

휠체어 추진 속도가 견부 충돌증후군에 미치는 영향

공진용*, 정동훈**, 권혁철*
*대구대학교 재활과학대학 재활과학과
**나사렛대학교 재활학부 재활공학과

Abstract

The Effects of Wheelchair Propulsion Speed Changes on the Shoulder Impingement Syndrome

Kong, Jin-Yong*, M.S., R.P.T., Jeong, Dong-Hoon**, M.S., R.P.T.

Kwon, Hyuk-Cheol*, Ph.D., O.T., R.P.T.

*Dept. of Rehabilitation Science, The Graduate School, Daegu University

**Dept. of Rehabilitation Technology, Korea Nazarene University

Objectives: The purpose of this study was to investigate the effects of wheelchair propulsion speed changes on the shoulder impingement syndrome.

Method: EMG activity of 5 muscles (biceps brachii, pectoralis major, deltoid anterior, triceps brachii, and trapezius) were recorded with surface electrodes in 24 males during propulsion of three different speed levels on a motor-driven wheelchair treadmill. EMG signal was analysed using root mean square (RMS) values. In order to assure the statistical significance of the results, the one-way ANOVA and a Post Hoc Multiple Comparison were applied at the 0.05 level of significance.

Results: The results of this study were as follows: Biceps brachii, and pectoralis RMS value variations of wheelchair propulsion speed between 45m/min and 60m/min, and between 60m/min and 75m/min were not statistically different ($p>0.05$). Triceps brachii, deltoid anterior and trapezius RMS value variations of wheelchair propulsion speed between 45m/min and 75m/min were statistically different ($p<0.05$).

Conclusions: The risk of impingement syndrome has increased from deltoid muscle contraction growth and trapezoid, triceps brachial muscle endurance decrease when wheelchair propulsion speed rises. To prevent from impingement syndrome wheelchair users should strengthen and endure shoulder muscles. Besides we need education on propulsion posture and suitable position for wheelchair users.

Key Words : Wheelchair propulsion, Impingement syndrome, EMG

I. 서론

의학의 발달로 인한 수명의 증가, 환경오염, 교통사고, 산업재해 등의 증가로 재활서비스를 필요로 하는 장애인구는 계속적으로 증가하고 있다(권혁철, 1997). 2000년 현재 우리나라 전체 장애인구는 150만명으로 이중 지체장애가 차지하는 비율은 약 60%에 이르고 있다(보건복지부, 2000). 지체장애 가운데 대표적인 원인으로 척수손상을 들 수 있는데, 이들에 대한 삶의 질에 대한 문제는 점차 중요하게 다루어지고 있다. 이러한 척수손상 장애인들의 삶의 질을 향상시키기 위해서 이동성의 확보가 가장 중요한 문제로 부각되고 있다(Gellman 등, 1988; Pentland와 Twomey, 1991; Sie 등, 1992).

교통사고나 산업재해로 인한 척수손상 장애인들은 집, 학교, 직장, 그리고 여가생활에서 이동성 확보를 위하여 휠체어를 가장 많이 사용하고 있다(Harburn과 Spaulding, 1986; Kathleen 등, 1999).

휠체어 추진뿐만 아니라, 일상생활 동작을 수행하는 데 있어 상지 근육들의 근력은 주요한 동력원으로 사용되고 있다(Schantz 등, 1999). 따라서 이러한 작업을 수행하기 위한 상지 근육들의 근력 강화는 매우 중요하다(Sara 등, 1996).

장시간 휠체어를 추진하는 장애인들은 옥외이동(ambulation)과 옥내이동(transfer)을 위해 상지 근골격계에 전적으로 의존하게 된다(Pentland와 Twomey, 1991; Pentland와 Twomey, 1994). 휠체어의 지속적인 추진은 견관절, 주관절, 그리고 손

목관절의 반복적인 운동패턴으로 인한 근피로를 누적시키고(Pentland와 Twomey, 1994), 또한 상완골이 상대적으로 내회전되는 견갑골의 전인(protraction)과 거상(elevation)을 일으키게 된다. 상완골이 내전 및 내회전이 된 상태로 거상이 되면, 상완골 장축방향으로는 체중부하가 관절에 가해지게 된다(Burnham 등, 1993). 이로 인해 발생하는 부하들은 상지 각 관절의 퇴행성 변화와 연부 조직의 장애를 유발시키는 원인이 되어 충돌증후군(impingement syndrome)을 일으키며(Robinson, 1993), 또한 근육의 과사용(overuse)은 견부 통증을 야기하는 주요한 원인으로 제시되고 있다(Rodgers 등, 1998).

이러한 견부 통증을 겪고 있는 대부분의 휠체어 사용자들은 견부 통증의 발생 초기에는 독립적인 일상생활동작을 수행하는 데 있어 기능적인 제한(functional limit)은 비교적 미미하다. 그러나, 견부 통증으로 인한 빠른 근피로감, 지구력 감소, 움직임의 효율 및 속도의 감소, 작업이나 여가활동의 장시간 지속 어려움, 그리고 심호흡계(cardiorespiratory system) 지구력의 감소와 같은 여러 형태의 기능적인 손실(functional cost)을 겪게 된다(Curtis 등, 1995). 결국, 견부 통증을 호소하는 휠체어 사용자는 이러한 이유로 인해 휠체어 추진, 의복 착탈(dressing and undressing), 옥내 이동과 같은 일상생활의 기능적인 활동을 정확히 수행할 수 없게 된다(Bayley 등, 1987; Robinson 등, 1993).

휠체어 추진에 의한 충돌증후군의 예방으로

Olenik 등(1995)은 노젓기 운동법(rowing), 후방추진법(backward wheeling), 개별 견갑대 후인운동법(isolated scapular retractor exercise)을 실시하여 능형근(rhomboid)과 승모근(trapezius)의 근력을 강화해야 한다고 주장하였고, Curtis(1999)는 견부 후부(posterior portion)근육들의 근력약화로 인한 견부 전부(anterior portion)근육들의 단축이 충돌증후군을 유발할 수 있으므로 후부 근육들의 근력강화를 강조하였다.

휠체어의 추진주기에 따른 상지의 동작은 여러 연구자들에 의해서 다양하게 나누어지고 있다. Chow 등(2001)은 크게 2가지로 나누어서, 추진기(push phase)와 회복기(recovery phase)로 구분하였다. 또한, Copper(1995)는 휠체어 추진시의 상지의 패턴을 크게 5가지의 요소들을 3가지 주기로 나누어, 준비기(preparatory phase), 추진기(propulsion phase), 그리고 회복기(recovery phase)로 정의하였다.

추진주기에 따른 상지의 움직임은 보면, 추진기 동안 상지는 견관절 굴곡과 견갑대의 전인(protraction), 회복기 동안 견관절은 신전과 외전, 견갑대는 후인(retraction)을 하게 된다(Mulroy, 1996; Newsam 등, 1999; Schantz 등, 1999).

이전의 연구자들에 의하면 휠체어 추진시 사용되는 상지근육에서 추진기에서는 삼각근 전부섬유(deltoid anterior fiber)와 대흉근(pectoralis major), 회복기에서는 삼각근 중부, 후부섬유(deltoid middle, posterior fiber)가 주동근으로서 작용을 한다고 보고하였다(Schantz 등, 1999; Veerger 등, 1991).

일반적으로 휠체어 추진시 운동패턴이나 근활동을 알아보기 위한 방법으로, 실험실 환경에서는 휠체어 에르고미터(ergometer)와 휠체어 트레드밀(treadmill) 등이 주로 사용되고 있다(Vanlandewijck 등, 1994). 본 연구에서는 일상생활에서 휠체어 추진환경과 가장 유사한 환경으로 실험을 하기 위하여 휠체어 트레드밀을 사용하였다.

일상생활에서 휠체어를 사용하는 사용자들은

다양한 속도로 휠체어를 추진하고 있으며, 특히 휠체어를 처음 접하는 척수손상환자의 경우 휠체어 트레이닝을 실시하기 위한 재활프로그램이 실시되고 있는 실정이다. Vanlandewijck 등(1994)과 Schantz 등(1999)이 서로 다른 휠체어 추진속도에서 운동역학적 실험은 실시되었으나, 현재까지 서로 다른 추진속도에서 견부 주위 근육들의 활동에 대한 자세한 연구들은 미흡한 실정이었다.

Mulroy 등(1996)은 휠체어 추진중의 근육의 활동강도를 알아봄으로써 피로와 과사용의 위험을 가지고 있는 근육들의 재활프로그램 수립에 도움을 줄 수 있을 것이라고 하였으며, 또한 피로와 과사용으로 인한 충돌증후군의 발생위험을 예측할 수 있다고 하였다.

이에 본 연구에서는 서로 다른 일정한 3가지 추진 속도로 휠체어를 추진하는 동안 견부 근육의 RMS (Root Mean Square)값의 변화량을 근전도를 이용해 측정하여 각 근육들의 과사용에 따른 충돌증후군의 위험 정도를 예측하고, 이러한 결과로 처음 휠체어를 사용하는 사용자의 견부주위 근육의 근력강화 프로그램 디자인에 도움을 주고자 실시하였다.

II. 연구 방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상은 대구대학교에 재학중인 건강한 20대 성인 남자 24명을 대상으로 본 연구의 목적을 이해하고 동의한 사람을 대상으로 실시하였다. 이들은 모두 휠체어 사용 경험이 없고, 상지에 근골격계 이상이나 신경계 이상이 없으며, 심장질환 경력이 없는 자로 선정하였다.

본 실험의 참가에 동의한 대상자의 필요조건은 다음과 같았다.

첫째, 휠체어 사용 경험이 없는 자

둘째, 손목, 팔꿈치, 어깨, 목 등의 관절 움직임

에 제한이 없고 기능적으로 정상인 자

셋째, 현재 상지에 피로, 동통, 지각이상 등의 근골격계 장애가 없는 자

위의 조건을 충족시키는 대상자를 대상으로 실험을 실시하였으며 연구기간은 2001년 9월 19일부터 동년 9월 21일까지 기준 조건에 합당한 3명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 수정, 보완하여 2001년 9월 24일부터 동년 9월 28일까지 연구대상자 전원에 대해 실험을 시행하였다.

2. 측정 도구

1) 수동식 휠체어와 휠체어 트레드밀

수동식 휠체어는 뒷바퀴 지름이 60cm, 좌석 좌우/전후 너비는 각각 39.5cm, 등받이 높이는 28cm, 등받이 각도는 3°, 좌석 각도는 2°, 발받이(footrest) 각도는 35°, 그리고 무게는 20kg중인 기본형 휠체어(대세, 한국)를 사용하였다. 추진을 하는 동안에 상지 운동범위에 제한을 주지 않기 위하여 휠체어의 팔 지지대(armrest)와 상위 등받이(upper backrest)는 제거하였다(Newsam, 1999).

휠체어 에르고미터와 비교하여 휠체어 트레드밀은 체간과 상지의 움직임에 의해서 발생하고 회복기 동안 휠체어-사용자 시스템에 작용하는 관성력을 기록할 수 있다. 이러한 관성력은 휠체어 추진시 역학적 효율에 중요한 역할을 담당하게 된다(Vanlandewijck 등, 1994).

따라서, 본 실험에서는 휠체어 사용자가 일상생활에서 사용하는 동일한 환경을 제공할 수 있고 측정시 근활동의 정확성을 알 수 있고, 그리고 자유추진(free-wheeling)을 할 수 있는 휠체어 트레드밀에서 실험을 실시하였다.

휠체어 트레드밀은 폭 100×길이 180cm로, 1.5마력의 DC 모터 드라이버와 컨트롤러를 사용하였다. 트레드밀 속도는 0~85m/min의 범위 내에서 조정이 가능하게 제작하였다(그림 1).

휠체어의 속도감지기는 마이크로 컴퓨터가 내장된 M4W-D 속도계를 사용하였는데, 이는 자석이 내장되어 있는 근접스위치(PR 18-5DN)와 서로 연결하여 트레드밀의 속도를 측정하였다(그림 2). 근접스위치의 검출부와 트레드밀 축간의 간격은 5mm 이내로서, 이 간격 내에서 자장을 감지하여, 회전수에 대한 이동거리로 나누어서 속도를 측정하였다.

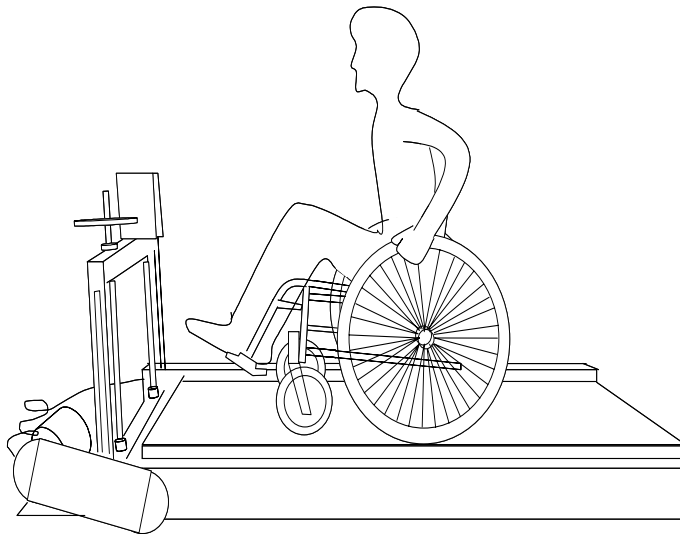


그림 29. 실험에 사용된 도구(수동휠체어와 휠체어 트레드밀)

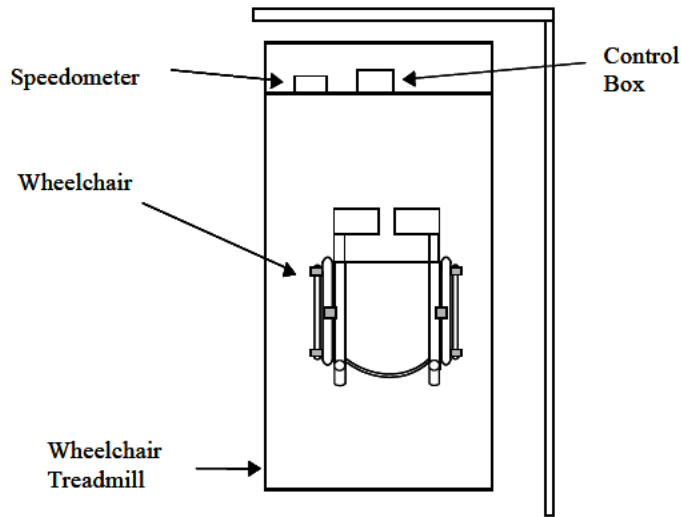


그림 30. 실험장치 배치도

2) 근전도 측정장치

휠체어 추진동안 상지 근육의 활동전위를 검출하고 디지털 처리할 수 있는 polygraph의 일종인 BIOPAC system사의 MP100WSW를 이용하여 측정하였다. 표면전극은 직경이 10mm인 전극을 사용하였고, 전극간 거리는 25mm로 하였다.

3. 실험 방법

상지근육의 활동전위는 총 5개 채널의 표면전극

을 이용하여 측정하였다(Schantz 등, 1999). 신호는 1000배로 증폭하였고, sampling rate는 1000Hz로 샘플링하였다. 그리고 10~500Hz 대역에서 60Hz는 bandstop시켜 제거한 후 bandpass filter 처리 후 정류하였다.

근육의 선정은 실험환경에서 측정이 용이한 왼쪽 팔의 상완이두근, 상완삼두근, 대흉근, 승모근, 삼각근 전부 섬유를 선택하였다(그림 3)(Peter 등, 1999).

상완이두근의 전극 위치는 활성전극과 참고전극을 팔꿈치 오목(cubital fossa)의 중앙과 앞쪽 겨

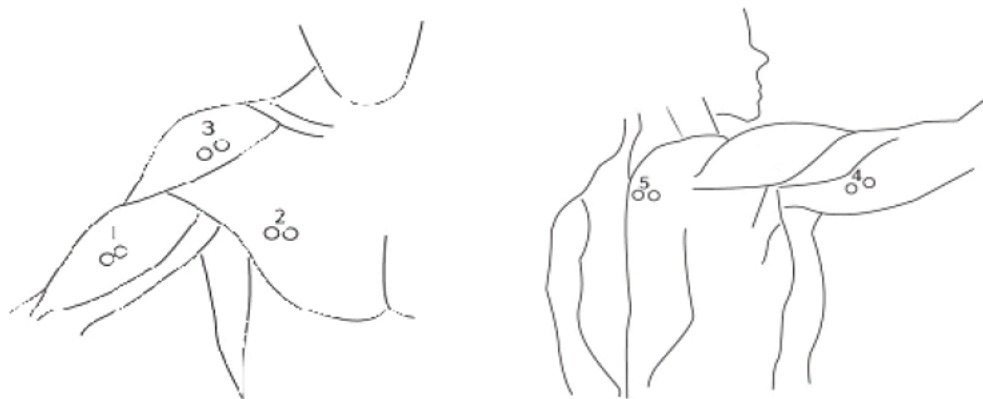


그림 32. 근전도 전극의 위치(1. 상완이두근, 2. 대흉근, 3. 삼각근 전부섬유, 4. 상완삼두근, 5. 승모근)

드랑이 주름(anterior axillary fold)의 중간지점에서 종축 방향으로 1.5cm 떨어진 부위에 부착하였다(Weir 등, 1992). 상완삼두근은 활성전극과 참고전극을 뒤쪽 겨드랑이 주름(posterior axillary fold)과 팔꿈치 머리돌기(olecranon process)사이 1/3 지점에서 종축 방향으로 1.5cm 떨어진 위치에 부착하였다(Anderson 등, 1984). 대흉근은 활성전극과 참고전극을 흉골과 앞쪽 겨드랑이 주름의 중간지점에서 횡축 방향으로 1.5cm 떨어진 위치에 부착하였다(Anderson 등, 1984). 승모근 상부 섬유는 활성전극과 참고전극을 일곱 번째 경추의 가시돌기(C7 spinous process)와 견봉 사이 중간 지점에서 횡축 방향으로 1.5cm 떨어진 위치에 부착하였다(Karlqvist 등, 1998). 삼각근 전부 섬유는 활성전극과 참고전극을 2cm 떨어지게 하여, 견봉쇄골관절에서 종축으로 4cm 떨어진 위치에 부착시켰다(Carm 등, 1998).

측정한 상지 근육의 근전도 신호량은 근전도 신호의 실질적인 출력값에 가까운 값을 제공하는 RMS값을 취하여 계산하였다(Portney, 1994). 근전도 신호량의 크기는 근수축량과 대체로 비례 관계이기 때문에 RMS값을 이용하여 근수축량을 측정하였다(Anderson 등, 1977).

근수축으로 생기는 근전도 신호의 시작 판단은 수의적 최대 수축량(maximal voluntary contraction; MVC)에 기준하여 정하였다(Schantz 등, 1999). 관절에서의 움직임이 없도록 등척성 외부저항(검사자에 의해)을 준 후 수의적 최대 수축을 5초간 실시하였다(Chow 등, 2001). 이때 생기는 근전도 신호를 기록하였다. 근수축 시작의 판단은 근전도 신호의 진폭이 측정한 최대 수축진폭의 5 % 이상일 때로 하였다. 각 근육의 최대 수축량을 알아보기 위한 등척성 외부저항의 위치는 다음과 같다(Schantz 등, 1999). 상완이두근과 상완삼두근은 주관절이 90°굴곡된 위치에서 상완을 체간에 고정시킨 후 전완의 하부에서 고정하여 주관절을 굴곡, 신전을 하게 하였다. 대흉근은 견관절

이 45° 굴곡된 위치에서 주관절 부위를 고정하여 상완에서 굴곡과 내전이 동시에 일어나게 하였다. 삼각근 전부섬유는 견관절이 45° 굴곡된 위치에서 상완의 하부를 고정하여 굴곡하게 하였다. 삼각근 후부섬유는 견관절이 45° 신전된 위치에서 상완의 하부를 고정하여 신전하게 하였다. 승모근은 양견관절 위에서 고정하여 어깨를 위로 거상하게 하였다.

휠체어 추진시 근수축 분석은 실험 전에 휠체어와 추진속도에 익숙해지기 위해 약 3분간의 워밍업을 실시하였으며, 본 실험은 3분 동안의 각 근육의 근전도 신호를 기록하였다.

4. 분석 방법

측정한 결과를 부호화하여 컴퓨터에 입력한 후 SPSS/window(version 10.0)을 이용하여 통계처리하였다.

각 측정은 30초에서 40초 사이의 10초 동안의 근전도 신호와 150초에서 160초 사이의 10초 동안 기록된 각 근육의 근전도 신호를 3회 실시 후 평균값을 산출하여 분석에 사용하였다.

휠체어 추진 속도에 따른 RMS값 변화량을 알아보기 위하여 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 하였고 각 근육간, 속도간 사후검정을 위해 다중비교방법인 Scheffe 검정을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위한 유의수준 α 는 0.05로 정하였다.

III. 연구 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험에 참가한 대상자는 24명의 건강한 성인 남자였으며, 이들의 일반적인 특성 평균값은 나이 22.42세(19~25세), 몸무게 66.67 kg중(61~79 kg 중), 키 172.25 cm(167~178 cm)이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성	대상자수(명)	평균±표준편차	범위
나이(세)	24	22.42±1.98	19 ~ 25
몸무게(kg중)	24	66.67±5.72	61 ~ 79
키(cm)	24	172.25±3.61	167 ~ 178

표 2. 휠체어 추진속도에 따른 근육별 RMS값 평균변화량*

구분	속도(45m/min)	속도(60m/min)	속도(75m/min)
대흉근	-0.45±2.77**	0.20±3.71	-1.17±4.39
상완이두근	0.20±2.70	-1.03±3.12	-0.39±3.71
상완삼두근	-1.17±2.47	-3.06±3.19	-3.61±3.11
삼각근전부섬유	-1.81±1.67	-3.23±2.69	-4.21±3.79
승모근	-1.54±2.67	-2.71±3.48	-4.66±3.86

*평균변화량=(30~40초 사이의 평균 RMS값 변화량)-(150~160초 사이의 평균 RMS값 변화량)

**평균±표준편차

2. 휠체어 추진속도에 따른 근육별 RMS값 평균변화량

휠체어 추진속도에 따른 견부 주위 근육의 각 근육별 RMS값의 평균변화량은 표 2와 같다. 상완삼두근, 삼각근 전부섬유, 그리고 승모근은 속도가 증가함에 따라 RMS값의 변화량이 점차 크게 나타났다. 이에 반해 대흉근과 상완이두근은 속도가 증가함에 따른 RMS값의 변화량에는 통계학적으로 유의한 상관관계가 나타나지 않았다.

3. 휠체어 추진속도에 따른 근육별 RMS값 변화량의 일원배치분산분석

휠체어 추진속도에 따른 근육별 RMS값 변화량을 분석한 결과는 표 3과 같다. 휠체어 추진속도가 근수축량에 영향을 주는지를 알아보기 위한 상호작용의 검정 결과, 대흉근과 상완이두근은 속도에 따른 근육별 RMS값 변화량에서 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 이에 반해 상완삼두근, 삼각근전부섬

유, 그리고 승모근은 속도에 따른 근육별 RMS값 변화량에서 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

4. 휠체어 추진속도와 대흉근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

휠체어 추진속도간의 대흉근 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과는 표 4와 같다. 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min의 속도간 RMS값 변화량의 유의확률은 0.837, 60m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량의 유의확률은

표 3. 휠체어 추진속도에 따른 근육별 RMS값 변화량의 일원배치분산분석

구분	자유도	F	p
대흉근	2	0.79	0.458*
상완이두근	2	0.84	0.435
상완삼두근	2	4.35	0.017
삼각근전부섬유	2	4.11	0.021
승모근	2	4.99	0.010

$p<0.05$

.458, 그리고 45m/min과 75m/min의 속도간 RMS 값 변화량의 유의확률은 .804로써 속도간 RMS 값 변화량의 차이가 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

5. 휠체어 추진속도와 상완이두근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

휠체어 추진속도간의 상완이두근 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과는 표 5와 같다. 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min의 속도간 RMS값 변화량의 유의확률은 .435, 60m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량의 유의확률은 .794, 그리고 45m/min과 75m/min의 속도간 RMS 값 변화량의 유의확률은 .827로써 속도간 RMS값 변화량의 차이는 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

6. 휠체어 추진속도와 상완삼두근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

휠체어 추진속도간의 상완삼두근 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과는 표 6과 같다. 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 .102, 60m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 .815로써 속도간 RMS값 변화량의 차이는 통계학적으로 존재하지 않았으며($p>0.05$), 45m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 0.024로써 속도에 따른 RMS값 변화량의 차이는 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

7. 휠체어 추진속도와 삼각근 전부섬유 RMS값 변화량의 사후 다중비교

휠체어 추진속도간의 삼각근 전부섬유 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과는 표 7과 같다. 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min의 속

도간 RMS값 변화량은 유의확률이 0.252, 60m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 .505로써 RMS값 변화량의 차이가 통계학적으로 존재하지 않았으며($p>0.05$), 45m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 .022로써 RMS값 변화량의 차이는 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

표 4. 휠체어 추진속도와 대흉근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

구분	속도 (m/min)	대상자수 (명)	표준오차	p
대흉근	45~60	24	1.086	0.837
	60~75	24	1.086	0.458
	45~75	24	1.086	0.804

$p>0.05$

표 5. 휠체어 추진속도와 상완이두근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

구분	속도 (m/min)	대상자수 (명)	표준오차	p
상완 이두근	45~60	24	0.945	0.435
	60~75	24	0.945	0.794
	45~75	24	0.945	0.827

$p>0.05$

표 6. 휠체어 추진속도와 상완삼두근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

구분	속도 (m/min)	대상자수 (명)	표준오차	p
상완 삼두근	45~60	24	0.868	0.102*
	60~75	24	0.868	0.815*
	45~75	24	0.868	0.024**

* $p>0.05$

** $p<0.05$

표 7. 휠체어 추진속도와 삼각근 전부섬유 RMS값 변화량의 사후 다중비교

구분	속도 (m/min)	대상자수 (명)	표준오차	p
삼각근	45~60	24	0.840	0.252*
전부섬유	60~75	24	0.840	0.505*
	45~75	24	0.840	0.022**

*p>0.05

**p<0.05

8. 휠체어 추진속도와 승모근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

휠체어 추진속도간의 승모근 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과는 표 8과 같다. 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 0.505, 60m/min과 75m/min의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 .157로써 RMS값 변화량의 차이가 통계학적으로 존재하지 않았으며(p>0.05), 45m/min과 75m/min

표 8. 휠체어 추진속도와 승모근 RMS값 변화량의 사후 다중비교

구분	속도 (m/min)	대상자수 (명)	표준오차	p
삼각근	45~60	24	0.995	0.505*
후부섬유	60~75	24	0.995	0.157*
	45~75	24	0.995	0.010**

*p>0.05

**p<0.05

의 속도간 RMS값 변화량은 유의확률이 0.010으로써 RMS값 변화량의 차이는 유의한 차이가 있었다(p<0.05).

9. 휠체어 추진 시간대별 RMS값 변화량의 변화 추이

휠체어 추진기간 동안 RMS값 변화량의 요동정도를 분석한 결과는 그림 4와 같다. 5개의 선택근육들 중 삼각근 전부섬유(A), 승모근(B), 그리고

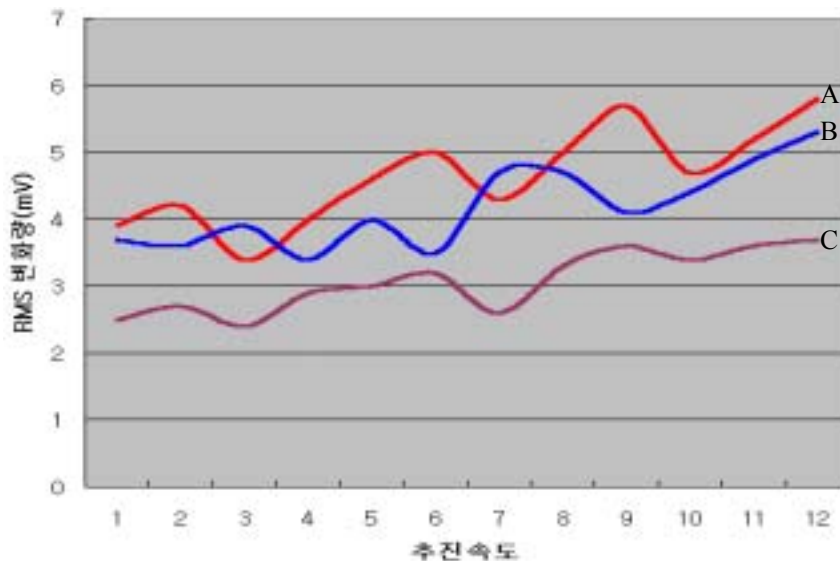


그림 4. 휠체어 추진기간 동안 RMS값 변화량의 변화추이
(A. 삼각근 전부섬유, B. 승모근, C. 상완삼두근)

상완삼두근(C)의 변화추이를 분석하였다. 이들 모든 근육들은 처음 시작의 변화량에서 일정한 양적(+) 기울기를 가지기보다는 휠체어 추진 중간에 양적(+), 음적(-) 기울기를 동시에 가지는 요동 현상을 보여주고 있었다.

IV. 고 찰

본 연구는 3가지 서로 다른 휠체어 추진속도에 따른 건부 주위근육들의 근전도 분석을 통해, 속도가 증가함에 따른 휠체어 추진근육들의 근수축 변화량을 RMS값을 통하여 알아보았다.

휠체어 추진실험은 주로 실험실 환경에서 이루어지고 있는데, 실험의 가장 일반적인 방법으로 휠체어 트레드밀과 휠체어 에르고미터가 사용되고 있다(Vanlandewijck 등, 1994). 휠체어 트레드밀과 휠체어 에르고미터 간의 생리적 차이 비교시, Veerger 등(1992)은 컴퓨터화된 휠체어 에르고미터에서 휠체어 추진동작이 휠체어 트레드밀에 비해 더 정확한 결과를 얻을 수 있다고 하였다. 그러나, Vanlandewijck 등(1994)은 실험실 연구에서 주로 사용되는 휠체어 에르고미터는 실제 휠체어 사용자가 사용하는 일상추진환경과 근활동, 역학적 효율, 그리고 추진력에서 차이가 발생할 수 있다고 하였다. 그리고 Latin(1993)은 휠체어 트레드밀 사용이 휠체어 에르고미터를 사용하는 경우보다 운동부하검사에서 측정의 정확성을 제공한다고 보고하였다. 트레드밀에서 휠체어 추진을 하면, 회복기동안 체간과 상지의 움직임에 의하여 관성력을 발생시키게 된다. 휠체어-사용자 시스템에 작용을 하게 되는 관성력은 역학적 효율에 영향을 미치고 있으므로 중요하게 다루어져야 한다(Vanlandewijck 등, 1994).

이에 본 연구에서는 실제 휠체어 추진과 가장 유사한 환경을 제공하고, 역학적 효율을 제고할 수 있는 휠체어 트레드밀에서 실험을 실시하여 추진 속도에 따른 건부 주위 근육의 근활동을 관찰

하였다.

본 연구는 연구대상자의 다양한 신체적 특징에 맞는 적절한 휠체어를 선택하지 못하고 동일한 휠체어(대세, 한국)를 사용하여 측정되었다. 그러나 휠체어 의자의 높이, 발받침의 높이, 그리고 바퀴의 직경 등에 따라 추진의 형태와 사용되는 휠체어 추진근육의 활동정도가 달라질 수 있을 것이다. 따라서 추후엔 연구대상자의 신체적 특징에 맞는 휠체어를 선택하여 연구가 실시되어야 할 것으로 사료된다.

휠체어 추진동안에 측정된 여섯 개 근육의 근수축량을 비교하기 위해서 근전도 신호는 RMS 방법을 이용하여 분석을 하였다. 근피로를 확인하는 방법에 널리 사용되는 것 중 하나로 표면전극을 이용한 근전도 측정방법이 널리 사용되고 있다(Vollestad, 1997). 근전도 신호의 분석 방법은 크게 정성적 분석법과 정량적 분석법으로 구분할 수 있으며, 정량적 분석법의 대표적인 것으로 주파수 분석과 진폭분석이 있다. 주파수 분석은 여러 가지 주파수와 진폭을 갖는 단순파의 합으로 이루어진 근전도 신호를 FFT(Fast Fourier Analysis)를 이용하여 다시 분해·정리하는 방법으로 평균주파수(mean power frequency)와 중앙주파수(median power frequency) 값을 구하는 방법이다(Ament 등, 1993). 진폭분석은 근전도 신호를 각 운동단위에 대한 합으로 보고, 큰 힘을 발휘하거나 근피로의 강도가 커질수록 동원되는 운동단위의 수가 증가되면 이에 따라 근전도 진폭도 증가한다는 원리에 의한 것이다(권혁철과 정동훈, 2001).

이중 진폭변수는 원자료(raw data)를 최대한 유지하는 장점을 가지고 있다(Portney, 1994). 또한 Portney(1994)는 근전도 신호의 시작과 끝을 알아보기 위해서는 원자료를 이용하는 것이 유용하다고 하여, 본 연구에서도 이와 같은 원자료를 이용하여서 분석을 하였다.

근육간의 비교를 위해서는 근육의 활동전위를 표준화(normalization)하는 과정이 필요하며

(Kasman과 Wallace, 1995), 그 과정은 최대 등척성 수축을 측정하여 측정된 근수축 정도를 최대 등척성 수축으로 나누어 실시하는 방법과 최대하수축(submaximal voluntary contraction)을 측정하여 이용하는 방법이 있다(Portney, 1994). 이러한 표준화 과정은 근육간 형태와 분포가 다양하고 동일 대상자에서도 근육간 차이를 보이기 때문에 필요한데(Kasman과 Wallace, 1995), 각각의 근육에 대한 최대등척성 수축을 시키는 것이 어렵고 또한, 개인적 주관성이 배제되지 않기 때문에 근육간의 활동전위를 상대적인 수치로 비교하지 않았고, 동일한 근육 내에서 휠체어 추진속도에 따른 RMS값의 변화량을 비교하여서 분석을 하였다.

휠체어 추진시 시간이 경과함에 따라 RMS값 변화량은 일정한 양적(+) 또는 음적(-) 기울기를 가지고 증가 또는 감소하지 않고, 추진 중간에 변화량의 변동(fluctuation)이 발생을 하고 있었다. 이는 휠체어 트레드밀에서 추진을 할 경우 휠체어는 트레드밀 위에서 일정한 고정된 위치에서 추진을 하지 않고 앞뒤로 이동하게 된다. 특히 일정한 추진위치에서 순간적으로 휠체어가 뒤로 이동할 경우 연구대상자는 원래의 위치로 이동하기 위해 더 많은 추진력을 발생하게 된다. 이러한 이유로 근수축량의 변동현상이 발생되지 않았나 사료된다. 휠체어 추진위치의 순간적인 이동이 근피로에 의한 것인지 아니면, 동일한 동작을 일정시간동안 수행함에 따른 집중력 상실에 의한 것인지는 좀더 정확한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

휠체어 추진시 근육의 RMS값 변화량, 즉 근수축량의 변화에서 연구대상자의 일부는 삼각근 전부섬유의 5개 근육 중 가장 크게 근수축량이 증가하였고, 일부 연구대상자는 상완삼두근의 근수축량이 가장 크게 증가를 하고 있었다. 삼각근 전부섬유의 근수축량이 증가하는 경우는 연구대상자의 대부분이 휠체어 추진시 체간의 굴곡을 이용하지 않고, 단지 상지 주위의 근육, 특히 삼각근 전부섬유를 추진 주동근으로 이용하여 추진하는 경우에

주로 발견되었다. 이에 반해 상완삼두근의 근수축력이 증가한 경우 실험대상자는 체간의 굴곡과 상지의 근육을 이용하여 휠체어 손잡이에 추진력을 전달하였다. 즉, 휠체어 추진기 초반에는 체간을 굴곡시키고 추진기 후반에는 주관절을 신전시켜서 체간의 체중과 상지의 근력을 함께 이용한 추진을 하고 있다. 이처럼 휠체어를 추진하는 여러 형태 중 상지주위의 근육만을 이용한 휠체어 추진력의 생성은 삼각근 전부섬유의 근수축력을 증가시켜 충돌증후군의 위험을 더욱 높이는 결과를 야기할 수 있다. 그러므로, 충돌증후군의 위험을 감소시키기 위해서는 휠체어 추진 동작시 상지만의 근력을 이용한 추진보다 체간의 굴곡과 상지의 근력을 동시에 이용한 추진이 더 바람직할 것으로 보인다.

Michall(1998)은 휠체어 추진 속도가 1.3m/sec 일 때 외전각도는 8.9도를 유지하며 속도가 2.2m/sec로 빨라지게 되면, 견관절의 외전각도는 18.7도로 커진다고 하였다. 이와 더불어 견관절의 내회전 각도도 속도가 증가할수록 증가한다고 하였다. 추진 주기 중 회복기의 끝부분과 추진기의 시작부분에서 견관절의 외전과 외회전 각도 증가가 최대의 정점을 이루게 되는데, 이때 충돌증후군의 발생위험은 더욱 증가하게 된다(Olenki 등, 1995). 본 연구에서 속도가 증가할수록 견관절 외전의 주동근인 삼각근 전부섬유의 근수축량이 유의한 수준으로 증가되고 있었다($p<.05$). 그리고 75m/min의 속도에서 삼각근 전부섬유의 RMS값 변화량이 45m/min과 60m/min에서 보다 큰 값으로 증가되고 있는 것으로 보아 견봉의 전면과 상완골의 대결절이 충돌할 수 있는 위험은 속도가 증가할수록, 특히 75m/min에서 크게 증가됨을 알 수 있었다.

휠체어 추진속도에 따른 승모근의 RMS값 변화량은 45m/min과 60m/min, 그리고 60m/min과 75m/min에서는 속도에 따른 유의한 차이가 보이지 않았으나, 45m/min과 75m/min간에는 속도가 증가될수록 RMS값 변화량이 유의하게 증가하였

다. 이러한 승모근의 근수축량 증가는 지속적이고 반복적인 휠체어 추진동작으로 승모근의 근지구력 감소를 유발하여 견갑골 후인 견인작용 감소를 야기하게 한다. Olenik 등(1995)은 견갑골 후인근육의 과도한 신장과 근력약화는 견갑골의 외측, 전방으로의 이동을 유발시킨다고 하였다. 이렇게 승모근과 같은 견갑골 후인근육의 근지구력 약화는 정상적인 길이-장력 관계를 방해하고, 또한 견갑골의 외측-전방이동을 야기하여 견봉하 공간을 더욱 협소하게 만들 수 있다(Kamkar 등, 1993). 견봉하 공간의 협소는 휠체어 추진 시 충돌증후군의 발생위험을 더욱 크게 만든다(Kibler와 Chandler, 1989).

추진기와 회복기 동안 가장 중요하게 다루어져야 할 근육들 중의 하나로 대흉근을 들 수가 있다(Rao 등, 1995). 대흉근은 휠체어 추진 시 상방으로 가해지는 부하로부터 견관절을 보호하는 기능을 수행하게 되는데, 상완골을 상방으로 잡아당기는 삼각근의 작용과 반대작용을 하여 견봉하 공간으로의 이동을 억제한다. 만약 대흉근에 근피로가 쌓이게 되면 추진기 동안 장축 상방방향으로 가해지는 힘과 더불어 삼각근 수축력의 억제작용을 수행하지 못해 충돌증후군이 유발될 수 있다(Mulroy 등, 1996). 그러나 본 연구에서는 휠체어 추진속도간 RMS값 변화량에서 통계학적인 차이가 발견되지 않았으나, 대흉근의 근피로 방지를 위한 근지구력 강화프로그램이 휠체어 사용자에게 필수적으로 제시되어야 할 것으로 사료된다.

Olenik 등(1995)은 휠체어 사용자의 근력 및 근지구력 강화를 위하여 노젓기 운동법, 휠체어 후방 추진법, 개별 견갑대 후인운동법 등의 재활 프로그램들을 실시할 것을 제시하였다. 그러나, 본 연구의 결과에서 휠체어 후방추진법과 같이 휠체어 추진근육들이 모두 동원되는 휠체어를 이용한 재활 프로그램은 대흉근, 승모근, 그리고 삼각근까지 모두를 강화시키게 할 수 있다. 삼각근의 근력이 다른 근육, 특히 대흉근의 근력보다 커지게 될 경우

는 충돌증후군의 위험이 더욱 커지게 될 위험이 발생하므로, 본 연구에서 제안하는 재활프로그램은 전체 근육들을 동시에 강화시키는 것보다 각 근육의 개별적인 재활프로그램을 제안하는 바이다.

Schantz 등(1999)은 사지마비와 삼지마비 장애인을 대상으로 한 휠체어 추진속도에 따른 근전도 분석에서 삼각근 전부섬유와 후부섬유는 다른 근육과 달리 휠체어 추진속도 증가와 무관하게 추진기와 회복기 전추진기간 동안 지속적으로 근수축을 일으킨다고 하였다. 본 연구의 근전도 신호에서도 Schantz 등(1999)의 연구와 마찬가지로 삼각근 전부섬유는 전 휠체어 추진기간 동안 지속적인 수축을 보이고 있었는데, 이는 삼각근 전부섬유가 상지의 원위부가 움직이는 동안 상지의 근위부에서 상지를 체간에 안정시키는 고정근(stabilization muscle)으로서의 역할을 수행하고 있기 때문인 것으로 사료된다. 특히, 추진속도가 증가할수록 상지 원위부의 빠른 움직임 때문에 상지 근위부와 체간의 안정성을 더욱 높이기 위하여 근수축량이 유의한 수준으로 증가되고 있음이 결과에서 나타나고 있었다.

이러한 근전도 데이터는 척수손상 장애인의 상지 재활프로그램에서 특정 부위의 근력 및 근지구력 강화 운동에 대한 기본 자료를 제공해 줄 수 있다(Mulroy 등, 1996). 특히, 대흉근과 승모근의 근력강화는 휠체어 사용자에게 필수적인 요소이므로 근력 및 근지구력 강화 프로그램을 지속적으로 실시를 하여야 한다. 그리고 회복기 동안 사용되는 근육들은 휠체어 추진 주기의 반 이상을 차지하고 있기 때문에(Rao 등, 1995), 근지구력 강화 운동에 보다 많은 노력을 기울여야 한다.

근전도 상에 나타나는 근육들의 활동패턴을 연구하여 휠체어를 추진하는 장애인들의 상지기능을 최적의 상태로 유지할 수 있도록 휠체어 추진시 사용되는 각 근육의 개별적인 근력강화와 근지구력 강화프로그램이 적절하게 선택되어 실시되어야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 대구대학교에 재학중인 성인 남자 24명을 대상으로 근전도 기기와 휠체어 트레드밀을 이용하여, 3가지 서로 다른 휠체어 추진속도에 따른 전부 주위근육들의 근전도 신호분석을 실시하여 전부 충돌증후군 발생위험을 알아보았다. 근전도 신호량의 크기는 RMS값을 이용하여 측정하였다. 각 측정은 30초에서 40초 사이의 10초 동안의 근전도 신호와 150초에서 160초 사이의 10초 동안 기록된 각 근육의 근전도 신호를 3회 실시 후 RMS값 변화량의 평균값을 산출하여 분석에 사용하였다. 속도가 증가함에 따른 휠체어 추진근육들의 근수축 변화량을 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 휠체어 추진속도가 근수축량에 영향을 주는지를 알아보기 위한 근육별 상호작용의 검정 결과, 대흉근과 상완이두근은 각각 속도에 따른 RMS값 변화량에서 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 상완삼두근, 삼각근전부섬유, 그리고 승모근은 각각 속도에 따른 RMS값 변화량은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).
2. 휠체어 추진속도에 따른 대흉근, 그리고 상완이두근의 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과, 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min 속도간 RMS값 변화량, 60m/min과 75m/min 속도간 RMS값 변화량, 그리고 45m/min과 75m/min 속도간의 RMS값 변화량은 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).
3. 휠체어 추진속도에 따른 상완삼두근, 삼각근전부섬유, 그리고 승모근의 RMS값 변화량을 사후 다중비교로 분석한 결과, 휠체어 추진 속도 45m/min과 60m/min 속도간 RMS값 변화량, 그리고 60m/min과 75m/min 속도간 RMS값 변화량은 통계학적으로 유의한 차이

가 없었으며($p>0.05$), 45m/min과 75m/min 속도간 RMS값 변화량은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

4. 휠체어 추진근육들 가운데 삼각근 전부섬유의 근수축량 증가가 큰 대상자의 경우는 체간을 이용한 휠체어 추진보다는 상지 주위의 근육만을 이용한 추진시에 발견이 되었고, 상완삼두근의 근수축량이 다른 근육에 비해 근수축량이 증가한 경우는 체간의 전방굴곡과 주관절의 신전동작이 함께 이루어져 휠체어를 추진하는 경우에 발생되었다.
5. 지속적이고 반복적인 휠체어 추진시 발생할 수 있는 충돌증후군의 위험을 예방하기 위한 재활프로그램을 디자인할 경우, 휠체어 추진 근육들 중 삼각근 전부섬유, 대흉근, 그리고 승모근 등의 근력 및 근지구력 강화프로그램이 개별적으로 실시되어야 할 것이다.

이상과 같은 결과에서 휠체어 사용자의 재활프로그램 실시하거나 디자인을 할 경우, 휠체어 추진속도가 증가할 경우 승모근과 상완삼두근의 근지구력 약화와 삼각근 전부섬유의 근수축력 증가로 인한 충돌증후군의 위험은 증가하게 된다. 그래서 휠체어 사용자들의 충돌증후군을 예방하기 위해서는 휠체어 추진에 사용되는 상지 주위 근육들의 개별적인 근력 및 근지구력 강화운동을 실시하여야 할 것이다. 또한 휠체어 추진시 추진 자세에 대한 교육과 장애유형에 알맞은 자세 선택이 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

- 보건복지부. 전국장애인등록현황. 2000.
- 권혁철. 우리나라 의료재활 전문인력 수요·공급 및 추세에 관한 연구. 대한물리치료학회지. 1997;9(1):19-35.
- 권혁철, 정동훈. 스크린 높이와 서류 고정대 위치

- 에 따른 경부 주위 근육의 활성 정도 비교. 대한물리치료학회지. 2001;13(3):829-837.
- Ament W, Bonga GJ, Hof AL, et al. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogr Kinesiol. 1993;3: 214-220.
- Anderson GBJ, Örgengren RO, Herberts P. Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. Orthop Clin North Am. 1977;8:85-96.
- Anderson DS, Jackson MF, Soderberg GL. Electromyographic analysis of selected muscle during sitting push-ups: effects of position and sex. Phys Ther. 1984;64:24-28.
- Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. J Bone Joint Surg. 1987;69A:676-678.
- Burnham RS, et al. Shoulder pain in wheelchair athletes: the role of muscle imbalance. Am J Sports Med. 1993;21(2):238-242.
- Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, et al. Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques. Med Sci Sports Exerc. 2001;33:476-484.
- Curtis KA, Tyner TM, Zachary L, et al. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. Spinal Cord. 1999;37:421-429.
- Curtis KA. Development of the wheelchair user's shoulder pain index (WUSPI). Paraplegia. 1995;33:290-293.
- Gellman H, Sie I, Waters RL. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. Clin Orthop. 1988;233:132-135.
- Harburn KL, Spaulding SJ. Muscle activity in the spinal cord-injured during wheelchair ambulation. Am J Occu Ther. 1986; 40(9):629-636.
- Kamkar WB, Irrgang JJ, Whitney RL. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. J Orthor Sport Phys Ther. 1993;17:212-223.
- Karlqvist LK, Bernmark E, Ekenvall L, et al. Computer mouse position as a determinant of posture, muscular load and perceived exertion. Scand J Work Environ Health. 1998;24:62-73.
- Kasman G, Wallace K. Surface EMG and Biofeedback in Physica Therapy. California, Laguna Hills. 1995.
- Kathleen AC, George AD, David L, et al. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80:453-457.
- Kibler WB, Chandler TJ. Functional scapular instability in throwing athletes. Presented at the American Orthopaedic Society for Sports Medicine's 15th Annual Meeting. Traverse City, MI. 1989;19-22.
- Latin RW. Predictions of maximum oxygen uptake from treadmill walking running. J Sports Med Phys Fitness. 1993;33:34-39.
- Michall LB. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion. Spinal Cord. 1998;36(6):418-426.
- Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, et al. Three-dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. Gait Posture. 1999;10:223-232.
- Olenik LM, Laskin JJ, Burnham R, et al. Efficacy of rowing, backward wheeling and

- isolated scapular retractor exercise as remedial strength activities for wheelchair users: application of electromyography. *Paraplegia*. 1995;33:148-152.
- Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*. 1991;29:521-530.
- Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: part I & II. *Paraplegia*. 1994;32:211-224.
- Portney LG. Electromyography and nerve conduction velocity tests. In: SR O'sullivan, , TJ Schmitz eds. *Physical Rehabilitation: Assessment and treatment*. Philadelphia, F.A. Davis Co. 1994.
- Rao S, Bontrager E, Gronley JK, et al. SCI shoulder function with wheelchairs and transfer. National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Disorders. NIH grant 41018-03. 1995.
- Robinson MD, Hussey RW, Ha CY. Surgical decompression of impingement in the weight-bearing shoulder. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74:324-327.
- Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J. Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion. *J App Biome*. 1998; 14:80-92.
- Sara JM, JoAnne KG, Craig JN. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77:187-193.
- Schantz P, Bjorkman P, Sandberg M, et al. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scand J Rehab Med*. 1999;31: 67-76.
- Sie IH, Waters RL, Adkins RH, et al. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:44-48.
- Vanlandewijck YC, Spaepen A J, Lysens RJ. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Med Sci Sports Exerc*. 1994;26:1373-1381.
- Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*. 1997;74:219-227.
- Weir JP, Wagner LL, Housh TJ. Linearity and reliability of the IENG vs torque relationship for the forearm flexors and leg extensors. *Am J Phys Med Rehabil*. 1992;71:283-287.