

## 휠체어 사이클 경사로 주행 시 척수손상 장애인의 상체 근전도 특성 분석

### Electromyographic features of upper body during wheelchair cycle ramps ascent for disabled with spinal cord injury

김솔비\*, 고창용, 강성재, 최혁재, 류제청, 문무성

S. B. Kim, C. Y. Ko, S. J. Kang, H. J. Choi, J. C. Rue, M. S. Mun

#### 요 약

본 연구는 휠체어 사이클 경사로 주행 시 척수 손상으로 인한 하지마비 장애인의 상체의 근전도 특성을 평가하고자 하였다. 이를 위하여 척수손상 장애인 3명을 대상으로 0°, 3°, 6°의 경사로에서 휠체어 사이클 주행을 하도록 하였으며, 이때 이두근, 삼두근, 전 삼각근, 상승모근, 광배근, 복직근의 근 활성화 최대값과 수축 시간, 수축 개시·종료 시기를 측정 및 분석하였다. 본 연구 결과 휠체어 사이클의 경사로 주행 시 수축 시간과 근 수축 종료시간이 경사도가 증가함에 따라 유의하게 길어지고 지연됐으며, 광배근의 최대 근 활성화도는 평지 주행보다 유의하게 증가하였다 ( $p < 0.05$ ). 이와 같은 결과는 휠체어 사이클의 경사로 주행 시 광배근의 과도한 사용을 의미한다.

#### ABSTRACT

The aim of this study was to investigate difference of the muscle activation patterns of the upper body during wheelchair cycle ramps ascent of different slopes for disabled with spinal cord injury. Three subjects who is disabled with spinal cord injury participated in this study. Surface electromyography (EMG) data (reaction time [RT], onset-offset time, and peak value of muscle activation) were collected biceps, triceps, upper trapezius, anterior deltoid, latissimus dorsi, and upper rectus abdominal muscles during wheelchair cycle ramps ascent (0°, 3°, and 6°). For latissimus dorsi muscle, RT and peak value of muscle activation was were increased and offset time was delayed as the slope increased ( $p < 0.05$ ). These results indicate that wheelchair cycle ramps ascent might cause excessive overuse of latissimus dorsi muscle.

**Keyword** : Wheelchair cycle, Spinal cord injury, Muscle contraction reaction time, Onset-Offset time, peak value of muscle activation

#### 1. 서론

접 수 일 : 2013.04.29

심사완료일 : 2013.05.28

게재확정일 : 2013.06.10

\* 김솔비 : 재활공학연구소 연구원

sbkim@korec.re.kr (주저자)

고창용 : 재활공학연구소 책임연구원

cyko@korec.re.kr (교신저자)

강성재 : 재활공학연구소 책임연구원

kangsj@korec.re.kr (공동저자)

최혁재 : 재활공학연구소 연구원

hjchoi@korec.re.kr (공동저자)

2008년 정부는 자전거도로 개발 및 인프라 확충 사업을 확정하였고 이에 따라 2018년까지 총 연장

류제청 : 재활공학연구소 연구팀장

jcryu@korec.re.kr (공동저자)

문무성 : 재활공학연구소 소장

mismun@korec.re.kr (공동저자)

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

3,114 Km에 달하는 전용도로를 건설할 계획을 발표하였다[1]. 이러한 정부의 자전거타기 활성화 계획은 건강한 일반인뿐만 아니라 장애인에게도 생활체육의 기회를 확장시켜주는 계기가 되었다.

하지 마비 장애인들이 사용하는 자전거는 손으로 페달을 저어 전진하는 형태로 기존에 사용되었던 육상용(핸드 림) 휠체어보다 사용이 쉽고 효율적이며, 근·골격계와 심폐에 부담도 적다[2-7]. 유럽, 일본, 북미국가와 같은 선진국에서는 휠체어 사이클을 즐기는 장애인의 수가 점점 증가하고 있으며, 더불어 관련된 장비와 기술이 급속도로 발전하고 있다. 이동수단의 휠체어와 달리 스포츠, 여가 생활용 휠체어 사이클은 사용자와 휠체어가 각각 독립체로 움직이는 것이 아니라 하나의 유기적인 시스템이 고려되어 제작되어야 한다[8]. 신체에 적합한 규격의 휠체어 사이클을 사용해야만 효율적인 동작 및 운동을 할 수 있으며 더 나아가 부상을 예방할 수 있다. 하지만 현재 국내에 유통되고 있는 장애인용 휠체어 사이클은 독일, 미국, 캐나다 등의 사이클 선진국에서 고가·소량으로 생산된 제품을 전량 수입하는 실정이다. 국내 장애인들이 사용함에 있어서 적합하지 않은 규격으로 인한 불편함이 발생되며, 고가로 인해 많이 이용하지 못하는 단점이 있다. 따라서 한국인의 체형을 고려한 저가의 한국형 휠체어 사이클 연구·개발이 시급하다.

보급형 사이클은 사용자의 체형도 중요하지만 지형적 특징도 고려하여 설계되어야 한다. 우리나라는 국토의 70%가 산지이며, 지형적으로 경사가 많은 특징을 가지고 있다. 일반 자전거의 주행 시 경사가 2.7°(경사를 3%) 이상일 경우 이용에 지장을 받기 시작하고, 6.3°(경사를 7%) 이상일 경우 이용에 어려움이 많은 것으로 보고되었다[9]. 정부의 사이클 도로 정책과 맞추어 국내에서는 지형적 특징을 고려한 사이클이 개발 연구되고 있지만, 휠체어 사이클에 대한 국내 연구는 진행되고 있지 않은 현실이다. 선진국에서는 휠체어 사이클에 대한 연구가 많이 이뤄졌지만, 경사 주행 시 작용하는 근육과 활동량에 대한 연구는 보고된 바 없다. 특정 근육의 과도한 사용은 상해와 밀접한 관계가 있고, 하지 마비 장애인의 경우 상지 근육의 손상은 일상생활 장애로 이어지기 때문에 근육의 사용 패턴에 대한 연구는 필요하다.

따라서 본 연구는 척수 손상 하지마비 장애인의 휠체어 사이클의 경사로 주행 시 상체근육의 근 활성도를 평가하여 한국형 휠체어 사이클 개발에 기여하고자 하였다.

## 2. 본론

### 2.1 연구 대상자

본 연구는 불완전 척수손상 진단을 받은 하지 마비 장애인 3명을 대상으로 하였다. 연구 대상자의 선정 기준은 흉추 11번 이하의 척수 손상 대상자이며, 상체에 근·골격계 질환 및 신경학적 증상이 없는 자로 하였다. 골절이나 하지의 체중부하 금기증을 가지고 있는 자, 피부 손상이나 욕창이 있는 자, 기립성 저혈압과 심혈관 질환이 있는 자는 연구에서 제외하였다. 연구 대상자의 자세한 특징은 표 1과 같다. 이들에게 실험에 대한 충분한 설명을 하고 연구 동의서에 서명한 후 실험에 임하였다.

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성 N=3

대상자	A	B	C
나이	40	46	27
키 (cm)	168.3	166.7	181.2
몸무게 (kg)	69.3	68.7	71.4
발병기간 (년 수)	14	26	8
손상 수준	T11	T12	T12

### 2.2 실험 장비

실험을 위해 가장 보편적인 형태의 휠체어 사이클(MACH-2, QUICKIE, USA)를 사용하였다. 그림 1에서 보는 바와 같이 크랭크축과 어깨관절 축 사이 수평거리는 55.5cm, 크랭크축 높이는 어깨관절

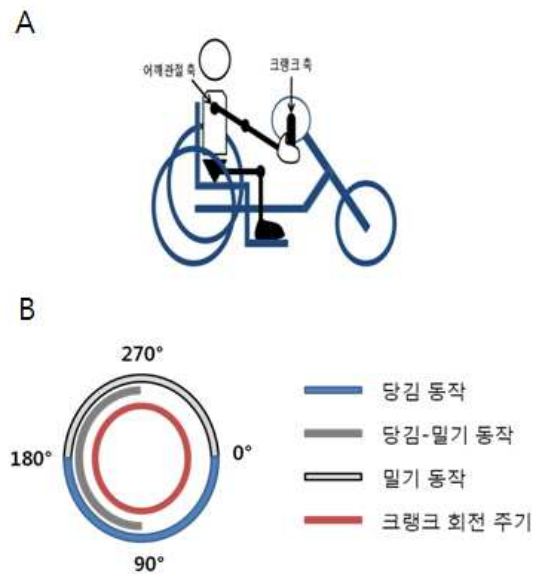


그림 1. 축의 위치(A)와 동작의 세분화 정의(B)



그림 2. 휠체어 사이클 경사로 주행

축에서 하향 3cm으로 설정하였고, 의자각도는 85°로 고정하여 피검자 모두 동일하게 적용하였다[10].

경사로는 그림 2와 같이 전동식 경사로 시험 장치를 이용하였으며, 수동 휠체어 동적 안전성 평가 기준을 적용하여 0°, 3°, 6°로 3가지 조건으로 수행하였다.

근육의 사용 패턴을 확인하기 위해 표면 근전도 시스템(Trigno Wireless EMG System, DELSYS, USA)을 사용하였으며, EMG works 4.0 Analysis 소프트웨어(Delsys Inc.,USA)를 이용하여 데이터를 분석하였다. 주행 시 와이어에 대한 노이즈를 최소화 하고자 무선 근전도 건식센서(37mm x 26mm x 15mm, Delsys Inc.,USA)를 각 근육의 기시부와 종지부 1/2지점에서 근육이 가장 발달한 곳에 부착하였다[11]. 근전도 센서를 근섬유 방향으로 평행하게 부착하였다. 근전도 신호의 표본 추출률은 2,000Hz로 설정하였고, 20~500Hz 대역필터를 사용하였다. 각 근육별 근전도 신호를 100ms에서 RMS처리하였으며, 정량화 방법은 최대 근 수축 값(maximal voluntary contraction: %MVC)을 기준으로 측정된 근 활성화도 값을 백분율로 정리하여 사용하였다.

### 2.3 실험 자세 및 동작

실험 시작 자세는 어깨관절 90° 굴곡, 주관절 신전하여 몸에서 손의 위치가 가장 먼 자세(0°)이다. 휠체어 사이클을 세분화하여 분석하기 위해 그림 1에서 보는 바와 같이 운동의 동작을 정의하였다. 0°는 탑승자의 몸에서 가장 먼 곳, 180°는 탑승자의 몸과 가장 가까운 곳이며, 0°에서 180°는 당김, 90°에서 270°방향은 당김-밀기 동작, 180°에서 0°방향은 밀기로 세분화하여 분석하였다.

### 2.4 실험 절차

본 연구에서는 휠체어 사이클 추진 시 주로 사용되는 이두근, 삼두근, 전 삼각근, 광배근과 상승모근체간의 움직임을 확인하고자 복직근에 표면 근전도를 부착하여 근 활성도를 측정하였다.

본 실험은 0°, 3°, 6°의 경사로 3m을 각 3회씩 수행하였으며, 속도는 본인이 편한 속도로 제한을 주지 않았다. 경사의 각은 본 실험 전 무작위 방법으로 순서를 정하여 실시하였으며, 각 주행 사이에 5분간 휴식시간을 주었다.

## 2.5 분석 및 통계방법

수집된 근전도 데이터로부터 다음과 같은 측정변수들을 취하여 분석하였다. 반응 시간(수축 시간)은 시작 신호가 주어진 시점으로부터 각 근육의 근전도 반응 시점 사이의 시간으로 정의하였으며 측정단위는 밀리 초(ms)로 하였다. 반응시간의 측정은 기준선의 100ms동안의 평균과 표준편차의 2배를 초과하며, 지속시간이 40ms에 도달하는 것으로 결정하였다[12].

휠체어 사이클 주행동안 상체 근육의 근 활성화도 패턴을 확인하기 위해 주행 동안 측정된 근전도의 최고값 평균을 사용하였으며, 각 주행의 첫 핸드 림 회전 주기에서 측정된 근전도 신호는 분석에서 제외하였다.

자료의 통계처리를 위해 통계프로그램(SPSS 20, SPSS Inc., USA)을 사용하였으며 각도에 따른 근육들의 수축시간과 개시·종료 시기, 근 활성화도 값을 비교하기 위해서 Friedman 검정 방법을 사용하였다. 통계학적 유의수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

## 3. 결과

### 3.1 경사 각도에 따른 근 수축 반응시간 비교

그림 4에서 보는 바와 같이 경사각도에 따른 근 수축 시간은 광배근의 경우 평지 주행 시  $695 \pm 64$  ms, 3° 경사 주행 시  $836 \pm 45$  ms, 6° 경사 주행 시  $991 \pm 41$  ms로 경사 각도가 증가함에 따라 근 활동시간이 통계적으로 유의하게 증가하였지만 ( $p=0.0497$ ), 다른 근육의 수축 시간은 경사각도 간의 유의한 차이가 없었다.

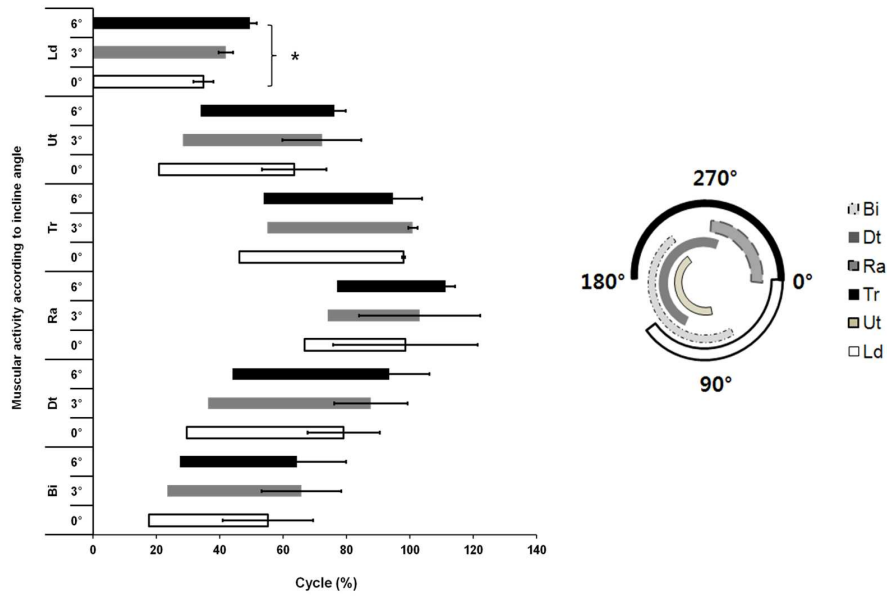


그림 4. 경사각도에 따른 휠체어 사이클 주행 주기별 각 근육의 근 수축시간(A)과 평지에서의 주기별 각 근육의 근 활성화 시기(B). Bi:이두근, Dt:전 삼각근, Ra:복직근, Tr:삼두근, Ut:상승모근, Ld:광배근 \*p<0.05

표 2. 각도에 따른 근육별 개시시간과 종료시간 비교 (단위 : ms)

대상자		평지(0°) 주행	경사3° 주행	경사6° 주행	p
이두근	개시시간	351.86±29.12	468.74±124.09	547.13±236.23	.7165
	종료시간	1101.63±256.96	1313.82±253.43	1287.89±329.37	.0969
전 삼각근	개시시간	590.38±141.55	725.04±121.44	880.60±151.16	.0497*
	종료시간	1579.94±86.86	1751.96±151.596	1869.19±138.1	.0497*
복직근	개시시간	1333.52±359.70	1480.26±129.86	1539.60±2.12	.7165
	종료시간	1970.54±107.27	2060.56±255.47	2225.82±58.58	.2635
삼두근	개시시간	921.13±135.89	1100.61±56.08	1076.87±239.03	.2635
	종료시간	195.78±128.56	2017.31±26.27	1892.93±223.91	.7613
상승모근	개시시간	414.47±143.21	569.06±128.86	679.55±188.83	.0969
	종료시간	1268.30±299.19	1443.40±219.80	1523.08±193.13	.0497*
광배근	개시시간	0	0	0	-
	종료시간	695.14±63.67	836.08±45.84	990.76±41.17	.0497*

평균±표준편차. \*p<0.05.

### 3.2 근 수축 반응시기 비교

표 2는 손잡이가 크랭크 축 1회 회전 주기 동안

각 근육의 수축 개시시간과 종료시간 알아 본 결과이다. 삼두근과 광배근을 제외한 다른 근육들은 경사 각도가 증가함에 따라 개시 시기가 지연되는 경향을 보였으며 특히, 표 2에서 보는 바와 같이 전

삼각근은 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ( $p=0.0497$ ). 광배근의 경우 회전 주기 0°에서부터 반응하였기에 각도별 근 수축 개시시간 분석에서는 제외하였다.

또한 근육들의 종료시간은 전 삼각근( $p=0.0497$ ), 상승모근( $p=0.0497$ ), 광배근( $p=0.0497$ )이 통계적으로 유의하게 느려짐을 확인하였으며, 이두근, 삼두근, 복직근은 각도별 유의한 차이가 없었다.

### 3.3 주행동안 근 활성화도 비교

그림 5와 같이 각도가 증가할수록 모든 근육의 근 활성화도 최대값이 증가하는 경향을 보였다. 광배근은 평지 주행 시  $18.89 \pm 7.59\%MVC$ , 3° 경사 주행 시  $63.20 \pm 28.20\%MVC$ , 6° 경사 주행 시  $94.16 \pm 27.68\%MVC$ 로 경사 각도가 증가함에 따라 최대값도 유의하게 높았다 ( $p=0.0497$ ). 하지만 이두근, 전 삼각근, 복직근, 삼두근, 상승모근은 통계적 유의한 차이가 없었다.

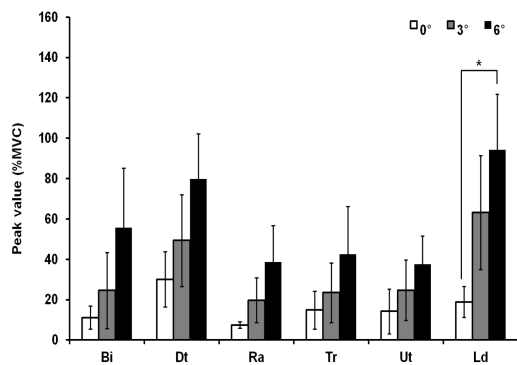


그림 5. 경사각도에 따른 각 근육의 근 활성화도 비교. Bi:이두근, Dt:전 삼각근, Ra:복직근, Tr:삼두근, Ut:상승모근, Ld:광배근. \* $p<0.05$

### 4. 결론

본 연구는 휠체어 사이클의 평지 주행과 경사 3°, 경사 6° 주행 시 이두근, 삼두근, 광배근, 상승모근, 전 삼각근, 복직근의 근 활성화 패턴의 특성을 알아보고, 경사 각도에 따른 차이를 알아보려고 시행되었다.

근전도 분석 결과 휠체어 사이클의 경사 주행 동안 상체 근육의 사용 패턴은 평지 주행과 다르게 나타났다. 광배근은 평지주행보다 3° 경사 주행에서

7%, 6° 경사 주행에서 15% 수축시간이 유의하게 증가된 반면, 통계적으로 유의하지는 않지만 삼두근은 평지주행보다 6%(3° 경사 주행 시), 11%(6° 경사 주행 시) 수축시간이 감소되었다. 이두근, 상승모근, 전 삼각근, 복직근의 평지 주행과 경사 주행 간 수축시간 차이는 미미하였다. 이는 경사 주행에서는 광배근의 작용이 커지고 상대적으로 삼두근의 역할은 작아짐을 의미한다. 광배근은 상완에 기시하여 흉추와 요추의 극돌기, 선골에서 부분에 이르는 요추 건막 및 장골능에 부착되어 주로 견관절에서 상지를 신전시킨다. 이 근육은 다른 상지 근육들과 달리 체간에 넓게 붙어 장작을 패거나 배의 노를 저을 때와 같이 상지의 큰 힘이 필요할 때 활성화된다 [13]. 최재순 등(2010)의 연구에 의하면, 경사로 주행 시 필요한 힘은 3° 경사로는 평지 주행보다 2배, 6° 경사로서는 평지보다 4배 힘이 더 필요로 한다 [14]. 따라서 광배근은 강한 힘이 필요한 경사 주행에서 보다 주요하게 작용하였을 것이다. 이는 근 수축 종료시간과 경사 각도에 따라 각 상지 근육의 동원 패턴의 변화에서도 알 수 있다. 광배근은 평지에서 크랭크 회전 주기 34%까지 수축하였지만 경사 3°에서 45%지점, 경사 6°에서는 당김 동작 끝나는 시점까지 각도가 증가함에 따라 수축 종료시간이 유의하게 늦어졌다. 또한 각도별로 근 동원시간 패턴이 변화하였는데 평지 주행에서 크랭크 회전 주기별 근 수축 시간은 밀기 동작의 주 근육인 삼두근과 당김-밀기동작의 주 근육인 전 삼각근이 약 50%로 가장 오래 사용되었지만, 경사 3°에서는 전 삼각근, 경사 6°에서 약 50%로 당김 동작의 주 근육인 광배근과 전 삼각근의 근 동원시간이 가장 길었다. 따라서 경사 각도가 증가함에 따라 밀기 동작보다 당김 동작이 경사 주행에서의 동력역할을 하고, 그중에서도 광배근은 핵심적인 근육이라 판단되는 바이다.

통계학적으로 유의하지는 않았지만(단, 광배근 제외) 경사 각도가 증가함에 따라 모든 근육의 근 활성화도 최대값이 증가하는 경향을 보였다. 기존 연구에서 관절에 적절한 힘과 안정성을 제공해주어 최적의 운동 상태를 만들어주는 자발적 수축은 MVC의 30% 정도로 보고되고 있다 [15]. 본 연구에서 휠체어 사이클 평지 주행 시 모든 상지 근육의 근활성도는 15~30% MVC 수준이므로 각 관절과 근육에 큰 부담이 없으며 최적의 운동 상태를 나타낼 수 있었다. 평지 주행에서는 전 삼각근의 근 활성화도 최대값이(31%MVC) 가장 높았지만, 경사 3°와 경사 6°에서는 광배근의 근 활성화도 최대값이 약 62%MVC, 96%MVC로 가장 높았다. 이는 최대 근

활성 결과에서도 광배근이 경사 주행에서 주 근육임을 나타낸다. 하지만 과도한 근 수축은 근 손상과 장애가 발생되며, 특히 길항근과 주동근, 협동근이 고르게 작용하지 않고 특정한 근육만이 과도한 수축을 하게 되면 관절에서는 비정상적인 움직임이 발생하게 되고 이러한 패턴이 지속되면 관절손상으로 이어지게 된다[16]. 이에 따라 광배근의 과도한 수축은 근·골격계 손상을 야기하는 요소로 작용할 수 있다. 또한 휠체어 사이클의 주된 사용자인 하지마비 장애인에게 있어 상지 근육의 손상은 일상생활 장애로 까지 연결되어 삶의 질을 현저하게 떨어뜨리는 요인이 되기 때문에 절대 간과되어서는 안 될 문제이다. 광배근 외에도 경사 3°, 6°에서 이두근과 전 삼각근의 최대 활성화도도 50%MVC를 초과하는 것을 확인 할 수 있었다. 이는 당김 동작 시 사용하는 근육들이 미는 동작의 근육보다 경사 각도가 증가할수록 많이 사용됨을 의미한다. 휠체어 사이클 설계에 있어서 핸들 잡는 자세는 상지 근육에 영향을 주는 중요한 요소 중 하나이다. 손잡이 사이의 거리는 견관절의 내외전 각도와 연결이 되는데 이는 광배근의 활성화 패턴에도 영향을 준다[15]. 기존 보급형 휠체어 사이클의 경사 주행에서는 광배근의 과도한 사용이 뒤따르기 때문에 단일 근육의 사용보다는 주변의 협력근들이 함께 사용될 수 있는 손잡이부 설계에 대한 심도 있는 연구가 이뤄져야 할 것이다.

Arnaud 등(2010)은 이두근, 대흉근, 전 삼각근, 후삼각근, 상승모근, 삼두근에 근전도 센서를 부착하여 평지 주행에서 크랭크 한 주기 동안의 근전도 패턴에 대해 보고하였다[17]. 선행연구의 결과와 본 연구의 상체 근육의 사용 패턴 경향이 다소 다르게 나타났다. 선행연구에서 사용된 휠체어 사이클은 체간의 뒤로 젖혀 페달을 돌리는 종류이지만 본 연구에서 사용한 휠체어 사이클의 경우 체간을 세워 주행하기에 기존 연구에 사용된 사이클은 차이가 있기에 연구의 결과가 달리 나타났을 것으로 사료된다. 또한 기존의 연구에서는 휠체어 사이클의 평지 주행 시 근육의 근활성도 차이를 분석하였지만, 본 연구에서는 경사 주행 시 근육의 사용 패턴과 특성의 차이를 분석하였다. 이와 같은 또한 휠체어 사이클의 주행환경이 다르기 때문에 이와 같은 차이를 보였을 수도 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 3명의 남성 하지마비 장애인이 실험에 참여하였다. 이에 따라 본 연구의 결과를 모든 하지마비 장애인에게 일반화 시키는 것은 제한이 있으며, 추후 더 다양한 장애정도의 장애인에 대한 연구 및 다양한 연령의 장애인, 여성에 대한 연

구 등이 수행되어야 할 것이다. 또한 일반인과의 비교 연구를 통해 장애인과의 상체 사용 패턴의 차이를 확인해 볼 필요가 있다. 하지만, 경사로가 많은 국내의 지형적 특성을 고려한 휠체어 사이클의 경사 주행 시 하지마비 장애인의 상체근육의 근 활성화도를 평가했다는 점에 의의가 있다. 이를 통하여 한국형 휠체어 사이클 개발에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

## 참 고 문 헌

- [1] 국토연구원, "녹색도시구현을 위한 사이클 이용 활성화 방안", 국토연구원 국토정책 Brief 201호, 2008.
- [2] Smith, P.A., R.M. Glaser, J.S. Petrofsky, P.D. Underwood, G.B. Smith, and J.J. Richard, "Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: Metabolic and cardiopulmonary responses", Arch Phys Med Rehab, vol.64, no.6, pp. 249-254, 1983.
- [3] Gass, G.C. and E.M. Camp, "The maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking exercise in male paraplegics", Med Sci Sports Exerc. vol.16, no.4, pp. 355-359, 1984.
- [4] van der Woude, L.H.V., G. de Groot, A.P. Hollander, G.J. van Ingen Schenau, and R.H. Rozendal, "Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes", Ergonomics. vol.29, no.12, pp. 1561-1573, 1986.
- [5] Oertel, J., B. Brundig, W. Henze, and P. Engel, "Spiroergometric field-study of wheelchair propulsion with different hand-drive systems", Amsterdam, IOS Press, pp. 187-190, 1999.
- [6] Mukherjee, G. and A. Samanta, "Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems", J Rehab Res Develop. vol.38, no.4, pp. 391-399, 2001.
- [7] Dallmeijer, A.J, I.D.B. Zentgraaff, N.I. Zijp, and L.H.V. Van Der Woude, "Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion", Spinal Cord. vol.42, no.2, pp. 91-98, 2004.

- [8] 백진호, "휠체어 스포츠의 특성에 관한 연구", 코칭능력개발지. 제7권, 제1호, pp. 83-93, 2005.
- [9] 이훈기, 신희철, "사이클 급행도로 시스템 도입 연구", 교통연구원, 2008.
- [10] 강성재, 류제청, 최혁재, 장윤희, 유희석, 전선주, and 문무성, "생체역학 인자를 이용한 한국형 휠체어자전거 설계조건 도출", 한국정밀공학회 2012년도 춘계학술대회논문집. pp. 767-768, 2012.
- [11] 유실, 이재훈, 유선식, "근활성도를 통한 하프빈야사 요가의 연결 메카니즘", 한국웰니스학회지. vol.제6권,3호, pp. 233-240, 2011.
- [12] Rogers MW. and Pai YC. "Patterns of muscle activation accompanying transitions in stance during rapid leg flexion". J Electromyogr Kinesiol vol.3, no.3, pp.149-156,1993.
- [13] Reese and Nancy Berryman., "Muscle and Sensory Testing", Elsevier Science Health Scienced iv, 2005.
- [14] 최재순, 장미홍, 장영호, 윤형미, 이찬희, "도심경사로의 사이클 이용을 위한 Trampe 국내 적용성 연구", 한국도로학회 학술대회논문집. pp. 41-46, 2010.
- [15] Hoffer, J. A. and Andreassen, S., "Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats: Intrinsic and reflex components," J Neurophysiol, Vol. 45, No. 2, pp. 267-285, 1981.
- [16] Sahrman SA. "Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes." Mosby, 2002.
- [17] Arnaud F., Philippe G., Eric W., Christophe M., and Andre T., "A biomechanical analysis of handcycling: a case study", J Appl Biomech, vol.2, pp.240-245, 2010.



**김 술 비**

2012년 8월 연세대학교 보건환경대학원 인간공학치료전공 이학석사  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구원

관심분야 : 재활공학, 생체신호처리



**고 창 용**

2011년 2월 연세대학교 대학원 의공학전공 공학박사  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

관심분야 : 재활공학, 생체역학, 의공학



**강 성 재**

2006년 2월 연세대학교 대학원 의공학전공 박사과정 수료  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소 책임연구원

관심분야 : 생체공학, 의공학



**최 혁 재**

2012년 8월 연세대학교 보건환경대학원 인간공학치료전공 이학석사  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구원

관심분야 : 재활공학, 인간공학, 생체공학



**류 제 청**

1992년 중학대학교 대학원 기계공학전공 공학박사  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소 연구위원

관심분야 : 재활공학, 생체역학



**문 무 성**

1992년 University of Minnesota 의공학전공 공학박사  
 현재 근로복지공단 재활공학연구소장

관심분야 : 생체역학, 재활시스템