

수동 휠체어 추진 속도에 따른 상지 관절 생체역학적 영향 분석

황선홍

호서대학교 생명보건대학 물리치료학과, 호서대학교 스마트헬스케어융복합연구센터,
호서대학교 기초과학연구소

Upper Extremity Biomechanics of Manual Wheelchair Propulsion at Different Speeds

Seonhong Hwang

Department of Physical Therapy, College of Life and Health Science, Hoseo Univ.,
Smart Healthcare Convergence Research Center, Hoseo Univ., Institute of Basic Science Research, Hoseo Univ.
(Manuscript received 19 July 2022 ; revised 9 August 2022 ; accepted 11 August 2022)

Abstract: It is known that chronic pain and injury of upper limb joint tissue in manual wheelchair users is usually caused by muscle imbalance, and the propulsion speed is reported to increase this muscle imbalance. In this study, kinematic variables, electromyography, and ultrasonographic images of the upper limb were measured and analyzed at two different propulsion speeds to provide a quantitative basis for the risk of upper extremity joint injury. Eleven patients with spinal cord injury for the experimental group (G_E) and 27 healthy adults for the control group (G_C) participated in this study. Joint angles and electromyography were measured while subjects performed self-selected comfortable and fast-speed wheelchair propulsion. Ultrasound images were recorded before and after each propulsion task to measure the acromiohumeral distance (AHD). The range of motion of the shoulder (14.35 deg in G_E ; 20.24 deg in G_C) and elbow (5.25 deg in G_E ; 2.57 deg in G_C) joints were significantly decreased ($p < 0.001$). Muscle activation levels of the anterior deltoid, posterior deltoid, biceps brachii, and triceps brachii increased at fast propulsion. Specifically, triceps brachii showed a significant increase in muscle activation at fast propulsion. AHD decreased at fast propulsion. Moreover, the AHD of G_E was already narrowed by about 60% compared to the G_C from the pre-tests. Increased load on wheelchair propulsion, such as fast propulsion, is considered to cause upper limb joint impingement and soft tissue injury due to overuse of the extensor muscles in a narrow joint space. It is expected that the results of this study can be a quantitative and objective basis for training and rehabilitation for manual wheelchair users to prevent joint pain and damage.

Key words: Manual wheelchair, Propulsion, Biomechanics, Electromyogram, Joint angle, Ultrasound image

1. 서 론

수동 휠체어 사용자들은 일상생활에서 또는 재활이나 스포츠 활동을 위해 다양한 속도로 휠체어를 추진해야 한다

[1,2]. 휠체어 사용자들의 상지 연부조직 만성 통증과 손상은 오랜 기간 과사용으로 인한 근육 불균형이 원인이며, 추진 속도에 따른 부하는 이러한 불균형을 가중시키는 것으로 보고되고 있다[3-6]. 또한, 일반적으로 빠른 속도로 추진할 때 상지 근육의 손상뿐만 아니라 관절강 내부 공간 협착으로 발생하는 충돌증후군(impingement syndrome)도 휠체어 사용자들이 흔히 겪는 만성통증의 원인으로 알려져 있다[7-9].

수동 휠체어 추진 시 상지 움직임에 대한 운동역상학적, 운동역학적 변인들에 대한 조사는 많이 이루어져 왔다. 몇몇 선행연구들은 반원(semi-circular, SC) 또는 이중고리(double-loop, DL) 추진 패턴이 활(arcing, ARC) 또는 단일고리(single

*Corresponding Author : Seonhong Hwang
HSB 203, Dept. of Physical Therapy, Hoseo Univ., 20, Hoseo-ro 79 beon-gil, Baebang-eup, Asan-si, Chungcheongnam-do, 31499, Republic of Korea
Tel: +82-41-540-9974
E-mail: shwang@hoseo.edu
This research was supported by the Academic Research Fund of Hoseo University in 2021 (20210483).

loop, SL) 추진 패턴에 비하여 추진횟수(cadence)를 줄이고 접촉각(contact angle)을 증가시켜 근력과 스트레스를 감소시키기 때문에 손상 예방에 효과적인 추진 패턴이라고 보고하였다[10-13]. 그러나 오르막길과 같은 부하가 커지는 상황에서는 대부분의 휠체어 사용자들이 활(ARC) 패턴으로 바꾸어 추진하는 것으로 나타났는데 그 이유와 역학적 효율성에 대해서는 자세히 조사되지 못하였다[14]. 3차원 동작분석 장치나 관성센서 그리고 힘 센서 등을 이용한 손상 수준별 또는 추진 속도에 따른 수동 휠체어 추진 동작분석 선행 연구들에서 각 상지 관절의 각도, 모멘트, 관절 반력 등이 조사되었다[15-17]. 일반적으로 추진 속도가 클 때 관절반력과 모멘트가 2배 가까이 커지며[16], 하지 축에 마비를 가진 환자에게 비하여 상하지 모두에 마비를 가진 환자들이 더 큰 관절반력과 모멘트를 발휘하여 추진하는 것으로 조사되었다[17]. 이러한 휠체어 추진 동작 중에 어깨관절에 가해지는 압력이 어깨관절의 손상과 통증과 같은 어깨문제를 일으키는데 기여하는 것으로 알려져 있는데[18], 예를 들어, 오르막 경사에서 빠른 속도로 추진할 때 어깨관절 신전 모멘트가 1.5배 이상 증가하고 수직력이 3배 이상 증가했는데 이는 견봉하 구조를 압박하여 관절충돌 증후군을 유발할 수 있다고 한다[19]. 휠체어 사용자나 휠체어 선수들을 대상으로 휠체어 조작 기술과 연관된 어깨 문제에 대한 여러 고찰 연구들에서는 정량적 기준에 부합하는 연구의 수가 많지는 않으나[20,21] 어깨통증이 가장 큰 문제점으로 조사되었으며, 국제적인 관리지침이 필요하다고 하였다[22]. 과부하에 의한 어깨 압력 증가는 어깨 통증을 유발하는데, 위팔뼈 머리 내림근의 상대적 약화나 추진 동작 직후 연결되는 어깨뼈 올림 동작이 견봉하 공간 협착 및 어깨관절 충돌 증후군으로 이어져 어깨 통증을 유발하는 것으로 보고되었다[23-24].

이러한 현상은 의료영상 분석을 통해서도 확인이 되었는데, 건강한 사람들도 특정한 어깨 벌림과 내회전 각도에서 견봉하 공간이 감소하며[25], 휠체어 추진과 같은 고강도의 동작을 반복해서 수행했을 때 회전근개의 근피로가 오목위팔관절의 상방 이주(superior migration)에 영향을 주며[26, 27], 근육과 힘줄의 과사용 부종 또한 관절 협착을 유도하여 관절충돌 증후군으로 이어진다고 밝혀졌다[28]. 여러 의료영상 기법 중에서도 특히 초음파 영상을 이용한 견봉-상완골 거리(Acromionhumeral distance, AHD) 측정 방법이 가성비와 용이성이 높을 뿐만 아니라, 견봉하 공간을 측정하는 신뢰할 만하고 타당도와 재현성 높은 방법으로 알려졌으며[29,30], 견봉하 충돌 증후군 환자의 예후 진단에도 유용할 것으로[31] 보고되었다.

회전근개를 포함한 어깨 근육의 과사용으로 인한 근활성도 패턴 변화나 근피로는 일반적으로 근전도 검사를 통해 분석할 수 있는데, 척수손상 수준에 따라 휠체어 추진 시 어깨

근육의 근 수축 패턴에 차이가 있음이 확인되었고[32], 추진 속도가 빠르면 추진기(push phase)와 회복기(recovery phase) 사이 전환기(phase transition)에 더 높은 근활성도가 요구되며, 특히 어깨 굴곡근은 이 전환기에 부드러운 움직임의 만드는데 중요할 것으로 보고된 바 있다[33]. 지속적인 휠체어 추진으로 인한 어깨 근육과 힘줄의 피로 및 과사용 손상은 그 자체로 통증의 원인이 되며 2차적으로 충돌증후군을 유발하기도 하는데[34], 어깨 근육들 중에서는 큰 가슴근, 위가시근, 회복기(recovery) 근육들이 근피로에 특히 취약한 것으로 조사되었다[35].

휠체어 사용자의 어깨관절 주변 연부조직의 손상 및 통증과 관련한 대부분의 선행 연구에서 추진 동작에 대한 인체계측 변인, 역학적 변인, 의료영상, 생체신호 등이 어깨 문제의 예측 인자로 사용될 수 있다고 하는데[36] 이러한 변인들간 역학적, 생리학적 상관관계를 분석하고 이해하기 위해서는 추가적인 연구와 임상데이터가 필요하다고 주장하고 있다[37].

따라서, 본 연구에서는 서로 다른 2가지 속도로 휠체어를 추진했을 때 상지의 운동형상학적 변인, 근전도, 초음파 영상을 모두 수집하고 종합적으로 분석하여 속도에 따른 상지 근육과 관절 손상의 위험성에 대하여 정량적 근거를 마련하고 손상을 예방하기 위한 임상적 중재가 무엇인지 고찰하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구를 위하여 수동 휠체어를 주요 이동수단으로 사용하는 척수손상(Spinal cord injury, SCI)환자 11명이 자발적으로 참여하였다(연령 56.64 ± 9.50 세, 신장 165.73 ± 10.85 cm, 체중 65.74 ± 13.32 kg). 또한, 비숙련자 그룹을 대조군으로 비교 분석하기 위하여 20대 건강한 성인 27명을 대상으로 동일한 실험 프로토콜을 진행하였다(연령 22 ± 1.97 세, 신장 168 ± 9.56 cm, 체중 63.74 ± 14.24 kg). 본 연구는 호서대학교 연구윤리위원회의 심의를 거쳐 사전 승인되었으며(1041231-200306-HR-104-03), 모든 대상자들은 실험에 참여하기 전에 연구에 대한 설명을 듣고 자발적 참여 동의서에 서명하였다. 연구대상자의 선정기준은 정신적 인지에 문제가 없는 자, 수동 휠체어 추진이 가능한 자, 상지의 근골격계 질환을 진단받지 않은 자로 정하였으며, 상지의 통증으로 인하여 휠체어 추진이 어렵거나, 1년 이내에 상지 수술을 경험한 자, 실험과정을 이해하는데 어려움이 있는 자는 대상자에서 제외하였다.

2. 연구장비 및 측정방법

(1) 관성센서(Inertial measurement unit, IMU)

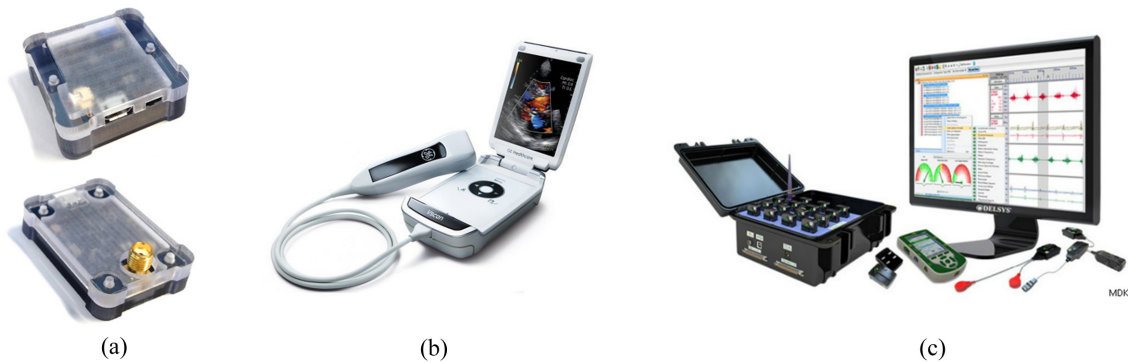


그림 1. 측정장비 (a) 관성센서(EBIMU24GV3, E2box Co., KOR), (b) 휴대용 초음파 영상측정기기(Vscan, GE Healthcare Co., USA), (c) 근전도 측정시스템(Trigno, Delsys Co., USA)

Fig. 1. Measurement systems. (A) inertia measurement unit (IMU) (EBIMU24GV3, E2BOX, South Korea), (B) ultrasonography device (Vscan, GE Healthcare Co., USA), (C) electromyogram measurement system (Trigno, Delsys Co., USA)

대상자의 우세측 상지 관절과 몸통의 운동형상학적 데이터는 3축 가속도센서(accelerometer, $\pm 8 \times g$), 지자기센서(magnetometer, ± 16 Gs), 그리고 자이로스코프(gyroscope, $\pm 2,000^\circ/s$)로 구성된 관성센서(Inertial measurement unit, IMU) (EBIMU24GV3, E2BOX, South Korea)를 사용하여 40 Hz의 샘플링율로 측정하였다(Fig. 1(a)). 관성센서는 머리(이마), 위팔, 아래팔, 손등, 복장뼈와 복부 6곳에 부착하여 관절각 계산에 이용하였고(Fig. 2), 7번째 센서는 휠체어 뒷바퀴에 부착하여 회전각속도 측정에 이용하였다. 센서 데이터의 측정에는 전용 소프트웨어(EBMotion Studio, E2BOX, South Korea)를 사용하였다.

(2) 근전도(Electromyogram, EMG) 시스템

휠체어 추진 동안 상지 근육의 근활성도를 관찰하기 위하여 근전도 측정시스템(Trigno EMG sensor, Delsys Inc., USA)의 전극을 앞쪽 어깨삼각근(Anterior deltoid), 뒤쪽 어깨삼각근(Posterior deltoid), 위팔 두갈래근(Biceps brachii), 위

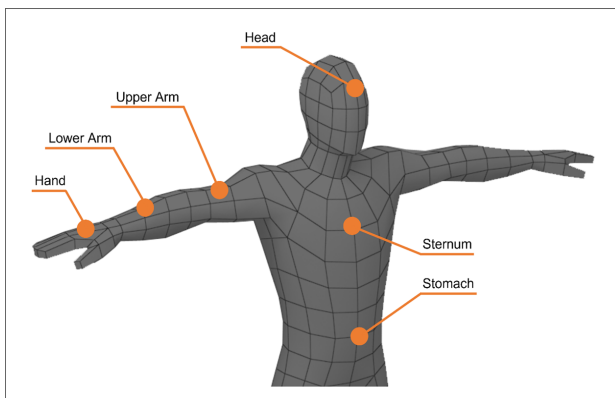


그림 2. IMU 센서 부착 위치

Fig. 2. IMU sensor attachment location on the subjects' body

팔 세갈래근(Triceps brachii)에 각각 부착하였다. 근전도 신호는 기기의 고정 샘플링율(2,000 Hz)로 측정된 신호를 1,000 Hz로 리샘플링하여 분석하였다. 근전도 측정과 분석에는 전용 소프트웨어(EMGWorks Acquisition & Analysis, Delsys Inc., USA)를 이용하였다.

(3) 초음파 영상 진단기기(Ultrasonography)

휠체어 추진 전과 후의 AHD 변화를 관찰하기 위하여 초음파 영상기기 Vscan™ Dual Probe pocket device (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA)와 영상분석 소프트웨어(Image J, Wayne Rasband, USA)를 이용하였다. Vscan™ Dual Probe는 135×73×28 mm의 크기와 436 g의 무게로, 심혈관계 조직 측정을 위한 1.7~3.8 MHz의 고정 광대역 위상 배열 및 그 밖의 조직 측정용 3.4~8.0 MHz의 2차 광대역 위상 배열 탐촉자(transducer probe)를 포함하고 있다. 화면은 240×320 픽셀의 해상도를 가진 3인치 크기의 디스플레이 장치로 구성되었다. AHD의 측정은 3.4~8.0 MHz의 2차 선형 탐침기를 이용하였으며 영상의 깊이는 3 cm, 기계적지수(mechanical index, MI)와 열작용 지수(thermal index, TI)는 각각 0.8, 0.2로 설정하여 측정하였다. AHD 측정은 대상자가 휠체어에 허리를 펴고 앉은 후, 팔꿈치를 90도 굽히고 손바닥을 아래로 향하게 팔걸이 위에 아래팔을 거치시킨 상태에서 진행하였다[25,27,31]. 탐촉자는 종적 접촉방법으로, 상완골과 견봉 사이에서 견봉 가까이 약간 평평한 곳에 나란히 위치시켜 영상을 획득하였으며(Fig. 3), 반복 측정을 위하여 탐촉자 접촉 위치는 대상자 등의 하에 피부에 유성펜으로 표시하였다.

3. 실험절차

대상자들은 실험을 위하여 준비한 표준 규격의 수동 휠체어

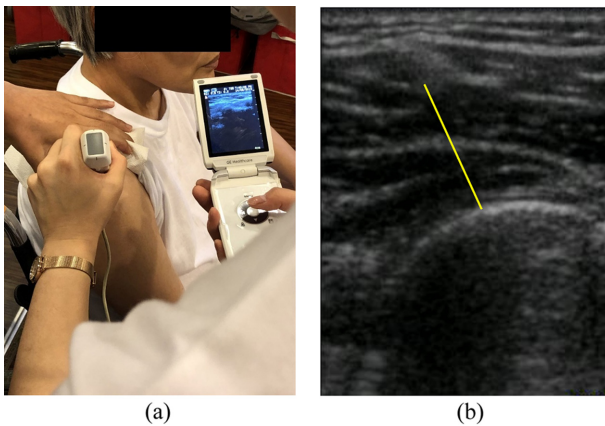


그림 3. (a) 어깨관절 견봉하 공간 초음파 영상 획득, (b) 영상분석 소프트웨어를 이용한 경봉-상완골 거리(AHD) 측정
 Fig. 3. (a) Recording of ultrasonography on shoulder joint and measurement of AHD using image processing software

1대(PARTNER P3200, 대세엠케이, Korea)를 사용하였다. 추진속도와 부하 제어 등의 실험 편의를 위하여 휠체어는 롤러 위에 고정하고 실험을 진행하였다. 대상자가 롤러 위에 고정된 실험용 휠체어에 옮겨 앉으면 기본적인 인체계측(anthropometry) 및 신체검사(physical examination)를 실시하고 관성센서 및 근전도 센서를 부착하였다. 센서 부착 직후에 사전 검사를 위한 초음파 영상을 가장 먼저 측정하였다. 초음파 영상 측정은 숙달된 1명의 검사자가 실시하였고, AHD 측정을 위한 3장 이상의 이미지를 저장하였다. 초음파 사전 검사가 끝나면 대상자는 75 bpm과 110 bpm 리듬의 메트로놈 소리를 들으며 편안한 속도와 빠른 속도의 추진을 각각 10회 내외씩 예행연습을 하도록 하였다. 연습이 끝난 대상자들은 편안한 속도의 추진과 빠른 속도의 추진을 각각 15~20회 수행하였다. 대상자들은 예행연습과 편안한 속도의 추진이 끝난 후 10분정도의 충분한 휴식 시간을 가졌다. 편안한 속도 추진과 빠른 속도 추진 동안에는 관성센서와 근전도 시스템을 이용한 운동형상학적 변인과 근전도 신호를 동시에 측정하였고, 각 속도별 추진 과제 직전과 직후에는 사전 및 사후 검사 자료로 초음파 영상을 각각 획득하였다.

속도별 추진 과제 수행과 초음파 영상 사후 검사가 끝난 후에는 마지막으로 대상자들의 근전도 신호 정규화를 위하여 상대적 수의적 수축(reference voluntary contraction, RVC) 근전도를 측정하였다. RVC 근전도 측정을 위해 대상자들은 3lb(약 1.36 kg)의 아령을 손에 들고 각 관절의 각도를 3초 정도 유지하는 동작을 취하였는데, 어깨관절 90도 굽힘 자세에서 앞쪽 어깨삼각근, 최대한 어깨 펴 자세에서 뒤쪽 어깨삼각근, 팔꿈치 90도 굽힘 자세에서 위팔 두갈래근, 최대한 어깨를 펴고 팔꿈치를 편 자세에서 위팔 세갈래

근의 근전도를 측정하였다.

4. 분석방법

(1) 관성센서(IMU) 데이터

전용 소프트웨어를 이용하여 측정된 관성센서 원 데이터는 필터링(low pass filter, $F_c = 7 \text{ Hz}$)과 구간 절삭 등의 후처리를 위하여 상용 소프트웨어(Matlab 2019b, MathWorks, USA)를 이용하였다. 실험에 사용된 관성센서는 초기 위치 보정을 위하여 T-자세(T-pose)를 취하도록 되어 있는데, 측정된 데이터는 후처리 과정에서 해부학적 자세를 기준으로 관절 각도를 보정하였다. 각 대상자들의 추진 속도별 시상면 관절각도는 휠체어 추진 주기를 나누어[38,39] 총 10~15개의 주기 중에서 중간 5 주기 데이터를 분석하였다. 추진 주기별 데이터에서 어깨와 팔꿈치의 시상면 관절 가동범위를 계산하여 집단내, 집단별 평균비교를 실시하였다.

(2) 근전도(EMG) 신호

전용 소프트웨어를 이용하여 측정된 근전도 신호는 상용 소프트웨어(Matlab 2019b, MathWorks, USA)를 이용하여 증폭(amplify with 1,000 times), 리샘플링(40 Hz), 필터링(low pass filter, $F_c = 7 \text{ Hz}$), 선형포락선화(root square and smoothing with 25ms window size), 주기별 구간 추출 등의 디지털 신호 처리를 수행하였다. 이렇게 후처리한 근전도 신호의 크기(amplitude)는 측정된 RVC 근전도 신호를 이용하여 정규화 하였는데, 추진 시 측정된 근전도 신호를 RVC 근전도 신호 평균으로 나눈 백분율 값으로 추진 시 근활성도의 속도별, 집단별 크기 비교를 수행하였다.

(3) 초음파 영상(Echography)

어깨 관절 초음파 영상 이미지를 이용한 AHD 분석은 미국국립보건원(national institutes of health; NIH)의 웨인 러스밴드(Wayne Rasband)에 의해 개발된 전문 영상분석 프로그램인 Image J(Image J 1.53k, Wayne Rasband National Institutes of Health, Bethesda, MD)를 이용하였다. AHD는 어깨관절 초음파 영상에서 견봉과 상완골두를 일직선 그은 최단 거리로 정의되며[40,41], Image J 프로그램 상에서 이 거리를 측정하였다. 각 대상자별로 추진 전, 편안한 속도 추진 후, 빠른 속도 추진 전, 빠른 속도 추진 후 이렇게 4회에 걸쳐 측정된 AHD는 추진 전과 편안한 속도 추진 후 변화량(ΔAHD_C), 빠른 속도 추진 전과 빠른 속도 추진 후 변화량(ΔAHD_F)을 계산하였으며, 변화량의 백분율(%)은 각 변화량을 초기값인 추진 전 AHD(추진 전 AHD, 빠른 속도 추진 전 AHD)로 나누어 계산하였다. 계산된 추진 속도별 AHD변화량 백분율 결과를 대상으로 집단내, 집단간 비교를 실시하였다.

(4) 통계분석

분석된 운동형상학적 변인, 근활성도 및 AHD 변인들은 Wilcoxon 부호 순위 검정(Wilcoxon signed rank test)을 이용하여 집단내 추진 속도별 사전, 사후 평균비교를 실시하였고, Man-Whitney U 검정(Man-Whitney U-test)을 이용하여 실험군과 대조군의 집단간 평균비교를 실시하였다. 기술 및 추측통계 분석에는 상용소프트웨어 SPSS (SPSS v20, IBM Corp., USA)를 사용하였다.

III. 연구 결과

1. 실험군 대상자 인체계측 및 임상평가 정보

수집된 11명의 실험군 데이터 중에서 9명의 데이터만 분석에 사용되었는데, 1명의 데이터는 센서 동기화에 문제가 있어 제외하였고, 1명은 다른 대상자들에 비하여 추진 속도가 현저히 느리고 가동범위도 작아서 분석대상에서 제외하였다. 최종 분석에 이용한 9명의 실험군 대상자들에 대한 연령, 신장, 체중, 우세측, 손상수준, ASIA 척도 검사 결과 등의 기본정보는 표 1에 정리하였다.

2. 휠체어 추진 속도와 상지 관절각도 변화

대상자들이 메트로놈 리듬을 참고하여 수행한 편안한 속도와 빠른 속도의 휠체어 추진 평균 속도가 실험군에서 각각 0.28 ± 0.11 m/s와 0.45 ± 0.18 m/s로 나타났으며, 대조군에서는 각각 0.21 ± 0.11 m/s와 0.64 ± 0.25 m/s로 나타났다.

실험군의 어깨 관절 가동범위는 편안한 속도 추진 시에 60.51 ± 19.66 도, 빠른 속도 추진시에 46.16 ± 10.99 도로 관찰되었고, 팔꿈치 관절 가동범위는 편안한 속도 추진 시 46.54 ± 10.98 도, 빠른 속도 추진 시에 41.29 ± 12.72 도로 관찰되었다. 어깨와 팔꿈치 관절 모두 편안한 속도에 비하여 빠른 속도 추진 시에 가동범위가 작았는데, 관절 가동범

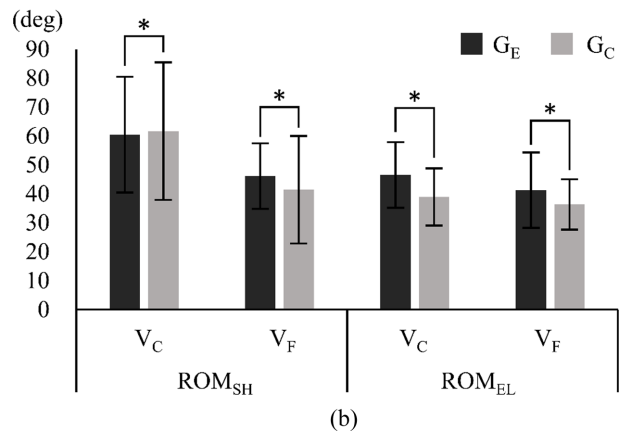
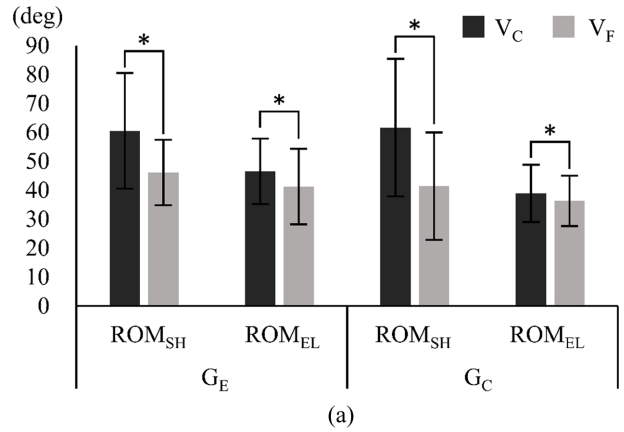


그림 4. 추진 속도에 따른 어깨와 팔꿈치 관절 가동범위의 그룹내 비교 및 그룹간 비교

Fig. 4. Comparison of shoulder and elbow joint range of motion for two different propulsion speeds (a) within and (b) between groups. (V_C: self-selected comfortable speed propulsion; V_F: fast speed propulsion; ROM_{SH}: shoulder joint range of motion; ROM_{EL}: elbow joint range of motion; G_E: experimental group; G_C: control group), Asterisks (*) indicate differences of statistical significance (p<0.05) within the groups determined by the Wilcoxon signed rank test or between the groups determined by the Mann-Whitney U-test

표 1. 실험군 대상자 신체적, 임상적 특징

Table 1. Subject characteristics of experimental group

No.	Sex	Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)	Dominant hand	Injury level (motor)	ASIA scale
1	Female	52	158	59.71	Rt.	C5	D
2	Female	42	166	65	Rt.	T10	C
3	Female	54	159	52	Lt.	T12	D
4	Male	50	177	94	Rt.	C4	D
5	Male	63	155	50	Rt.	T12	D
6	Male	62	180	74	Rt.	C4	D
7	Male	44	177	75	Rt.	C5	D
8	Male	60	177	79	Rt.	C3	C
9	Female	56	155	58.45	Lt.	L4	D

위 감소량은 어깨 14.35도, 팔꿈치 5.25도로 계산되었으며, 팔꿈치 관절 가동범위의 감소량이 더 작았으나 통계적 유의성은 어깨와 팔꿈치 관절 가동범위 감소량 모두에서 관찰되었다($p < 0.001$).

대조군의 어깨 관절 가동범위는 편안한 속도와 빠른 속도 추진 시 각각 61.68 ± 23.43 도와 41.44 ± 18.23 도였고, 팔꿈치 관절 가동범위는 편안한 속도와 빠른 속도 추진 시에 각각 38.94 ± 9.57 , 36.36 ± 8.37 도였다. 편안한 속도에 비해 빠른 속도 추진 시에 감소한 관절가동범위는 어깨와 팔꿈치에서 각각 20.24도, 2.57도로 모두 통계적으로 유의하게 감소하였는데, 대조군 역시 어깨의 가동범위 감소량이 더 컸다.

실험군과 대조군의 집단간 비교에서는 편안한 속도 추진 시 어깨관절 가동범위만 대조군이 컸는데 통계적 유의성은 관찰되지 않았다. 빠른 속도 추진 시 어깨 가동범위와 속도에 관계없이 팔꿈치 관절 가동범위는 모두 대조군이 유의하게 작은 것으로 관찰되었다(Fig. 4).

3. 근활성도

31b 무게의 부하로 정규화하여(RVC) 살펴본 근활성도 수준은 두 집단 모두에서 빠른 속도 추진 시에서 편안한 속도 추진 시보다 증가하였는데, 실험군의 전방 삼각근 근활성도는 $46.38 \pm 33.23\%$ 에서 $65.80 \pm 30.70\%$, 후방 삼각근은 $60.46 \pm 11.59\%$ 에서 $81.78 \pm 15.12\%$, 위팔 두갈래근은 $57.29 \pm 33.98\%$ 에서 $142.78 \pm 88.88\%$, 위팔 세갈래근은 $60.14 \pm 31.76\%$ 에서 $101.64 \pm 48.92\%$ 로 각각 증가하였다. 대조군 또한 전방 삼각근 근활성도는 $39.85 \pm 11.17\%$ 에서 $46.90 \pm 16.25\%$, 후방 삼각근은 $60.07 \pm 9.90\%$ 에서 $98.15 \pm 33.88\%$, 위팔 두갈래근은 $60.93 \pm 12.39\%$ 에서 $87.71 \pm 22.86\%$, 위팔 세갈래근은 $26.60 \pm 6.23\%$ 에서 $37.74 \pm 9.88\%$ 로 각각 증가하였다.

이러한 근활성도 수준 변화에 대하여 집단내 속도별 비교에서는 대조군의 앞쪽 어깨 삼각근을 제외하고 나머지 3개 근육(후방 어깨 삼각근, 위팔 두갈래근, 위팔 세갈래근)의 근활성도는 편안한 속도에서 보다 빠른 속도 추진 시에 유의

246

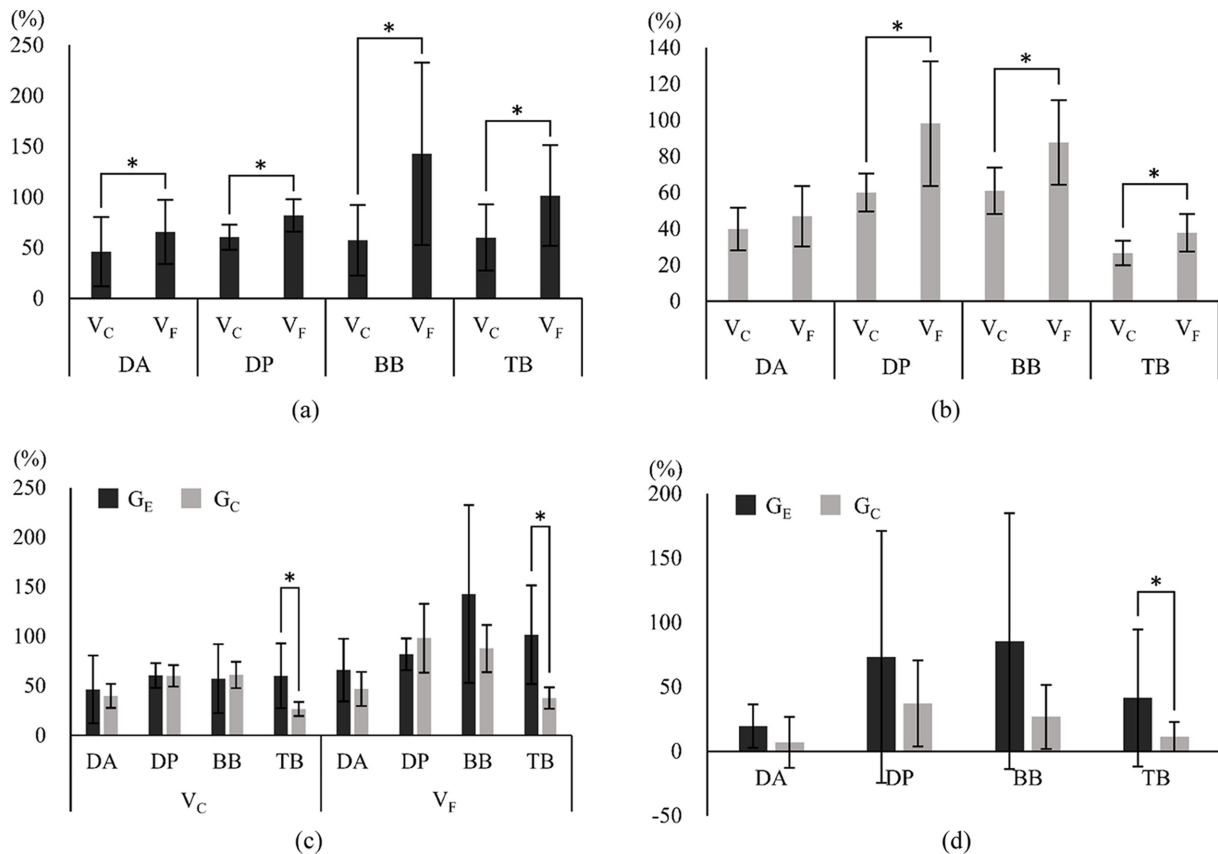


그림 5. 추진 속도에 따른 상지 주요 근육의 근활성도 그룹내 비교 및 그룹간 비교

Fig. 5. Comparison of muscle activation levels for two different propulsion speeds within and between groups; (a) within experimental group, (b) within control group, (c) between groups for each speed, and (d) between groups for difference between speeds. (V_c: self-selected comfortable speed propulsion; V_f: fast speed propulsion; DA: deltoid anterior; DP: deltoid posterior; BB: biceps brachii; TB: triceps brachii; G_E: experimental group; G_C: control group), Asterisks (*) indicate differences of statistical significance ($p < 0.05$) within the groups determined by the Wilcoxon signed rank test or between the groups determined by the Mann-Whitney U-test

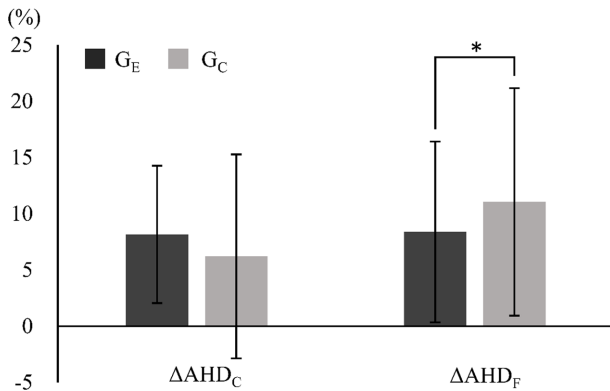


그림 6. 2가지 서로 다른 휠체어 추진 속도에 따른 평균 견봉-상완골 거리 변화량 집단내, 집단간 비교

Fig. 6. Comparison of mean acromioclavicular distance (AHD) for two different propulsion speeds. (ΔAHD_C : percentage difference between AHD_{Pre} and AHD_C ; ΔAHD_F : percentage difference between AHD_{Pre} and AHD_F), Asterisks (*) indicate differences of statistical significance ($p < 0.05$) within the groups determined by the Wilcoxon signed rank test or between the groups determined by the Mann-Whitney U-test

하게 더 큰 근활성도 수준을 보였다(그림 5(a), (b)). 실험군과 대조군의 집단간 비교에서는 위팔 세갈래근의 근활성도 수준만 두 가지 속도에서 모두 집단간 유의한 차이를 보였다 ($p=0.002$, $p=0.002$)(그림 5(c)). 근활성도의 속도에 따른 변화량에 대한 집단간 비교에서도 위팔 세갈래근의 근활성도 수준 변화량이 유의한 집단간 차이를 보였다($p=0.032$)(그림 5(d)).

4. 견봉-상완골 사이거리(AHD)

초음파 영상에서 분석한 실험군의 평균 AHD는 사전검사 에서 1.17 ± 0.42 cm, 편안한 속도 추진 직후에 1.09 ± 0.47 cm, 빠른 속도 추진 직후에는 1.08 ± 0.44 로 감소하는 경향을 보였다. 대조군의 평균 AHD는 사전검사 에서 1.84 ± 0.28 cm, 편안한 속도 추진 직후 1.72 ± 0.26 cm, 빠른 속도 추진 직후 1.65 ± 0.27 cm로 역시 감소하는 경향을 보였다.

대조군의 편안한 속도 추진 후 AHD(AHD_C) 감소비와 빠른 속도 추진 후 AHD(AHD_F) 감소비 사이에서만 집단내 유의한 차이를 보였고, 실험군의 집단내 속도에 따른 AHD 감소비율은 통계적으로 유의하지 않았다.

속도에 따른 AHD 감소비율(ΔAHD , %)에 대한 집단간 비교에서는 빠른 속도 추진 후 AHD 변화량이 컸으나 통계적으로 유의하지는 않았다(Fig. 6).

IV. 고 찰

본 연구는 편안한 속도와 빠른 속도의 수동 휠체어 추진에 따른 휠체어 사용자의 상지 근활성도와 어깨 관절 공간

변화를 비교함으로써 휠체어 추진 속도 증가에 따른 부하가 어떻게 어깨 통증을 유발하게 되는지 정량적 근거를 마련하고자 시도하였다. 빠른 속도로 휠체어를 추진하는 동안에는 편안한 속도로 추진할 동안에 비하여 비교적 작은 관절 가동 범위를 빠르게 움직이고 있었으며, 또한 환자들은 건강한 사람들에 비하여 속도에 따른 근활성도 변화량이 매우 컸다. 특히 휠체어 핸드림을 쥐고 팔꿈치를 펴야 하는 추진 동작에서 팔꿈치 펴 근육인 위팔 세갈래근의 근활성도 증가량이 환자군은 속도에 대하여 상대적으로 민감하게 증가하는 모습을 보였다. 위팔 세갈래근은 어깨 관절과 팔꿈치 관절 동작에 모두 영향을 미치는 2관절 근육으로 휠체어 추진 시 많은 힘을 발휘하는 근육임을 감안할 때 어깨 관절과 팔꿈치 관절 부위 모두에 손상과 통증을 유발할 수 있을 것으로 사료된다[4,42].

어깨 관절 공간 변화량을 대변하는 AHD는 속도 증가에 따라 감소하는 경향을 보였는데, 개인별 편차가 커서 유의한 변화는 관찰되지 않았다. 근피로도가 증가하면 AHD가 감소하였다는 선행연구 결과가 있는데[43] 본 연구에서는 근피로도 검사는 실시하지 않았으나, 짧은 시간동안 추진하였으므로 근피로도가 발생하지 않았을 것으로 예상된다. 근피로도가 발생하지 않았을 조건에서도 속도의 증가만으로 어깨 관절 공간이 감소하였음을 관찰하였다. 또한, 초음파 영상 사전검사 결과를 보면, 실험군 대상자들은 건강한 성인에 비하여 AHD가 처음부터 60% 수준으로 유의하게 작았는데, 증가된 속도에서 어깨 가동범위 감소와 AHD 감소가 어깨 충돌 증후군과 연관성이 높다는 선행연구들[18,41,44]의 결과에 비추어 볼 때 본 연구 대상자들 또한 이미 좁아져 있는 어깨 관절 공간이 휠체어 추진 동작으로 인하여 어깨 충돌 증후군이 발생하거나 연부조직 손상을 입을 수 있을 것으로 예상된다.

본 연구의 결과만을 근거로 할 때, 속도나 경사 등의 과부하 상태에서 휠체어 추진 시에 예상치 못한 손상 등을 사전에 예방하기 위해서는 충분한 상지 근력강화가 필수적이며, 특히 팔꿈치 펴근에 대한 강화가 필요하다. 또한, 관절 충돌 증후군 발행을 방지하기 위하여 주기적으로 관절 공간의 상태를 모니터링하면서 가장 좋은 재활훈련으로 제안되는 상지 근력강화 및 스트레칭을 꾸준히 수행할 필요가 있다[45,46]. 또한 추진 동작 수행 시 근육균형(muscle balance), 올바른 자세, 정확한 움직임이 필수적이므로 임상전문가로부터 휠체어 조작 기술에 대한 정확한 지침과 교육을 받아야 할 것이다[47].

대조군에 비하여 환자군의 작은 AHD가 나이에 따른 퇴행이 원인인지 척수 손상으로 인한 영향인지 확인하기 위해서는 대조군을 실험군과 비슷한 연령대의 대상자들로 모집했어야 하나 대상자 모집이 어려운 현실적인 한계가 있어

본 실험에 모집된 대상자들은 환자군이 50대, 대조군이 20대로 연령대가 다른 한계가 있다. 또한, 결과를 모수 분석 및 일반화하기에 충분한 환자군 대상자 표본 수를 확보하지 못한 것도 연구의 한계이다.

속도 조절용 메트로놈 bpm은 기존 선행연구들과 실험에 참여한 대상자들의 능력치를 고려하여 기준을 정하였는데, 다른 선행 연구들 보다 평균 추진 속도가 작았다. 이는 실험의 편의상 사용된 롤러가 원인이었는데, 평지 추진에서 보다 롤러 위에서의 추진 저항이 더 컸기 때문에 평균 추진 속도가 작았으며, 속도 외에도 근활성도와 AHD결과에 영향을 주었을 것으로 예상된다. 또한 본 연구에서 휠체어 속도는 대상자가 직접 선택한 최대 속도와 편안한 속도 2가지만을 선택하였는데, 속도에 따른 관절 생체역학적 변화를 좀 더 세밀하게 관찰하기 위해서는 다양한 속도에 따른 변화를 관찰하는 것이 필요하나 환자를 대상으로 여러가지 조건에서 오랜 시간동안 실험을 진행하기에는 실험 소요 시간이 길어져 대상자들이 신체적 부담을 느꼈기 때문에 부득이하게 대상자 편의를 고려하여 2가지 속도만을 대상으로 실험을 진행하였다. 추후 연구에서는 본 연구에서 선택된 속도 이외에 조금 더 다양한 속도 조건 또는 부하 조건에서 실험을 진행할 필요가 있다.

248

초음파 영상 측정자의 측정 기술에 대한 신뢰도 조사를 별도로 수행하였는데 본 연구에 참여한 측정자의 측정자내 신뢰도는 ICCs = 0.962 (95% CI 0.762~0.872) 로 조사되어 신뢰할 만한 측정 결과로 분석되었다.

그 외 본 연구의 한계점으로는 수평면(horizontal plane)과 관상면(frontal plane)에서의 각 상지 관절의 운동형상학 분석이 필요할 것으로 판단되며, 추진력을 직접 측정할 수 있는 힘 센서 등을 동기화하여 관절 모멘트 등의 운동역학 변인 분석도 추가되어야 할 것이다. 본 연구에서는 초기 연구로 편의상 4개의 근육에 대한 근활성도 분석만 실시하였는데 상지의 더 많은 근육에 대한 근전도를 측정할 필요성도 있다.

V. 결 론

휠체어 추진 속도에 따른 관절 가동범위, 근활성도, 어깨 관절 공간에 대한 분석 결과 빠른 속도의 추진 시에 관절 가동 범위와 관절 공간은 감소하고 근활성도는 증가하였다. 특히 팔꿈치 펴 근육이 근활성도 크게 증가하였고, 휠체어 사용자들의 어깨 관절 공간이 건강한 20대 성인들에 비하여 60% 수준으로 좁아져 있었다. 빠른 추진과 같은 휠체어 추진에 대한 부하 증가가 좁은 관절 공간에서 펴 근육의 과사용으로 인하여 어깨 관절과 팔꿈치 관절 충돌 및 연부조직 손상을 유발하여 만성 관절 통증으로 이어지는 것으로 사료

된다. 수동 휠체어 사용자를 대상으로 관절 손상 예방 또는 통증 경감을 위한 휠체어 조작 기술 교육 및 재활계획 수립에 본 연구 결과가 정량적, 객관적 근거가 될 수 있을 것으로 기대한다.

References

- [1] Dubowsky SR, Sisto SA, Langrana NA. Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: An integrative approach. *J BioMech Eng.* 2009;131(2):021015.
- [2] Rice IM, Pohlig RT, Gallagher JD, Boninger ML. Handrim wheelchair propulsion training effect on overground propulsion using biomechanical real-time visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94(2):256-263.
- [3] Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996 Feb;77(2):187-93.
- [4] Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML, Cooper RA. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(4):667-76.
- [5] Gil-Agudo A, Mozos MS, Crespo-Ruiz B, del-Ama AJ, Pérez-Rizo E, Segura-Fragoso A, Jiménez-Díaz F. Shoulder kinetics and ultrasonography changes after performing a high-intensity task in spinal cord injury subjects and healthy controls. *Spinal Cord.* 2016;54(4):277-82.
- [6] Qi L, Wakeling J, Grange S, Ferguson-Pell M. Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2014;22(3):559-66.
- [7] Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(12):1575-81.
- [8] Cohen RB, Williams GR Jr. Impingement syndrome and rotator cuff disease as repetitive motion disorders. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;(351):95-101.
- [9] Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1999;37(3):191-5.
- [10] Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(5):718-23.
- [11] Kwarcia AM, Turner JT, Guo L, Richter WM. The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2012;7(6):459-63.
- [12] Qi L, Wakeling J, Grange S, Ferguson-Pell M. Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2014;22(3):559-66.
- [13] Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. The influence of speed and grade on wheelchair propulsion hand pat-

- tern. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2015;30(9):927-32.
- [14] Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):81-7.
- [15] Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Rudy TE. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(4):364-72.
- [16] Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Souza AL, Fay BT. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 2002;39(6):635-49.
- [17] Gil-Agudo A, Del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E, Pérez-Nombela S, Pablo Rodríguez-Rodríguez L. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *J Biomech*. 2010; 43(13): 2508-15.
- [18] Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(5):676-8.
- [19] Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. *Clin Orthop Relat Res*. 1998; (354):132-43.
- [20] Heyward OW, Vegter RJK, de Groot S, van der Woude LHV. Shoulder complaints in wheelchair athletes: A systematic review. *PLoS One*. 2017 Nov 21;12(11):e0188410.
- [21] Mason B, Warner M, Briley S, Goosey-Tolfrey V, Vegter R. Managing shoulder pain in manual wheelchair users: a scoping review of conservative treatment interventions. *Clin Rehabil*. 2020 Jun;34(6):741-753.
- [22] Liampas A, Neophytou P, Sokratous M, Varrassi G, Ioannou C, Hadjigeorgiou GM, Zis P. Musculoskeletal Pain Due to Wheelchair Use: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain Ther*. 2021 Dec;10(2):973-984.
- [23] Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med*. 1993 Mar-Apr;21(2):238-42.
- [24] Mazingo JD, Akbari-Shandiz M, Murthy NS, Van Straaten MG, Schueler BA, Holmes DR 3rd, McCollough CH, Zhao KD. Shoulder mechanical impingement risk associated with manual wheelchair tasks in individuals with spinal cord injury. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2020 Jan; 71:221-229.
- [25] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Subacromial space width changes during abduction and rotation--a 3-D MR imaging study. *Surg Radiol Anat*. 1999;21(1):59-64.
- [26] Royer PJ, Kane EJ, Parks KE, Morrow JC, Moravec RR, Christie DS, Teyhen DS. Fluoroscopic assessment of rotator cuff fatigue on glenohumeral arthrokinematics in shoulder impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009; 18(6): 968-75.
- [27] Chopp JN, O'Neill JM, Hurley K, Dickerson CR. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: a radiographic analysis. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010;19(8):1137-44.
- [28] van Drongelen S, Boninger ML, Impink BG, Khalaf T. Ultrasound imaging of acute biceps tendon changes after wheelchair sports. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(3):381-5.
- [29] Cheng SC, Hulse D, Fairbairn KJ, Clarke M, Wallace WA. Comparison of dynamic ultrasound and stress radiology for assessment of inferior glenohumeral laxity in asymptomatic shoulders. *Skeletal Radiol*. 2008;37(2):161-8.
- [30] Fournier Belley A, Gagnon DH, Routhier F, Roy JS. Ultrasonographic Measures of the Acromiohumeral Distance and Supraspinatus Tendon Thickness in Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017; 98(3):517-524.
- [31] Seitz AL, Michener LA. Ultrasonographic measures of subacromial space in patients with rotator cuff disease: A systematic review. *J Clin Ultrasound*. 2011;39(3):146-154.
- [32] Mulroy SJ, Farrokhi S, Newsam CJ, Perry J. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(6):925-34.
- [33] Qi L, Ferguson-Pell M, Lu Y. The Effect of Manual Wheelchair Propulsion Speed on Users' Shoulder Muscle Coordination Patterns in Time-Frequency and Principal Component Analysis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2019; 27(1):60-65.
- [34] Rodgers MM, Gayle GW, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J, Glaser RM. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(1):85-93.
- [35] Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996; 77(2):187-93.
- [36] Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(12):1575-81.
- [37] Gil-Agudo A, Solís-Mozos M, Crespo-Ruiz B, Del-Ama Eng AJ, Pérez-Rizo E, Segura-Fragoso A, Jiménez-Díaz F. Echographic and kinetic changes in the shoulder joint after manual wheelchair propulsion under two different workload settings. *Front Bioeng Biotechnol*. 2014;2:77.
- [38] Sanderson DJ, Sommer HJ 3rd. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech*. 1985;18(6):423-9.
- [39] Kwarcia AM, Sisto SA, Yarossi M, Price R, Komaroff E, Boninger ML. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009 Jan;90(1):20-6.
- [40] Seitz AL, McClure PW, Finucane S, Ketchum JM, Walsworth MK, Boardman ND, Michener LA. The scapular assistance test results in changes in scapular position and subacromial space but not rotator cuff strength in subacromial impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;42(5): 400-12.
- [41] Desmeules F, Minville L, Riederer B, Côté CH, Frémont P. Acromio-humeral distance variation measured by ultrasonography and its association with the outcome of rehabilitation for shoulder impingement syndrome. *Clin J Sport Med*. 2004; 14(4):197-205.
- [42] Kirsch RF, Acosta AM, Perreault EJ, Keith MW. Measurement of isometric elbow and shoulder moments: position-dependent strength of posterior deltoid-to-triceps muscle

- tendon transfer in tetraplegia. IEEE Trans Rehabil Eng. 1996;4(4):403-9.
- [43] Lin Y, Koontz A, Worobey L, Boninger M. Effect of muscle fatiguing tasks on subacromial space in manual wheelchair users. Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America 2012 Annual Conference, 28 June 2012 - 03 July 2012, Baltimore, MD.
- [44] Park H J, Lee S Y, Choi Y J, Park J H, Kim E. Association Between Subacromial Impingement and Acromiohumeral Distance on MRI. Iran J Radiol. 2018;15(2):e13811.