상지분절과 몸통 및 골반분절의 움직임이 태권도 앞굽이 몸통바로지르기 속도에 미치는 효과

The Effects of Movement of Upper Limbs, trunk, and pelvis on Velocity of Apkubi Momtong Baro Jireugi in Taekwondo

Abstract

Objective: The purpose of this study was to investigate of effects of kinematic variables of upper limbs, trunk, and pelvis on the velocity of Apkubi Momtong Baro Jireugi in the Taekwondo.

Method: Twenty Taekwondo Poomsae athletes (age: 20.8±2.2 years, height: 171.5±7.0 cm, body weight: 66.2±8.0 kg) participated in this study. For this study, the variables were upper limb's velocity and acceleration, trunk's angle, angular velocity and angular acceleration, pelvis's angle, angular velocity and angular acceleration, and waist's angle, angular velocity and angular acceleration. Peason's correlation coefficient was calculated between velocity of Jireugi and kinematic variables. Multiple regression analysis was performed to investigate the Influence on the velocity of Jireugi.

Results: Angular acceleration of trunk and linear acceleration of punching upper arm had a significant effect on the velocity of Jireugi ($p<.05$).

Conclusion: Based on the findings, we affirmed that angular acceleration of trunk and linear acceleration of punching upper arm were important in order to increase the velocity of Jireugi.

Keywords: Taekwondo, Jireugi, Trunk, Upper arm, Velocity, Acceleration

Introduction

지르기는 태권도에서 가장 기본이 되는 손기술로써, 몸통의 회전력을 이용하여 팔꿈치를 뻗으면서 주먹으로 목표를 가격하는 기술을 말한다(Kukkiwon, 2006). 지르기의 준비자세는 자연스럽게 어깨를 편 상태에서 지르는 주먹은 주먹 등을 아래를 향하게 하여 장골능에 위치시키고 당기는 주먹은 주먹 등을 위로 향하게 하여 목표 앞에 위치시킨다. 그리고 겨드랑이가 벌어지지 않은 상태에서 허리의 반동을 이용하여 직선으로 지르는 동시에 당기는 주먹을 빠르게 당긴다. 이때, 지르는 주먹은 목표 직전에 안쪽으로 회내시켜 주먹 등이 아래에서 위를 향하게 해야 한다(Korea Taekwondo Association [KTA], 2015; Kukkiwon, 2006).

그 동안 태권도 지르기에 대한 연구는 다양한 방법으로 수행되고 있다. 태권도 지르기를 수행하는 과정에서 목표 거리와 지르기 방식에 따른 충격력을 비교하였던 Choi (2004)는 목표 거리 80%에서 최대 충격력과 최대 속도가 나타났다고 보고하였으며, 전완분절의 회내 움직임이 지르기의 충격력을 증가시킨다고 주장하였다. Park (2007)과 Kang, Kim, Shin, Kim, & Kim (2007)은 하지를 이용하여 지르기를 수행하는 것이 지르기 최대 속도가 가장 크게 나타남에 따라 가장 효과적인 방법이라고 주장하였으며, 이것은 지르는 쪽 무릎을 약간 굴곡 시키면서 외력을 적용시켜 얻은 힘이 인체중심부위의 허리로 전달되어 허리의 교호적 작용으로 어깨-상완-하완-주먹으로 힘이 전이되는 것이라고 주장하였다. 또한, 끊어 지르기와 멀어 지르기의 운동역학적 차이를 분석한 Ahn (2008, 2012)의 연구에서는 최대 충격력은 끊어 지르기에서 크게 나타났으나, 지르는 주먹의 최대 속도는 밀어 지르기에서 크게 나타났으며, 밀어 지르기가 시간적으로 더 길게 힘을 가함에 따라 최대 속도 발현 시점도 상대적으로 늦게 나타난다고 보고되었다. 그리고 Yoo (2015b)의 연구를 통하여 지르기 속도는 지르고 당기는 팔의 움직임과 높은 상관관계가 있는 것으로 나타났다. 이외에도 Park 등 (2008)과 Lee & Park (2015)의 태권도 지르기에 대한 운동역학적 연구가 지속되고 있다. 이러한 태권도 지르기는 대표적인 개방형 운동사슬(open kinetic chain)으로 근위분절에서 원위분절로 순차적으로 최대 속도가 전이되어 나타나는 것이 특징이다(Putnam, 1991, 1993; Steindler, 1977; Yoo, 2015a, 2015b; Yoo, Jung, & Ryu, 2016).

최근 들어 주먹의 최대 속도 및 충격력 발현과 관련된 몸통과 골반분절, 허리관절의 움직임을 살펴본 연구가 다

양하게 이루어지고 있다. Lee, Kim, & Lee (2010)는 요부신전근의 근력이 지르기 속도에 긍정적인 영향을 미친다고 주장하였으며, Choi (2013a, 2013b, 2013c)와 Choi, Chung, & Shin (2014)는 지르기를 수행하기 전에 골반분절이 지르는 방향으로 먼저 움직이는 사전동작(countermovement)이 나타나고 이것을 순차적 신장-단축 전환 현상(Stretch Shortening Cycle, [SSC]) 이라고 정의하였으며, 지르기를 효과적으로 수행하도록 유도한다고 주장하였다. 특히, 수직축에 대한 골반분절의 선회전을 수행하는 집단과 비 선회전 집단 간의 차이를 살펴보면, 골반분절의 선회전을 실시하는 집단에서 허리관절 주변의 파워와 일 량이 약 2배 정도 크게 나타났다고 보고되었다(Choi et al., 2014). 뿐만 아니라 두 집단의 골반분절과 몸통분절 사이의 각도, 각속도 간의 협응 여부와 일관성 여부를 관찰한 결과, 선회전 집단이 더 동적인 양상을 보였으며, 허리관절에서는 좌우축의 스프링 협응 형태를 보여줌에 따라 허리 주변 근육군의 탄성에너지 저장과 관련성이 높다고 주장하였다. 이렇듯, 태권도 지르기에서 몸통과 골반분절을 비롯한 허리관절의 움직임은 매우 중요한 역할을 하고 있다.

위와 같은 선행연구들은 대부분 몸통과 골반분절을 비롯한 허리관절을 효과적으로 활용하고 있는 우수선수와 비 우수선수 간의 운동역학적인 차이를 통하여 허리관절 주변의 근력이나 움직임이 지르기 속도와 힘, 파워 등에 긍정적인 영향을 미친다고 주장하였다. 그러나 허리관절의 움직임이 지르기의 속도와 힘, 파워에 직접적으로 미치는 영향을 살펴보지는 않았으며, 집단 간의 차이 분석으로 직접적인 관련성을 부여하기에는 무리라고 판단된다. 따라서 상지분절을 비롯한 몸통과 골반분절, 허리관절의 움직임과 지르기 속도와 힘, 파워 간의 상관관계나 다중회귀분석을 통하여 직접적인 관련성을 살펴볼 필요가 있다.

또한, 대부분의 선행연구에서 분석된 지르기 동작은 주춤서기에서 실시되었다. 태권도 주춤서 지르기는 지르기를 공격 수단으로 적용하기 보다는 주춤서 지르기의 반복 연습을 통한 태권도의 운동역학적 운동 요소를 스스로 수련할 수 있도록 만들어진 기본 동작이라는 측면(Park et al., 2008)에서 힘과 파워를 전달하기 어려운 주춤서기에서 지르기의 속도와 힘, 파워에 관한 분석을 실시하였다는 것은 다소 무리라고 판단된다. 특히, 태권도 공인품새 손기술 중 주춤서 지르기를 수행한 경우는 전혀 없었으며, 지르기를 이용한 격파에서도 앞뒤서기에서 실시되고 있으며, 겨루기 경기의 주먹 득점 시도 과정에서도 앞뒤서기인 겨룸새에서 지르기 공격이 실시되고 있다(Yoo, 2015a, 2015b; Yoo et al., 2016). 지르기는 서기의 다리를 앞, 뒤로 넓혀 딛고서 주먹으로 지르기를 하였을 때를 의미한다고 제시되어 있는 태권도 품새 경기 규칙(KTA, 2015)과 같이 지르기를 앞굽이, 앞서기 등에서 수행하는 것이 지르기 본래의 가치를 지닌다고 판단된다. 따라서 지르기의 속도와 힘, 파워 등을 살펴보고 위해서는 반드시 앞굽이나 앞서기와 같이 앞뒤로 서기를 수행하는 과정에서 지르기를 분석하는 것이 가장 적합하다.

이에 본 연구에서는 상지분절을 비롯한 몸통과 골반분절, 허리관절의 운동학적 요인을 분석하고 지르기 최대 속도에 미치는 영향력을 살펴보고자 한다.

Method

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 2014~2015년 전국태권도품새대회 입상경력이 있는 K대학교 태권도 품새 선수 20명(남자 16명, 여자 4명, 나이: 20.8±2.2 세, 신장: 171.5±7.0 cm, 체중: 66.2±8.0 kg)으로 선정하였다.

2. 실험 절차

본 연구는 몸통과 골반분절을 비롯한 허리관절의 운동학적 요인이 지르기 속도에 미치는 효과를 살펴보고자 앞굽이 몸통바로지르기를 분석하였다. 인체 관절 중심점과 분절 표면에 반사마커를 부착하고 앞굽이 몸통바로지르기를 대상자별 5회씩 실시하였다. 이때, 지르기를 수행하는 주변에 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 설치하였으며, 촬영속도는 200 Hz로 설정하였다.

3. 자료 분석

앞굽이 몸통바로지르기의 운동학적 분석을 실시하기 위하여 Qualisys Track Manager software (Qualisys, Sweden)와 Matlab R2014b software (The Mathworks, USA)를 사용하였으며, 촬영한 5회 중 3회를 분석하였다. 인체 상지관절 중심점과 분절 표면에 <Figure 1>과 같이 21개의 반사마커(7th cervical vertebra, sternum

manubrium, left & right acromion, left & right humerus lateral epicondyle, left & right ulnar styloid process, left & right 3nd metacarpal bone, sacrum, left & right iliac crest, left & right greater trochanter, left & right femoral condyles, left & right malleolus, and left & right 2st phalanges)를 부착하였으며, NLT (non linear transformation) 방법을 통해 3차원 좌표값을 획득하여 Butterworth 2nd order low-pass filter로 smoothing하였다. 이때, 차단주파수(cut-off frequency)를 결정하기 위하여 분석 자료 중 가장 속도가 빠르게 나타난 지르기 주먹의 위치값에 대한 FFT(Fast Fourier Transform) 분석을 실시하였으며, 주파수로 전환된 신호에 대하여 PSD (Power Spectral Density)를 계산하였다. PSD 성분은 총 파워의 비율로 표준화하였고 누적된 PSD의 99.9% 수준을 신호 특성의 대표적인 것으로 간주하여 차단주파수를 12 Hz로 설정하였다.

Figure 1. Maker set.

4. 분석 구간

앞굽이 몸통바로지르기의 효과적인 분석을 위하여 <Figure 2>와 같이 가속구간과 감속구간으로 구분하여 분석하였다(Yoo, 2015b).

1) 가속구간(Phase 1) : 지르는 주먹이 지르는 방향으로 움직이기 시작한 순간(Event 1)부터 지르는 주먹의 최대 속도가 발현된 순간(Event 2)까지

2) 감속구간(Phase 2) : 지르기 최대 속도가 발현된 순간(Event 2)부터 감속되어 지르는 주먹이 완전히 정지되는 순간(Event 3)까지

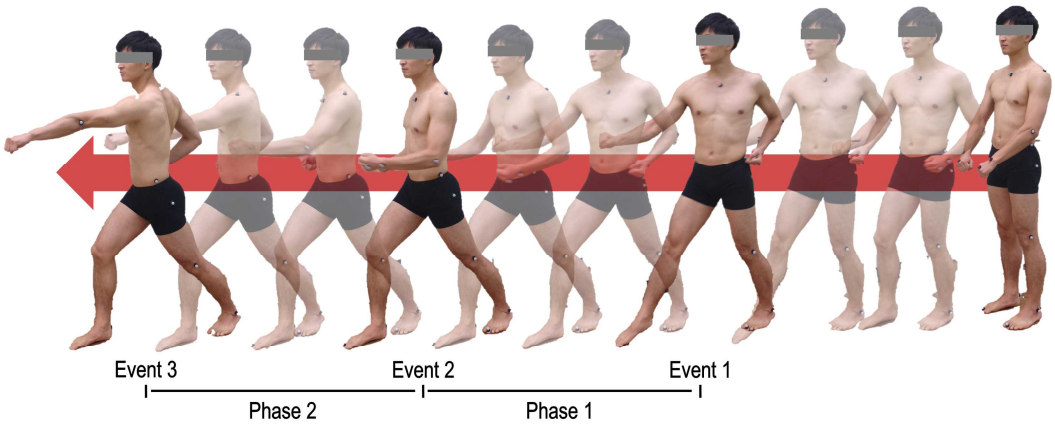

Figure 2. Event and phase.

5. 분석 변인

앞굽이 몸통바로지르기를 수행하는 과정에서 몸통과 골반분절, 그리고 허리관절의 3차원 움직임이 지르기 속도에 미치는 효과를 살펴보고자 다음과 같이 분절 및 관절의 3차원 각도와 각속도, 각가속도를 산출하였다(Hamill & Ryu, 2003; Winter, 2009; Yoo, 2015a; Yoo et al., 2016).

1) 상지분절의 선속도와 선가속도 : 상지 각 분절중심점을 중앙차 방법으로 시간 함수에 대한 미분값으로 선속도와 선가속도를 산출하였으며, 방향에 대한 정의는 전방을 (+), 후방을 (-)로 설정하였다.

2) 3차원 분절각 : 몸통과 골반분절의 지역좌표 생성하기 위하여 각분절의 축은 좌우축을 X축으로, 전후축을 Y축으로, Z축을 수직축으로 설정하였으며, 지르기를 수행하기 전, 정적인 해부학적 자세(준비자세)에서 획득된 분절의 움직임 마커 좌표값을 이용하여 분절을 대변하는 기준 단위벡터를 설정하였다. 이때, 단위벡터는 오른손 법칙에 의한 벡터 곱(cross product)으로 계산되었다. 각 분절의 기준 단위벡터(calibration unit vector [CV])와 지르기를 수행하는 매 순간마다 계산된 각 분절의 단위벡터(tracking unit vector [TV])의 곱은 3 × 3 행렬로 표현되며, 3차원 분절각은 아래와 같이 산출된다(Yoo, 2015a; Yoo et al., 2016). 각도에 대한 정의는 X축 회전이 굴곡 / 신전, Y축 회전이 좌측굴곡 / 우측굴곡, Z축 회전이 좌측회전 / 우측회전을 의미하며, 회전 방향에 대한 정의는 반시계방향을 (+), 시계방향을 (-)로 설정하였다.

$$\mathrm{CV} = \begin{bmatrix} X_i & Y_i & Z_i \\ X_j & Y_j & Z_j \\ X_k & Y_k & Z_k \end{bmatrix}, \mathrm{TV} = \begin{bmatrix} X_i & X_j & X_k \\ Y_i & Y_j & Y_k \\ Z_i & Z_j & Z_k \end{bmatrix},$$

$$\mathrm{CUV} \times \mathrm{TUV} = \begin{bmatrix} c_2 s_3 & s_3 c_1 + s_1 s_2 c_3 & s_1 s_3 + c_1 s_2 c_3 \\ -c_2 s_3 & c_1 c_3 - s_1 s_2 s_3 & s_1 c_3 + c_1 s_2 s_3 \\ s_2 & -s_1 c_2 & c_1 c_2 \end{bmatrix}$$

이때, $c_1 = \cos\theta_1, s_1 = \sin\theta_1$ 이다.

3) 3차원 각속도와 각가속도 : 몸통과 골반분절, 허리관절의 3차원 각도는 시간에 따라 축이 함께 변화되므로 각속도와 각가속도를 산출하는 과정에서 단순히 시간 함수에 대한 미분값을 사용하기 어렵다. 따라서 직교 자표계를 기반으로 좌표계를 변형하여 계산하였다(Hamill & Ryu, 2003; Yoo, 2015a).

$$\omega_x = \dot{\phi}\sin\theta\sin\psi + \dot{\theta}\cos\psi,$$
$$\omega_y = \dot{\phi}\sin\theta\cos\psi + \dot{\theta}\sin\psi,$$
$$\omega_z = \dot{\phi}\cos\theta + \dot{\psi},$$
$$\alpha_x = \ddot{\phi}\sin\theta\sin\psi + \dot{\phi}\dot{\theta}\cos\theta\sin\psi + \dot{\phi}\dot{\psi}\sin\theta\cos\psi + \ddot{\theta}\cos\psi - \dot{\theta}\dot{\psi}\sin\psi,$$
$$\alpha_y = \ddot{\phi}\sin\theta\cos\psi + \dot{\phi}\dot{\theta}\cos\theta\cos\psi + \dot{\phi}\dot{\psi}\sin\theta\sin\psi + \ddot{\theta}\sin\psi - \dot{\theta}\dot{\psi}\cos\psi,$$
$$\alpha_z = \ddot{\phi}\cos\theta - \dot{\phi}\dot{\theta}\sin\theta + \ddot{\psi}$$

이때, $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ = 방향별 각속도, $\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$ = 방향별 각가속도, ϕ = X축에 대한 각도, θ = Y축에 대한 각도, ψ = Z축에 대한 각도이다.

6. 통계 처리

본 연구에서는 상지분절을 비롯한 몸통과 골반분절, 허리관절의 운동학적 요인이 태권도 지르기 속도에 미치는 영향력을 알아보고자 입력방법(enter)으로 다중회귀분석(Multiple Regression Analysis)을 실시하여 운동학적 요인의 설명력(r^2)을 확인하고 상대적 중요도(β)를 살펴보았다. 이때, 운동학적 요인과 지르기 속도 간에 피어슨의 적률상관계수(Peason's correlation coefficient)를 산출하여 변인 간의 관련성을 살펴보고 통계적으로 유의하게 나타난 변인을 다중회귀분석의 독립변인으로 선정하였으며, 유의수준은α=.05로 설정하였다.

Results

본 연구에서는 상지분절의 선속도와 선가속도, 몸통과 골반분절, 허리관절의 3차원 각도, 각속도, 각가속도를 산출하였으며, 지르기 최대속도에 미치는 영향력을 살펴보고자 상관관계 분석과 다중회귀분석을 실시하였다. 그 결과는 다음과 같다.

1. 구간별 소요시간

소요시간은 <Table 1>과 같으며, 가속구간(P1)은 0.26±0.04초, 감속구간(P2)은 0.16±0.04초로 나타났다.

Table 1. Descriptive information for Time variables

	Phase 1	Phase 2
Time (sec)	0.26±0.04	0.16±0.04
%	61.69±8.28	38.31±8.28

2. 분절중심의 최대속도와 최대가속도

몸통과 상완, 전완분절의 최대속도와 최대가속도는 <Table 2>와 같으며, 전완분절 > 상완분절 > 몸통분절 순으로 크게 나타났다. 또한, 속도와 가속도에 대한 변화 양상은 <Figure 3, 4>와 같으며, 최대속도와 최대가속도 발현 시점은 몸통분절 > 상완분절 > 전완분절 순으로 나타났다.

Table 2. Descriptive information for peak velocity and acceleration variables at each segment

Segment	Velocity (m/s)	Acceleration (m/s²)
Trunk	0.95±0.12	3.49±1.06
Left upper arm	4.20±0.49	36.82±7.58
Left forearm	5.74±0.70	44.44±12.14
Right upper arm	-2.17±0.47	-28.78±8.06
Right forearm	-3.56±0.65	-40.72±10.17
Punching fist	7.46±0.76	-

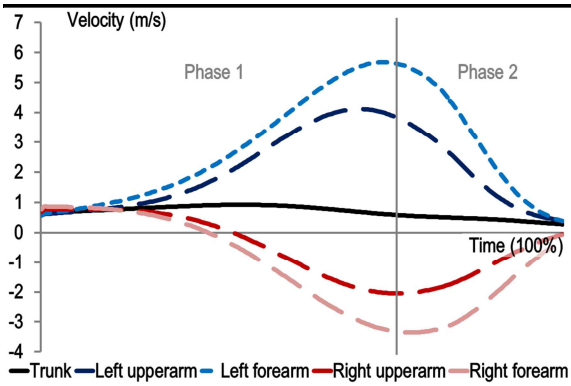

Figure 3. Velocity patterns at each segment.

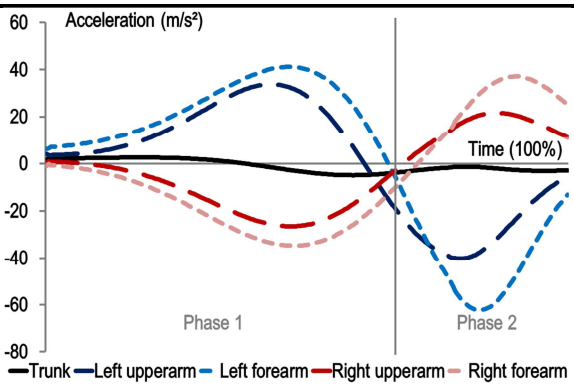

Figure 4. Acceleration patterns at each segment.

3. 몸통, 골반분절과 허리관절의 3차원 각도

몸통 과 골반분절, 허리관절의 3차원 각도는 <Table 3, Figure 5-7>과 같다. 우선, 몸통분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 준비자세에 비하여 신전이 5.5±4.0°, 좌측굴곡이 7.0±2.2°, 좌측회전이 51.1±13.1°로 나타났고 지르기가 가속되는 동안(P1) 굴곡이 23.2±4.2°, 우측굴곡이 19.1±4.2°, 우측회전이 73.9±15.1°로 움직임이 나타났으며, 지르기가 감속되는 동안(P2) 굴곡이 1.9±0.8°, 우측굴곡이 5.2±2.6°, 우측회전이 10.0±5.3°로 움직임이 나타났다. 또한, 골반분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 준비자세에 비하여 굴곡이 1.4±3.4°, 좌측굴곡이 8.6±3.2°, 좌측회전이 29.7±7.3°로 나타났고 지르기가 가속되는 동안(P1) 굴곡이 18.0±3.8°, 우측굴곡이 7.8±4.2°, 우측회전이 23.7±8.9°로 움직임이 나타났으며, 지르기가 감속되는 동안(P2) 굴곡이 4.6±1.2°, 우측굴곡이 3.0±1.4°, 우측회전이 5.3±2.2°로 움직임이 나타났다. 그리고 허리관절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 준비자세에 비하여 굴곡이 4.3±1.6°, 좌측굴곡이 7.5±2.6°, 좌측회전이 21.9±10.7°로 나타났고 지르기가 가속되는 동안(P1) 굴곡이 3.2±1.3°, 우측굴곡이 16.0±3.0°, 우측회전이 52.5±12.9°로 움직임이 나타났으며, 지르기가 감속되는 동안(P2) 굴곡이 1.3±0.8°, 우측굴곡이 3.5±1.5°, 우측회전이 7.5±4.4°로 움직임이 나타났다.

Table 3. Descriptive information for angle of trunk, pelvis, and waist (unit: deg)

	Axis	Event 1	Event 2	Event 3	ROM at Phase 1	ROM at Phase 2
Trunk	X	5.5±4.0	-17.5±1.9	-19.3±2.2	-23.2±4.2	-1.85±0.80

	Y	-7.0±2.2	9.5±2.8	14.5±2.5	19.1±4.2	5.17±2.57
	Z	51.1±13.1	-20.6±4.7	-30.0±4.6	-73.2±15.1	-10.03±5.30
Pelvis	X	-1.4±3.4	-19.2±3.2	-23.8±3.34	-18.0±3.8	-4.64±1.16
	Y	-8.6±3.2	-5.7±3.7	-3.8±4.2	7.8±4.2	3.02±1.43
	Z	29.7±7.3	9.9±5.2	5.9±5.5	-23.7±9.0	-5.27±2.23
Waist	X	-4.3±1.6	-7.0±1.6	-8.0±2.2	-3.2±1.3	-1.33±0.80
	Y	-7.5±2.6	7.7±0.9	11.1±1.8	16.0±3.0	3.53±1.51
	Z	21.9±10.7	-29.6±5.8	-34.3±5.9	-52.5±12.4	-7.51±4.41

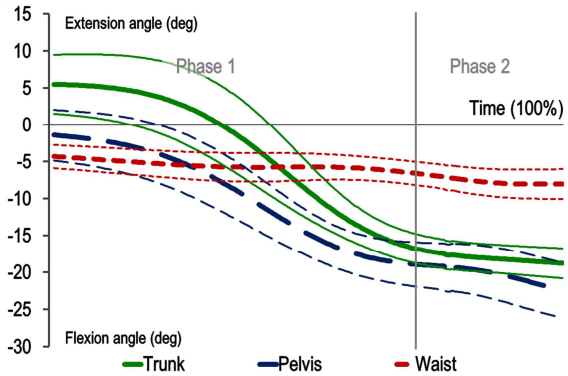

Figure 5. Patterns of segment angle at sagittal plane.

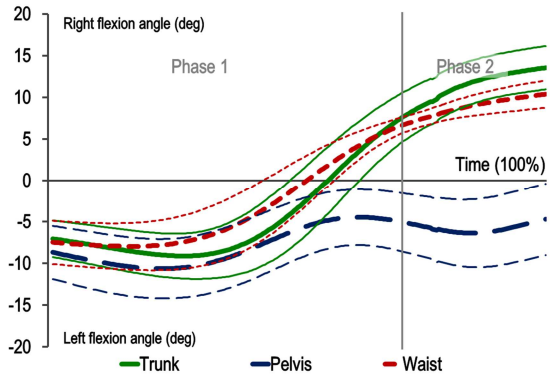

Figure 6. Patterns of segment angle at frontal plane.

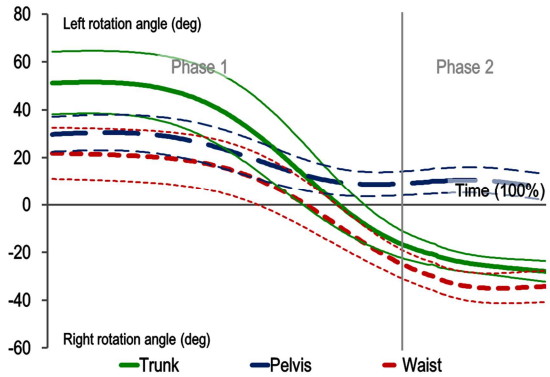

Figure 7. Patterns of segment angle at transverse plane.

4. 어깨, 골반분절과 허리관절의 3차원 각속도

몸통과 골반분절, 허리관절의 3차원 각속도는 <Table 4, Figure 8-10>과 같다. 우선, 몸통분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 좌측회전 속도가 28.1±53.2°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 우측회전 속도가 195.6±106.2°/s로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 우측회전 속도가 21.7±30.7°/s로 나타났다.

또한 골반분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 좌측회전 속도가 33.9±42.1°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 좌측회전 속도가 19.6±49.3°/s로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 좌측회전 속도가 11.7±28.8°/s로 나타났다. 그리고 허리관절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 우측회전 속도가 4.2±39.6°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 우측회전 속도가 217.9±94.8°/s 로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 우측회전 속도가 7.0±28.5°/s로 나타났다

Table 4. Descriptive information for angular velocity of trunk, pelvis, and waist

(unit: deg/sec)

	Axis	Event 1	Event 2	Event 3	Max at Phase 1	Min at Phase 1	Max at Phase 2	Min at Phase 2
Trunk	X	2.6±13.7	0.1±5.2	-2.4±5.5	12.5±10.0	-11.7±11.9	4.3±4.1	-6.0±4.4
	Y	-1.9±10.1	0.1±2.7	-0.7±5.3	7.9±8.6	-9.6±8.6	5.9±4.6	-5.4±3.9
	Z	28.1±53.2	-195.6±106.2	-21.7±30.7	34.9±42.6	-561.9±139.4	-5.4±3.9	-205.6±91.7
Pelvis	X	3.6±11.6	-0.2±14.5	-0.4±7.6	15.0±7.4	-15.3±12.0	3.0±28.3	-13.8±10.4
	Y	-0.1±13.5	2.4±12.2	-1.7±7.8	15.1±8.5	-12.1±6.2	-205.6±91.7	-11.2±8.8
	Z	33.9±42.1	19.6±49.3	-11.7±28.8	61.3±36.1	-212.5±76.8	11.2±8.7	-60.4±27.7
Waist	X	0.8±12.4	-1.1±5.6	0.4±6.5	9.2±8.7	-8.8±7.4	-13.8±10.4	-5.7±5.8
	Y	-4.3±13.0	0.5±4.9	-3.2±7.1	11.0±10.7	-10.8±8.7	9.3±9.0	-8.2±7.4
	Z	-4.2±39.6	-217.9±94.8	-7.0±28.5	15.0±48.8	-423.7±113.3	-11.2±8.8	-218.1±94.4

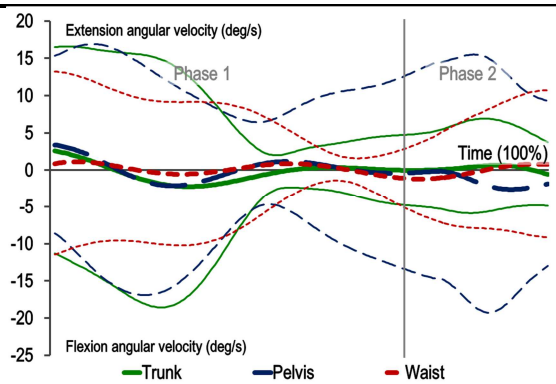

Figure 8. Patterns of segment angular velocity at sagittal plane.

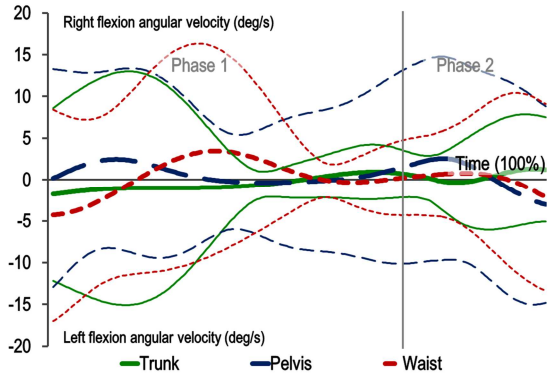

Figure 9. Patterns of segment angular velocity at frontal plane.

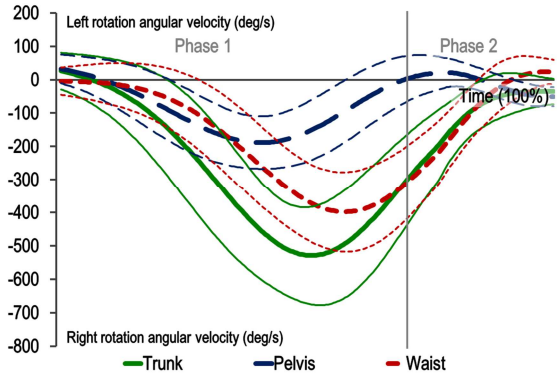

Figure 10. Patterns of segment angular velocity at transverse plane.

5. 어깨, 골반분절과 허리관절의 3차원 각가속도

몸통과 골반분절, 허리관절의 3차원 각가속도는 <Table 5, Figure 11-13>과 같다. 우선, 몸통분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 우측회전 가속도가 1061.5±1390.5°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 좌측회전 가속도가 4501.8±2682.8°/s로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 좌측회전 가속도가 412.2±650.3°/s로 나타났다. 또한 골반분절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 우측회전 가속도가 853.0±1086.5°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 좌측회전 가속도가 235.9±1291.5°/s로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 좌측회전 가속도가 686.1±545.8°/s로 나타났다. 그리고 허리관절은 지르기가 시작되는 순간(E1) 우측회전 가속도가 79.4±1053.3°/s로 나타났고 지르기 최대속도가 발현되는 순간(E2) 좌측회전 가속도가 4485.6±2264.3°/s 로 나타났으며, 지르기가 정지되는 순간(E3) 우측회전 가속도가 400.2±704.7°/s로 나타났다

Table 5. Descriptive information for angular acceleration of trunk, pelvis, and waist

(unit: deg/sec²)

	Axis	Event 1	Event 2	Event 3	Max at Phase 1	Min at Phase 1	Max at Phase 2	Min at Phase 2
Trunk	X	-55.7±277.4	-42.1±239.4	-5.6±106.3	398.5±513.5	-349.9±200.2	131.4±84.0	-193.7±178.0
	Y	70.5±485.0	75.3±370.0	-49.0±485.5	637.0±483.8	-594.0±498.7	424.1±301.0	-482.2±408.2
	Z	-1061.5±1390.5	4501.8±2682.8	412.2±650.3	5992.1±2176.7	-6411.7±1975.7	4697.4±2376.8	-578.0±942.6
Pelvis	X	7.7±384.5	15.4±310.6	11.5±214.3	406.9±169.4	-430.9±186.6	356.4±199.1	-350.5±159.4
	Y	-349.6±689.8	99.8±1164.9	228.2±957.3	942.7±543.1	-1425.0±759.9	1207.5±901.0	-722.2±1052.8
	Z	-853.0±1086.5	235.9±1291.5	686.1±545.8	3121.0±1030.3	-3109.6±1142.0	1190.9±831.9	-1454.0±620.7
Waist	X	45.0±178.6	3.7±108.4	-6.6±131.0	194.0±134.1	-211.3±129.7	158.9±119.9	-155.7±108.9
	Y	-21.8±459.6	-94.6±320.7	58.0±429.0	671.5±746.5	-554.3±368.5	341.9±401.6	-363.0±284.5
	Z	-79.4±1053.3	4485.6±2264.3	-400.2±704.7	4826.3±2039.2	-4776.3±1856.3	4931.1±1924.7	-1096.5±704.2

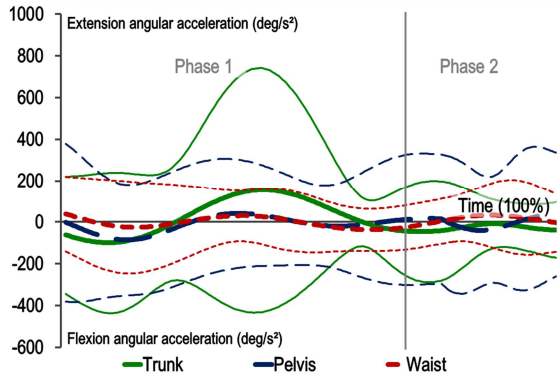

Figure 11. Patterns of segment angular acceleration at sagittal plane.

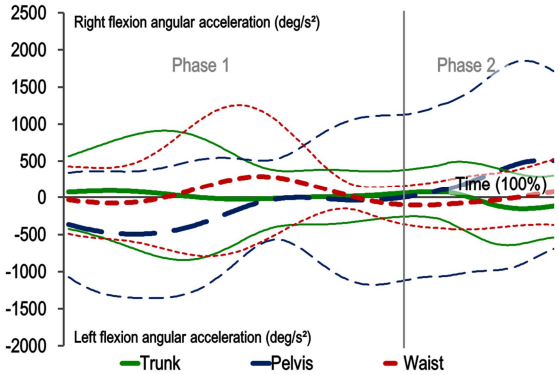

Figure 12. Patterns of segment angular acceleration at frontal plane.

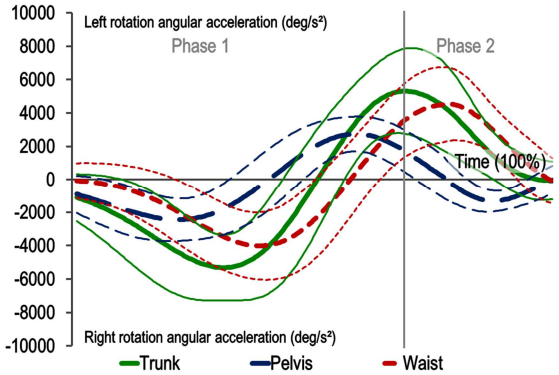

Figure 13. Patterns of segment angular acceleration at transverse plane.

6. 상관계수

태권도 지르기 속도와 운동학적 요인 간의 상관계수는 <Table 6>과 같다. 우선, 상지분절의 선속도와 지르기 속도 간의 상관계수를 살펴보면, 지르는 팔의 상완분절과 r=.766 (p=.000), 전완분절과 r=.723 (p=.000)으로 정적 상관관계를 보였으며, 당기는 팔의 상완분절과 r=-.721 (p=.000), 전완분절과 r=-.630 (p=.003)으로 부적 상관관계를 보였다. 또한, 상지분절의 선가속도와 지르기 속도 간의 상관계수를 살펴보면, 지르는 팔의 상완분절과 r=.757 (p=.000), 전완분절과 r=.564 (p=.010)로 정적 상관관계를 보였으며, 당기는 팔의 상완분절과 r=-.637 (p=.003), 전완분절과 r=-.551 (p=.012)로 부적 상관관계를 보였다. 두 번째로, 몸통과 골반분절, 허리관절의 각도와 지르기 속도 간의 상관계수를 살펴보면, 지르기가 시작되는 순간(E1) 몸통분절의 회전각과 r=.509 (p=.022), 지르는 동안(P1) 몸통분절의 회전 가동범위와는 r=.585 (p=.007), 지르는 동안(P1) 허리관절의 좌·우측 굴곡 가동범위와 r=.596 (p=.006)으로 정적 상관관계를 보였으며, 지르기가 시작되는 순간(E1) 허리관절의 좌·우측 굴곡각과 r=-.540 (p=.014)으로 부적 상관관계를 보였다. 세 번째로, 몸통과 골반분절, 허리관절의 각속도와 지르기 속도 간의 상관계수를 살펴보면, 지르는 동안(P1) 몸통분절의 회전 속도와는 r=-.547 (p=.013), 허리관절의 회전 속도와는 r=-.509 (p=.022)로 부적 상관관계를 보였다. 마지막으로 몸통과 골반분절, 허리관절의 각가속도와 지르기 속도 간의 상관계수를 살펴보면, 지르는 동안(P1) 몸통분절의 회전 가속도와 r=-.490 (p=.028) 으로 부적 상관관계를 보였다.

Table 6. Descriptive information of correlation coefficients for punching speed and kinematical

Kinematical variables	Segment & joint	Movement direction	*r*	*p*
Linear velocity	Trunk	Anterior-posterior	*.141*	*.553*
	Left upper arm	**Anterior-posterior**	***.766***	***.000***
	Left forearm	**Anterior-posterior**	***.723***	***.000***
	Right upper arm	**Anterior-posterior**	***-.721***	***.000***
	Right forearm	**Anterior-posterior**	***-.630***	***.003***

Linear acceleration	Trunk	Anterior-posterior	-.092	.700
	Left upper arm	**Anterior-posterior**	***.757***	***.000***
	Left forearm	**Anterior-posterior**	***.564***	***.010***
	Right upper arm	**Anterior-posterior**	***-.637***	***.003***
	Right forearm	**Anterior-posterior**	***-.551***	***.012***
Angle	Trunk	Flexion & extension angle	.341	.141
	Trunk	Flexion & extension ROM	.367	.112
	Trunk	Left & right flexion angle	-.014	.952
	Trunk	Left & right flexion ROM	.338	.145
	Trunk	**Left & right rotation angle**	***.509***	***.022***
	Trunk	**Left & right rotation ROM**	***.585***	***.007***
	Pelvis	Flexion & extension angle	.158	.505
	Pelvis	Flexion & extension ROM	.207	.380
	Pelvis	Left & right flexion angle	-.172	.468
	Pelvis	Left & right flexion ROM	.058	.809
	Pelvis	Left & right rotation angle	.376	.103
	Pelvis	Left & right rotation ROM	.382	.097
	Waist	Flexion & extension angle	-.277	.238
	Waist	Flexion & extension ROM	-.437	.054
	Waist	**Left & right flexion angle**	***-.540***	***.014***
	Waist	**Left & right flexion ROM**	***.596***	***.006***
	Waist	Left & right rotation angle	.387	.092
	Waist	Left & right rotation ROM	.404	.078
Angular velocity	**Trunk**	**Left & right rotation**	***-.547***	***.013***
	Pelvis	Left & right rotation	-.235	.318
	Waist	**Left & right rotation**	***-.509***	***.022***
Angular acceleration	**Trunk**	**Left & right rotation**	***-.490***	***.028***
	Pelvis	Left & right rotation	-.405	.077
	Waist	Left & right rotation	-.390	.089

7. 다중회귀분석

위와 같이 태권도 지르기 속도와 통계적으로 유의하게 상관관계를 나타낸 운동학적 요인을 추출하여 지르기 속도에 미치는 영향력을 살펴보기 위하여 다중회귀분석을 실시하였다. 이때, 상지분절의 속도 요인, 가속도 요인, 몸통과 골반분절 및 허리관절의 각도, 각속도, 각가속도 별로 구분하여 회귀모형을 살펴보았다. 〈Table 7〉은 상지분절의 선속도가 태권도 지르기 속도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다중회귀분석을 실시한 결과이다. 우선, 분산팽창지수(variance inflation factor [VIF])는 다중회귀분석의 기본조건인 다중공선성(multicollinearity)을 판단하는 지수로 VIF 지수가 10.0을 초과하면 다중공선성에 문제가 있는 것으로 판단한다. 독립변수 중에 Left upper arm (지르는 팔)의 VIF 값을 제외하고는 모두 10.0 이하로 나타남에 따라 다중공선성에 문제가 없는 것으로 나타났다. 또한 독립변수들의 설명력을 나타내는 결정계수가 R^2 = .646, Durbin-Watson = 1.245, F(4, 15) = 6.849, p=.002 수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 중다회귀식은 태권도 지르기 속도 = 0.556 × (Left upper arm) + 0.308 × (Left forearm) - 1.021 × (Right upper arm) + 0.375 × (Right forearm) + 2.473 으로 나타났다. 이때, 모든 독립변수는 태권도 지르기 속도에 통계적으로 유의한 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

Table 7. Descriptive information of multiple regression analysis for punching speed using upper segments velocity

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients (β)	*t*	*p*	VIF
	B	Standard error				
Left upper arm	.556	.925	.299	.601	.557	10.467

Left forearm	.308	.471	.263	.654	.523	6.839
Right upper arm	-1.021	.680	-.549	-1.501	.154	5.663
Right forearm	.375	.496	.266	.756	.462	5.251
(constant)	2.473	1.375		1.799	.092	

R^2 = .646, Durbin-Watson = 1.245, F(4, 15) = 6.849, p=.002

〈Table 8〉은 상지분절의 선가속도가 태권도 지르기 속도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다중회귀분석을 실시한 결과이다. 우선, 독립변수들의 VIF 값이 모두 10.0 이하로 나타나 다중공선성에 문제가 없는 것으로 나타났다. 또한 독립변수들의 설명력을 나타내는 결정계수가 R^2 = .592, Durbin-Watson = 1.087, F(4, 15) = 5.443, p=.007 수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 중다회귀식은 태권도 지르기 속도 = 0.127 × (Left upper arm) - 0.014 × (Left forearm) + 0.005 × (Right upper arm) + 0.015 × (Right forearm) + 4.150 으로 나타났다. 이때, Left upper arm (지르는 팔) (β=1.072, t=2.187, p=.045)은 태권도 지르기 속도에 통계적으로 유의한 영향을 미치는 것으로 나타났다.

Table 8. Descriptive information of multiple regression analysis for punching speed using upper segments acceleration

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients (β)	*t*	*p*	VIF
	B	Standard error				
Left upper arm	.127	.058	1.072	2.187	.045	8.835
Left forearm	-.014	.023	-.186	-.612	.550	3.398
Right upper arm	.005	.051	.040	.090	.929	7.360
Right forearm	.015	.032	.161	.461	.651	4.500
(constant)	4.150	.794		5.228	.000	

R^2 = .592, Durbin-Watson = 1.087, F(4, 15) = 5.443, p=.007

〈Table 9〉는 몸통과 골반분절, 허리관절의 각도 및 가동범위가 태권도 지르기 속도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다중회귀분석을 실시한 결과이다. 우선, 독립변수 중 Trunk rotation angle 과 Trunk rotation ROM 은 VIF 값이 10.0 이상으로 나타나 다중공선성에 문제가 있는 것으로 나타났으며, Waist left/right flexion angle 와 Waist left/right flexion ROM 는 VIF 값이 10.0 이하로 다중공선성에 문제가 없는 것으로 나타났다. 또한 독립변수들의 설명력을 나타내는 결정계수가 R^2 = .437, Durbin-Watson = 1.458, F(4, 15) = 2.916, p=.057 수준에서 통계적인 유의성이 나타나지 않았다.

Table 9. Descriptive information of multiple regression analysis for punching speed using trunk, pelvis, and waist angle

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients (β)	*t*	*p*	VIF
	B	Standard error				
Trunk rotation angle at E1	-.085	.065	-1.128	-1.310	.210	19.772
Trunk rotation ROM at P1	.062	.043	.943	1.430	.173	11.599
Waist left/right flexion angle at E1	-.183	.233	-.480	-.786	.444	9.937
Waist left/right flexion ROM at P1	.110	.152	.337	.726	.479	5.760
(constant)	4.175	1.328		3.145	.007	

R^2 = .437, Durbin-Watson = 1.458, F(4, 15) = 2.916, p=.057

〈Table 10〉은 몸통과 골반분절, 허리관절의 각속도가 태권도 지르기 속도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다중회귀분석을 실시한 결과이다. 우선, 독립변수들의 VIF 값이 모두 10.0 이하로 나타나 다중공선성에 문제가 없는 것으로 나타났다. 또한 독립변수들의 설명력을 나타내는 결정계수가 R^2 = .312, Durbin-Watson = 1.701, F(2, 17) = 3.852, p=.042 수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 중다회귀식은 태권도 지르기 속도 = -0.003 × (Minimum trunk rotation angular velocity) - 0.002 × (Minimum waist rotation angular

velocity) + 5.188 로 나타났다. 이때, 모든 독립변수는 태권도 지르기 속도에 통계적으로 유의한 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

Table 10. Descriptive information of multiple regression analysis for punching speed using trunk, pelvis, and waist angular velocity

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients (β)	*t*	*p*	VIF
	B	Standard error				
Minimum trunk rotation angular	-.003	.002	-.391	-1.145	.268	2.876
Minimum waist rotation angular	-.002	.003	-.193	-.566	.579	2.876
(constant)	5.188	.840		6.180	.000	

R^2 = .312, Durbin-Watson = 1.701, F(2, 17) = 3.852, p=.042

〈Table 11〉은 몸통과 골반분절, 허리관절의 각가속도가 태권도 지르기 속도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다중회귀분석을 실시한 결과이다. 우선, 독립변수들의 VIF 값이 모두 10.0 이하로 나타나 다중공선성에 문제가 없는 것으로 나타났다. 또한 독립변수들의 설명력을 나타내는 결정계수가 R^2 = .240, Durbin-Watson = 1.384, F(1, 18) = 5.695, p=.028 수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 중다회귀식은 태권도 지르기 속도 = 0.000 × (Minimum trunk rotation angular acceleration) + 5.885 로 나타났다. 이때, Minimum trunk rotation angular acceleration (β=-.490, t=-2.386, p=.028)은 태권도 지르기 속도에 통계적으로 유의한 영향을 미치는 것으로 나타났다.

Table 11. Descriptive information of multiple regression analysis for punching speed using trunk, pelvis, and waist angular acceleration

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients (β)	*t*	*p*	VIF
	B	Standard error				
Minimum trunk rotation angular	.000	.000	-.490	-2.386	.028	1.000
(constant)	5.885	.687		8.564	.000	

R^2 = .240, Durbin-Watson = 1.384, F(1, 18) = 5.695, p=.028

Discussion

본 연구는 몸통과 골반분절, 허리관절의 3 차원 움직임이 지르기 최대속도에 미치는 영향을 살펴보고자 몸통과 골반분절, 허리관절의 각도, 각속도, 각가속도를 산출하였으며, 상관관계를 살펴보고 다중회귀분석을 실시하였다.

우선, 구간별 소요시간을 살펴보면, 지르는 주먹의 최대속도가 발현된 시점을 기준으로 가속구간(P1)은 0.26±0.04 초로 전체 구간 중 61.69±8.28%에 해당하며, 감속구간(P2)은 0.16±0.04 초로 전체 구간 중 38.31±8.28%에 해당한다. 이것은 지르는 주먹의 최대속도 발현 시점이 끊어지르기에서 69.14%, 밀어지르기에서 76.66%로 나타났던 Ahn (2012)의 연구에 비하여 다소 빠른 시점에 나타난 결과이며, 앞굽이 몸통바로지르기에 대한 운동학적 분석 연구(Yoo, 2015b)에서 나타난 57.24%에 비하여 다소 느린 시점에 나타난 결과이다. 일반적인 열린사슬운동(open kinetic chain)에서 말단 분절의 최대속도는 약 80% 지점에서 나타나는 것과는 다르게 태권도 지르기 주먹의 최대속도는 상대적으로 빠른 시점에 나타나는 경향을 보였다. 이것은 기술이 끝나는 순간에 정확한 기준에 맞춰 정지해야 하는 태권도 손기술의 특성으로 인하여 인위적으로 동작을 멈추려는 움직임으로 인한 현상이며(Yoo, 2015a; Yoo 2015b), 〈Figure 4〉와 같이 최대속도 발현 시점 이후 상지분절이 움직이는 방향과 반대 방향으로 선가속도가 발현됨에 따라 나타난 결과라 판단된다.

두 번째로, 본 연구에서 지르는 주먹의 최대속도는 7.46m/s 로 나타남에 따라 지르는 주먹의 최대속도가 4.9m/s 로 나타난 Choi (2004)의 연구와 5.99m/s 로 나타난 Kang, Kim, Shin, Kim, & Kim (2007)의 연구, 6.5m/s 로 나타난 Ahn(2012)의 연구에 비하여 크게 나타났다. 이것은 위의 선행연구가 지르기 동작을

주춤서기에서 실시함에 따라 지르기가 앞굽이에서 실시한 본 연구에 비하여 짧은 거리에서 수행된 결과라 판단된다.

세 번째로, 분절별 선속도와 선가속도는 전완분절 > 상완분절 > 몸통분절 순으로 크게 나타났으며, 최대속도와 최대가속도 발현 시점도 몸통분절 > 상완분절 > 전완분절 순으로 나타났다. 이것은 태권도 지르기의 운동학적 분석을 실시한 Yoo (2015b)의 연구와 일맥상통하는 결과이며, 최대속도와 최대가속도가 근위분절에서 원위분절로 순차적으로 전이되는 현상이라 판단된다(Putnam, 1991,1993; Steindler, 1977; Yoo, 2015a, 2015b; Yoo et al., 2016). 또한, 지르는 주먹의 최대속도와 상지분절의 선속도 및 선가속도 간의 상관관계를 살펴본 결과, 지르는 주먹의 속도는지르는 팔의 상완, 전완분절과 높은 정적 상관관계를 보였으며, 당기는 팔의 상완, 전완분절과 높은 부적 상관관계를 보였다. 따라서 당기는 팔을 더 빠르게 당기는 것이 지르는 주먹의 속도를 결정할 것이라고 주장한 Yoo(2015b)의 연구와 같이 당기는 팔을 빠르게 당길수록 지르는 팔의 속도와 주먹의 속도가 증가할 것으로 판단된다.

네 번째로 몸통과 골반분절, 허리관절의 3 차원 각도를 살펴보면, 지르는 동안(P1) 몸통분절은 굴곡되면서 우측굴곡되는 것으로 나타났는데, 이것은 지르기를 수행하는 과정에서 주먹이 어깨 높이 정도로 올라감에 따라 좌측 어깨도 올라가는 것으로 판단된다. 또한, 지르는 동안(P1) 몸통분절은 73° 우측회전되고 골반분절은 24° 우측회전되었으며, 이때 골반분절에 대한 몸통분절의 상대적인 각도인 허리관절각은 52° 우측회전되는 것으로 나타났다. 이러한 허리관절의 비틀림 현상은 Choi (2013a, 2013b, 2013c)의 연구와 Choi et al. (2014), Yoo (2015b)의 연구에서 보고된 바와 같이 지르는 순간(E1)에는 허리관절이 지르는 반대방향으로 비틀림 현상이 나타났으며, 주먹의 최대속도 발현 순간(E2)에는 허리관절이 지르는 방향으로 비틀림 현상이 나타났다.

다섯 번째로, 몸통과 골반분절, 허리관절의 3 차원 각속도와 각가속도를 살펴보면, <Figure 8-13>에서 볼 수 있듯이, 좌우축과 전후축에 대한 몸통과 골반분절, 허리관절의 각속도, 각가속도는 개인별 편차가 크게 나타남에 따라 일정한 패턴을 설명하기에는 어려움이 따른다. 따라서 향후에 몸통분절을 세분화하여 살펴볼 필요가 있다. 그러나 수직축에 대한 몸통과 골반분절, 허리관절의 각속도, 각가속도는 Lee & Park (2015)의 지르기 연구와 유사한 형태를 보였다. 또한, 지르는 주먹의 최대속도가 발현되는 시점(E2)에 지르는 방향과 반대 방향인 좌측회전 가속도가 발현되는 것은 주춤서 지르기 시 수직축에 대한 골반의 회전 움직임을 강조하였던 Choi (2013a, 2013b)와 Choi et al. (2014)의 연구에서 허리관절의 파워가 양의 값을 보이다가 음의 값으로 전환되는 결과와 일맥상통한 결과라 판단된다.

여섯 번째로, 몸통과 골반분절, 허리관절의 각도와 지르기 속도 간의 상관관계를 살펴보면, 지르기가 시작되는 순간(E1) 수직축에 대한 몸통분절 회전각을 지르는 반대방향으로 증가시키고 허리관절 좌측굴곡각이 증가할수록 지르는 주먹의 최대속도가 증가하는 것으로 나타났다. 또한, 지르는 동안(P1) 수직축에 대한 몸통분절 회전 가동범위를 증가시키고 허리관절 우측굴곡 가동범위를 증가시킬수록 지르는 주먹의 최대속도가 증가하는 것으로 나타났다. 그리고 지르는 동안(P1) 수직축에 대한 몸통분절의 회전속도와 회전가속도, 허리관절의 회전속도가 증가할수록 지르는 주먹의 최대속도가 증가하는 것으로 나타났다. 이것은 태권도 지르기 시 수직축에 대한 몸통과 골반분절, 허리관절의 움직임이 중요하다고 역설한 Choi (2013a, 2013b)와 Choi et al. (2014)의 연구와 같이 수직축에 대한 몸통분절과 허리관절의 움직임이 태권도 지르기 속도에 긍정적인 영향을 미치는 것으로 판단된다.

마지막으로 지르기 속도에 미치는 영향력을 살펴보기 위하여 실시한 다중회귀분석 결과를 살펴보면, 통계적으로 유의한 설명력을 나타내는 독립변수는 상지분절의 선가속도와 몸통분절의 회전가속도로 나타났다. 특히, 상지분절 중에서 지르는 팔의 상완분절의 최대 선가속도와 몸통분절의 우측회전 최대 각가속도가 지르기 속도에 통계적으로 유의한 정적 영향을 미치는 것으로 나타났다. 이것은 지르는 동안(P1) 지르는 방향으로 몸통분절 회전가속도를 증가시키고 상완분절 선가속도를 증가시킬수록 지르기 속도는 증가한다는 것을 의미한다. 운동역학의 이론 중 가속도는 속도의 변화율을 의미하며, 속도 변화의 원인이라 정의되어 있는 것과 같이(Hamill & Ryu, 2003) 몸통의 회전 가속도와 상완분절의 선가속도가 지르기 속도를 설명하는데 가장 중요한 요인이라 판단된다.

Conclusion

본 연구는 상지분절을 비롯한 몸통분절, 골반분절, 허리관절의 운동학적 요인을 분석하고 지르기 최대 속도에 미치는 영향력을 살펴보고자 다중회귀분석을 실시하였다. 그 결론은 다음과 같다.

첫째, 지르기 속도는 지르는 팔의 상완분절과 전완분절의 선속도 및 선가속도와 정적 상관관계를 보였으며, 당기는 팔의 상완분절과 전완분절의 선속도 및 선가속도와 부적 상관관계를 보였다. 둘째, 지르기 속도는 지르기가 시작되는 순간(E1) 몸통분절의 회전각, 지르는 동안(P1) 몸통분절의 회전 가동범위, 허리관절의 좌·우측 굴곡 가동범위와 정적 상관관계를 보였으며, 지르기가 시작되는 순간(E1) 허리관절의 좌·우측 굴곡각과 부적 상관관계를 보였다. 셋째, 지르기 속도는 지르는 동안(P1) 몸통분절과 허리관절의 회전 속도, 몸통분절의 회전 가속도와 부적 상관관계를 보였다. 넷째, 다중회귀분석 결과, 지르는 팔의 상완분절의 선가속도와 몸통분절의 회전 가속도가 지르기 속도에 통계적으로 유의한 영향을 미치는 것으로 나타났다.

위 결론을 종합해보면, 성공적인 태권도 지르기를 수행하기 위해서는 몸통분절의 회전을 가속시키는 능력과 지르는 팔을 가속시키는 능력이 중요한 것으로 판단된다.

Reference

Ahn, J. D. (2008). Picture analysis of motor control's property about the motion of stop-jirugi and push jirugi. *The Journal of the Korea Contents Society,* 8(8), 244-252.

Ahn, J. D. (2012). Comparative analysis of peak impulsive force and maximum velocity according to the Taekwondo Jeongkwon Jirigi's pattern. *The Journal of the Korea Contents Society,* 12(9), 389-395.

Choi, C. S. (2004). *A comparative study of the impact forces on target distance and punching types during Taekwondo punching motions.* Unpublished Master's Thesis. Graduate School of Seoul National University.

Choi, C. S. (2013a). *Biomechanical analysis of the axial pre-rotational movement of the pelvis for the Jireugi in the taekwondo Juchumseogi stance.* Unpublished Doctor's Thesis. Graduate School of Seoul National University.

Choi, C. S. (2013b). Bimenchanical characteristics and effects of the axial pre-rotational movement of the pelvis for the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi stance. *Korean Journal of Sport Science,* 24(3), 465-476.

Choi, C. S. (2013c). Coordination pattern of the axial pre-rotational movement of the pelvis for the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi stance. *Taekwondo Journal of Kukkiwon,* 4(1), 43-59.

Choi, C. S., Chung, C. S., & Shin, I. S. (2014). The Effect of Stretch-Shortening Cycle on the Joint Power of the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi Stance. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 24(1), 1-9.

Hamill, J., & Ryu, J. S. (2003). *Experiment in Sport Biomechanics.* Seoul: Daehanmedia.

Kang, S. C., Kim, E. H., Shin, H. M., Kim, S. S., & Kim, T. W. (2007). A biomechanical analysis of four different taekwondo body punch types in horseback-riding stance. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 17(4), 201-208.

Korea Taekwondo Association [KTA] (2015). *Poomsae Competition Rules & Interpretation.*

Kukkiwon (2006). *Taekwondo Textbook.* Seoul: Osung.

Lee, H. Y., Kim, H. D., & Lee, S. U. (2010). The effect of Juchumseo Jireugi in Taekwondo speed of back extensor strength. *Journal of Sport and Leisure Studies,* 42, 1077-1086.

Lee, Y. J., & Park, Y. S. (2015). Kinematic analysis of Zenkusu Dachi Seiken Gyaku In Kyokushin Karate. *Journal of Korean Association of Physical Education and Sport for Girls and Woman,* 29(4), 211-221.

Park, J. I., Yoon, W. Y., Cho, C. H., Hyun, S. J., Lee, S. K., & Lee, B. C. (2008). The kinematic analysis of Juchumseo Jireugi In Taekwondo. *Journal of Sport and Leisure Studies,* 32, 1111-1118.

Park, Y. C. (2007). *An analysis on biomechanics of Taekwonddo body punch in horseback-riding stance*. Unpublished Master's Thesis. Graduate School of Yongin University.

Putnam, C. A. (1991). A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(1), 130- 144.

Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics,* 26(1), 125-135.

Steindler, A. (1977). *Kinesiology of the Human Body Under Normal & Pathological Conditions.* ISBN-10: 0398064423.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human movement.* Fourth edition.

Yoo, S. H. (2015a). *Classification of the hand techniques by angular momentum in the Taekwondo Poomsae.* Unpublished Doctor's Thesis. Graduate School of Korea National Sport University.

Yoo, S. H. (2015b). Jireugi, which is correct? *Proceeding of 1th Conference of Korea Society for Taekwondo,* 1, 49-56.

Yoo, S. H., Jung, K. H., & Ryu, J. S. (2016). Suggestion of new terminology and classification of the hand techniques by angular momentum in the Taekwondo Poomsae. Korean Journal of Sport Biomechanics, 26(1), 51-69.