



한국운동역학회지, 2004, 제14권 3호, pp. 165-175
Korean Journal of Sport Biomechanics
2004, Vol. 14, No. 3, pp. 165-175

스타트 블록의 각도에 따른 하지의 각운동량 분석

신성휴 · 김태완* · 권문석 · 고석곤 · 박기자(성균관대학교)

ABSTRACT

Analysis of the angular momentum on the lower extremity by change of starting block angles

Shin, Sung-Hu · Kim, Tae-Wan* · Kwon, Moon-Seok · Go, Suk-Gon · Park, Ki-Ja
(Sungkyunkwan University)

S. H. SHIN, T. W. KIM, M. S. KWON, S. G. GO, K. J. PARK. Analysis of the angular momentum on the lower extremity by change of starting block angles. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 3, pp. 165-175, 2004. The aim of this study is to show the effect of starting block angle on the starting motion of sprinters using a crouching start. After installing starting blocks on forced platform, and having four highly comparative sprinters use the starting blocks, I analyzed the angular momentum of a crouching start. From the results of the analysis, the following conclusions could be drawn:

There were differences of angular momentum both in body's X, Y, and Z axes and in the thighs' X axes, but not in the pelvis and lower legs. As to the general change of block angle, we noticed that an angular momentum for each segments was higher at an angle of 50 to 55 degrees.

KEY WORDS : CROUCHING START, BLOCK ANGLE, ANGULAR MOMENTUM

* burumi75@hotmail.com

I. 서 론

단거리 종목의 100m 경기는 인간이 지닌 스피드의 한계를 겨루는 경기로 우수한 선수는 “인간탄환”이라는 칭호를 받는다. 마라톤을 올림픽의 꽃이라 하고 100m 경기는 육상 경기의 꽃이라 불리어진다.

단거리 경기에서 스타트는 스타트 대시, 중간 전력 질주, 피니쉬와 함께 중요한 기술 중의 하나이다. 단거리 경기는 짧은 시간동안에 승패가 결정되므로 스타트를 빠르게 해야만 기록을 단축할 수 있다(조필환·김갑선, 2000). 따라서 단거리 달리는 스타트(start), 중간 질주, 전력 질주, 피니쉬(finish)의 단계로 구분되며, 이 중 스타트가 전체 레이스의 10~15%를 차지한다(HosKisson, 1995).

단거리 종목에서는 정해진 거리 내에서 최대의 수행력을 발휘하기 위해서는 스타트의 기술을 정확히 행하는 것이 매우 중요하다. 스타트 기술의 중요 포인트는 신호에 대한 빠른 반응, 중력의 효율적 이용, 인체 중심의 수평 방향 이동, 킥(Kick)에 의한 힘찬 출발에 있다. 특히 100m 경기에서 스타트는 경기의 승패를 좌우하는 중요한 부분이며 100분의 1초로 순위를 다투는 경기에서 빠르고 힘찬 스타트는 필수적이다(스포츠과학연구소, 1984). 따라서 보다 나은 기록 갱신과 세계적인 경기력 수준으로서의 향상을 위해서는 과학적인 동작 기술의 발달과 효율적인 트레이닝 방법이 필요하다.

이에 관한 선행연구들은 살펴보면, 운동학적 연구(신성휴, 1982; 정재진, 1988; 이언석, 1993; 장영섭, 1999 등)들이 있으며, 운동역학적 연구로 강관희(1989)와 오세진(1997)은 스트레인 게이지를 이용해 블록에 가해지는 반력에 대하여 분석 하였고, 권오성(2002)과 신성휴, 박기자(2003)는 육상 단거리 스타트 시 EMG(Electromyography)를 이용하여 하지 근육의 근 활동에 대하여 분석하였다. 또한 Ozolin(1988)은 스타트의 기술적인 면과 하지의 근력에 대하여 논하였으며, Guissard(1992)은 EMG를 통하여 스타트 시 동원되는 하지의 주동근을 분석하였으며, 백형훈, 권오성, 및 성봉주(2002)는 EMG를 사용하여 측정된 결과 오른쪽 블록을 제대로 밀어주는 것이 효과적이라 논하였다.

각운동량(Angular momentum)은 외력이 작용하지 않는 한 계속 보존되면서 관성모멘트 I 와 각속도 ω 가 회전축에 대한 신체분절의 거리에 따라 서로 반대로 변화한다. 특히 크라우칭 출발 시 뒷 블록을 강하게 차면서 출발해야 한다. 발을 최대속도를 갖게 하기위해 신체분절의 회전이 차례로 발생되면서 전 분절이 다음 분절에 각운동량을 전이시켜 주는 형태를 보여주고 있기 때문에 신체분절들의 각운동량이 차는 다리 분절까지 전이되는 과정을 밝히는 것은 효율적인 동작의 분석이 있어서 필수적이다.

본 연구의 목적은 크라우칭 스타트 시 스타트 블록 중 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 발생하는 하지의 각운동량을 분석하여 단거리 선수들의 신체적 요인에 맞는 블록의 높이에 대하여 규명하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 피험자는 신체적으로 상해가 없었던 남자 대학부 100m, 단거리 선수 4명으로 대상자 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

피험자	신장(cm)	체중(kg)	연령(years)	최고기록(100m)
A	172	70	24	11초 00
B	184	87	23	11초 02
C	180	74	21	10초 81
D	182	72	21	10초 90
Mean±SD	179±5.26	75.75±7.68	22.25±1.50	10.93±0.10

2. 실험 장비 및 절차

피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 양질의 데이터와 부상방지를 위해 피험자들에게 준비운동을 시킨 후, 기준좌표계(global reference frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영하였으며, 인체 27곳의 표면 마크를 부착하였다.

실험 시 골반과 하지의 동작분석을 위해 4대의 카메라(Panasonic WV-CP 650, Japan; 60fields/sec)와 이벤트 동조기기 (Visol, Korea) 2대를 사용하였으며, 카메라간의 영상을 동기화(Synchronization)시키기 위하여 Gen lock(Horita TG-50, USA)을 이용하여 셔터노출 시간은 1/500으로 고정시켰다. 또한 본 연구에서는 스타트 블록을 지면반력기 위에 설치하기 위해 패드를 사용하였으며 패드와 지면반력기의 미끄럼 현상을 방지하기 위하여 <그림 1>과 같이 보조 장치를 설치하여 패드를 지면반력기 위에 고정시켰다.

3. 마커의 부착과 분절의 좌표 정의

본 연구에서는 골반과 하지의 3차원 좌표값과 지향각을 얻기 위해서 인체에 모두 21곳에 표면 반사 마크를 사용하여 피험자들의 골반과 대퇴, 하퇴, 발을 정의하였다. 골반과 하지의 상대적인 움직

임을 표현하기 위해서는 지역좌표계(local reference frame)을 사용해야 한다. 분절의 지역좌표계는 ACS(anatomical coordinate system)와 AL(anatomical landmark)에 의해서 정의되었다(Kacaba et al, 1989; Thor F. et al, 2003).

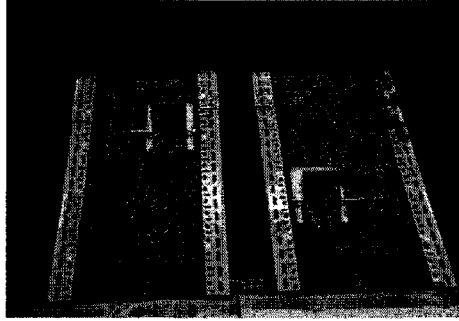


그림 1. 지면반력기

엉덩이 관절의 중심 위치는 Tylkowski et al.(1982), Andriacchi et al.(1980; 1982)에 의해서 정의된 해부학적 위치를 이용하였으며, 무릎과 발목 관절 중심은 관절 외측 두개 과의 중심으로 설정하였다.

3차원 계산을 위한 지역좌표계 설정은 다음과 같다.

(1) 골반의 지역좌표계

$$i_p = \frac{(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})}{|(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})|}, \quad j_p = \frac{(R\text{ASIS} - S\text{A}) \times (L\text{ASIS} - S\text{A})}{|(R\text{ASIS} - S\text{A}) \times (L\text{ASIS} - S\text{A})|},$$

$$k_p = k_p \times i_p$$

(LASIS= Left Anterior Superior Iliac Spine, RASIS= Right Anterior Superior Iliac Spin, SA= Sacrum)

(2) 대퇴의 지역좌표계

$$k_t = \frac{(R\text{H} - R\text{K})}{|(R\text{H} - R\text{K})|}, \quad j_t = \frac{(R\text{H} - R\text{K}) \times (L\text{T} - R\text{H})}{|(R\text{H} - R\text{K}) \times (L\text{T} - R\text{H})|}, \quad i_t = j_t \times k_t$$

(RH = center of the Right Hip, RK=center of the Right Knee, LT=Lateral-Thigh)

(3) 하퇴의 지역좌표계

$$k_s = \frac{(R\text{K} - R\text{A})}{|(R\text{K} - R\text{A})|}, \quad j_s = \frac{(R\text{K} - R\text{A}) \times (L\text{S} - R\text{K})}{|(R\text{K} - R\text{A}) \times (L\text{S} - R\text{K})|}, \quad i_s = j_s \times k_s$$

(LS=Lateral-Shank, RA=center of the right ankle)

(4) 발의 지역좌표계

$$k_f = \frac{(RT-CA)}{|(RT-CA)|}, \quad j_f = \frac{(RT-CA) \times (RA-RT)}{|(RT-CA) \times (RA-RT)|}, \quad i_f = j_f \times k_f$$

(RT=Right Toe, CA=Calcaneus posterior)

4. 자료처리방법

본 실험에서는 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(Direct Linear Transformation) 방식(Abdel-aziz, & Kararh, 1971)을 이용한 Kwon3d 3.1 software(Visol, korea, 2004)를 사용하였으며, DLT 파라미터들을 얻기 위해서 30개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.22cm이었다.

인체를 총 12개의 강체분절로 간주하고 21개의 외부마크를 통하여 연결된 계(linked rigid body system)로 정의하였다. 또한 각 분절의 무게중심과 전신의 무게중심의 위치를 구하기 위한 인체 분절 모수치(Body Segment Parameter)자료는 Zatsiorsky(1990) scaling method의 자료를 이용 하였으며, 하지 분절 정의는 Kwon3d의 body modeling software를 사용하여 정의하였다.

실험에 적합한 동작을 선택하였으며, 총 3개의 이벤트(e1-동조볼이 들어오는 순간, e2-오른발이 블록에서 떨어지는 순간, e3-왼발이 블록에서 떨어지는 순간), 2개의 국면(phase 1; e1-e2, phase 2; e2-e3)으로 나누어 분석하였으며, 표면 마크 좌표 데이터는 butterworth low-pass 2차를 사용하여 필터링하였고, 이 때 cutoff-frequency는 6Hz로 설정하였다(winter, 1990). 영상에서 수집된 자료는 Kwon3d 3.1 program을 사용하여 산출되었다.

IV. 결과 및 논의

본 연구는 대학부 100m 단거리선수 4명을 대상으로 크라우칭 스타트 시 스타트 블록 중 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 발생하는 각운동량 결과는 다음과 같다.

1. 각운동량(Angular Momentum)

(1) 골반 각운동량

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 골반의 각운동량을 살펴보면, <표 2>와 같다.

골반의 X축에서 총 각운동량의 변화를 피험자별로 살펴보면, 피험자 A는 free style에서 E1에서

E3까지 변화가 가장 작게 나타나 골반의 움직임의 변화가 작은 것으로 사료된다. 피험자 B는 E1에서 E2까지는 free(+1)에서 골반의 움직임이 작게 나타났으나, E3에서 다른 피험자에 비해 크게 나타났다. 피험자 C는 free(+1)에서 골반의 움직임이 작게 나타났으며 각 스타일에서 E2에서 각운동량이 가장 작게 나타났다. 또한 E3에서는 골반이 굴곡된 것으로 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E2까지 free(+2)에서 골반의 움직임이 작게 나타났으나, E3에서 신전되면서 각운동량이 크게 증가 하였다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 골반 X 축의 각운동량의 변화는 표에서 제시된 것과 같이 스타트 후 약 30-40% time부터 X축을 중심으로 시상면(sagittal plane)에서 좌측으로 회전되는 각운동량의 증가를 나타내었으며, 피험자별 피험자 간에 블록의 각도 변화에 따라서 유사한 각운동량을 나타내어 블록의 각도 변화가 골반의 X 축의 각운동량에는 영향이 없었다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 골반 Y축의 각운동량은 피험자별, 피험자 간에 뒤쪽 블록의 각도에 따라서 유사한 결과를 나타내었다. 이는 스타트 시 몸통 좌·우 움직임이 최소화 된 것으로 판단되며, <표 2>에 제시된 바와 같이 골반 Y 축의 각운동량의 변화는 좌우면(frontal plane) 상에서 Y축을 중심으로 몸통의 좌·우로의 회전 하는 운동량이 최소화 된 것을 알 수 있다.

표 2. 이벤트 별 골반의 각운동량 성분

(unit : kg-m²/s)

Event		degr ee	Pelvis								
			e1	e2	e3	e1	e2	e3	e1	e2	e3
Subject			Lx			Ly			Lz		
A	free style	45°	0.01	-13.19	-15.38	0.01	0.57	-1.86	-0.02	5.37	9.48
	free(+1)	50°	0.11	-15.22	-16.95	0.17	1.62	-1.05	-0.21	4.72	9.29
	free(+2)	55°	-0.08	-15.99	-17.20	0.30	1.27	-0.85	-0.30	5.13	9.20
B	free style	40°	-0.06	-11.78	-16.32	0.12	0.46	2.38	-0.11	6.18	5.91
	free(+1)	45°	-0.15	-11.32	-22.32	0.30	0.76	6.25	-0.28	4.91	0.93
	free(+2)	50°	-0.15	-11.72	-17.10	0.48	0.09	2.05	-0.48	5.88	5.24
C	free style	45°	-0.38	-9.61	-15.34	1.01	3.13	-3.39	-1.08	-0.69	11.78
	free(+1)	50°	-0.72	-9.41	-16.50	0.42	-1.29	-0.76	-0.26	4.83	6.79
	free(+2)	55°	-0.41	-6.22	-15.17	0.34	0.67	1.10	-0.28	1.53	4.84
D	free style	55°	0.18	-12.24	-17.73	-1.36	1.29	-1.95	1.40	4.08	11.38
	free(+1)	60°	-0.22	-140.74	-17.18	-0.13	2.18	-2.48	0.27	5.61	14.20
	free(+2)	65°	-0.39	-12.73	-17.48	-0.16	3.36	-3.06	0.38	3.32	16.35

* E1 : 영상과 지면반력이 동조가 되는 순간, E2 : 오른발이 블록에서 떨어지는 순간, E3 : 왼발이 블록에서 떨어지는 순간, * Free style : 피험자가 가장 편안한 출발자세를 취하는 동작, Free(+1) : Free Style에서 블록의 각도를 5°더 높여준 상태, Free(+2) : Free Style에서 블록의 각도를 10°더 높여준 상태

Z축에서의 총 각운동량의 변화를 피험자별로 살펴보면, 피험자 A는 E2에서 E3까지 외전 되었으나, free(+1)에서의 외전 범위가 가장 작은 것으로 나타났다. 피험자 B는 역시 E2에서 E3까지 외전 된 것으로 나타났으며 피험자 A와 같이 되었으나 free(+1)에서의 외전 범위가 가장 작은 것으로 나타났다. 피험자 C는 free style의 E2에서 내전된 것으로 나타났으며 내전의 범위가 작게 나타났다.

그러나 E3에서 외전되면서 각운동량이 크게 나타났다. 피험자 D는 free(+2)에서 움직임의 범위가 가장 작게 나타났으나 E1에서 E3까지 각운동량이 증가한 것으로 나타났다.

<표 2>에 제시한 바와 같이 크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 골반 Z축 상의 각운동량은 피험자별, 피험자 간 블록의 각도 변화에 따라서 큰 차이를 보이지 않았으며, 동작이 진행되면서 수평면(horizontal plane)에서 Z축을 중심으로 골반의 좌측 회전하는 각운동량이 증가하였다.

골반의 각운동량을 살펴본 결과 스타트 동작이 진행되면서 X, Z축을 중심으로 시상면과 수평면에서는 좌측회전 각운동량이 증가하였고, Y축을 중심으로 좌우면에서는 각운동량의 변화가 작게 나타났으며, X축 상에서의 각운동량이 가장 큰 것을 알 수 있었다.

(2) 대퇴 각운동량

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 대퇴의 각운동량을 살펴보면, <표 3>와 같다.

표 3. 이벤트별 대퇴의 각운동량 성분 (unit : kg-m²/s)

Event Subject		degr ee	Thigh																	
			e1				e2				e3									
			Lx		Ly		Lz													
A	free style	45°	0.03	-0.09	-17.94	-9.39	-10.53	-11.60	-0.62	-0.07	-0.62	0.49	-0.47	-0.13	0.10	0.13	16.54	2.23	8.27	3.30
	free(+1)	50°	0.12	0.34	-19.31	-9.64	-13.79	-16.75	-0.01	-0.10	-0.05	1.23	0.21	-0.14	-0.10	0.07	17.43	1.17	9.38	5.52
	free(+2)	55°	-0.32	-0.26	-18.34	-6.70	-9.13	-17.21	0.10	-0.02	-1.20	0.07	-0.33	0.34	0.09	0.09	16.76	1.89	6.68	3.90
B	free style	40°	-0.61	0.43	-10.27	-20.89	-3.05	0.21	0.38	-0.88	1.87	7.49	-4.82	-13.13	-0.05	1.08	5.97	-1.31	12.58	36.42
	free(+1)	45°	-0.25	-0.31	-10.53	-23.53	-5.82	-3.00	0.20	0.15	1.84	1.11	-4.75	-0.50	-0.09	-0.11	5.69	7.29	15.72	2.95
	free(+2)	50°	-0.41	-0.58	-11.54	-22.62	-11.69	-11.16	0.33	0.20	1.61	0.78	-3.65	-5.05	-0.15	-0.05	7.02	7.29	18.42	8.67
C	free style	45°	-1.01	-1.02	-7.82	-7.45	-13.87	-3.04	0.82	0.42	3.65	0.21	-5.50	-11.98	-0.45	-0.28	-0.32	2.26	24.29	24.43
	free(+1)	50°	-0.95	-1.15	-12.35	-6.84	-12.62	-10.59	0.54	0.33	-2.01	-0.92	-1.20	-5.46	-0.12	-0.19	12.32	3.16	10.33	12.82
	free(+2)	55°	-1.02	-0.99	-6.86	-5.22	-14.86	-4.01	0.51	0.11	1.43	1.26	-1.96	0.34	-0.04	0.12	3.13	-0.37	17.34	0.97
D	free style	55°	0.96	1.18	-19.86	-8.60	-17.59	-15.46	-1.27	-1.07	0.77	0.72	-5.39	-1.06	0.81	1.01	16.43	3.18	26.66	8.61
	free(+1)	60°	-0.40	-0.53	-20.15	-9.00	-15.26	-12.79	0.19	0.20	0.44	1.55	-5.46	-1.23	0.06	-0.05	20.08	2.36	27.34	8.97
	free(+2)	65°	-0.67	-0.52	-19.61	-10.37	-9.41	-24.63	0.21	-0.17	2.78	2.74	-6.22	11.41	0.26	0.55	14.49	2.02	20.89	-7.33

* E1 : 영상과 지면반력이 동조가 되는 순간, E2 : 오른발이 블록에서 떨어지는 순간, E3 : 왼발이 블록에서 떨어지는 순간, * Free style : 피험자가 가장 편안한 출발자세를 취하는 동작, Free(+1) : Free Style에서 블록의 각도를 5°더 높여준 상태, Free(+2) : Free Style에서 블록의 각도를 10°더 높여준 상태

오른쪽 대퇴의 X축에서 총 각운동량의 변화를 피험자별로 살펴보면, 피험자 A는 free(+1)에서 E1에서 E2까지 대퇴가 시계방향으로 신전되었다가 E3에서 굴곡되는 패턴을 보였다. 피험자 B는 free(+2)에서 E1에서 E3까지는 신전되었다. 피험자 C는 free(+2)에서 대퇴의 움직임이 크게 나타났으며 각 스타일에서 E3에서 각운동량이 가장 크게 나타났다. 또한 E3에서는 대퇴가 신전 된 것으로 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E2까지 free(+2)에서 대퇴의 움직임이 크게 신전되면서 각운동량이 크게 증가 하였다.

<표 3>에 제시한 바와 같이 크라우칭 스타트 동작 시 오른쪽 대퇴 X 축의 각운동량의 변화에서 피험자 A, B, C는 E1인 스타트에서 뒤쪽발이 블록에서 떨어지는 E2까지 시상면에서 우측으로 회전되는 각운동량이 증가하다가 앞쪽 발이 블록에서 떨어지는 E3까지 감소하는 패턴을 보인 반면, 피험자 C는 약 50% time부터 시상면에서 우측으로 회전되는 각운동량이 증가하기 시작하여 E3까지 증가하는 패턴을 나타내었다.

피험자별로는 피험자 A는 free(+1), 피험자 B는 free(+2), 피험자 C는 free(+1), 피험자 D는 free style에서 가장 높은 각운동량 수치를 보였다. 따라서 피험자별로 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 오른쪽 대퇴에서 X축 상의 각운동량에 다소 차이가 있다고 판단되며 피험자들 모두 전반적으로 뒷 블록의 각도가 50~55도를 유지하였을 때 대퇴의 최대 각운동량이 나타났다.

피험자 A는 free(+1)에서 E1에서 E3까지 왼쪽 대퇴가 시계방향으로 신전되는 패턴을 보였다. 피험자 B는 free(+2)에서 E1에서 E2까지는 신전되었다가 E3에서 굴곡 되는 것으로 나타났다. 피험자 C는 free(+1)에서 대퇴의 움직임이 작게 나타났으며 E3에서 각운동량이 가장 크게 나타났다. 또한 E3에서는 대퇴가 신전 된 것으로 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E3까지 free style에서 대퇴의 움직임이 크게 신전되면서 각운동량이 크게 증가 하였다.

크라우칭 스타트 동작 시 왼쪽 대퇴 X 축의 각운동량의 변화에서 피험자 A, B, C, D는 E1인 스타트에서 뒤쪽발이 블록에서 떨어지는 E2까지 시상면에서 우측으로 회전되는 각운동량이 증가하다가 앞쪽 발이 블록에서 떨어지는 E3까지 감소하는 패턴을 나타내었다.

피험자별로는 피험자 A는 free(+2), 피험자 B는 free(+2), 피험자 C는 free(+1), 피험자 D는 free style에서 가장 높은 각운동량 수치를 보였다. 따라서 피험자별로 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 왼쪽 대퇴에서 X축 상의 각운동량에 다소 차이가 있다고 판단되며 피험자들 모두 전반적으로 뒷 블록의 각도가 50~55도를 유지하였을 때 대퇴의 최대 각운동량이 나타났다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 오른쪽 대퇴 Y축의 각운동량을 살펴보면, 피험자 A는 각 스타일 중 free(+2)에서 E1에서 E2까지 왼쪽 외측 굴곡의 범위가 가장 작게 나타났으나 E3에서는 오른쪽 외측 굴곡이 일어났다. 피험자 B는 E1에서 E2까지 free(+1)에서 왼쪽 외측 굴곡이 E3에서도 오른쪽 외측 굴곡이 일어났다. 피험자 C는 free(+2)에서 외측굴곡의 범위가 가장 작게 나타났으며 E3에서도 왼쪽 외측굴곡이 되는 것으로 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E2까지 free(+1)에서 외측 굴곡의 범위가 가장 작게 나타났으며, E3에서 왼쪽 외측굴곡된 것으로 나타나 전반적으로 골반의 움직임이 e1에서 e2까지는 왼쪽 외측굴곡의 움직임이 크게 나타났다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 오른쪽 대퇴 Y 축의 각운동량의 변화를 살펴보면, 각운동량이 크게 일어나지 않는 패턴을 보였다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 왼쪽 대퇴 Y축의 각운동량을 살펴보면, 피험자 A는 각 스타일 중 free(+1)에서 E1에서 E2까지 외측 굴곡의 범위가 가장 크게 나타났으며, E3에서는 점점 왼쪽 외측굴곡이 크게 일어났다. 피험자 B는 E1에서 E2까지 free style에서 외측굴곡이 일어났으

며, E3에서부터 수평외전된 것으로 나타났다. 피험자 C는 free(+2)에서 다른 피험자와 다르게 E1에서 E3까지 왼쪽 외측굴곡이 된 것으로 나타났다. 피험자 D는 free(+2)에서 E3이 다른 free style, free(+1) 보다 왼쪽 외측굴곡이 크게 나타났다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 왼쪽 대퇴 Y 축의 각운동량의 변화를 살펴보면, 각 운동량이 크게 일어나지 않는 패턴을 나타내 보였다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 오른쪽 대퇴 Z축의 각운동량을 살펴보면, Z축에서의 총 각운동량의 변화를 피험자별로 살펴보면, 피험자 A는 3종류의 스타일 모두 E2에서 E3까지 외전되는 것으로 나타났다. 피험자 B는 E1에서는 대퇴가 내전되었다가 E2에서 E3까지 외전된 것으로 나타났다. 피험자 C는 free style의 E2에서 내전된 것으로 나타났으며 내전의 범위가 작게 나타났다. 그러나 E3에서 외전되면서 각운동량이 크게 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E3까지 전반적으로 전부 외전되면서 각운동량이 증가한 것으로 나타났다.

<표 3>에 제시한 바와 같이 크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 대퇴 Z축 상의 각운동량은 피험자별, 피험자 간 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 큰 차이를 보이지 않았으며, 동작이 진행되면서 수평면(horizontal plane)에서 Z축을 중심으로 대퇴의 좌측 회전하는 각운동량이 증가하였다.

크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어 왼쪽 대퇴 Z축의 각운동량을 살펴보면, Z축에서의 총 각운동량의 변화를 피험자별로 살펴보면, 피험자 A는 3종류의 스타일 모두 E1에서 E3까지 외전되는 것으로 나타났다. 피험자 B는 E1에서는 대퇴가 내전되었다가 E2에서 E3까지 외전된 것으로 나타났다. 피험자 C는 free style의 E2에서 내전된 것으로 나타났으며 내전의 범위가 작게 나타났다. 그러나 E3에서 외전되면서 각운동량이 크게 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E3까지 전반적으로 전부 외전되면서 각운동량이 증가한 것으로 나타났다. 크라우칭 스타트 동작 시 각 이벤트에 있어서 대퇴 Z축 상의 각운동량은 피험자별, 피험자 B는 free style인 E3에서 외전되었는데, 각운동량이 크기가 다른 유형보다 큰 차이를 보였다.

V. 결 론

본 연구는 대학 단거리 육상 선수 4명을 대상으로 크라우칭 스타트 출발 시 뒤쪽 블록의 각도에 따른 하지의 각운동량을 분석하였다. 이러한 결과를 기초로 다음과 같은 결론에 도달하였다.

골반의 X축을 중심으로 시상면(sagittal plane)에서 좌측으로 회전되는 각운동량의 증가를 나타내었으며, 피험자별 피험자 간에 블록의 각도 변화에 따라서 유사한 각운동량을 나타내어 블록의 각도 변화가 골반의 X 축의 각운동량에는 영향이 없었다. 골반 Y축의 각운동량은 피험자별, 피험자 간에 뒤쪽 블록의 각도에 따라서 유사한 결과를 나타내었다. 골반의 Z축에서의 각운동량의 변화를 피

험자별로 살펴보면, 피험자 A는 free(+1)에서의 외전 범위가 가장 작은 것으로 나타났으며, 피험자 B는 free(+1)에서의 외전 범위가 가장 작은 것으로 나타났다. 피험자 C는 free style에서 내전의 범위가 작게 나타났다. 그러나 E3에서 외전되면서 각운동량이 크게 나타났다. 피험자 D는 free(+2)에서 움직임의 범위가 가장 작게 나타났으나 E1에서 E3까지 각운동량이 증가한 것으로 나타났다.

오른 대퇴 Z축 상의 각운동량은 피험자별, 피험자 간 뒤쪽 블록의 각도 변화에 따라서 큰 차이를 보이지 않았으며, 동작이 진행되면서 수평면(horizontal plane)에서 Z축을 중심으로 대퇴의 좌측 회전하는 각운동량이 증가하였다. 왼쪽 대퇴 Z축에서의 각운동량의 변화를 살펴보면, 피험자 A는 3종류의 스타트 모두 E1에서 E3까지 외전되는 것으로 나타났다. 피험자 B는 E1에서는 대퇴가 내전되었다가 E2에서 E3까지 외전된 것으로 나타났다. 피험자 C는 free style의 E2에서 내전된 것으로 나타났으며, 내전의 범위가 작게 나타났다. 피험자 D는 E1에서 E3까지 전반적으로 전부 외전되면서 각운동량이 증가한 것으로 나타났다. 전체적 블록의 각도 변화를 살펴보면, 블록의 각도가 50~55도일 때, 각 분절의 각운동량이 크게 나타났다.

참고문헌

- 강관희(1989). 단거리 출발동작의 생체역학적 분석. 미간행 박사학위논문, 한양대학교 대학원.
- 권오성(2002). 크라우칭 스타트 동작에 따른 단거리 육상선수들과 일반인의 근전도 비교분석. 미간행 석사학위논문, 서울대학교 대학원.
- 신성휴(1982). Crouching Start의 기능학적 분석. 성대논문지, 제31지. pp. 383~396.
- 신성휴 · 박기자(2003). Electromyography 기법을 이용한 육상 크라우칭 스타트의 하체 근 동원 비교 분석. 한국운동역학회지, 제13권 2호. pp.115~122.
- 스포츠과학연구소(1987). 육상경기 훈련 지도서. 대한체육회.
- 백형훈, 권오성, 성봉주(2002). 크라우칭 스타트시 단거리선수와 일반인의 근전도 비교. 한국체육학회지, Vol.41(4), pp. 581-589.
- 이연석(1993). 육상단거리 출발유형별 동작분석. 미간행 석사학위논문, 부산대학교 교육대학원.
- 오세진(1997). 100M 크라우칭 스타트 시 블록 각도가 출발 동작에 미치는 영향. 미간행 박사학위논문, 건국대학교 대학원.
- 장영섭(1999). 육상 단거리 차렷동작의 고관절 높이와 출발동작의 운동학적 요인과의 관계. 석사학위논문, 한국체육대학교 대학원.
- 정재진(1988). Crouching Start의 운동학적 분석. 미간행 석사학위논문, 성균관대학교 교육대학원.
- 조필환 · 김갑선(2000). 단거리 스타트 동작에 대한 숙련자와 미숙련자간의 운동학적 비교 분석. 한국

운동역학회지, 제9권 2호. pp.103~116.

- Abdel-Aziz, Y.I., & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry* (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fermier, R.W., Stern, D., & Galante, J.O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J. Bone Jt Surg.*62-A, 749-757.
- Andriacchi, T.P., Galante, J.O., & Fermier, R.W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair climbing. *J. bone Jt Surg.*64-A, 1328-1335.
- Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. (1992). EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities.
- Hos Kisson. Jeff. L. (1992). Sprint start. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(11), pp. 1257-1263.
- Kacaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data and in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 7, pp849-860.
- Kwon Y.H.(2004). KWON 3D V3.1 . WWW.Kwon3D.com
- Ozolin (1988). The Technique of the sprint start. *Modern Athlete and Coach*. Vol.26(3), pp. 38-39.
- Thor, F. B., Daina, L. S., Jacque, A. A., David, G. L. (2003). Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *Journal of Biomechanics* 36, pp1159-1168.
- Tylkowski, C.M., Simon, S.R., & Mansour, J.M. (1982). Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. In Nelson, J.P. (Ed.), *Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society* (pp. 89-125), St. Louis, MS: Mosby
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor control of Human movement* 2nd Edition. Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, Inc.
- Zatsiosky, V.M., Selnyanov, V.N.,& Chugunova, L.(1990). In vivo body segment inertia parameters determination using a gamma scanner method. *Biomechanics of Human Movement ; Application in Rehabilitation, Sports and ergonomics*, pp.187-202. Worthington, OH : Bertec corporation.

투 고 일 : 10월 29일

심 사 일 : 11월 4일

심사완료일 : 12월 14일