

수동 휠체어 추진 시 부하에 따른 상지 운동 Upper Extremity Dynamics during Different Loaded Manual Wheelchair Propulsion

*황선홍^{1,2}, #김영호^{1,2}, 이희영^{1,2}

*S. H. Hwang^{1,2}, #Y. H. Kim(youngbokim@yonsei.ac.kr)^{1,2}, H. Y. Lee^{1,2}

¹연세대학교 대학원 의공학과, ²연세의료공학연구원

Key words : Manual wheelchair propulsion, Joint kinetics, Electromyography, Propulsion torque

1. 서론

수동휠체어 사용자들은 상지 통증이나 질환의 위험에 노출되어 있다¹. 이러한 상지 손상은 휠체어 추진시에 작용하는 부하나 비효율적인 추진 패턴에 의한 것임이 많은 연구를 통하여 밝혀졌다. 수동 휠체어 추진 효율을 증대시키고 손상의 위험을 줄이기 위해 휠체어 추진 움직임에 대한 운동학적, 운동역학적 연구가 많이 진행되고 있다.

Robertson 등은 휠체어 추진시 추진력과 관절역학에 대해 연구하였으며², Chow 등은 상지의 움직임과 근전도 분석을 통하여 저항에 따른 휠체어 추진시 상지의 생체역학적 특징에 대해 연구하였다³. Lan-Yuen Guo 등은 휠체어 설계시 핸드립의 크기에 대한 영향을 추진시 에너지와 일률 흐름 분석을 통하여 평가하였고⁴, Kwarciak 등은 휠체어 타이어의 종류에 따른 회전 저항을 휠체어 동력계를 이용하여 연구하였다⁵. Veeger 등은 휠체어 추진시 상지 운동학을 비롯 어깨의 운동역학에 대한 다수의 연구를 진행하였으며⁶, Cooper 등은 SmartWheel을 이용한 휠체어 추진시 운동역학에 대한 많은 연구를 수행하였다⁷. 이 밖에도 실험실 밖의 활동에 있어서 다양한 바닥면(콘크리트, 카펫, 램프, 타일 등)에서 휠체어 추진에 대한 생체역학적 분석도 Kai-Nan An⁸과 Cooper 등 많은 연구 그룹에서 연구 되고 있다.

본 연구에서는 동작분석 시스템과 센서가 장착된 휠체어 롤러를 이용하여 각기 다른 외부 저항 상태에서 휠체어 추진시 상지의 생체역학적 특성을 파악하기 위한 기초 연구를 수행하였다.

2. 방법

2.1 실험설계

본 연구를 위해 건강한 성인 남성 2 명이 실험에 자원하였다. 피험자는 휠체어 롤러 위에 장착된 수동 휠체어 위에 앉아 편안한 자세와 속도로 휠체어를 추진 하였다. 이 때 휠체어 롤러 축 양쪽에는 5kg, 10kg, 15kg의 각기 다른 부하가 주어 졌다.

2.2 측정장비 및 도구

Plug-In-Gait(PIG) 상체 모델에 따라 23 개의 반사 마커를 피험자의 상지와 머리, 몸통에 부착하고 피험자가 휠체어 추진 동작을 하는 동안 6 대의 카메라로 구성된 VICON612 시스템(Oxford Metrics)을 이용하여 삼차원 운동형상 데이터를 획득하였다. 또한, 6 개 채널의 근전도(MA300, Moiton Lab System, USA) 전극을 피험자의 대흉근, 전삼각근, 상완 이두근, 상완 삼두근, 요추 수근굴곡근, 요추 수근신전근에 각각 부착하여 근전도를 측정하였으며 휠체어 롤러에 장착된 토크 센서에서 휠체어 추진 토크를 측정하였다.

2.3 분석방법

동작분석 시스템을 통하여 측정된 데이터를 이용하여 휠체어 추진시 추진시간(propulsion time), 추진 주기(propulsion cycle), 상지 주요 관절 - 견관절, 주관절, 완관절의 시상면 관절 각도를 계산하였다. 측정된 근전도 데이터는 25ms MSE 필터 후 정류하여 선형 포락선화 하였다. 토크 센서 데이터는 차단 주파수 5Hz의 저역 통과필터를 사

용하여 신호처리를 실시하였다. 동작분석 데이터의 처리 및 계산은 VICON Clinical Manager Software (VCM)를 이용하였고, 근전도와 토크센서의 신호 처리는 MATLAB (The MathWorks Inc, USA)를 이용하였다. 또한 데이터의 통계처리 및 분석은 SPSS (SPSS 16.0 for Windows, Chicago)를 이용한 일원배치 분산분석(One-way ANOVA), 다중비교(Multiple comparison)를 실시하였다.

3. 결과

3.1 휠체어 추진주기 및 추진시간

수동 휠체어 추진 주기는 손이 핸드립에 접촉하여 휠에 추진력을 가하는 접촉(contact) 구간과 추진 후 제자리로 돌아오는 회복(recovery) 구간으로 나눌 수 있다 (Fig. 1). 접촉구간은 상지 근육들의 근력이 휠체어 바퀴의 구동력으로 전환되어 휠체어에 추진력을 만들어 내는 시기로 이 구간에서의 역학적 데이터 분석이 주로 이루어지고 있다. Table 1은 3 가지 부하 상태에서 휠체어 추진시 측정된 추진 시간의 평균값들에 대해 사후검정 다중비교를 수행한 결과로 추진 저항이 늘어 남에 따라 추진 시간이 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

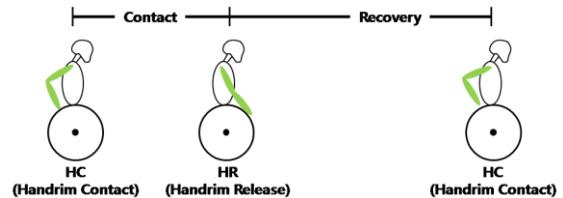


Fig. 1 Propulsion cycle

Table 1 Multiple comparison of propulsion times with different resistances

Propulsion time		(J) load	mean difference (I-J)	Sig. (p)
(I) load	mean (sd)			
5kg	0.388 (0.014)	10kg	-0.149*	0.001
		15kg	-0.234*	0.000
10kg	0.537 (0.043)	5kg	0.149*	0.001
		15kg	-0.086*	0.041
15kg	0.622 (0.094)	5kg	0.234*	0.000
		10kg	0.086*	0.041

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

3.2. 휠체어 추진시 상지 관절 각도

Fig. 2는 휠체어 추진 주기동안 완관절, 주관절, 견관절 관절각도와 몸통의 기울기를 나타낸 것이다. 0%와 100%는 핸드립 접촉시기(HC)이고 핸드립 이격(HR)은 평균 32%시기에서 나타났다. 접촉구간에서는 저항이 변화하더라도 완관절, 주관절, 견관절의 관절각도는 유의하게 변화하지 않았다. 그러나 전체 주기에서 저항이 5kg일 때 보다 10kg, 15kg로 늘어났을 때 완관절, 주관절의 관절운동범위(ROM)와 최대 관절각은 감소하였고, 견관절의 ROM과 최대 관절각은 증가하였다. 몸통의

기울기는 5kg의 비교적 낮은 저항에서는 ROM이 매우 작았지만(2.98°), 10kg, 15kg 저항에서는 ROM이 각각 21.28°, 27.72°로 저항이 증가함에 따라 몸통의 기울기(전방굴곡)가 증가하였다.

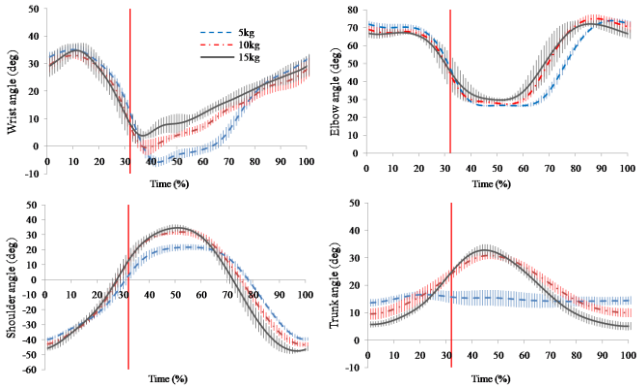


Fig. 2 Upper limb joint angles and trunk angle during propulsion

3.3. 휠체어 추진시 상지 근전도

서로 다른 저항에서 휠체어 추진시 상지 주요 근육의 근전도는 Fig. 3과 같다. 어깨의 삼각근과 주관절의 상완삼두근, 완관절의 요측 수근굴곡근이 휠체어 추진시 접촉구간에서 주요한 기능을 하는 것으로 파악되었다. 관찰된 6개 근육 근전도 모두 외부 저항 변화에 따른 근전도 크기 변화가 유의하게 나타나지 않았다.

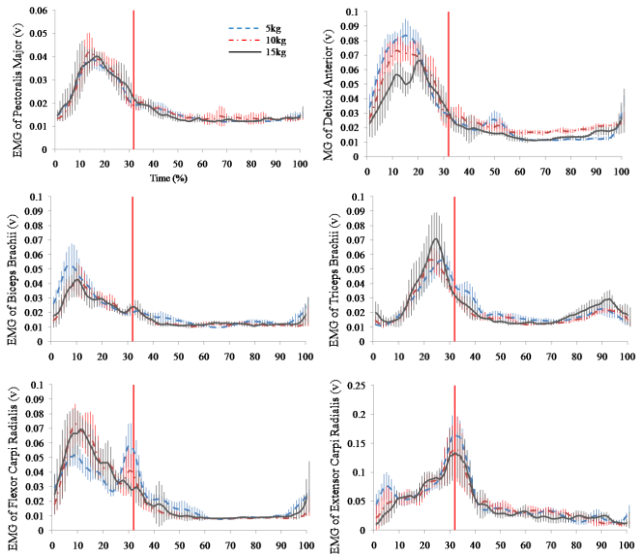


Fig. 3 Linear enveloped EMG of Upper limb muscles during propulsion

3.4. 휠체어 추진토크

저항에 따른 휠체어 추진 토크는 Fig. 4와 같다. 추진 토크의 최대값은 낮은 저항(5kg)에서 보다 큰 저항(10kg, 15kg)에서 현저하게 크게 나타났음을 알 수 있었다. 그러나 10kg 저항과 15kg 저항에서는 최대 토크 값의 차이가 유의하지 않았다. 각 저항에서 최대 토크의 평균값과 이 값들의 분산분석 다중비교 결과는 Table 2와 같다.

4. 고찰 및 결론

휠체어 추진시 접촉구간에서는 외부저항이 증가하더라도 상지 관절운동각도는 큰 차이를 보이지 않았다. 각기 다른 외부 저항 조건에서 휠체어 추진시 측정된 운동학적, 운동역학적 결과 중에서 가장 주요한 결과로 몸통의 기울기 각도를 살펴볼 수 있었다. 낮은 저항에서 거의 변화가 없던 몸통의 움직임이 저항이 증가함에 따라 현저하게 변화하였다. 따라서 저항 증가에 따른 각 근육에서의 근전도의

차이가 유의하지 않았던 것과 최대 휠체어 추진 토크의 차이가 10kg과 15kg에서 유의하지 않은 것은 저항이 증가할수록 몸통 움직임의 보상작용(compensation)이 영향을 미쳤기 때문으로 분석된다. 이에 대한 객관적, 정량적 분석은 차후 연구를 통해 진행할 계획이다.

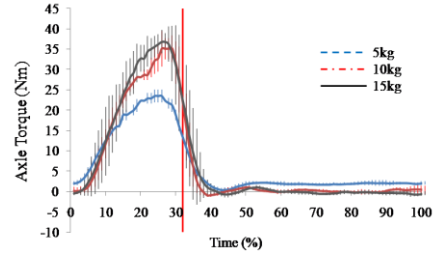


Fig. 4 Wheelchair axle torque during propulsion

Table 2 Multiple comparison of mean peak torque of axle during propulsion with different resistance

(I) load	Propulsion time mean (sd)	(J) load	mean difference (I-J)	Sig. (p)
		15kg	-15.106*	0.000
10kg	37.976 (1.591)	5kg	14.525*	0.000
		15kg	-0.581	0.890
15kg	38.557 (2.598)	5kg	15.106*	0.000
		10kg	0.581	0.890

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

후기

본 연구는 지식경제부 기술혁신사업(산업원천기술개발사업:10032029)과 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참고문헌

1. Sie I.H, Waters R.L, Adkins R.H., Gellman H., "Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient," Arch Phys Med Rehabil., **73**, 44-8, 1992
2. Robertson R.N., Boninger, M.L., Cooper, R.A. and Shimada, S.D., "Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion," Arch. Phys. Med. Rehabil., **77**, 856-864, 1996
3. Chow J.W., Millikan T.A., Carlton L.G., Chae W.S. and Morse M.I., "Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system," Journal of Biomechanics, **33**, 601-608, 2000
4. Lan-Yuen Guo, Fong-Chin Su and Kai-Nan An, "Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion," Clin. Biomech., **21**, 107-115, 2006
5. Andrew M. Kwarciak, Mathew Yarossi, Arvind Ramanujam, Trevor A. Dyson-Hudson and Sue Ann Sisto, "Evaluation of wheelchair tire rolling resistance using dynamometer based coast-down tests," JRRD, **46**(7), 931-938, 2009
6. Van Drongelen S., van der Woude L.H., Janssen T.W., Angenot E.L., Chadwick E.K. and Veeger H.E., "Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities," Arch Phys Med Rehabil., **86**(6), 1214-1220, 2005
7. Boninger M.L., Souza A.L., Cooper R.A., Fitzgerald S.G., Koontz. A.M. and Fay B.T., "Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion," Arch Phys Med Rehabil., **83**(5), 718-723, 2002
8. Hurd W.J., Morrow M.M.B, Kaufman K.R. and An K.N., "Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation," J. Electromyogr. Kinesi, **19**, 942-947, 2009