

태권도 주춤서 지르기에서 Stretch-Shortening Cycle 이 관절파워에 미치는 효과

최치선¹ · 정철수¹ · 신인식¹

¹서울대학교 사범대학 체육교육과

The Effect of Stretch-Shortening Cycle on the Joint Power of the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi Stance

Chi-Sun Choi¹ · Chul-Soo Chung¹ · In-Sik Shin¹

¹Department of Physical Education, Seoul National University, Seoul, Korea

Received 31 October 2013; Received in revised form 19 December 2013; Accepted 15 March 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the muscle mechanical properties of the pelvic axial pre-rotational movement for the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi stance. Eleven elite Taekwondo Poomsae athletes participated. Each participant performed 5 right hand Jireugi in Juchumseogi stance as fast and strong as possible while their motion was recorded by a 3D motion analysis system and the ground reaction forces by two force plates. The power and work of the muscular group surrounding the waist were analyzed to verify the effect of the stretch-shortening cycle (SSC) theory. The cause of the greater power seems to be the application of the SSC by the muscles surrounding the waist during the preparation phase of the pre-rotation group. For the none pre-rotation group, they only used the concentric contraction of the muscles surrounding the waist. Because the pre-rotation group used the SSC theory, they had the effect of shortening of the range of movement, creating a fast and more powerful rotation, thus anticipating the increase the magnitude of impact.

Keywords : Taekwondo, Axial Pre-rotational Movement of the Pelvis, Stretch-Shortening Cycle (SSC)

I. 서 론

태권도의 기술은 막기, 지르기, 치기, 차기, 찌르기, 찌기 등 공격 또는 방어와 같은 목적성을 가진 일체의 행위를 본기술로, 서기, 던기, 뛰기 등과 같이 본기술을 도와주는 수단으로서의 행위를 보조기술로 분류한다(Kukkiwon, 2010). 본기술 중 차기를 제외한 많은 기술은 상지를 사용

하는 기술로서 서기, 던기와 같은 보조기술의 하지 움직임 도움을 받아 동작하는 경우가 대부분이기 때문에, 태권도에서는 상·하지 분절을 잘 연동시켜 수행하는 것이 효율적인 기술을 발휘하는데 있어서 매우 중요하다. 그 중 주춤서 지르기는 태권도를 시작할 때 가장 먼저 배우는 기초 기술로서 근육 내력(internal force)에 의해 발생한 관절의 움직임이 지면반력을 야기하고, 이 지면반력을 이용한 허리의 회전, 상체의 회전에 이은 팔의 굴곡과 신전으로 하지·상지 분절을 연속적으로 운동시켜, 주춤서기의 바른 자세와 지르기의 효율적인 움직임을 동시에 수련하는 대표적인 기본동작이라 할 수 있다.

많은 태권도 관련 운동역학 연구들이 차기 동작의 분석에 초점을 맞추어 이루어지고 있던 중, Choi, Shin과 Seo (2004)의 주춤서 지르기 시 충격력 검증 연구를 시작으로,

이 논문은 2012 한국운동역학회 추계학술대회에서 발표되었음.
Corresponding Author : In-Sik Shin
Department of Physical Education, College of Education, Seoul National University, Daehakdong, Gwanak-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-880-7805 / Fax : +82-2-872-2867
E-mail: isshin@snu.ac.kr
이 논문은 최치선의 박사학위논문(Choi, 2013a) 일부를 발췌하여 작성되었음.

Kang, Kim, E. H., Shin, Kim, S. S., T. W. (2007)의 주춤서 지르기 시 방법의 변화에 따른 운동학적·운동역학적 결과의 변화, Ahn(2008)의 끊어지르기와 밀어지르기의 운동제어적 특성 연구, Ahn(2010)의 지르기 방식에 따른 충격력 및 속도 비교, Lee, H. Y., Kim과 Lee, S. U. (2010)의 주춤서 지르기 시 요부신전근의 영향에 관한 연구 등으로 이어지며 지르기에 대한 연구가 활발하게 수행되고 있다. 또한 Bae와 Kim(2011)은 앞굽이로 이동하면서 지르기를 수행할 때 고령자들의 건강에 미치는 영향을 분석으로써, 지르기가 더 이상 공격 기술만이 아닌 신체 활동의 증대를 통한 건강 향상의 도구로도 적용될 수 있는 가능성을 보여주고 있다.

이렇듯 다양한 지르기 관련 연구가 이루어지고 있는 가운데, 어떻게 지르는 것이 더 빨리, 더 강하게 효율적으로 동작할 수 있는가에 관한 논의 역시 진행되고 있다. Kang 등 (2007)은 어깨만 이용하여 지르기, 허리를 이용하여 지르기, 하지를 이용하여 지르기, 팔굽을 앞에 위치시킨 상태에서 지르기를 실험대상자로 하여금 수행시킨 후 시간, 속도, 지면반력 등을 측정하였는데 하지를 이용한 지르기가 여러 변인에서 높은 값을 나타냈다고 하였다. Choi (2013b)는 태권도 품새 선수 경력의 실험대상자들을 대상으로 최대한 빠르게 주춤서 지르기를 수행시킨 결과, 골반과 상체를 동시에 회전시키는 집단에 비하여 골반을 먼저 회전시킨 후 상체를 회전시키는 집단이 허리·오른쪽 어깨 부위의 파워가 증가한다고 보고 하였고, 이렇게 골반을 먼저 회전시키는 동작을 골반 종축 선(先)회전 동작이라고 정의하며, 해당 동작이 Stretch-Shortening Cycle (SSC) 효과를 나타낸다고 예측하였다. 또한 Choi (2013c)는 같은 집단 실험에 대하여 골반과 상체 사이의 각도, 각속도 간 협응 여부와 움직임 유형(pattern)의 일관성 여부를 관찰함으로써 위의 동작이 숙련자에게 나타나는 운동 제어의 현상이라고 주장하였다.

한편 많은 동작에서 분절 운동의 주동근에서는 구심적으로 수축되기 이전에 원심적(eccentric)으로 스트레치(stretch)되는 근활동이 나타나는데, 이렇게 근육이 원심적으로 사전스트레치(pre-stretch)되었다가 곧바로 구심적으로 단축되는 일련의 근수축 형태를 SSC라고 하였다(Komi & Bosco, 1978; Ingen Schenau, Bobbert & Haan, 1997). 이 SSC 효과는 점프, 던지기, 차기, 때리기 등을 비롯한 많은 신체 활동에서 원하는 운동의 반대방향으로 움직이는 반동(countermovement)을 주동작 이전에 자연스럽게 함으로써 주동근에 나타난다고 보고되고 있다(Bobbert, Karin, Gerritsen, Litjens & Van Soest, 1996; Voigt, Simonsen, Dyhre-Poulsen & Klausen, 1995). 특히 Enoka (1994)는 골반의 선 회전 동작(leading with the hips) 시 척추 회전근군의 빠른 사전 원심성 수축 후 구심성 수축

원리를 주장하였는데, SSC 원리가 적용되면 사전 원심성 수축을 하지 않을 때보다 어깨의 가속도가 증가되고 근육군은 더 많은 일을 한다고 보고하였다(Burden, Grimshaw & Wallace, 1998; Fletcher & Hartwell, 2004). 반면 사전스트레치 없이 구심성 수축만으로 이루어진 동작을 Concentric Only Cycle(COC)라 정의하며, SSC는 COC에 비해 실제 동작이 구현되는 구심성 수축 구간인 최종 단계에서 힘, 파워, 일량 등 역학적 출력을 증가시킴으로써 수행을 향상시키는데 이를 SSC 효과라 하고 이에 대한 많은 연구들이 보고되었다(Kim & Lee, 2007).

하지만 태권도 동작에서 SSC 효과를 규명한 연구는 매우 제한적이다. Hwang, Lee와 Lim (2004)이 태권도 돌려차기 시 상체, 골반을 회전시키기 위한 반동동작이 근군의 사전 신전을 경험케 하고 이 동안 근육들은 SSC를 통하여 사전충전이 되어 뒤이어 일어나는 구심성 수축 시 강한 힘을 낼 수 있기 때문이라고 하였다. 특히 SSC 효과를 태권도 동작의 허리 회전에 적용한 사례는 전무하였고, 타 스포츠 종목에서 허리 회전 시 SSC 효과를 예측한 연구로는 골프에서 Burden 등 (1998)의 백스윙과 다운스윙 전환 구간 상체와 하체 간 꼬임의 증대가 클럽의 가속도를 증가시키고, Cheetham, Martin, Mottram과 St Laurant (2001), Fletcher와 Hartwell(2004), Myers, Lephart, Tsai, Sell, Smoliga와 Jolly (2008), Chang (2010), Park과 Seo (2010)는 X-factor stretch가 허리에 탄성에너지를 비축하여 다운스윙 시 회전운동량을 증대시킨다고 보고한 바 있다. 또한 Lim, Seo, Kang과 Park (2011)은 테니스 양손 백핸드 스트로크 스윙 시 오픈 스탠스가 상체의 꼬임을 크게 하여 상체의 탄성에너지 축적이 클 것이라고 예측한 바 있다. 그러나 상기 연구들 역시 시간 및 각도 등의 운동학적 자료 제시에 그쳐서 SSC 원리가 실제로 이용되고 있음을 입증하는데 한계가 있었다.

따라서 이 연구는 태권도 주춤서 지르기 시 골반과 상체를 동시에 또는 골반을 먼저 회전시키는 유형에 따라 각 관절부위에 SSC 효과가 나타나는지를 허리 부위를 중심으로 정량적인 방법을 통하여 규명하고 그 정보를 제공함으로써 태권도 기술을 효율적으로 수련하는데 도움을 주고자 하였다.

II. 연구방법

1. 실험 참가자

본 연구에서는 상·하지 근골격계에 병적인 이상이 없는 오른손·발을 주로 쓰는 품새 선수 경력의 남성 11명을 실험대상자로 선정하였으며, 연구 목적과 실험 절차에 대하여 설명 후 동의서를 받아 실험에 참여시켰다. 본 연구

Table 1. The characteristics of subjects (mean±standard deviation)

Group	Height (cm)	Weight (kg)	Career (yrs)	Level (Dan)
none pre-rotation group (n=6)	175.17 ±6.68	69.50 ±6.60	20.33 ±15.62	5.00 ±1.55
pre-rotation group (n=5)	172.60 ±3.05	64.80 ±3.42	16.60 ±7.37	4.80 ±1.10
Total (n=11)	174.00 ±5.27	67.36 ±5.70	18.64 ±12.14	4.91 ±1.30

의 실험 동작인 태권도 주춤서 지르기 시 골반-상체 상대 각도 최대 시점에서의 골반과 상체의 회전각도 차이가 5° 이상이면서 골반-상체 최대각속도가 100°/s 이상으로 골반을 먼저 회전시키는 집단을 선회전 집단으로, 그 외에는 두 분절을 동시에 회전시키는 비선회전 집단으로 정의하였고(Choi, 2013b), 이에 각 유형에 따라 다음 <Table 1> 과 같이 선회전 집단과 비선회전 집단의 두 집단으로 분류하였다.

2. 실험 장비와 분석 장비

태권도 지르기 동작을 촬영하기 위하여 Qualisys사 (Sweden)의 Oqus 322 5 series 카메라 8대를 사용하였고, 카메라의 촬영속도는 150 Hz로 설정하였다. 각각의 모션 캡처 카메라는 랜선을 통해 동조되어 있고, 카메라와 컴퓨터 간 랜선을 통하여 자료를 전송하며, Qualisys Track Manager 소프트웨어를 사용하여 각 마커의 3차원 공간 좌표 값을 산출하였다. 지면반력을 측정하기 위하여 Advanced Mechanical Technology 사(USA)의 OR 6-5-1 지면반력기 2대를 사용하였고, 1,000 Hz로 sampling rate을 설정하였다.

실공간의 전역좌표계는 실험대상자를 정면에서 바라본 관점에서 실험대상자의 우측 후방에 원점을 두고, 전방을 X축, 수직 방향을 Z축으로 각각 설정하며, Y축은 두 벡터의 외적으로 설정하고, 실험장비들을 배치하였다. 3차원 좌표는 실험 과제를 충분히 포함하는 공간전체에 T자형 기준축을 골고루 움직여서 획득한 공간상의 위치정보를 이용하여 NLT (Non-linear transformation method) 방법을 이용하여 산출하였다.

추출된 3차원 공간 좌표값과 지면반력 자료는 C3D 방식으로 변환한 후 Visual3D (C-Motion, USA) 프로그램을 이용하여 각종 변인들을 분석하였다. 또한 기타 자료 처리들은 엑셀 2010 (Microsoft, USA), Matlab R2012a (Mathworks, USA) 프로그램을 사용하였다.

3. 실험 절차

우선 동작 분석 실험 전에 충분히 실험대상자들이 몸을 워밍업 할 수 있는 시간과 사전에 실험에서 수행하는 동작들을 연습할 시간을 20분간 제공하였다. 3차원 공간 좌표 설정을 위해 마커가 붙어있는 L자형 frame을 전역좌표계의 원점에 설치 후 마커가 붙어있는 T자형 막대를 30초간 실험 공간을 모두 포함하도록 움직여 캘리브레이션 하였다.

주요 관절과 분절을 규정하기 위하여 8개의 클러스터(마커 32개)와 30개의 반사 마커를 마커 셋팅 매뉴얼을 참고하여 부착하였다. 본 연구에서 중요한 변인이 되는 골반의 움직임을 관찰하기 위해서 Visual3D의 CODA 골반 모델 (Bell et al., 1989; 1990)에 맞도록 마커를 부착하였다. 주먹 2개, 전완 2개, 상완 2개, 발 2개, 하퇴 2개, 대퇴 2개, 머리, T6 위치의 상체, 골반의 총 15개 분절을 강체로 가정하고 모델링하였는데, 분절의 전후축 방향을 y축으로, 각 분절의 원위분절로부터 근위분절로의 종축 방향을 z축으로, 두 벡터의 외적인 좌우축 방향을 x축으로 각각 지역좌표계를 설정하였다.

연구자의 '시작'이라는 음성 신호와 함께 주춤서기 자세에서 정면(X축 방향)의 몸통 높이 허공을 향하여 최대한 빠르고 강하게 지르기를 좌우 5회씩 수행하였으며, 오른손으로 지른 지르기 중 획득한 영상 자료에서 전신 반사마커의 유실이 거의 없는 시도 1회를 동작 분석 대상으로 하였다. 허공에서의 주춤서 지르기를 실험 동작으로 선택한 이유는 다음 동작으로의 연결과 자세의 균형 유지, 상대의 역습을 피하기 위한 이유로 허공에서 분절의 동작을 정지하는 연습 역시 태권도에서 매우 유용하기 때문이다.

4. 자료 분석

골반과 상체가 동시에 회전하는 경우(비선회전 집단)와 골반이 상체보다 먼저 회전하는 경우(선회전 집단)의 태권도 주춤서 지르기 시 특성을 확인하기 위하여 골반-상체의 상대 회전각도와 역동역학적인 방법(inverse dynamics)을 통한 각 관절 부위 근육군의 파워, 일을 산출하였다.

1) 이벤트 및 구간 설정

본 연구에서는 골반 종축의 회전 각도와 종축 골반-상체 상대 회전 각도가 중요한 기준이 되므로 다음과 같이 이벤트를 설정하였다. 먼저 오른쪽 주먹이 오른쪽 장골릉 위에서 멈춘 지르기 준비 자세(E1)에서 실험대상자 종축 기준 골반을 반시계방향으로 틀어 골반-상체 상대각도가 최대가 되는 시점(E2)을 하나의 이벤트로 설정하였다. 이후 수평면에서 0°로 설정한 전역좌표계의 좌우축(Y축)을 지나 반시계방향으로 골반이 계속 회전하여 최대각을 나타낼 때(E3), 다시 골반이 시계방향으로 되돌아오다 멈추는 시점

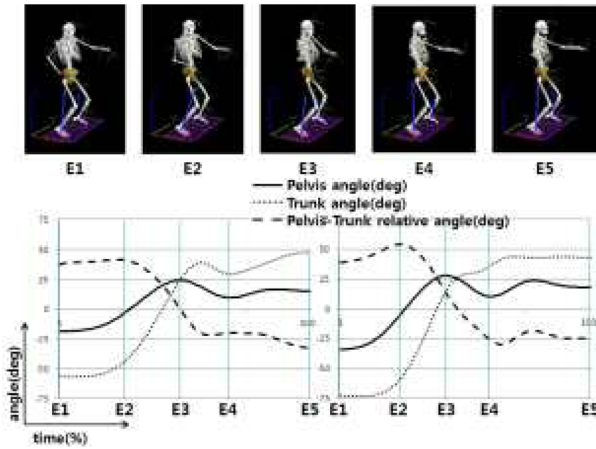


Figure 1. Events of each periods (upper: movements on events, lower left: data for a subject of none pre-rotation group, lower right: data for a subject of pre-rotation group; solid line: the pelvis angle, dotted line: the trunk angle, dashed line: the pelvis-trunk relative angle)

(E4), 그리고 지른 오른 주먹이 완전히 멈추는 시점(E5)을 각 이벤트로 설정하였으며, 각 이벤트 사이의 구간을 P1, P2, P3, P4 구간으로 설정하였다(Figure 1).

2) 변인 분석

(1) 골반-상체 상대 회전각도

먼저 골반 각도(pelvis angle)는 왼쪽 전상장골극(Anterior superior illiac spine [ASIS])으로부터 오른쪽 전상장골극을 연결한 벡터를 골반 지역좌표계의 좌우축으로 설정하고, 양쪽 후상장골극(Posterior superior illiac spine [PSIS])의 중점으로부터 두 전상장골극의 중점을 연결한 벡터를 골반 지역좌표계의 전후축으로 설정하였을 때, 두 벡터를 외적하여 생성된 벡터를 골반 지역좌표계의 종축으로 설정하였다. 전역좌표계의 좌우축과 골반 지역좌표계의 좌우축이 평행하도록 두 발을 위치시키면서 주춤서기 자세로 정지해 있을 때를 골반 지역좌표계 각 축 회전의 시점(orientation)으로 설정하였고, 특히 종축에 대해서는 골반 분절 좌우축을 전역좌표계의 전후축(X축)-좌우축(Y축)면에 투사시켜 투사된 벡터와 전역좌표계 전후축(X축) 간의 각을 측정하여 90°를 더한 후 양(+의 값을 골반의 반시계방향 회전, 그리고 음(-)의 값을 골반의 시계방향 회전 각도로 하였다(Figure 2).

다음 상체 각도(trunk angle)는 왼쪽 견봉(acromion)으로부터 오른쪽 견봉을 연결한 벡터를 상체 지역좌표계의 좌우축으로 설정하고, 양쪽 장골릉(Iliac Crest [LIAC])의 중점으로부터 두 견봉의 중점을 연결한 벡터를 상체 지역좌표계의 종축으로 설정하였을 때, 두 벡터를 외적하여 생성

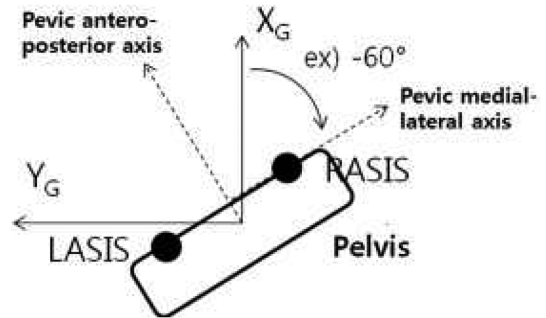


Figure 2. Pelvis angle

된 벡터를 상체 지역좌표계의 전후축으로 설정하였다. 전역좌표계의 좌우축과 상체 지역좌표계의 좌우축이 평행하도록 두 발을 위치시키면서 주춤서기 자세로 정지해 있을 때를 상체 지역좌표계 각 축 회전의 시점으로 설정하였고, 특히 종축에 대해서는 상체 분절 좌우축을 전역좌표계의 전후축-좌우축 면에 투사시켜 투사된 벡터와 전역좌표계 전후축(X축) 간의 각을 측정하여 90°를 더한 후 양(+의 값을 상체의 반시계방향 회전, 그리고 음(-)의 값을 상체의 시계방향 회전 각도로 하였다.

골반-상체 상대각도(pelvis-trunk relative angle; rotation angle of the waist)는 종축 중심 골반 회전각도에서 종축 중심 상체 회전각도를 뺀 값으로서 양(+의 값을 골반이 상체보다 반시계방향으로 더 회전되어 있는 상태이고, 음(-)의 값을 골반이 상체보다 시계방향으로 더 회전되어 있는 상태이다.

(2) 파워와 일

SSC 수축은 원심성 수축(eccentric contraction) 후 구심성 수축(concentric contraction)의 근수축 형태로서, 원심성 수축은 음의 일(negative work), 구심성 수축은 양의 일(positive work)로 표현(Winter, 2005) 가능하다. 또한 일은 파워(power)를 시간에 대하여 적분함으로써 산출할 수 있으므로, 다음과 같이 파워와 일을 산출하였다.

파워를 산출하기 위하여 역동역학적인 방법을 통하여 허리와 오른쪽 어깨의 관절합력 및 관절합회전력(Chung & Shin, 2005; Winter, 2005)을 구하였다. 허리의 관절합력 및 관절합회전력은 지면반력과 영상정보를 이용하여 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 순으로 관절합력 및 관절합회전력을 계산한 후 양 엉덩관절의 값으로부터 산출하였다(Choi, 2013a). 반면에 오른쪽 어깨의 관절합력 및 관절합회전력은 오른 주먹의 가속도와 영상정보를 이용하여 손목관절, 팔꿈치관절, 어깨관절의 순으로 산출하였다(Choi, 2013a). 이후 관련 변인들을 활용하여 각 관절의 파워와 일을 산출하였으며, 산출식은 다음과 같다.

$$P_i = \frac{\vec{T}_i \cdot \vec{\theta}_i}{t} = \vec{T}_i \cdot \vec{\omega}_i$$

(P_i : 관절의 파워, \vec{T}_i : 관절합회전력, t : 시간, $\vec{\theta}_i$: 관절이 움직인 각도, $\vec{\omega}_i$: 관절의 각속도)

또한 관절에서 일어나는 일은 각운동 성분을 일정 시간 동안 적분한 다음과 같은 식으로 정의할 수 있다.

$$W_i = \int_{t_1}^{t_2} (\vec{T}_i \cdot \vec{\omega}_i) dt$$

(W_i : 관절 주변 근육군의 일, t_1 : 시작시간, t_2 : 끝 시간, \vec{T}_i : 관절합회전력, $\vec{\omega}_i$: 관절의 각속도)

5. 통계 처리

골반과 상체 회전 유형의 차이에 따른 두 집단 간 각 변인들의 평균 차이를 검증하기 위하여 독립표본 t 검증을 사용하였고(유의수준은 .05), 모든 통계적 방법은 IBM SPSS Statistics 20 프로그램을 이용하였다.

III. 결 과

골반의 선회전 여부에 따라 태권도 주춤 지르기 시 각 변인을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 골반-상체 상대 회전각도와 파워 비교

비선회전 집단과 선회전 집단의 실험대상자 각 1인의 허리 관절 주변 근육군 파워를 골반-상체 사이 상대각도(허리의 회전각도)와 함께 <Figure 3>에 나타내었다. 골반-상

체 사이의 상대각도가 최대가 되는 E2 이벤트 시점 이전에 <Figure 3>의 오른쪽 선회전 집단의 실험대상자의 파워 곡선은 음의 값을 취한 후 양의 값으로 전환됨을 확인할 수 있는 반면에, 왼쪽 비선회전 집단의 실험대상자 파워 곡선은 음의 값이 미미함을 관찰할 수 있었다. 파워 곡선의 음의 값 적분은 음의 일, 양의 값 적분은 양의 일(positive work)을 의미하고, 음의 일(negative work)은 원심성 수축(eccentric contraction), 양의 일은 구심성 수축(concentric contraction)을 나타낸다.

2. 허리 및 각 관절의 일

위의 파워에 대한 정성적 분석을 정량적으로 표현하기 위하여 전체 실험대상자의 파워 곡선을 적분하여 각 구간별 일을 산출하고, <Table 2>로 나타내었다. <Table 2>의 구간별 일은 해당 구간에서 각 관절이 한 일을 나타냄과 동시에 양의 값이면 근의 수축 방향과 동작 방향이 일치하는 구심성 수축, 음의 값이면 근의 수축 방향과 동작 방향이 반대인 원심성 수축을 나타낸다.

골반과 상체 사이의 각도가 최대가 되는 시점(E2)까지의 준비 구간인 P1에서 골반 종축 비선회전 집단과 선회전 집단 간 여러 차이가 나타났다. 선회전 그룹의 경우 우선 골반을 회전시키기 위해 지면반력을 전달해 주는 왼쪽 무릎 관절이 1.92 ± 1.42 J($t_9 = -3.199$, $p < .05$)의 구심성 수축을 했고, 이어 왼쪽 엉덩 관절(8.97 ± 5.77 J; $t_{4.192} = -3.286$, $p < .05$), 오른쪽 엉덩 관절(13.57 ± 6.34 J; $t_9 = 4.080$, $p < .01$)의 구심성 수축에 의하여 허리 관절의 원심성 수축(-6.97 ± 4.78 J; $t_{4.156} = 3.107$, $p < .05$)이 일어남을 파악할 수 있었던 반면에, 비선회전 그룹의 같은 관절 주변 근육군의 일량은 값은 미미하여 평균에 있어서 유의한 차이가 발생

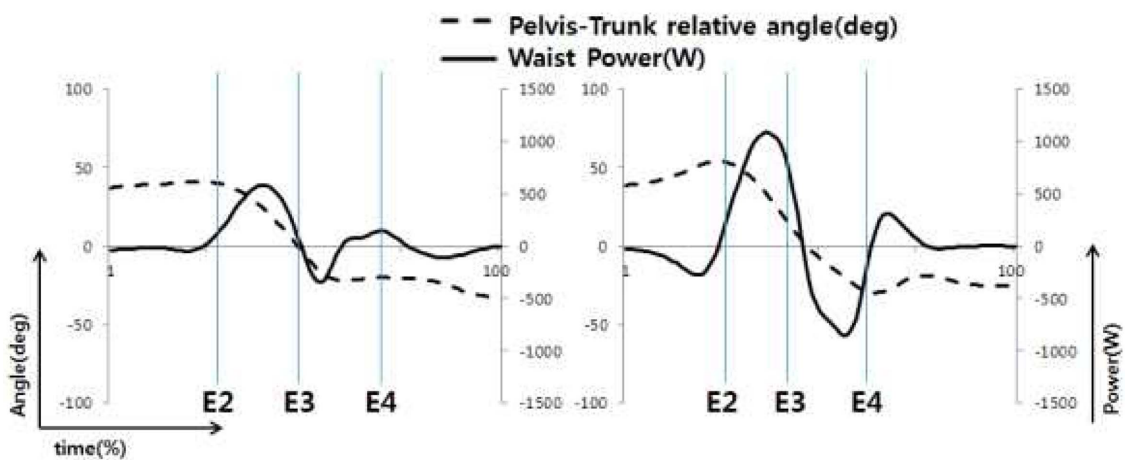


Figure 3. The pelvis-trunk relative angle and the power of muscle group of the waist (dashed line: the pelvis-trunk relative angle (the rotation angle of the waist), solid line: the power of muscle group of the waist joint; left: data for a subject of none pre-rotation group, right: data for a subject of pre-rotation group)

Table 2. Work for each periods on each joints of none pre-rotation & pre-rotation group (mean±standard deviation, unit: J)

Group Joints	P1		P2		P3		P4	
	none pre-rotation group	pre-rotation group	none pre-rotation group	pre-rotation group	none pre-rotation group	pre-rotation group	none pre-rotation group	pre-rotation group
L ankle	0.47±0.54	1.49±1.42	1.72±1.83	2.12±1.37	-1.60±0.54	-0.63±0.41	0.71±0.15	-0.59±1.03
					** ($t_9=-3.293, p<.01$)		* ($t_{4,141}=2.810, p<.05$)	
L elbow	0.00±0.60	-0.29±0.72	-0.99±1.65	0.43±1.85	-3.44±25.70	27.77±45.34	-7.11±6.10	-3.36±2.88
L hip	0.38±0.98	8.97±5.77	6.00±5.96	18.80±9.31	17.08±13.15	11.33±5.61	-5.75±4.05	-6.68±5.70
		* ($t_{4,192}=-3.286, p<.05$)	* ($t_9=-2.769, p<.05$)					
L knee	-0.10±0.59	1.92±1.42	-1.68±3.65	0.79±3.25	1.03±1.54	-0.06±1.03	-0.33±0.50	0.65±0.86
	* ($t_9=-3.199, p<.05$)						* ($t_9=-2.386, p<.05$)	
L shoulder	-3.85±6.80	0.54±1.07	-6.64±11.88	-6.94±17.47	-13.03±5.09	-12.28±9.30	-2.86±2.74	-1.43±5.34
L wrist	-0.21±0.60	0.10±0.09	0.19±1.04	-0.03±0.22	1.78±2.50	3.43±3.74	-0.56±2.13	-2.99±4.47
Neck	-0.12±0.13	0.11±0.21	-0.68±1.13	0.22±1.53	0.01±0.49	-0.65±0.91	-0.28±0.36	0.30±0.55
R ankle	-0.89±0.33	-1.08±0.48	-1.60±0.98	-0.67±0.42	0.03±0.65	-0.11±0.44	-0.88±0.33	-1.01±0.89
R elbow	1.60±2.26	2.01±0.68	2.16±19.66	19.72±9.29	-1.88±5.61	-3.16±14.47	-2.40±2.67	-1.44±1.31
R hip	2.55±1.92	13.57±6.34	8.77±4.66	11.96±9.54	4.12±1.85	7.96±3.61	-2.31±2.00	-5.19±1.15
	** ($t_9=-4.080, p<.01$)				* ($t_9=-2.289, p<.05$)		* ($t_9=2.838, p<.05$)	
R knee	-0.20±0.18	0.54±1.63	-0.50±0.98	1.03±1.92	-5.04±3.12	-6.28±3.20	0.74±2.87	-0.92±1.76
R shoulder	0.78±0.87	0.67±1.03	4.27±7.11	-14.98±13.30	-18.33±13.00	-37.91±31.89	1.97±2.90	-1.18±5.26
			* ($t_9=3.077, p<.05$)					
R wrist	-0.07±0.46	1.18±1.31	1.90±1.18	-0.25±4.72	-1.25±1.00	-0.73±1.58	-0.33±0.15	-0.20±0.36
Waist	-0.27±0.73	-6.97±4.78	25.26±8.18	38.80±15.80	-19.02±13.99	-17.66±13.49	0.35±2.36	-0.41±4.96
	* ($t_{4,156}=3.107, p<.05$)							
Average	0.00±0.49	1.63±0.68	*2.73±1.63	*5.07±1.51	-2.83±1.86	-2.07±2.60	-1.36±0.70	-1.75±0.73
	** ($t_9=-4.590, p<.01$)		* ($t_9=-2.457, p<.05$)					

* $p<.05$, ** $p<.01$

하였다. 골반의 반시계방향 각도가 최대가 되는 시점(E3)까지의 골반 회전 구간인 P2에서 선회전 집단은 오른쪽 어깨의 원심성 수축(-14.98±13.30 J)이 나타나는 반면에, 비선회전 집단에서는 같은 구간 어깨의 구심성 수축(4.27±7.11 J)이 나타났다($t_0=3.077$, $p<.05$). 이어지는 P3 구간은 주먹을 최대 속도로 지르는 구간인데, 선회전 집단은 -37.91±28.53 J의 오른쪽 어깨의 신전성 수축을 보이는 반면, 비선회전 집단은 -18.33±11.87 J의 약 1/2의 수치를 나타내 파워가 그만큼 떨어진다는 결과를 나타냈다.

이러한 과정을 거쳐 엉덩 관절 주변 근육군의 일보다 크게 구심성 수축을 하는 허리 관절은 다시 오른쪽 어깨 관절을 사전 신전 시키며, 이렇게 전이된 에너지는 오른쪽 어깨 관절 주변 근육군의 파워를 증대시키는데 사용되었다.

IV. 논 의

Cheetham 등 (2001)은 골프 다운스윙 시 X-factor stretch 가 크면 클수록 큰 힘이 유발되어 임팩트 시 보다 큰 클럽헤드 스피드를 얻을 수 있다고 주장하는 근거로 SSC 효과를 들면서, Enoka (1994)의 골반 선 회전 동작 시 수행한다고 제안했던 SSC 원리를 거론하였다. 또한 Burden 등 (1998)과 Fletcher 와 Hartuell (2004) 역시 사전 원심성 수축에 의한 어깨의 가속도 증가와 근육군의 일이 증가할 것이라 예측하였는데, 운동학적 자료 분석 외 SSC 원리를 증명할 만한 정량적인 자료를 제시하지는 않았다. 따라서 본 연구의 태권도 주춤서 지르기 시 골반 종축 선회전 동작의 파워와 일 분석을 통한 SSC 효과의 확인은, 골반을 선회전시키는 동작이 SSC 원리를 활용하고 있다는 증거 제시와 동시에 해당 동작을 위한 관절합회전력 양의 성분 기여와 활성화 증대 등이 미친 영향을 일부 살펴볼 수 있었다는 것에 의의가 있다.

Winter (2005)에 의하면 근육이 구심성 수축을 하면 양의 일을 하고 이 값은 근육에서 발생하여 사지로 전달된 에너지량으로 설명할 수 있으며, 반면에 근육에서 원심성 수축이 일어나면 음의 일을 하고 분절로 에너지가 전달된 것과는 반대로 분절에서 근육으로 에너지가 전달되었음(에너지의 흡수)을 의미한다고 하였다. 또한 음의 일은 일반적으로 분절에 작용한 외력에 의한 모멘트가 근육이 수축하면서 작용한 모멘트보다 클 때 나타나는 현상이라고 보고하였다.

<Figure 3>의 선회전 집단의 허리 관절 파워 곡선의 음의 영역에서 양의 영역으로 전환은 SSC 원리가 선회전 집단에 적용되고 있음을 정성적으로 확인시켜 주는 자료이다. <Table 2>는 <Figure 3>에 대한 정량적인 자료를 제공하는데, 비선회전 집단과 선회전 집단 간 동작 준비에서부터 골반을 최대로 회전시키는 P1→P2 구간에서 허리 관

절 일량의 음의 일에서 양의 일로 전환에 있어 유의한 차이(-0.27±0.73 J→25.26±8.18 J vs. -6.97±4.78 J→38.80±15.80 J)는 골반 종축 선회전 집단의 허리 관절 주변 근육이 사전 신전(원심성 수축)-구심성 수축-원심성 수축의 과정을 거치면서 SSC 효과로 충분한 파워를 발휘하고 있음을 확인시키는 부분이다. 특히 P1, P2 구간에서 전체 관절 부위 근육군의 일이 비선회전 집단에 비하여 선회전 집단이 크게 나타난 것은, SSC에서 힘, 파워, 일량이 증가한다는 Anderson과 Pandy (1993)의 견해와 일치하며, 이들은 그 이유로 근육이 스트레치 되는 동안 직렬탄성조직에 저장된 탄성에너지를 재사용함으로써 구심성 수축 국면에서 보다 많은 에너지를 생성한다고 하였다.

한편 Cavanagh와 Komi (1979)는 COC에서는 구심성 수축의 초기 단계에 최대 힘을 발휘하기 위한 시간적 여유가 부족한 반면 SSC에서는 구심성 수축이 시작되기 전 스트레치 과정에서 근육이 활성화되므로 시간적으로 최대 힘에 도달할 수 있는 여유가 있기 때문에 SSC에서 수행이 강화된다고 하였다. 즉, 근육에 자극이 입력되었다 하더라도 최대 힘에 도달하기 위해서는 일정 시간이 필요한데, SSC는 구심성 수축이 이루어지기 전에 근육이 높은 수준의 활성화 상태에 이르도록 하여 구심성 수축의 초기 단계에서 보다 강한 수축이 발생하도록 하는데 효과가 있다고 보는 것이다.

Choi (2013b)의 연구에서 P1 구간에서의 비선회전 집단과 선회전 집단의 소요 시간은 각각 0.11±0.03초, 0.13±0.12초로 비선회전 집단이 짧았던 것에 비해, P2 구간에서는 각각 0.15±0.04초, 0.09±0.02초($t_0=2.973$, $p<.05$)으로 선회전 집단의 동작 시간이 단축되었던 효과, 동 구간에서 허리의 파워 최대값이 각각 347.68±101.84 W와 686.49±251.92 W로 비선회전 집단에 비하여 선회전 집단이 약 2배 가량 유의하게($t_0=-3.036$, $p<.05$) 큰 값을 나타낸 결과와 일맥상통하여, 선회전 집단에서의 역학적 일량의 증가는 SSC 효과 때문이었음을 알 수 있었다. 또한 이는 팔만 회전하거나 상체와 팔을 같이 회전하는 것보다, 상체를 선행 회전 후 팔을 회전한 경우 말단 분절의 속도의 증가를 관찰할 수 있었다는 Han (2008)의 결과와도 일치한다.

Hwang 등 (2004)은 태권도 돌려차기 시 상체, 골반을 회전시키기 위한 반동동작을 통한 SSC의 사용이 동작 초반만이 아닌 동작 중에도 발생하고, 숙련자가 반동동작을 더욱 잘 사용한다는 전략을 취한다고 보고하였고, Choi (2013c) 역시 SSC를 사용하는 골반 선회전 집단이 비선회전 집단에 비하여 주춤서 지르기 시 더 숙련된 형태를 나타내는 것 같다고 주장하였다. 이에 대하여 Bobbert 등 (1996)은 SSC와 COC 사이의 수행력 차이는 협응(coordination)의 수준 차 때문일 수도 있다고 하였다. 즉, SSC

는 거의 모든 인체 동작에 수반되는 것으로 많은 반복을 통하여 일정 수준의 근신경적 협응을 이루었다고 할 수 있는 반면, COC에서는 최적의 협응을 이루지 못하고 동작이 수행됐을 수 있는 가능성을 염두에 두어야 한다고 지적하였다.

V. 결 론

본 연구는 태권도 주춤서 지르기 시 골반과 상체를 동시에 회전시키는 집단(비선회전 집단)과 골반을 먼저 회전시키고 상체를 이어 회전시키는 집단(선회전 집단) 간 각 관절부위에 SSC 효과가 나타나는지를 허리 부위를 중심으로 파악하는 것을 목적으로 한다. 태권도 품새 전문 선수 11명을 대상으로 동작 속도를 별도 통제하지 않고 최대한 빠르고 강하게 허공의 몸통을 목표로 한 오른손 주춤서 지르기 실험을 5회 실시하였고, 15분절 모델링을 통한 3차원 동작분석을 수행하였다. SSC 현상을 확인하기 위하여 골반-상체의 상대각도, 허리 및 각 관절 주변 근육군의 파워, 일, 일량을 산출하고 집단 간 비교분석을 실시하였다.

그 결과 허리 관절 주변 근육군이 한 일을 분석한 결과, 골반을 선회전 시키는 선회전 집단은 원심성 수축에 이은 구심성 수축의 양상을 보여 SSC 효과를 나타내고 있었으나, 골반과 상체를 동시에 회전시키는 비선회전 집단은 골반 회전동작 구간에서 허리의 구심성 수축만을 하고 있는 COC의 특성을 확인할 수 있었다. 즉, 선행연구(Choi, 2013b)에서 나타난 선회전 집단의 속도, 파워, 일량 등의 증가 원인은 SSC 효과 때문인 것으로 나타났다.

인체의 종축을 중심으로 골반을 튕기는 듯한 회전 동작은 태권도뿐만 아니라, 골프, 야구, 테니스와 같은 여러 스포츠 종목에서도 발견되고 있음에도 불구하고, 체계적인 연구를 통한 이 동작의 과학적인 원리 제시가 아직 이뤄지지 않아 이유 및 효과 등에 대한 정보가 많이 부족한 편이다. 운동학적 자료 제시를 통하여 허리 및 어깨에서 더 빠른 각속도 및 파워를 발생시킨다는 것을 확인한 몇몇 선행연구들은 그 이유로 척추 회전근군의 SSC 원리 활용과 상체의 탄성에너지 축적을 주장하였지만, 실제로 해당 원리가 이용되고 있는지 태권도 주춤서 지르기 시에 적용되고 있는지 정량적으로 확인할 필요가 있었다. 관련 선행연구들이 골반 선 회전 동작의 운동학적 자료를 제시하고 파워 및 가속도의 증가 이유로 SSC 원리를 예측하였으나, SSC 원리를 증명할 만한 구체적인 자료를 제시한 경우는 찾기 힘들었다. 본 연구 역시 충분한 정량적 자료를 제시하지는 못했지만, 골반 종축 선회전 동작이 태권도 종목에도 나타난다는 것과 해당 동작을 위한 SSC 원리의 기여 등을 일부 살펴볼 수 있었다는 것에 의의가 있다.

무술의 특성 상 태권도는 민첩하고 강한, 즉 파워가 큰

기술을 사용하여야 상대와의 대결에서 우위를 점할 수 있다. 본 연구에서 다루었던 인체의 종축을 중심으로 한 골반의 선회전 동작은 하나하나의 날기술이 아닌 전체 기술에 적용될 수 있는 기능으로서, 파워 증대 효과가 있는 SSC 원리를 이용하고 있기 때문에, 다른 손동작과 차기에 동일하게 적용한다면 가동범위는 좁으면서도 빠르며 강한 회전 동작을 만들어 낼 수 있다. 또한 SSC 효과는 협응을 통한 숙련의 척도로도 사용되는 바, 이에 대한 더욱 많은 연구가 필요하다. 관계되는 여러 변인들을 인지하고 극대화 할 수 있는 방법을 고안하여 수련생들에게 교육시킨다면 보다 큰 교육효과와 기능 및 경기력 향상에 도움이 될 것이라 기대한다.

참고문헌

- Ahn, J. D. (2008). Picture Analysis of Motor Control's Property about the Motion of Stop-jirugi and Push-jirugi. *Journal of Korea Contents Association*, 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. *Journal of Korea Contents Association*, 12(9), 389-395.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26(8), 1413-1427.
- Bae, Y. S., & Kim, K. M. (2011). Characteristic Comparison of Ground Reaction Force of the Taekwondo's Apkubi Motion and the Walking on Older Persons. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(3), 289-296.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of biomechanics*, 23(6), 617-621.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., Brand, R. A. (1989). Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8(1), 3-16.
- Bobbert, M. F., Karin, G. M., Gerritsen, M., Litjens, C. A., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 1402-1412.
- Burden A. M., Grimshaw P. N., Wallace E. S. (1998). Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *Journal of Sports Science*, 16(2), 165-176.
- Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(3), 159-163.
- Chang, J. K. (2010). *The Contribution of Body Segments to the Club Head's Kinetic Energy in the Golf Swing*. Unpublished doctoral dissertation. Korea National Sport University.
- Cheetham, P. J., Martin, P. E., Mottram, R. E., & St Lauren, B. F. (2001). *The importance of stretching the "X-factor" in the downswing of golf: the "X-factor Stretch"*. In: *Optimizing Performance in golf*. P. R. Thomas(Ed). Australian Academic Press, 192-199.

- Choi, C. S. (2013a). *Biomechanical Analysis of the Axial Pre-rotational Movement of the Pelvis for the Jireugi in the Taekwondo Juchumseogi Stance*. Unpublished doctoral dissertation. Seoul National University.
- Choi, C. S. (2013b). Biomechanical 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., Shin, I. S., & Seo, J. S. (2004). Evaluation of the Impact Force on the Vertically Placed Force Platform. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 14(2), 57-68.
- Chung, C. S., & Shin, I. S. (2005). *Introduction to sports biomechanics*. Seoul, Korea: Daehan Media.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Fletcher I. M., & Hartwell M. (2004). Effect of an 8-week combined weights and plyometrics training program on golf drive performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(1), 59-62.
- Han, J. H. (2008). *The Study on Muscle Activity during Wheel and Axial Movement in Trunk*. Unpublished doctoral dissertation. Hanyang University.
- Hwang, I. S., Lee, S. C., & Lim, J. (2004). Countermovement of the Segments During the Tae-kwon-do Roundhouse Kicking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 14(2), 139-152.
- Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F., & Haan, A. D. (1997). Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389-415.
- 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.
- Kim, Y. W., & Lee, Y. S. (2007). Stretch-Shortening Cycle and Performance Potentiation. *Sports Science Review of Seoul National University*, 1, 53-64
- Komi, P. V., & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10, 261-265.
- Kukkiwon. (2010). *Taekwondo technical terminology book*. Research Institute of Kukkiwon.
- 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(2), 1077-1086.
- Lim, H. J., Seo, K. E., Kang, Y. T., & Park, T. J. (2011). A Kinematic Comparison Analysis of the Horizontal Rotation of Shoulder and Hip by Types of Stance during the Two-Handed Backhand Motion of Male Tennis Players. *Korean Journal of Sports Science*, 20(5), 1271-1280.
- Myers, J., Lephart, S., Tsai, Y. S., Sell, T., Smoliga, J., & Jolly, J. (2008). The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing. *Journal of Sports Science*, 26(2), 181-188.
- Nesbit, S.M., Serrano, M. (2005). Work and power analysis of the golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 520-533.
- Park, T. J., & Seo, K. E. (2010). A Comparative Analysis of X-factor Stretch between Driver and Iron Swing in Male Professional Golfers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(4), 487-495.
- Voigt, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, D., & Klausen, K. (1995). Mechanical and Muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 293-307.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3rd edition. Waterloo, Ontario, Canada: John Wiley & Sons inc.