파우더 브레이크에 인가된 전압 3V와 전압 6V에 의한 토크 센서 출력은 표 1.과 같다. 두 값의 비율은 약 2.79배이다. 제작된 브레이크식 다이내모미터는 한국산업기술시험원에서 시험성적서를 받았다.

표 1. 브레이크의 작용에 따른 토크 출력 평균

40rpm에서 토크센서 출력 평균(Nm)	
브레이크 3V	1.847
브레이크 6V	5.157

본 실험에서는 피실험자의 손바닥에 FSR(Force Sensing Resistor) 센서를 부착하여 휠체어의 핸드립을 잡고 추진하는 구간을 파악하였다. FSR 센서는 두 개의 필름이 간극을 가지고 나란히 배열되어 있고, 두 필름 내측에는 전도성 물질이 코팅되어 있다. 각 필름의 전도성 물질은 3V 전압의 (+)극과 (-)극이 각각 연결되어 있어서 압력에 의해 필름이 눌리게 되면 두 필름이 접촉을 하여 통전이 발생된다. 3차원 동작분석 시스템의 아날로그 장치를 통해 입력된 전압은 마커 데이터 및 토크데이터 등과 함께 동기화되어 기록된다.

브레이크 3V와 브레이크 6V의 두 가지 경우에 대한 다이내모미터의 토크 센서의 검출 결과와 FSR 센서의 검출 결과를 그림 2.와 그림 3.에 각각 도시하였다. 브레이크 3V인 그림 2.에서 약 25초 동안 16회의 추진이 있었고 평균 1회 접촉시간은 약 0.34초이다. 브레이크 6V인 그림 3.에서 약 28초 동안 18회의 추진이 있었고 평균 1회 접촉시간은 약 0.60초이다.

### 3. 역동역학 모델

#### 3.1 모델링

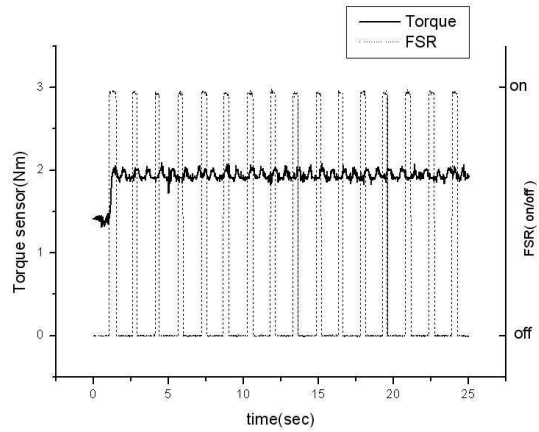


그림 2. 브레이크 3V 일 때 토크와 FSR 신호

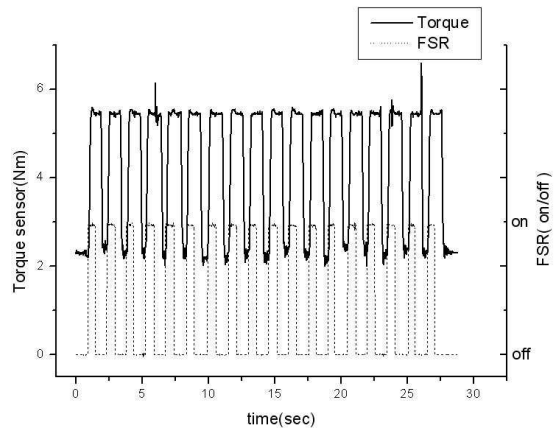


그림 3. 브레이크 6V 일 때 토크와 FSR 신호

브레이크식 다이내모미터를 이용하여 획득하는 자료는 휠체어 바퀴에 관한 토크이므로 시상면(sagittal plane)에서 2차원 모델을 구성하였다. 상지에 관한 운동학적 모델은 그림 4.에 보인 바와 같이 우측 팔의 상완, 하완, 손의 3개의 체절로 구성하였다. 본 연구에서의 절대좌표계(XYZ)는 휠체어의 전진 방향을 +X축, 위쪽 방향을 +Y축 그리고 정중면에서 오른쪽 방향을 +Z축으로 선정하였다. 체절 좌표계 $\{x_0y_0z_0\}$ 는 건관절 중심에 위치하며 방향은 절대좌표계 방향과 같다. 체절 좌표계 $\{x_1y_1z_1\}$ 는 상완의 운동을 기술하며 건관절 중심에 위치하고  $x_1$ 의 방향은 주관절 중심을 향한다. 체절 좌표계 $\{x_2y_2z_2\}$ 는 하완의 운동을 기술하며 주관절 중심에 위치하고  $x_2$ 의 방향은 수근관절 중심을 향한다. 체절 좌표계 $\{x_3y_3z_3\}$ 는 손의 운동을 기술하며 수근관절 중심에 위치하고  $x_3$ 의 방향은 휠체어 바퀴의 중심을 향한다. 구성된 운동학적 모델은 역동역학 해를 구하기 위한 개방연쇄 구조를 갖게 된다.

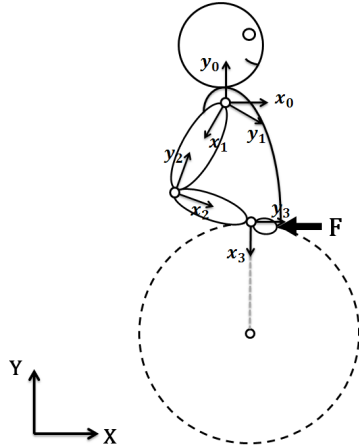


그림 4. 상지의 체절 좌표계

### 3.2 기구학 해석

역동역학 해를 구하기 위하여 중요한 운동학적 자료 중에서 관절의 변위는 3차원 동작분석 시스템에서 얻었다. 3차원 동작분석 시스템에서는 피실험자에게 부착한 반사마커의 위치를 이용하여 매 샘플링 시각에서 각 체절에 고정된 체절 좌표계의 위치와 방향을 절대좌표계에 대하여 제공한다. 이 자료를 이용하면 두 체절좌표계 사이의 회전각을 다음과 같이 구할 수 있다.

그림 5.에서 두 인접한 체절 사이의 회전행렬을 구하는 과정을 보였다. 좌표계{I}에 대한 좌표계{J}로의 회전행렬(3×3)을  ${}^I J R$ 로 표현하기로 한다. 동작분석 시스템에서 얻을 수 있는 두 체절의 절대좌표계에 대한 회전행렬은  ${}^G I R$ 와  ${}^G J R$ 이다. 절대좌표계에 대한 회전행렬과 회전행렬은 직교정규(orthonormal)행렬이라는 사실로부터 두 체절 좌표계 사이의 회전행렬은 다음과 같다.

$${}^I J R = {}^G I R \times {}^G J R \quad (1)$$

여기서  $( )^{-1}$ 은 역행렬,  $( )^T$ 는 전치행렬을 의미한다.

식(1)에서 구한 회전행렬은 다음과 같이 나타낼 수 있다

$${}^I J R = Rot(z, \theta) = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

식(2)에서 각 체절 사이의 회전각은 다음과 같이 구한다.

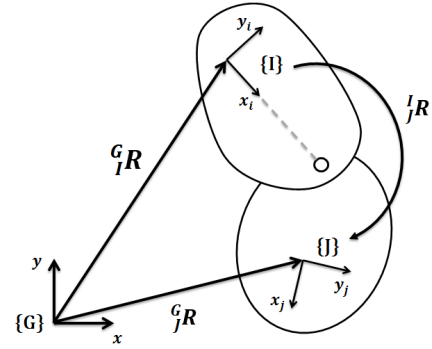


그림 5. 인접한 체절 사이의 회전행렬

$$\theta = \text{atan}\left(\frac{r_{21}}{r_{11}}\right) \quad (3)$$

각 체절 사이의 회전각으로부터 유한 차분법을 이용하여 각속도와 각가속도를 구할 수 있다[16].

$$\dot{\theta}_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad [\text{rad/s}] \quad (4)$$

$$\ddot{\theta}_i = \frac{\dot{\theta}_{i+1} - \dot{\theta}_{i-1}}{2\Delta t} \quad [\text{rad/s}^2] \quad (5)$$

### 3.3 역동역학 해석

절대좌표계에서 손까지 개방 연쇄로 구성된 모델에 부과되는 외력으로는 그림 4.에서 힘 F로 보인 바와 같이 측정된 토크를 핸드립의 반지름으로 나누어 힘 요소로 변환한 후에 손과 핸드립 접촉부분에 해당하는 손의 한 지점에 핸드립의 접선방향 즉 손의 체절 좌표계의  $(-y_3)$ 방향으로 힘 요소를 가하였고 이로부터 각 관절의 토크를 계산하였다. 개방 연쇄 모델에 대한 역동역학 해는 로봇공학 분야에서 이미 많은 연구가 있었다. 본 연구에서는 가장 효율적인 방법 중의 하나로 알려진 재귀적 뉴턴-오일러(recursive Newton-Euler) 방법을 사용하였다 [17]. 그리고 필요한 체절의 물성치는 Winter[16]을 이용하였다.

### 4. 결과 및 고찰

여기서는 그림 2.와 그림 3.에 도시한 실험 결과 중에서 손과 휠체어 핸드립이 접촉한 추진 구간에 대하여 역동역학 모델을 이용하여 상지 각 관절의 토크를 구하였다. 그림 2.에서 보인 다이내모미터의 브레이크 전압 3V가 인가되었을 경우에는 총 16회의 추진 중에서 4회부터 8회까지 5회의 연속적인 추진 구간에 대하여 역동역학 해를 구하였다. 그림 3.에서 보인 다이내모미터의 브레이크 전압 6V가

인가되었을 경우에는 총 18회의 추진 중에서 5회부터 9회까지 5회의 연속적인 추진 구간에 대하여 역동역학 해를 구하였다.

### 4.1 회전각 해석

3차원 동작분석 시스템에서 획득한 자료를 기초로 운동학적 해석을 통하여 각 체절 사이의 회전각을 구한 결과를 그림 6.과 그림 7.에 도시하였다. 저항력이 다른 두 경우에 관절 각도의 변화 경향은 같지만 저항력이 큰 브레이크 6V의 경우가 손과 핸드립의 접촉시간이 길게 나타남을 알 수 있고 이것은 저항력이 큰 경우에 휠체어 바퀴의 회전속도가 늦어지는 현상을 설명한다. 우측 팔을 모델링한 것이므로 견관절의 회전각이 시간에 따라 음의 절대값이 작아지는 것은 상완의 굴곡을 의미하고 주관절의 회전각이 시간에 따라 양의 값이 작아지는 것은 하완의 신전(extension)을 의미한다. 수근관절의 회전각이 시간에 따라 음의 절대값이 커지는 것은 손의 내전(adduction, ulnar deviation)을 의미한다.

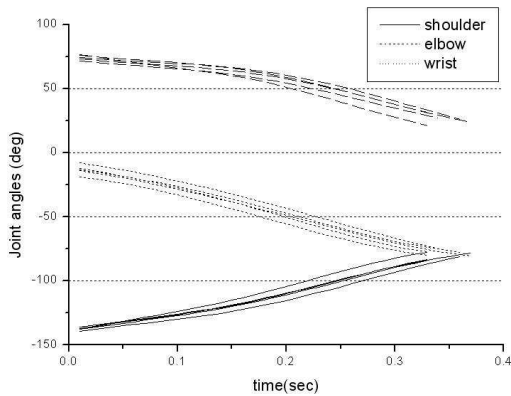


그림 6. 브레이크 3V에서 체절 사이의 회전각

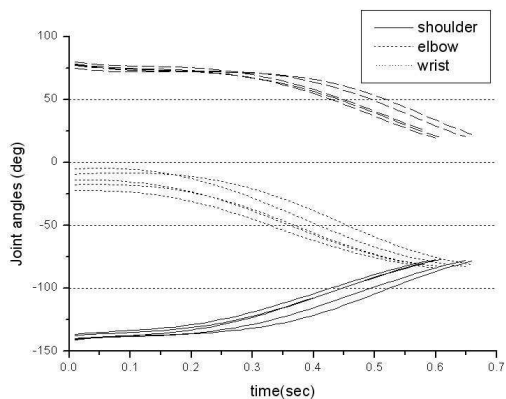


그림 7. 브레이크 6V에서 체절 사이의 회전각

### 4.2 상지 관절토크 해석

두 가지 저항력 조건 하에서 역동역학 해석을 통하여 구한 관절토크 결과를 다음에 도시하였다. 그림 8.은 견관절 토크, 그림 9.는 주관절 토크, 그림 10.은 수근관절 토크를 나타낸다.

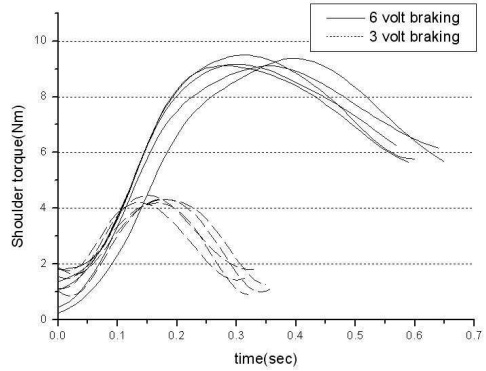


그림 8. 견관절 토크

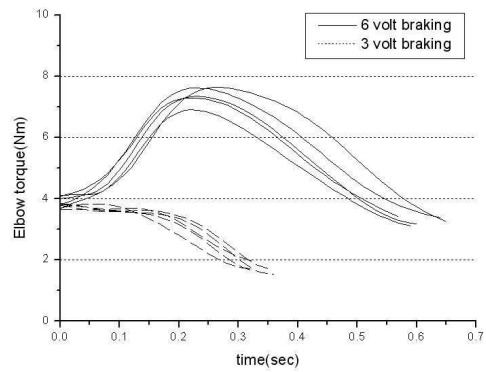


그림 9. 주관절 토크

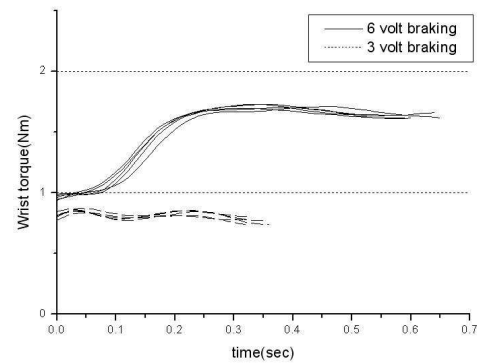


그림 10. 수근관절 토크

휠체어를 추진하는 과정에서 견관절에는 굴곡 운동과 굴곡 토크가 작용하는 것으로 나타났으나 주관절은 신전 운동과 굴곡 토크가 작용하는 것으로

나타났다. 수근관절은 내전 운동과 외전(abduction, radial deviation) 토크가 작용하는 것으로 나타났다. 견관절의 최대 토크는 저항력에 따라 각각 약 9.5 Nm과 약 4.5 Nm로 나타났다. 발생 지점은 50~60% 진행된 지점이다. 주관절의 최대 토크는 저항력에 따라 각각 약 7.6 Nm과 약 4.0 Nm로 나타났다. 발생 지점은 큰 저항력이 작용할 때는 40~50% 진행된 지점이었으나 작은 저항력이 작용할 때는 진행에 따라 작아지는 경향을 보였다. 수근관절의 최대 토크는 저항력에 따라 각각 약 1.7 Nm과 약 0.80 Nm로 나타났다. 발생 지점은 두드러진 특징을 찾을 수 없었다. 다이노미터 브레이크의 인가 전압에 따른 두 가지 저항력의 비율을 약 2.79배 정도로 부과하여 실험하고 해석한 결과로 발생하는 최대 토크의 비가 견관절은 2.1배, 주관절은 1.9배, 수근관절은 2.1배 정도로 나타났다. 저항력이 큰 경우에는 기존에 발표된 연구들[7-11]과 유사한 경향을 보이고 있으나 저항력이 작은 경우에 주관절의 결과는 그렇지 않았다. 그런데 주관절 토크 곡선의 곡률을 살펴보면 상승부분이 뚜렷하게 나타나지 않는 것이 수근관절 토크 곡선과 유사한 경향을 보이고 있다. 따라서 저항력이 작은 경우에 휠체어 바퀴의 추진에 따라 주관절이 신전될 때 견관절의 발생 토크가 휠체어를 주로 추진하고 추진을 위한 주관절의 역할이 점차 감소하기 때문이라 사료된다. 저항력이 큰 경우에는 견관절과 주관절의 토크 곡선이 유사한 경향을 보이며 이것은 휠체어 추진에 견관절과 주관절이 협동한다는 것으로 이해할 수 있다. 본 연구의 결과는 한 명의 피실험자로부터 획득한 자료로부터 구한 결과이므로 한계를 가지고 있는 것으로 사료된다.

인체 운동에 관한 생체역학적 해석에서 하지 보행분석의 경우는 외부와의 접촉을 처리할 때 힘측정판(force plate)과 같은 표준적 장치가 있으나 휠체어 추진과 관련된 상지 생체역학적 해석에서는 힘측정판에 해당하는 표준적 장치가 아직 정립되지 않은 실정이다. 따라서 기존의 발표된 연구에서 견관절에 발생하는 최대 토크의 크기가 30 Nm에서 10 Nm까지 매우 다양하게 발표되고 있다. 이 또한 무차원으로 정보를 공유할 필요가 있다.

본 연구는 몇 가지 한계를 가지고 있다. 첫째, 휠체어 추진의 결과를 측정하는 시스템이 휠체어 바퀴의 회전토크만을 측정할 수 있어서 휠체어에 작용하는 힘요소를 고려할 수 없었다. 따라서 힘요소를 고려한다면 본 연구에서 구한 관절 토크보다 큰 수치를 나타낼 것으로 사료된다. 둘째, 운동학적인 자료는 이미 3차원으로 획득하고 있으므로 측정하

는 힘과 토크 등의 운동역학적 자료를 3차원으로 획득할 수 있다면 3차원 역동역학 모델을 구성하여 3차원 해석이 가능할 것이다. 셋째, 다양한 실험을 통하여 보다 합리적인 결과를 도출해야 한다.

## 5. 결론

본 연구에서는 수동 휠체어 추진시 상지 관절에서 작용하는 토크를 구할 수 있는 2차원 역동역학 모델을 개발하고 기존의 발표된 연구들과 비교하여 비슷한 경향을 나타냄을 확인하였다. 체질의 운동학적 자료는 3차원 동작분석 시스템에서 획득하였고 휠체어 바퀴에 발생하는 토크는 브레이크식 다이노미터에서 획득하였다. 본 연구는 한계점을 포함하고 있지만 상지 관절에 관한 생체역학적 해석의 도구를 구축하였으며 적은 노력으로 3차원 역동역학 모델을 구성할 수 있는 토대를 구축하였다.

## 참 고 문 헌

- [1] H.E.J. Veeger, L.H.V. van der Woude and R.H. Rozendal, "Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion," *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 24, No. 1, pp.100-107, 1992
- [2] L.H.V. van der Woude, H.E.J. Veeger, A.J. Dallmeijer and L.A. Rozendaal, "Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion," *Med. Eng. Phys.*, Vol.23, No. 10, pp.713-733, 2001
- [3] K.A. Curtis, G.A. Drysdale, R.D. Lanza, M. Kolber, R.S. Vitolo and R. West, "Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 80, No. 4, pp.453-457, 1999
- [4] Arley de Barros Lombardi Jr. and Franco Giuseppe Dedini, "Biomechanical model for the determination of forces on upper extremity members during standard wheelchair propulsion," *Mathematical and computer modelling*, Vol. 49, No.7, pp.1288-1294, 2009
- [5] L.H.V. van der Woude, S. de Groot and T.W. Janssen, "Manual wheelchairs: research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health," *Med. Eng. Phys.*, Vol. 28, No. 9, pp.905-915, 2006

- [6] C.E. Beekman, L. Miller-Porter and M. Schoneberger, "Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries," *Phys. Ther.* Vol. 79, No. 2, pp.146-158, 1999
- [7] H.E.J. Veeger, L.H.V. van der Woude and R.H. Rozendal, "Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, Vol. 2, No. 4, pp.270-280, 1991
- [8] R.A. Cooper, R.N. Robertson, D.P. VanSickle, M.L. Boninger and S.D. Shimada, "Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: A technical note," *J. Rehabil. Res. Dev.*, Vol. 34, No. 2, pp.162-170, 1997
- [9] R.N. Robertson, M.L. Boninger, R.A. Cooper and S.D. Shimada, "Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 77, No. 9, pp.856-864, 1996
- [10] G. Desroches, R. Dumas, D. Pradon, P. Vaslin, F.X. Lepoutre and L. Cheze, "Upper limb joint dynamics during wheelchair propulsion," *Clinical biomechanics*, Vol. 25, No. 4, pp.299-306, 2010
- [11] M.M. Rodgers, S. Tummarakota and J. Lieh, "Three dimensional dynamics analysis of wheelchair propulsion," *J. applied biomechanics*, Vol.14, No. 1, pp.80-92, 1998
- [12] J.L. Mercer, M.L. Boninger, A. Koontz. D. Ren, T. Dyson-Hudson and R.A. Cooper, "Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users," *Clinical biomechanics*, Vol. 21, No. 8, pp.781-789, 2006
- [13] M.L. Boninger, R.A. Cooper, R.N. Robertson and T. Rudy, "Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: An analysis using a local coordinate system," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 78, No. 4, pp.364-372, 1997
- [14] R.B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski and J.R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human movement science*, Vol. 10, No. 5, pp.575-587, 1991
- [15] 유제성, 손종상, 김승현, 김영호, "브레이크식 다이나모미터에서의 수동 휠체어 추진 시 상지 관절모멘트," *대한생체역학회 2012년도 추계학술*

대회논문집, 2012

- [16] D.A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4<sup>th</sup> ed., John Wiley & Sons, pp. 75-86, 2009
- [17] J.J. Craig, *Introduction to robotics: mechanics and control*, 2<sup>nd</sup> ed., Addison-Wesley, pp. 195-200, 1989



### 송 성 재

1986년 2월 서울대학교 기계설계학과 (학사)  
 1988년 2월 서울대학교 기계설계학과 (석사)  
 1994년 2월 서울대학교 기계설계학과 (박사)  
 1994년 - 현재 강릉원주대학교 기계의용공학과 교수

관심분야 : 재활공학, 생체역학