

휠체어 사이클 크랭크 높이에 따른 생체역학적 분석 Biomechanical Analysis of Wheelchair Cycle changing Height of Crank Axis

*최혁재¹, #류제형¹, 강성재¹, 장윤희¹, 김현철¹, 문무성¹, 김용현²

*H. J. Choi¹, #J. C. Ryu(jcryu@korec.re.kr)¹, S. J. Kang¹, Y. H. Chang¹, H. C. Kim¹, M. S. Mun¹, Y. H. Kim²

¹재활공학연구소, ²대한장애인체육회

Key words : Wheelchair Cycle, Crank axis, Motion Analysis, SEMG(Surface Electro-Myograpy), SCI(Spinal Cord Injury), Paraplegia

1. 서론

현대사회의 의학, 산업, 과학 및 경제 발전에도 불구하고 산업재해, 교통사고 등의 원인으로 재활서비스를 필요로 하는 장애인의 수는 지속적으로 증가하고 있는 추세이다[1]. 늘어나는 장애인들의 범주 중 지체장애인들의 수가 959.1 천명으로 가장 많이 나타났고 지체장애의 원인은 선천적인 이유보다는 사고나 재해 같은 후천적인 원인에 의해 58.8%가 발생한다고 보고되었다[2]. 그리고 지체장애인들의 삶의 질 문제는 중점적으로 부각 되고 있다[3]. 장애인들에게 있어서 이동성과 삶의 질 향상에 있어 여가활동 등의 문화생활은 삶의 중요한 부분이 되었다[4]. 우리나라에서는 과학 발전과 함께 다양한 이동 보조기구를 통한 장애인 스포츠의 대중화에 노력하고 있으며 삶의 가치를 향상시키고 발전시키고 있다[5] 장애인들의 이동성 확보 측면에서 단순히 휠체어는 이동 보조기기로 이동 기능을 제공하고 있지만 이동기능과 여가 활동을 동시에 추구하고 사용자 하여금 동호회 활동 등의 다양한 사회적 접근이 가능한 이동 보조기기 사용이 무엇보다 중요하다. 휠체어처럼 이동성 기능을 갖추어진 여러 가지 이동 보조기구의 예로 경기용 휠체어, 휠체어 사이클, 레이싱 휠체어 등을 들 수 있다. 그 중 휠체어 사이클은 20 년 넘게 재활프로그램의 일환으로 우리 나라 뿐만 아니라 널리 세계적으로 발전되고 대중화 되고 있다[6]. 그러나 사회전반적인 노력에 불구하고

휠체어 사이클은 대부분 수입에 의존하고 있고 국내 연구가 미흡한 실정이다. 또한 고가의 수입 휠체어 사이클은 장애인들에게 경제적 부담이 크고 한국인 체형을 고려해서 제작 되어지지 않았다. 그래서 한국인의 체형을 고려한 한국형 휠체어 사이클 개발과 국산화를 통해 가격경쟁력을 갖추어 장애인들에게 휠체어 사이클 사용에 대한 대중화가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 휠체어 사이클 개발에 있어 설계변수 중 휠체어 사이클 추진 동작 시 크랭크 축의 높이에 대한 기준을 확립하고자 생체역학적인 분석을 통한 기초자료를 제공하고자 한다.

2. 실험방법

2-1. 피검자 선정

실험을 위해 임상학적으로 문제가 없고 흉추 수준의 척수신경 손상으로 인해 주로 휠체어 이동을 하시고 사고 이후 비교적 안정화 시기에 접어든 2 년 이상의 장애인들로 모집하였다. 실험참여에 앞서 자발적 동의를 얻고 실험 절차를 충분히 이해하고 숙지한 후 휠체어 사이클 동작이 가능한 대상자로 선정하였다(표 1).

Table 1 subject information

(n=1)	Gender	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Sitting height	Onset (level)
Sub1	male	45	171	60	91	2001 (T11)

2-2. 생체역학적 분석 시스템 및 지그 제작

실험용 지그 제작 및 휠체어 사이클 추진 시 동작 분석과 표면 근전도의 활성도를

측정하기 위해 동작분석 시스템(Eagle 4, motion analysis USA)과 표면 근전도 분석 시스템 (Noraxon Myosystem 1400 USA, Inc.)을 구축하였다(그림 1).



Fig. 1 Biomechanical analysis and Zig device

2-3. 실험시작 자세 및 독립변수 수준

휠체어사이클 추진 시 크랭크 높이에 관한 임상실험을 위해 편안히 앉은 자세에서 어깨 관절의 축을 크랭크 축과 수평 일치 시키고 축을 3cm 와 6cm 를 하향 조절하여 총 3 단계의 수준을 결정하였다. 주관절의 각도는 15~20 정도 굴곡된 자세를 시작자세로 메트로놈을 이용해서 70rpm 의 속도로 1 분간 측정하였다[7].

3. 결과

휠체어사이클 추진 시 시공간적 운동형상과 표면 근전도 분석 결과는 다음과 같다. 1 분 동안의 5~6 주기를 중첩하여 평균을 얻은 결과는 어깨 축, -3cm, -6cm 의 주관절 평균굴곡 각도는 각각 85.35 ± 26.32 , 83.23 ± 25.82 , 80.83 ± 24.46 도를 보였다. 그리고 주관절 움직임의 주동근인 이두근(Bi)과 삼두근(Tri)의 최대 표면 근활성도는 최대 수축 값(%MVC: Maximal Voluntary Contraction)에 비례하여 어깨 축은 19.20 ± 3.59 (Bi), 4.29 ± 0.85 (Tri) - 3cm 높이에서는 15.23 ± 3.08 (Bi), 3.12 ± 0.51 (Tri) 최고 낮은 위치인 -6cm 에서는 28.13 ± 6.37 (Bi), 4.07 ± 0.74 (Tri)를 나타내었다.

4. 고찰 및 결론

하반신 마비 환자 1 명을 대상으로 실험을 진행하였지만 향후 대상자를 충원하여 통계적 유의성에 대한 결론이 필요하다. 그리고 대상자의 팔 길이 차이에 대한 보정조건은 어깨 축과 크랭크 축의 수평적 길이로 보정을

하였다. 운동형상분석에서는 어깨관절의 움직임을 포함해 전체 몸통의 회전이나 체중심의 변위에 대한 분석이 요구된다. 레저 및 여가활동을 위해 장시간 사용하였을 경우 산소 소모도 및 심박수 등의 생리학적 부담에 대한 측정이 필요하다. 본 실험의 결과를 근거로 크랭크 축의 높이는 -3cm 에서 주관절의 관절각도는 2~3 도 정도 차이가 있지만 이두,삼두근의 표면 근활성도는 현저히 낮은 %MVC 값을 확인하였다. 따라서 적절한 크랭크 축의 높이는 어깨높이를 기준으로 하향 3cm 에 존재한다.

후기

본 연구는 문화관광부 스포츠산업기술개발사업 “장애인을 위한 휠체어 사이클 개발” 과제 지원에 의하여 이루어진 것임.

참고문헌

1. Kong, J. Y., Kwon, H. C., Chang, K. Y., and Jeong, D. H., "The Effect of Wheelchair Propulsion on on Carpal Tunnel Syndrom of Wrist Joint," KAUTPT, 11(4), 7-17, 2004.
2. 보건복지부, "2005 년도 12 월말 장애인 등록현황," 장애인 정책과, 2006.
3. 권혁철, 공진용, "표준형 휠체어 추진 시 휠 손잡이 축수위치 특성에 관한 연구," 대한 물리치료학회지, 9(2), 19-32, 2002.
4. 구현모, 정동훈, "지체부자유인의 휠체어 사용 실태 및 요구 조사," 특수교육저널: 이론과 실천, 6(3), 229-245, 2005.
5. 이진승, "신체장애인용 휠체어 디자인 개선을 위한 연구," 한양대학교, 2005.
6. Faupin, A., Gorce, P. et al, "Effects of type and mode of propulsion on hand-cycling biomechanics in nondisabled subjects," Journal of Rehabilitation Research and Development, 48(9), 1049-1060, 2011.
7. Faupin, A., Gorce, P. et al, "A biomechanical analysis of handcycling: A case study," Journal of Applied Biomechanics, 26(2), 240-245, 2010.