

체간의 운동연쇄 형태에 따른 운동역학적 분석

한제희¹ · 우병훈¹

¹한양대학교 체육대학 체육학과

Biomechanical Analysis on Kinematic Chains Type of Trunk

Je-Hee Han¹ · Byung-Hoon Woo¹

¹Department of Physical Education, College of Physical Education, Hanyang University, Seoul, Korea

Received 12 July 2010; Received in revised from 09 September 2010; Accepted 06 September 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the trunk rotation type by wheel and axle. In order to analysis, 3D-motion analysis and electromyography were conducted on kinematic variables, impulse, average-EMG and integrated-EMG. Twelve healthy (age: 21.8±2.2 yrs, height: 175.4±5.0 cm, weight: 66.7±6.4 kg) participated in the experiment. The results were as follows; in hand's velocity and acceleration, wheel and axial rotating movement using kinematic chain(type 3) were much faster. In impulse, type 3 was much stronger. In average-EMG, right and left, latissimus dorsi muscles was much stronger. In integrated-EMG, left erector spinae, right/left latissimus dorsi, and left external oblique muscles was much stronger. These results considered that, in the trunk rotation utilizing the kinematic chains action, latissimus dorsi muscles highly contribute to the muscle utilization that makes the rotating movement maximally effective.

Keywords : Wheel and axial movement, Kinematic chain, Trunk rotation, EMG, Impulse, Muscle

I. 서론

신체분절을 순차적으로 가동시킬 때 신체는 보다 정확하고 효과적인 운동수행을 가져올 수 있고, 큰 힘을 발휘 할 수 있다. 대부분의 운동기능들은 회전의 발생과 조절을 필요로 하고 있으며, 특히 체간관절의 근육과 회전은 일상생활에서 안정성 유지와 요통예방 및 운동수행능력을 향상시키는데 중요한 역할을 하기 때문에 이에 대한 기능의 평가와 향상의 중요성이 대두되고 있다(여남희, 2000).

신체운동 시 모든 힘은 허리에서 발생한다고 볼 수 있고, 척추와 몸통의 사용이 효과적으로 이루어져야만 최대의 힘을

낼 수 있다(하철수, 2002). 대부분 운동기능들은 회전의 발생과 조절을 필요로 하기 때문에 회전을 일으키기 위해서는 요추부 위 토크의 회전효과를 이용해야 한다. 요추부위의 외부 모멘트(external moment)가 부하될 때 역학적으로 평형상태를 유지하기 위해 동원되는 요추부위 근육들의 힘을 예측하는 문제는 의학 분야나 인간공학 분야에서 중요한 관심분야가 되고 있다(Karwowski, Caldwell, & Gaddie, 1994).

골프, 씨름, 유도, 테니스, 야구 등의 여러 스포츠 종목에서는 신체중심을 축으로 사용하여 운동 동작이 이루어질 때 좋은 경기 결과를 얻게 되는데, 이러한 신체중심의 축은 인체에서 윤축(wheel and axle)의 원리로 되어 있다. 윤축은 작은 힘으로 무거운 물체를 끌어 올리고 바퀴와 축을 동시에 회전시키는 장치로, 신체부위에서는 척추와 체간의 회전이 윤축의 원리를 이용하는 것으로, 이를 통해 큰 힘을 얻을 수 있게 된다(임용규, 하철수, 1993). 특히, 체간 부위에서는 굴곡(flexion), 신전(extension), 좌측굴(left lateral bending), 우측굴(right lateral bending), 좌회전(left

이 논문은 한제희(2008)의 박사학위논문 중 일부를 발췌한 논문임.
Corresponding Author : Byung-Hoon Woo
Department of Physical Education, College of Physical Education,
Hanyang University, 17 Haengdang-dong, Seongdong-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-02-2220-1324 / Fax : +82-02-2220-1329
E-mail : woowoo@hanyang.ac.kr

rotation)과 우회전(right rotation)의 운동으로 이루어지며 각각의 운동을 통해 다양한 움직임과 스포츠 활동에 필요한 중추적인 역할을 한다. 따라서, 체간은 몸의 중추를 이루는 분절로서 특히 체간 근육은 운동경기 중 체간의 안정성을 유지하는데 중요한 역할을 한다(안상호, 1999).

체간의 회전 시 동원되는 근육의 종류 및 발휘근력의 크기는 신체활동의 자세와 동작에 따라 달라지는데, 자세와 동작이 커지게 되면 신체활동 시 근육들의 발휘력이 증가하게 되고, 그 증가율은 근육의 종류에 따라 서로 다른 양상을 나타낸다(김상호, 1995). 따라서, 체간의 회전을 발휘하는 주동력이 되는 근육들 중 한 근육 혹은 그 이상의 근육이 기능을 상실하면 몸통이나 팔이 거양되는 거의 모든 움직임에 심각한 영향을 미치며, 몸을 어느 방향으로든 움직이는 동작이 불가능하기 때문에(장성록, 1995), 신체중심의 근육인 체간근육은 중요한 역할을 담당하고 있다.

또한, 체간의 회전동작은 상지로의 운동을 야기하게 되는데, 인체 시스템은 여러 신체분절로 연결된 관절을 포함한 다중연결시스템으로 되어있고, 이러한 강체의 결합을 운동연쇄(kinematic chain)라고 한다(Zatisorsky, 1998). 체간의 회전운동은 운동연쇄의 결합을 통하여 상지 특히 팔과 손의 운동에 영향을 미칠 수 있는데, 이러한 운동연쇄는 자유도(degree of freedom) 수의 증가를 통하여, 섬세하고 다양한 신체활동이 가능하도록 한다. 그러므로, 인체운동에서 자유도 증가를 통한 운동연쇄에 어떠한 영향을 미치는지 알아볼 필요가 있다.

본 연구와 관련된 선행연구들을 살펴보면 김상호(1995)는 근육활동 및 피로도 특성을 분석하기 위해 8개 주요 몸통근육의 근전도(electromyogram: EMG)신호 비교와 몸통의 반복적인 수행에 따른 작업수행도 저하를 분석하기 위한 최대 자의적 등척성 근력(maximum voluntary isometric strength)을 측정 분석하였고, Cholewicki와 McGill(1995)은 체간의 근력과 관절부하를 최적화한 모델로 제시하여 근육의 활동을 EMG로 비교 분석하였으며, Granata와 Marras(1995)는 신체활동 시 척추의 부하가 체간근육 협응동작에 미치는 영향과 회전축의 근력 발휘에 대한 생체 역학적 평가를 제시하였다.

여남희(2000)는 몸통관절의 등속성 근력에 미치는 영향을 알아보고 근력향상에 대한 적응 가능성을 분석하였고, 박현진(2001)은 MMH(manual materials handling) 작업 시 과도한 중량물의 취급, 작업과정에서 반복적으로 발생하는 몸통부위의 비틀림, 구부림 동작 시 비틀림 각도별 MVC(maximum voluntary contraction)와 허리 근육의 EMG를 측정하여 근육의 활동 및 근력발휘를 분석하였으며, 권승민(2001)은 골프 드라이버 스윙 시 EMG를 통하여 상지의 어떠한 근육들이 사용되는지와 근육활동의 패턴을 알아내어 비거리 향상을 위한 근육활동을 연구 분석하였다. 송영웅(2003)은 몸통을 시계방향/반시계 방향에 따라

회전(clockwise/counterclockwise)시켜 점진적 최대 힘에 이르도록 자의적 등척성 근력을 발휘하도록 하고, 10개 몸통 근육에서 EMG 신호를 측정, 분석하였다.

이상의 선행연구들에서 제시된 연구보고와 같이 체간부위의 회전동작을 역학적으로 분석한 연구는 진행되어왔지만, 모든 측정이 체간의 굴곡, 신전, 회전동작에 대한 체간의 등속성 근력과 근전도 측면만 집중되고 있다. 그러므로, 체간의 회전동작에 운동연쇄를 적용한 상지의 연구가 필요한 실정이다.

따라서 본 연구는 운동연쇄를 통한 체간의 율축 회전동작(trunk rotation by wheel and axle) 시 발생하는 운동학적 변인과 이때 발현되는 체간의 근육들을 비교 분석함으로써 체간에서 운동연쇄로 인한 운동 효율성을 밝히는데 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 과거 요통이나 그 밖에 근골격계와 관련된 병력이 없고, 건강상태가 양호한 H대학교 남학생 12명을 임의 선정하였다(나이 : 21.8 ± 2.2 yrs, 신장 : 175.4 ± 5.0 cm, 체중 : 66.7 ± 6.4 kg).

2. 실험 장비

본 연구에 사용된 측정도구는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Measurement Equipments

| Instruments | Type | Co. | Remark |
|----------------|--------------------------------|---------|-----------------|
| Camera | MX13 1.3 Motion Capture Camera | Vicon | |
| Hardware | MX Control | Vicon | |
| | MX Net | Vicon | |
| EMG | Telemetry2400T | Noraxon | |
| | Workstation | Vicon | |
| | Bodybuilder | Vicon | |
| Software | Polygon | Vicon | |
| | MyoResearchXP | Noraxon | |
| Punch Bag | | Spotop | |
| Control Object | L - Frame Wand T-bar | Vicon | |
| Accelerometer | | | Researcher Made |

3. 실험 절차

실험 전 양질의 데이터와 부상방지를 위하여 인체계측과 준비운동을 한 후 대상자들의 근전도(EMG) 비교를 위한 표준화(normalization) 작업을 근육별 최대 수의적 정적 수축(MVC; Maximal Voluntary Contraction)을 Hislop과 Montgomery(1995)의 muscle testing에 기초하여 측정하였다.

본 연구에서는 고관절을 고정시킨 상태에서 발끝이 향하는 선과 몸의 중심선이 이루는 각도로 정의한 체간의 윤회 회전을 <Figure 1>과 같이 3가지 type의 동작으로 선정하였다. 공통적으로 3가지 type 모두 대상자의 하체는 등받이가 없는 의자에 앉은 상태로 자체 제작한 장비와 밴드로 관절을 고정하여 통제하였고, type에 따른 동작은 다음과 같다.

Type 1 : 체간은 고정하고 팔만 회전

Type 2 : 체간과 팔을 동시에 회전

Type 3 : 체간의 선행 회전동작 후 팔 회전

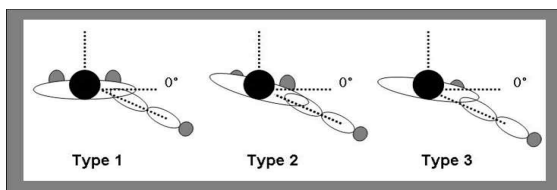


Figure 1. Trunk rotation angles

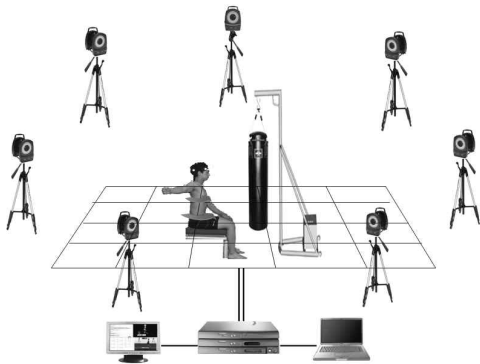


Figure 2. Setting of experimental situation

먼저 대상자는 3가지 type에 익숙하도록 충분한 연습을 한 후 체간의 측정하고자 하는 부위에 근전도를 부착하여 체간 회전 시 주어진 3가지 type에 따라 백스윙을 통하여 type에 따라 대상자들의 최대속도로 윤회회전을 통하여 펀치백을 치도록 하였다. 또한, 윤회 회전 시 체간 이외의 관절들의 움직임은 제한하여 통제하였고, 자료처리에서 Polygon 프로그램을 이용하여 Z축을 기준으로 어깨각의 ± 10 degree 안에서 이루어지는 측정만을 유효하게 처리하였다. 모션캡처 카메라(Motion Capture Camera), 근전도계, 가속도계가 부착된 펀치 백을 이용하여 실

험하였고, 충격량은 측정된 손의 가속도 값에 Chandler, Clauser, McConville, Reynolds와 Young(1975)가 고안한 충격력 공식을 이용하여 산출하였다.

$$\textcircled{1} \text{ Hand's Weight} = 0.005 \times \text{Weight} + 0.75$$

$$\textcircled{2} \text{ impulse} = \text{Hand's Weight} \times \text{acceleration} \times 9.8 \text{ (N)}$$

<Figure 2>와 같이 운동학적 변인분석을 위하여 적외선 비디오 카메라 7대 설치하였고, 부가적으로 전체 장면을 녹화하기 위해 측정 전면에 디지털 캠코더(NV-GS300GD, Panasonic)를 설치하였다. 기준좌표계(global reference frame)를 설정하기 위하여 L-Frame을 이용하였고, 이때 좌우방향은 X축, 전후방향은 Y축, 상하방향은 Z축으로 설정하였다. 또한, T-wand를 사용하여 1분 정도 공간의 좌표값을 촬영하였으며, 인체 37곳에 표면반사 마커(직경 25 mm)를 부착하여 측정하였다. 7대의 적외선 카메라의 샘플링비율은 초당 120 Hz로 설정하였다.

근전도를 통한 운동역학적 변인분석을 위하여 체간 부위에 존재하는 근육 중에서 주 관측 대상으로 선정한 근육들은 Lavender, Tsuang, Andersson, Hafezi와 Shin(1992)이 허리부위 근전도 측정을 위해 사용한 것으로 알려져 있는 척추기립근(erector spinae), 외복사근(external oblique), 내사근(internal oblique), 광배근(latissimus dorsi) 그리고 복직근(rectus abdominus) 등을 참고하여, 본 실험에서는 좌·우 척추기립근(right/left erector spinae), 좌·우 광배근(right/left latissimus dorsi), 좌·우 복직근(right/left rectus abdominus), 좌·우 외복사근(right/left external oblique)으로 8개의 근육을 측정하였다. 근전도 신호 측정을 위한 전극의 위치는 척추기립근의 요추 3번 극상돌기(L3 spinous process) 위치에서 3 cm 옆, 광배근은 흉추 9번 위치에서 양측 근육(belly) 위, 복직근은 배꼽 위치에서 3 cm 옆, 외복사근은 배꼽 위치에서 15 cm 옆에 부착했다(McGill, 1992).

근전도 측정은 각 시기 당 5초씩 측정하였고, 샘플링 빈도(sampling frequency)는 1000 Hz로 설정하였다. 또한, 측정된 모든 근전도 원자료(raw data)는 잡음(noise)을 제거하기 위해, 먼저 원자료의 근전도 신호는 전파정류(full wave rectification)를 실시하였고, 대상자간 비교를 위해 각 근육별로 근전도 표준화(normalization) 작업을 위해 MVC 측정을 3회 실시하였다. 근전도 자료는 50 ms의 평균(RMS)을 이용하여 평활화(smoothing)한 후 발견된 최대값을 해당 근육의 최대 근전도(EMG_m^{max})값으로 결정하였다. 그리고 정류된 자료의 잡음을 제거하기 위해 전자필터(FIR filter, 10~450 Hz band pass)를 이용하여 필터링하였다. 근전도 표준화는 다음과 같은 공식을 이용하였다.

$$\text{Nor}EMG_m (\%MVC) = \frac{EMG_m}{EMG_m^{max}} \times 100$$

(NorEMG_m: Normal EMG, EMG_m: EMG value of each muscle on 2th filtering in trial, EMG_m^{max}: Maximal EMG value)

$NorEMG_m$ 은 각 근육의 표준화된 근전도 값이고, 단위는 %MVC이다. EMG_m 은 실제 시기 시 측정된 2번의 필터링 작업을 거친 각 근육의 근전도 값이고, EMG_m^{max} 는 MVC 측정 시 발견된 각 근육의 최대 근전도 값을 사용하였다.

적분근전도(IEMG: Integrated EMG)는 근전도의 파형을 전과 정류한 후 각 근육이 근수축한 시간 동안의 적분값을 나타낸 것으로, 해당 근육의 누적된 활동정도를 나타내는 변인으로, 평균 적분 근전도의 수학적 산출방식은 다음과 같다.

$$Averaged\ IEMG = \int_0^t \frac{|EMG(t)dt|}{1024 \times t}$$

(IEMG: Integrated EMG, t: time)

본 실험에서는 표준화된 값들을 이용하여 각 피험자들의 평균근전도(AEMG: Average EMG) 값과 적분근전도 값을 분석하였다.

5. 자료 및 통계처리

본 연구는 체간의 윤축 회전 시 3가지 type에 따른 상체 변인들의 차이를 보기 위하여 영상으로 촬영된 자료의 분석은 Vicon사의 Workstation 5.2 버전을 이용하여 각 그룹별로 동작을 수집하여 분석하였고, 운동학적 변인으로 스윙구간의 손의 소요시간, 최대속도, 가속도를 분석하였고, 충격량은 편치백에 부착한 가속도계와 충격량 공식을 이용하여 산출하였다. 근전도 분석은 Noraxon사의 MyoResearchXP 프로그램을 이용하여 분석하였다. 자료 처리 및 그래픽 처리는 Vicon사의 Polygon 3.1 프로그램을 이용하여 값을 산출 하여 그룹별로 비교 분석하였다.

모든 통계처리는 SPSS 15.01 프로그램을 이용하였고, 운동학적 자료분석은 3가지 type에 따른 차이검증을 위하여 반복측정 일원변량분석(One-way repeated ANOVA)을 이용하였다. 근전도 자료분석은 3가지 type에 따른 차이검증을 위하여 반복측정 이원변량분석(Two-way repeated ANOVA)을 실시하였고, 사후검증(post-hoc)으로 turkey HSD 방법을 적용하였으며, 통계적 유의수준은 p<.05로 설정하였다.

III. 결 과

1. 운동학적 분석

백스윙 이후 임팩트까지 스윙구간에서 나타난 운동학적 변인의 결과는 <Table 2>와 같다.

Table 2. Results of kinematic variable

| Variable | Type | M±SD | F-Ration | Sig. | Post-hoc |
|----------------------------------|------|---------------|----------|--------|----------|
| time (sec) | 1 | 0.39±0.07 | 1.010 | .377 | - |
| | 2 | 0.35±0.08 | | | |
| | 3 | 0.35±0.07 | | | |
| velocity (m/s) | 1 | 9.87±1.00 | 4.914 | .015* | T1 <T3 |
| | 2 | 10.75±1.61 | | | |
| | 3 | 11.67±1.17 | | | |
| acceleration (m/s ²) | 1 | 705.98±49.22 | 7.286 | .003** | T1 <T3 |
| | 2 | 777.60±155.59 | | | |
| | 3 | 905.74±124.68 | | | |

Note. significant at *p<.05, **p<.01
T1: type 1, T3: type 3

소요시간에서는 type에 따른 차이가 나타나지 않았다. 속도에서는 type에 따라 차이를 보였고(p<.05), 사후검증 결과 type 3이 type 1보다 빠르게 나타났다. 가속도에서도 type에 따라 차이를 보였고(p<.01), 사후검증 결과 type 3이 type 1보다 빠르게 나타났다.

2. 충격량

충격량은 편치백에 부착한 가속도계와 충격량 공식을 이용하여 산출한 것으로 <Table 3>와 같다.

Table 3. Impulse

| Type | M±SD | F-Ration | Sig. | Post-hoc |
|------|----------------|----------|-------|----------|
| 1 | 2841.77±352.07 | 3.940 | .048* | T1 < T3 |
| 2 | 3129.83±714.83 | | | |
| 3 | 3825.62±582.27 | | | |

Note. significant at *p<.05
T1: type 1, T3: type 3

충격량은 type에 따른 차이가 보였다(p<.05). 사후검증 결과, 체간의 선행 회전동작 후 팔 회전을 하는 type 3이 팔만 회전하는 type 1보다 큰 충격량을 보였다.

3. 근전도 분석

<Table 4>에서는 백스윙 후 스윙구간에서 나타나는 type별 8개 근육들의 활동을 평균근전도와 적분근전도 값으로 나타낸 것이다.

Table 4. EMG value on type

| | | (unit: %MVC) | |
|------|--------|--------------|-------------|
| Type | muscle | AEMG | IEMG |
| 1 | ESR | 34.86±14.84 | 11.82±4.12 |
| | ESL | 46.80±12.43 | 17.12±3.92 |
| | LDR | 72.71±71.49 | 25.24±22.97 |
| | LDL | 41.03±6.57 | 15.54±3.25 |
| | RAR | 42.74±7.09 | 16.22±1.68 |
| | RAL | 27.66±6.21 | 10.44±1.65 |
| | EOR | 32.54±17.60 | 11.76±5.39 |
| | EOL | 47.91±16.97 | 18.18±6.16 |
| 2 | ESR | 17.98±10.45 | 7.59±3.19 |
| | ESL | 68.19±15.88 | 23.18±3.43 |
| | LDR | 47.44±23.05 | 18.99±7.28 |
| | LDL | 83.50±59.27 | 29.77±13.33 |
| | RAR | 42.26±12.73 | 15.88±3.79 |
| | RAL | 40.20±14.08 | 14.38±3.36 |
| | EOR | 54.09±40.44 | 18.30±8.67 |
| | EOL | 59.61±6.69 | 20.32±5.54 |
| 3 | ESR | 32.00±15.38 | 12.54±5.94 |
| | ESL | 64.59±18.94 | 23.99±7.56 |
| | LDR | 86.04±51.30 | 31.98±19.52 |
| | LDL | 93.62±50.20 | 33.70±15.76 |
| | RAR | 66.79±22.53 | 26.73±11.32 |
| | RAL | 61.74±19.97 | 23.41±8.72 |
| | EOR | 58.65±24.63 | 21.63±7.97 |
| | EOL | 70.91±27.02 | 26.68±11.06 |

Note. ESR: Right Erector Spinae, ESL: Left Erector Spinae, LDR: Right Latissimus Dorsi, LDL: Left Latissimus Dorsi, RAR: Right Rectus Abdominus, RAL: Left Rectus Abdominus, EOR: Right External Oblique, EOL: Left External Oblique
AEMG: Average EMG, IEMG: Integrated EMG

평균근전도 값은 type 1에서 우측 광배근, 좌측 외복사근, 좌측 척추기립근, 우측 복직근, 좌측 광배근, 우측 척추기립근, 우측 외복사근, 좌측 복직근 순으로 근활성도를 보였고, type 2에서는 좌측 광배근, 좌측 척추기립근, 좌측 외복사근, 우측 외복사근, 우측 광배근, 우측 복직근, 좌측 복직근, 우측 척추기립근 순으로 나타났고, type 3에서는 좌측 광배근, 우측 광배근, 좌측 외복사근, 우측 복직근, 좌측 척추기립근, 좌측 복직근, 우측 외복사근, 우측 척추기립근 순으로 나타났습니다.

적분근전도 값은 type 1에서 우측 광배근, 좌측 외복사근, 좌측 척추기립근, 우측 복직근, 좌측 광배근, 우측 척추기립근, 우측 외복사근, 좌측 복직근 순으로 나타났고, type 2에서는 좌측 광배근, 좌측 척추기립근, 좌측 외복사근, 우측 광배근, 우측 외복사근, 우측 복직근, 좌측 복직근, 우측 척추기립근 순으로 나타났고, type 3에서는 좌측 광배근, 우측 광배근, 우측 복직근, 좌측 외복사근, 좌측 척추기립근, 좌측 복직근, 우측 외복사근, 우측 척추기립근 순으로 근활성도를 보였다.

Table 5. Two-way ANOVA of EMG

| Variable | Source | F-Ration | Sig. | Post-hoc |
|----------|-------------|----------|---------|--|
| AEMG | Muscle | 3.617 | .002** | ESR < LDR ESR < LDL |
| | Type | 6.602 | .002** | T1 < T3 |
| | Interaction | .880 | .582 | |
| IEMG | Muscle | 4.441 | .000*** | ESR < ESL ESR < LDR ESR < LDL ESR < EOL |
| | Type | 10.223 | .000*** | T1 < T3 |
| | Interaction | .799 | .669 | |

Note. significant at ** $p < .01$, *** $p < .001$

ESR: Right Erector Spinae, ESL: Left Erector Spinae, LDR: Right Latissimus Dorsi, LDL: Left Latissimus Dorsi, EOL: Left External Oblique, AEMG: Average EMG, IEMG: Integrated EMG
T1: type 1, T3: type 3

평균근전도에서는 근육별에 따른 차이를 보였고($p < .01$), 사후검증 결과 우측 척추기립근이 우측 광배근, 좌측 광배근보다 작은 값이 나타났다. 또한, type에 따라 차이를 보였고($p < .01$), 사후검증 결과 type 3이 type 1에 비해 큰 값을 보였지만, 근육과 type에 따른 상호작용은 나타나지 않았다. 적분근전도에서는 근육별에 따른 차이를 보였고($p < .001$), 사후검증 결과 우측 척추기립근이 좌측 척추기립근, 우측 광배근, 좌측 광배근, 좌측 복직근보다 작은 값을 보였다. 또한, type에 따른 차이가 보였고($p < .001$), 사후검증 결과 type 3이 type 1에 비해 큰 값을 보였지만, 근육과 type에 따른 상호작용은 나타나지 않았다.

IV. 논의

본 연구에서는 type에 따른 체간의 윤축 회전동작에 운동연쇄를 적용하여 운동학적 변인과 운동역학적 변인을 통한 비교 분석으로 인체에 적용한 윤축의 원리를 대한 기초 자료를 제공하는데 목적이 있다.

Smith, Weiss와 Lehmkuhl(1996)는 골프 스윙 동작 시 팔만 사용해서 스윙을 하는 것보다 신체분절의 운동연쇄 동작을 이용하여 스윙을 하는 것이 빠른 속도와 가속도를 낼 수 있다고 하였고, 박성순 등(2005)은 테니스 동작 중 스트로크를 할 때 공에 큰 충격량을 주어 공의 속도변화를 크게 하려면, 라켓의 질량은 일정하기 때문에 라켓의 스윙 속도를 증가시켜야 한다고 보고하였다.

최지영과 이의린(2007)은 아이스하키 스윙 샷 동작의 상지 협응 형태 연구에서 성공적인 동작을 위하여 손목, 팔꿈치, 어깨관절과 몸통의 협응이 중요한 요인이라고 보고하였고, 특히 근위분절의 몸통 움직임 역할을 중요성을 강조하였다. 또한, 윤

창진 및 채원식(2008)은 연습기간에 따라 태권도 차기 동작에서 인접한 분절 간의 운동량 전이 효과로 인하여 최대합성 직선속도가 증가하였다고 보고하여, 분절간 협응과 운동량 전이를 통한 운동연쇄를 설명하고 있다.

Putnam(1993)은 인간의 치기(striking)와 던지기(throwing) 동작들을 이해하기 위하여 인체분절을 연속된 링크 시스템(linked system)으로 정의하고 인체분절들 간의 역학적 연결 관계를 설명하였고, 인체관절과 분절사이의 협응 과정을 살펴보기 위하여 Plagenhoef(1971), Bunn(1972)에 의한 스피드 총합의 원리(speed summation principle)와 분절순서이론에 기초하여 운동량의 최적 협응 원리를 설명하였다.

본 연구에서는 운동학적 변인인 소요시간에는 type에 따른 차이를 보이지 않았지만, 속도, 가속도에서는 type에 따른 차이가 나타났다. Type 3에서 속도와 가속도가 각각 11.67 m/s와 905.74 m/s²로 운동연쇄의 이용을 통하여 속도와 가속도의 긍정적인 상승을 기대할 수 있다. 이러한 결과는 또한, 근위분절인 체간의 윤축회전을 통한 각속도로 인해 손의 선속도의 증가를 가중시키는 것으로 판단할 수 있다. 그러므로, 손의 스윙 동작은 운동연쇄를 통한 분절순서이론에 기초한 근위-원위분절 순서로 최적의 협응을 통하여 속도와 가속도가 상승되었고, 이로 인해 충격량에도 영향을 미치기 때문에, type 3에서 3825.62 N.S로 가장 큰 충격량을 나타낸 것으로 사료된다.

근전도 분석에서는 3가지 type에 따른 8개 근육의 평균근전도와 근전도 신호를 근 수축 지속 시간에 대하여 적분하여 발휘능력을 알아보았다.

최희수, 권오윤, 이충휘, 전해선, 및 오재섭(2005)은 운동 축에서 손의 위치가 멀어질수록 자세를 유지하기 위하여 굴곡에 관여하는 복부 쪽의 근육들이 많이 작용한다고 하였고, 박용권, 김유신 및 김은정(2005)은 숙련도에 따른 테니스 포핸드 스트로크 시 상지의 근전도 분석에서 미숙련자는 스윙 시 팔 전체를 긴장한 상태를 보였지만, 숙련자는 스윙이 진행되면서 근수축이 근위분절에서 원위분절의 근육으로 발현된 것으로 보고하였다.

또한, 구형모, 채원식, 강년주, 윤창진, 및 장재익(2009)은 농구 자유투 동작 시 근전도 분석에서 상, 하지근의 과도한 근력사용이 아닌 효율적인 연계동작을 통한 이용을 제시하였다.

본 연구에서는 평균근전도, 적분근전도 모두 근육과 type에 따라 차이가 나타났다. 평균근전도에서는 좌·우 광배근이 높게 나타났다. 이는 광배근이 팔을 몸쪽으로 당기는 모든 활동에 중요한 근육(Cutter, & Kevorkian, 1999)이기 때문에 높은 근활동을 나타낸 것으로 사료된다. 적분근전도에서는 좌측 척추기립근, 우측 광배근, 좌측 광배근, 좌측 외복사근이 높게 나타나고, 몸통의 회전은 외복사근과 내복사근에 의하여 이루어지

는데(Cutter & Kevorkian, 1999), 이는 몸통 회전 시 외복사근의 활동이 큰 역할을 하는 것으로, 본 연구에서는 좌측으로 회전 운동을 수행하였기 때문에, 좌측 부위의 근 활동이 큰 것으로 사료된다. 이런 이유로, 운동연쇄와 체간회전을 이용한 골프에서도 많은 지도자와 프로 골퍼들은 오른손잡이의 파워를 증가시키기 위해서는 좌측을 강조한다고 하였다(Hay, 1985).

Type에 따른 비교에서는 윤축을 통한 운동연쇄 회전을 하는 type 3에서 가장 큰 근활동을 보였는데, 8개 근육들이 한 두개 근육에 편중되어 높은 기여도를 나타내지 않고, 8개 근육들이 모두 비슷한 값으로 고르게 회전에 기여하는 양상을 나타내고 있다. 이를 통하여, 운동연쇄를 통한 스피드 총합의 원리를 재차 검증할 수 있었고, 각 근육들의 기여도도 알 수 있었다. 하지만, 본 연구에서는 목표물에 대한 정확성에 상관없이 최종속도의 증가를 위한 운동수행으로 인한 한계로 인해 근육들의 조절 능력은 알 수 없었다. 그렇지만, 최종속도의 증가를 위하여, 체간 윤축 회전 시 효과적인 운동수행을 가져오기 위해서는 신체분절들이 운동연쇄 작용을 발휘하면서 8개의 근육들이 고르게 높은 근 활동으로 기여할 때 가장 효과적인 운동수행을 발휘할 수 있다고 판단된다. 또한, 윤축을 통한 운동연쇄 회전동작을 수행할 때 효과적인 운동 수행을 위한 근육의 동원에서 광배근이 주동근 역할을 하며, 척추기립근과 외복사근에서 협력근의 역할을 하는 것으로 사료된다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 과거 요통이나 그 밖에 근 골격계와 관련된 병력이 없고, 현재 건강상태가 양호한 H대학교 남학생 12명을 임의 선정하여, 체간의 윤축을 이용한 체간의 3가지 회전동작 type에 따른 운동학적 분석과 근전도 분석을 실시한 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 운동학적 분석에서는 3가지 type 모두 소요시간에서 유사하게 나타났고, 손의 속도와 가속도는 윤축을 통한 운동연쇄 회전동작(type 3)에서 가장 빠르게 나타났다.
 2. 충격량은 윤축을 통한 운동연쇄 회전동작(type 3)에서 가장 크게 나타났다.
 3. 평균근전도에서는 좌·우 광배근에서, 적분근전도에서는 좌측 척추기립근, 우측 광배근, 좌측 광배근, 좌측 외복사근에서 높게 나타났다. 또한, type별 차이에서는 윤축을 통한 운동연쇄 회전동작(type 3)에서 가장 크게 나타났다.
- 이상의 결론 내용에서 나타난 바와 같이 모든 운동들이 올바른 운동연쇄 작용을 적용하여 정확하게 운동동작을 수행한

다면 보다 효과적인 운동수행을 가져오는 것처럼, 윤축 회전 시 체간의 회전에 기여하는 근육들을 발달시켜 올바른 운동연쇄 동작을 수행한다면 강한 임팩트를 필요로 하는 골프, 테니스, 스쿼시 등의 스윙동작과 기록향상을 필요로 하는 육상종목의 원반던지기 등과 같은 종목에서 보다 좋은 운동효과와 결과를 가져올 것으로 사료된다.

본 연구를 포함한 많은 연구들은 최종속도의 향상 및 충격량 증가를 위하여 운동연쇄 및 관절과 분절의 협응에 관련된 연구가 주류를 이루고 있다. 여기에 정확성 요인을 추가하여 변화되는 신체의 운동연쇄에 관한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

- 구형모, 채원식, 강년주, 윤창진, 장재익(2009). 농구 자유투 동작 시 숙련자 및 미숙련자의 근전도 및 지면 반력 분석. **한국운동역학회지**, 19(2), 347-357.
- 권승민(2001). **골프 드라이버 스윙 시 상지근육의 근 활동에 관한 연구**. 미간행 석사학위논문. 연세대학교 대학원.
- 김상호(1995). **반복적인 들어올리기 작업에서 작업조건이 몸통근육의 활동과 피로도에 미치는 영향**. 미간행 박사학위논문. 포항공과대학교 대학원.
- 박성순, 이필근, 류재청, 이계산, 오문균, 백승국, 장준원, 이경일, 우철호, 양창수, 윤정환, 송주호, 이석구, 허성규, 김주형, 김지태, 이지선(2005). **운동역학**. 서울: 대경북스.
- 박용권, 김유신, 김은정(2005). 테니스 포핸드 스트로크 시 상지의 근전도 변화에 관한 연구. **한국스포츠리서치**, 16(4), 593-601.
- 박현진(2001). **허리의 비틀림 동작 시 근육의 활동 및 발휘 근력에 관한 연구**. 미간행 석사학위논문. 부경대학교 대학원.
- 송영웅(2003). **몸통 근육의 동시 수축을 고려한 척추 부하 및 근력 예측을 위한 최적화 모델**. 미간행 박사학위논문. 포항공과대학교 대학원.
- 안상호(1999). 운동선수들의 체간 등속성 근력의 비교분석. **대한스포츠의학회지**, 17(2), 422-427.
- 여남희(2000). **몸통관절의 등속성 근력향상에 관한 연구**. 동아대학교 과학연구논문집, 18, 107-114.
- 윤창진, 채원식(2008). 태권도 옆차기 동작의 인체관절과 분절 사이의 협응 과정. **한국운동역학회지**, 18(4), 179-189.
- 임용규, 하철수(1993). **기능학**. 대한미디어.
- 장성록(1995). L5/S1에 걸리는 부하염력과 척추기립근 근전도의 상관관계 분석. **한국산업안전학회지**, 10(4), 103-108.
- 최지영, 이의린(2007). 아이스하키 스윙프 샷 동작의 상지의 협응 형태. **한국운동역학회지**, 17(4), 169-179.
- 최희수, 권오윤, 이충휘, 전해선, 오재섭(2005). 요부 안정화 운동에 따른 몸통 근육들의 근활성도 비교. **한국전문물리치료학회지**. 12(1). 1-10.
- 하철수(2002). **운동역학**. 서울: 형설출판사.
- Bunn, J. W.(1972). *Scientific Principles of Coaching*. Englewood Cliffs. NJ: Prentice-Hall.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., & Young, J. W.(1975). *Investigation of Inertial Properties of the Human Body*, AMRL-TR- 74-137, WPAFB OH.
- Cholewicki, J., & McGill, S. M.(1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 321-331.
- Cutter, N. C., & Kevorkian, C. G.(1999). *Handbook of Manual Muscle Testing*. New York: McGraw-Hill Professional Publishing Co.
- Granata, K. P., & Marras, W. S.(1995). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317.
- Hay, J. G.(1985). *The Biomechanics of Sports Techniques*. Printice-Hall, Englewood Cliffs, N. J.
- Hislop, H. J., & Montgomery, J.(1995). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. 6th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.
- Karwowski, W., Caldwell, M., & Gaddie, P.(1994). *Relationships between the NIOSH(1991) lifting index, compressive & shear forces on the lumbosacral joint, and low back injury incidence data based on industrial field study*. In Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 38th Annual Meeting, 645-657. Santa Monica, CA, USA: Human Factors Society.
- Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Andersson, G. B. J., Hafezi, A., & Shin, C. C.(1992). Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *Journal of Orthopaedic Research*, 10, 691-700.
- McGill, S. M.(1992). The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. *Spine*, 17(10), 1187-1193.
- Plagenhoef, S.(1971). *Patterns of Human Motion*. Englewood

Cliffs. NJ: Prentice-Hall.

Putnam, C. A.(1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations.

Journal of Biomechanics, 26, 125-135.

Smith, L. K., Weiss, E. I., & Lehmkuhl, L. D.(1996).

Brunstrom's Clinical Kinesiology. 5th ed. Philadelphia, PA: FA Davis Co.

Zatsiorsky, V. M.(1998). *Kinematic of Human Motion*. Champaign

IL: Human Kinetics.