

스피드 스케이팅 코너웍시 추진국면의 운동학적 분석

김 철 원¹⁾

- 목 차 -	
ABSTRACT	III. 연구결과 및 논의
I. 서 론	1. 시간변인
II. 연구방법	2. 신체중심 변위
1. 피험자	3. 속도변인
2. 실험장비 및 절차	4. 각 국면별 변인간 상호관계
3. 인체모델 및 신체분절자료	IV. 결 론
4. 연구변인 및 자료분석	참고문헌
5. 자료처리	

Kinematic Analysis of Push-off Phase at Corner Work in Speed Skating

Chul-Won, Kim

ABSTRACT

Review of literature indicated that various biomechanical factors can influence speed of center of gravity in speed skating the curves. The purpose of this study was to analyze push-off phase technique during the skating of curves through the film and video analysis with 3 male speed skaters participating the 500-meter races at the 1998 Nagano Winter Olympic Games

The results of temporal variable analysis showed that in the case of different phase, LTO phase and RTO phase made stroke during time for short and strong surpporting phase in the moment of gliding initiation nearly.

The result of displacement illustrated that the interval from left heel take-off until LTD phase maintained nearly consistently each other opposite curve in perpendicular and horizontal direction and the height of center of gravity from right heel take-off moment decreased gradually in the horizontal plane and had a tendency to increase gradually in the perpendicular direction. That is, in the moment push-off right foot height of center of gravity

1) 제주대학교 체육학과 교수

* 이 논문은 1998년도 제주대학교 발전기금 학술연구비에 의해 연구되었다.

decreased, while displacement by sudden push-off force toward push-off direction showed.

The result of velocity indicated that the change of perpendicular velocity showed negatively increasing tendency as phase progress, while horizontal velocity positively increased as phase progress

1. 서론

스피드 스케이팅의 전방 추진 기전은 다른 대표적 이동운동과는 매우 다른 양상을 띤다. 즉 스피드 스케이팅은 보행, 달리기, 아이스하키, 피겨스케이팅 등의 다른 이동수단의 운동과는 현저한 차이점이 있는 데, 스피드 스케이팅에서 추진은 전방으로 향한 글라이딩에 대해 측면으로 추진되는 것이 특징이다. 따라서 전방으로 글라이딩하면서 후방으로 추진하는 것은 불가능하다 (Ingen Schenau, de Boer, & de Groot, 1987; 김철원·류재청, 1994).

이러한 특성을 가진 스케이팅 기법에 대한 연구는 주로 독일과 러시아(Djatschkow, 1977; Hasse, 1954a, 1954b; Krause, 1972; Kuhlow, 1973, 1975, 1980; Nicol, 1974)에서 연구가 시초를 이루고 있지만 이들의 연구는 단순히 움직임에 대한 기술적연구(descriptive)들이었고, Djatschkow(1977)과 Doctorevic(1975)의 연구부터 비로소 스케이팅의 한 스트로크를 여러 국면으로 구분하여 역학적으로 분석하기 시작하였다(김철원, 류재청, 1994).

스피드 스케이팅에 관한 생체역학적 연구들은 일류 스케이팅 선수들을 지도하는 데 중요한 수많은 객관적인 매개변수들을 제공하였다. 한편에서는 마찰력 손실에 영향을 줄 수 있는 몸통 위치, 무릎각도, 슈트, 공기밀도, 기상조건, 신체성분 등을 연구하였고(Ingen Schenau, 1982), 다른 한편에서는 엘리트와 일반 남녀 스케이팅자들을 대상으로 한 기술적 매개변수에 대한 분석을 하였는데(de Boer 등, 1987; Ingen Schenau 등, 1985) 이러한 연구들은 스피드 스케이팅 경기력분석에 매우 중요한 기여를 하였다.

최근에 스피드 스케이팅 문헌을 고찰한 학자들(van Ingen Schenau, de Boer, and de Groot, 1987; de Groot, Hollander, Sargeant, van Ingen Schenau and de Boer, 1987)은 스피드 스케이팅에서 가장 중요한 기술적 매개변수로서 스케이팅의 위치, 추진역학, 스트로크 빈도를 들고 있다. 스케이팅에서 속도는 최소의 마찰력 손실과 최대의 파워 생성간의 균형의 결과라고 할 수 있는데, Ingen Schenau(1982)는 스케이팅의 위치는 마찰 손실과 파워 생성의 잠재력 측면에서 매우 중요하다고 하였다. 선행연구들(de Boer et al., 1986; Ingen Schenau et al., 1985)은 스피드 스케이팅에서 가장 중요한 기술적 요인은 스트로크당 기계적 일의 양이라고 주장한다. 특히 커버링 스케이팅을 할 때는 정확하게 들어 맞는다. 이 스트로크당 일의 양을 결정하는 중요한 매개변수들은 추진 효율성(추진력의 방향), 고관절·무릎관절의 신전속도, 무릎각의 조기 신전등이다. 스트로크 빈도는 주로 속도를 조절하는 데 사용되는 것으로 알려져 있다. 커브에서의 스트로크 빈도는 스케이팅자 마음대로 자유롭게 선택할 수 있는 것이 아니다. 스피드스케이팅의 측면 추진 특성과 스피드스케이팅 경주로의 기하학 때문에 스트로크 빈도는 속도, 스트로크당 일, 곡선의 반경에 의존하는 제약빈도이다.

특히 스트로크당 일의 양은 일정한 경기력 수준에서는 개개인의 차이는 없으며, 주로 추진기술에 의해 좌우된다. 직선주와 달리 곡선주에서 스트로크당 일과 스트로크 빈도는 임의로 변화시킬 수 없는 변인이다. 스피드 스케이팅에서 추진의 역학적 특성을 토대로, 지형적모형(geometric model)을 이용하여 de Boer et al.(1988)은 외적파워와 스트로크 빈도는 스피드와 스트로크당 일 및

커브 반경의 함수임을 밝혔다. 예를들어 이 모형을 적용하면 커브에서 가속을 원하는 경우 스트로크 빈도를 증가하는 대신 이와 비례하여 스트로크당 일에서 증가를 보여야 한다(de Boer et al., 1988)고 보고했다. 결국 스피드 스케이팅의 경기력은 공기와 빙판마찰에 의한 최소한의 파워손실과 외적파워(external power)의 생성에서 최적을 유지한 결과라고 할 수 있다.

선행연구는 일정한 수준의 선수에게는 스트로크당 일의 양은 속도에 관계없이 일정한 특성을 갖는다고 하였다. 아이스 링크의 직선주로를 스케이팅할 때 스케이터는 특정한 파워 출력을 전달하기 위한 스트로크 빈도를 선택할 수 있다. de Boer, Ettema, Gorkum, de Groot, 와 Ingen Schenau(1986b)는 커브 스케이팅시 스트로크 빈도는 스피드, 스트로크당 일 및 커브의 반경에 따라 좌우된다고 하였다. 링크 직선로와는 달리 커브에서의 스트로크 빈도 즉, 힘 생성은 스케이터가 자유롭게 선택할 수 없다. 따라서 상이한 기술 수준의 스케이터들간의 추진역학의 차이는 커브 스피드 스케이팅을 할 때 가장 두드러지게 입증될 것으로 예상할 수 있다.

de Koning et al.(1987)은 3명의 훈련된 스피드 스케이터를 대상으로 상이한 속도에서 추진력을 측정하였다. 연구결과 최고의 추진력과 평균 힘은 다양한 속도에서는 변하지 않았고 스트로크 빈도는 속도가 증가함에 따라서 감소하였음을 보여주었다. 3명의 스피드 스케이터들은 자신들의 속도를 조절할 때 추진력을 변화시키는 것이 아니라 스트로크 빈도를 변화시킨다는 결론을 지었다.

커브에서 스피드스케이팅 기술에 관한 연구는 극히 적은 반면, 커브가 매우 중요한 관점임에도 불구하고 대부분의 연구는 직선주로에서 행해졌다. 직선주로 스피드 스케이팅의 스트로크 역학에 대한 선행연구(Ingen Schenau & Bakker,1980; Ingen Schenau, de Groot,& Hollander,1983); Ingen Schenau et al.,1985; de Boer et al., 1986a)는 엘리트 선수집단을 대상으로 스트로크당 일의 량, 추진기동안 글라이딩의 시간, 무릎신전속도분석 등이 있다. Lier(1975)는 커브시 스피드 스케이팅 기술을 고려한 유일한 실험데이터를 제시하였고, Ingen Schenau(1981)은 추진력 측정, Kuhlow(1976)는 속도변화, Ingen Schenau et al.(1985)은 커브시 스트로크 빈도 등을 연구 보고하였다(김철원·류채청, 1994).

특히 스피드 스케이팅에서 추진시 스피드에 큰 영향을 미칠 수 있는 동작으로 하지의 신전과 관련하여 추진하는 동안 무릎관절이 충분히 신전되지 않는 2회의 억제기(constrained phase)를 갖게 된다. 첫번째 억제기는 무릎이 신전되기 시작하는 국면은 스케이트의 추진후 빙판으로 부터 이지한 후에 나타난다. 관절의 회전운동이 신체중심의 선운동으로의 변화되는 순간의 기전을 이해하면 된다. 스피드 스케이팅에서 추진은 탄도동작(ballistic movement)로 표현할 수 있는데, 이 추진의 목적은 스케이트 날에 대해 신체중심을 가속시키는 데 있다. 추진말기에 이 속도의 차이가 클수록 스트로크당 더 큰 일을 하게 된다. 신체중심의 수평속도성분은 각 관절에서 회전속도를 유발시킬 수 있는 근육을 수축시키므로서 성취가능하며, 달리기와 점핑의 경우를 비하여, 스피드 스케이팅의 추진은 다소 수평위치에서 스케이트와 동체를 유지시키는 필요성 때문에 다소 억제된 자세를 이룬다. 이는 신체중심과 스케이트 사이의 속도차이가 허프(H)와 발목(A)사이 속도차이(VHA)에 의해 결정된다. 그러나 이 속도차이는 무릎이 신전되기 훨씬 전에 최고치에 이르고, 즉 무릎이 일정한 각속도와 비례하여 신전된다.

두번째 억제기는 성격적으로 더 해부학적인 원인이다. 추진기에 각속도는 일정하지 않지만 무릎 신전의 시작은 각속도가 0에서 시작하여 최고치까지 증가하게 되는 데, 완전신전 이전에 각속도는 과신전에 의해 무릎에 상해를 방지하기 위해 0 상태로 감소하게 되는 데 이를 해부학적 억제기(anatomical constraint)라한다. 이 두 억제기를 잘 조정하므로써 역시 추진기에 더 큰 파워를 발생시켜 신체중심의 스피드를 증가할 수 있다(Boer,R.W.de., Ettema,G.J.C., Van Gorkum,H.,de Groot,G., & van Ingen Schenau,G.J.:1987).

이상의 선행연구들을 고찰하여 보면, 스피드 스케이팅에서 커브링 시 신체중심의 스피드와 관련하여 영향을 줄 수 있는 여러 생체역학적 요인이 작용함을 알 수 있었다. 본 연구의 목적은 나가노 동계올림픽에 참가하는 3명의 선수들을 대상으로 한 커브링 추진국면 기술을 비교 및 분석하므로써 더 나은 경기력 향상을 위한 기술을 제공하는 것이다.

II. 연구방법

1. 피험자

본 연구에 참여한 피험자는 나가노 동계올림픽에 참여한 선수 중 결승에 진출한 3명의 선수를 대상으로 하였다.

2. 인체모델 및 신체분절자료(BSP)

인체모델은 신체의 분절들이 19개 관절점에 의해 연결된 강체시스템(Rigid linked body system)으로 정의하고, 머리부분에서는 가상관절로서 코를 포함시켜 방향을 명확히하는 데 이용하였다. 모델의 관절점은 모두 19개<표-2>이고 실제 분절은 14개로 이루어 졌다. 신체 분절 무게중심위치에 대한 인체분절자료는 Yeadon-Kwon(1994)를 이용하였다.

<표-1> 관절점과 디지털타이징순서

순서	관절점	순서	관절점
J1	Reference Point	J12	Right Ankle
J2	Right Hand	J13	Right Knee
J3	Right Wrist	J14	Right Hip
J4	Right Elbow	J15	Left Toe
J5	Right Shoulder	J16	Left Heel
J6	Left Hand	J17	Left Ankle
J7	Left Wrist	J18	Left Hip
J8	Left Elbow	J19	Top of Head
J9	Left Shoulder	J20	Chin & Neck
J10	Right Toe	J21	Nose
J11	Right Heel		

본 변인산출과정에서 사용된 인체측정자료는 Yeadon-Kwon의 결과를 사용하였다. 질량중심의 위치는 분절에 대해 근위단으로 부터의 중심을 의미한다.

〈표-2〉 인체측정자료

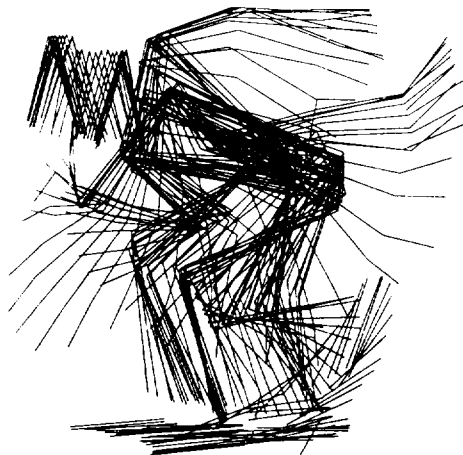
segment	CM(%)	Mass(%)
Upper body	0.00	63.71
Lower body	0.00	36.29
Whole body	0.00	100.00
Trunk	58.46	45.56
R.upperarm	47.76	2.79
R.forearm	43.14	1.77
R.hand	39.09	0.79
L.upperarm	47.76	2.79
L.forearm	43.14	1.77
L.hand	39.29	0.79

3. 디지털라이징 및 처리

촬영된 비디오 필름을 비디오 분석기에서 먼저 Encoding을 한다음 이를 Kwon3D분석 시스템의 순서에 따라 Body modeling(BSP: Yedon-Kwon), Master file(data collection information, Event & Phase definition, Data processing, user angle), Subject file(BSP estimation), Trial file를 각각 작성한 디지털라이징시 분석을 시작하려는 국면을 찾아 초기화(Initialization)시킨 다음 매 프레임마다 관절점의 순서에 따라서 디지털라이징을 하였다. 디지털라이징된 좌표는 매 관절점마다 X,Y의 좌표로서 한 트라이얼의 디지털라이징이 완료되면 자동 파일로 저장되었다.

디지털라이징이 완료된 후 인위적 및 기계적 오차를 줄이기 위해 매 프레임마다의 보간(interpolation)을 시킨다음 본 연구의 분석에 필요한 선변인(변위, 속도, 가속도)과 각변인(각변위, 각속도, 각가속도)을 산출하였다.

분석국면은 〈그림-1〉과 같이 LHT(왼발 뒤꿈치 이지), LTO(왼발 앞꿈치 이지), LTD(왼발 앞꿈치지지), RHT(오른발 뒤꿈치 이지), RTD(오른발 앞꿈치 지지)로 구분하여 분석하였다.



〈그림-1〉 Analysis phases from heel-takeoff to entry

4. 변인산출

디지털타이징 된 좌표를 가지고 인위적 및 기계적 오차의 범위를 줄이기 위해 사용된 저주파 (cut-off frequency)는 6.0Hz에서 필터링 (filtering)은 6차수로 실시하였다.

디지털타이징된 각각의 좌표를 보간시키기 위한 시간간격은 매 프레임당 0.01단위였고, Cubic Spline방법으로 보간하였다.

보간을 실시한 후 속도, 가속도, 신체중심의 위치, 속도, 가속도의 산출 방식은 속도(V_i)의 경우 $V_i = (P_i + 1 - P_{i-1})/2\Delta t$, 가속도 A_i 는 $A_i = (P_{i+1} - 2P_i + P_{i-1})/(\Delta t)^2$, 분절 i 의 중심점 좌표 c_{gi} 는 $c_{gi} = (P_i(1-(\pi/100))) + (D_i \cdot \pi/100) = P_i + (D_i - \pi)\pi/100$ (π = 근위단 분절의 좌표, D_i = 원위단 분절의 좌표)

신체중심 위치, 속도, 가속도 산출 과정에서 전신 무게중심의 위치 CG는

$$CG = \frac{\sum_{i=1}^{14} (c_{gi} \cdot m_i)}{M}$$

CG_i 는 i 번째 분절의 무게중심 위치좌표

m_i 는 전체질량의 백분율로 표시된 i 번째 분절 질량

M 은 백분율로 표시된 분절질량을 합한 전체질량

각운동의 변인 산출은 스타팅 동작 전과정에서 무릎관절과 허벅관절에 대해 각변위를 산출하였고, 산출한 분절 벡터각을 1차미분한 결과 각속도를 각각 산출하였다.

즉 각속도는 $\omega_B = \omega_{B/A} + \omega_A$ 와 같다.

$\omega_{B/A}$: 분절 A에 대한 분절 B의 상대 각속도의 크기

ω_A : 분절A의 관성각속도의 크기

III 연구결과 및 논의

1. 시간변인

코너웍 스트로크동안 추진국면에서 운동학적 분석을 LHT(왼발 뒤꿈치 이지), LTO(왼발 앞꿈치 이지), LTD(왼발 앞꿈치지지), RHT(오른발 뒤꿈치 이지), RTD(오른발 앞꿈치 지지)국면으로 구분하여 분석하였다.

전체 국면에서 평균 소요 시간은 0.5833 ± 0.06 초로서 가장 많은 소요시간을 보인 국면은 LTD(왼발 앞꿈치지지) 국면으로서 0.4 ± 0.044 초의 68.6%를 차지하였고, 이외 국면의 경우는 거의 차이가 없음을 알 수 있다. 본 연구의 분석 초점인 RTO(오른발 앞꿈치 이지)국면의 경우는 LTD(왼발 앞꿈치지지)와 RHT(오른발 뒤꿈치 이지)국면에 이어 두 번째로 소요시간이 적은 것으로 나타났다. 이러한 것은 순간적으로 전방으로 추진하기 위해서 후방으로 최대의 힘을 발휘하는 국면으로서 폭발적인 추진을 하는 국면으로 알려져왔다(de Boer, Ettema, Gorkum, de Groot, 와 Ingen Schenau:1986b).

따라서 다른 국면의 경우는 거의 글라이딩이 이루어 지는 가운데 LTO국면과 RTO 국면에서

스피드 스케이팅 코너웍시 추진국면의 운동학적 분석(김철원)

의 성공적인 추진력을 발휘하는 정도에 따라서 커버링의 성공은 좌우될 수 있기 때문에 이 국면에서는 짧고 강한 지지국면이 필요하다고 볼 수 있다.

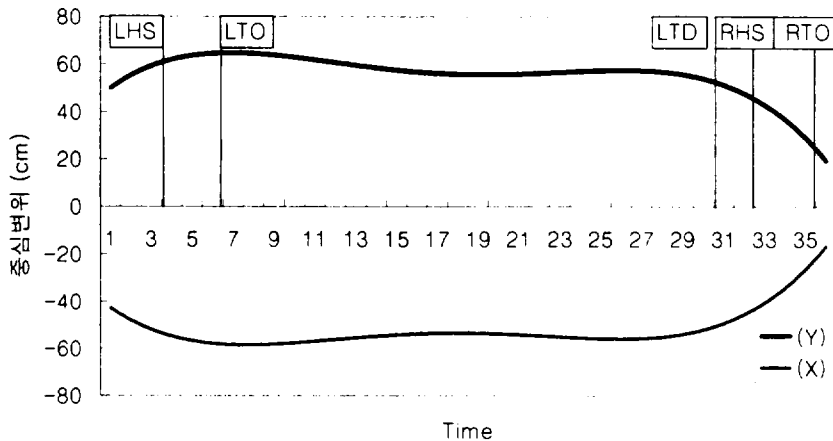
<표-3> Mean temporal variable elapsed in push-off phase for corner work in speed skating (sec, %)

Phase Shbj	LHS(%)	LTO(%)	LTD(%)	RHT(%)	RTO(%)	Total
F.L.D	0.0667(10.5)	0.050(7.9)	0.433(68.5)	0.033(5.2)	0.050(7.9)	0.6333(100)
J.K.S.Y	0.0667(13)	0.033(6.4)	0.350(67.8)	0.033(6.4)	0.033(6.4)	0.5167(100)
S.M.Z	0.0333 (5.6)	0.050(8.3)	0.417(69.5)	0.050(8.3)	0.050(8.3)	0.6(100)
M±SD	0.056±0.019 (9.7)	0.044±0.01 (7.53)	0.4±0.044 (68.6)	0.039±0.01 (6.63)	0.044±0.01 (7.53)	0.5833±0.06 (100)

2. 신체중심 변위

코너웍 스트로크동안 추진국면에서 LHS(왼발 뒤꿈치 이지), LTO(왼발 앞꿈치 이지), LTD(왼발 앞꿈치지지), RHT(오른발 뒤꿈치 이지), RTD(오른발 앞꿈치 지지)동안 스틱 피겨는 <그림-1>과 같고 각 국면별 신체중심의 수평 및 수직변위를 정리한 결과는 <그림-2>와 <표-4>와 같다.

<그림-2>에서 보면 LSH 국면에서부터 RTO 국면까지 추진방향(Y)과 수직방향(X)에서변화를 나타낸 결과를 보면 왼발 왼발 뒤꿈치가 이지한 후 LTD(왼발 앞꿈치 지지)구구면까지는 거의 변화 없이 수직과 수평방향에서 서로 상반된 곡선을 보이다가 오른발 뒤꿈치 이지순간부터 수평면에서 신체중심의 높이는 점차 낮아지는 경향을 보였고, 수직방면에서는 점차 높아지는 경향을 보였다. 즉 오른발로 추진을 하는 순간 신체중심의 높이는 낮아지는 반면 추진방향으로의 급격한 추진력에 의한 변위를 보여주고 있음을 알 수 있다.



<그림-2> Stick figure in push-off phase at corner work in speed skating(F.L.D)

<표-4> Mean COG displacement in push-off phase at corner work in speed skating

(cm)

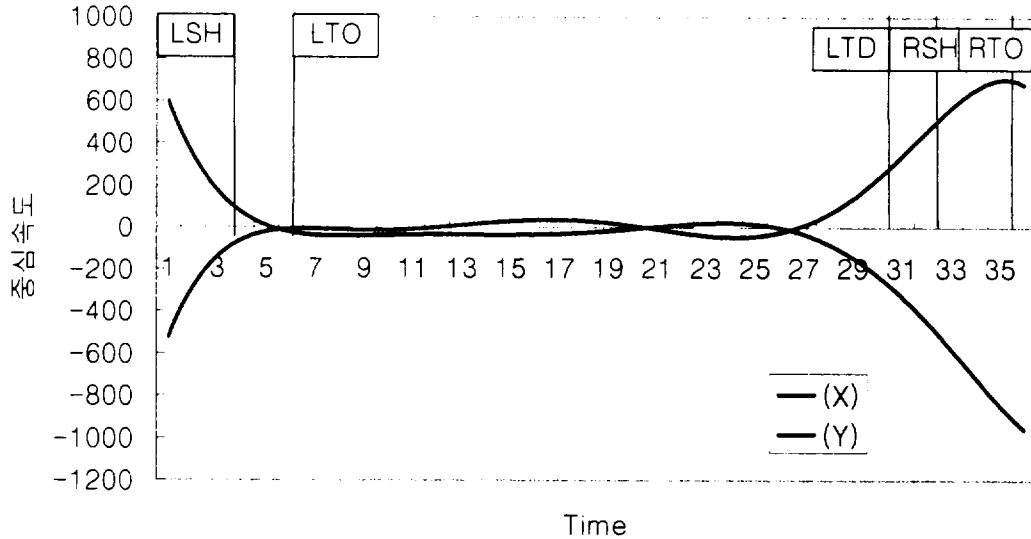
Phase		LHS	LTO	LTD	RHS	RTO
Subj						
F.L.D	X	-60.7	-63.5	-50.5	-51.8	-27.8
	Y	64.9	66.6	62.4	64.4	34.5
J.K.S.Y	X	-47.1	-47.6	-26.9	-13	-12
	Y	57.4	58.1	29.4	12.8	10.26
S.M.Z	X	-56.4	-61.4	-75.3	-59.8	-19.8
	Y	66.4	-61.4	-75.3	-59.8	-19.8
M±SD	X	-54.73±6.95	-57.5±8.64	-50.9±24.20	-7±56.04	-19.87±7.9
	Y	62.9±4.82	64.9±6.13	51.33±18.1	42.13±26.52	19.87±12.89

각 방향에서 신체중심의 변위를 요약한 결과를 보면 LHS 국면에서 평균 수평변위를 보면 62.9±4.82cm, 수직 변위는 -54.73±6.95cm, LTO 국면에서 수평변위는 64.9±6.13cm, 수직 변위의 경우 -57.5±8.64cm, LTD 국면에서 수평변위는 51.33±18.1cm, 수직변위는 -50.9±24.20cm, RHS 국면의 경우 수평변위는 42.13±26.52cm, 수직변위는 -7±56.04cm, RTO 국면에서 수평변위는 19.87±12.89cm, 수직변위는 -19.87±7.9cm로 각각 나타났고, 가장 큰 수평변위를 보인 국면은 LTO 국면과 LHS 국면이었고, 가장 적은 변위를 보인 국면은 추진 직후인 RTO 국면인 것으로 나타났다. 추진 직후 국면인 RTO에서 가장 적은 수평변위를 보인 이유는 추진발이 이지 직후 5프레임까지 디지타이징을 한 결과로 생각된다. 수직변위의 경우는 LSH와 LTO 국면으로서 -54.73±6.95cm, -57.5±8.64cm로서 이러한 수직방향으로의 중심농이의 변화는 추진 직후 다시 한 주기가 되는 국면으로서 다시 추진준비를 하기 위해 신체중심의 수직방향으로 신체 중심이 하방으로 향하는 시점인 것으로 사료된다. 가장 적은 수직변위를 보인 국면은 RHS와 RTO 국면으로서 -7±56.04cm를 나타내었다. 이는 추진한 직후 다시 신체중심이 상방향으로 올라가는 시점으로서 사료된다.

3. 속도변인

수평속도의 경우 추진한 후 회복국면이 되는 LSH 국면에서부터 국면이 진행되는 동안 점차 감소하여 다시 추진이 시작되는 LTD 국면부터 추진이 끝난 RTO 국면까지 급격한 증가현상을 보였다. 수직속도의 경우는 수평속도와 반대로 상반된 증가 및 감소의 현상을 보였다. 강을 수평속도의 경우 가장 큰 속도의 증가를 보인 국면은 추진 직후 국면인 RTO 국면에서 599.43±430.32cm/s, RHS국면의 484.5±344.71cm/s, LTD 국면의 214.13±378.95의 순이었고, 가장 적은 수평속도를 보인 국면은 LHS 국면의 -241.43±43.42cm/s인 것으로 나타났다.

스피드 스케이팅 코너웍시 추진국면의 운동학적 분석(김철원)



<그림-3> Mean COG velocity curve in push-off phase at corner work in speed skating

<표-5> Mean COG velocity in push-off phase at corner work in speed skating

(unit : cm/sec)

Phase		LHS	LTO	LTD	RHS	RTO
Subj	X					
	Y					
F.L.D	X	-265.7	75.1	-78.8	92.1	670.5
	Y	274.4	-99.7	98.2	-102.5	-878.1
J.K.S.Y	X	-191.3	99.4	642.1	622.9	138
	Y	236.5	-107.3	-751.1	-784.6	-84.6
S.M.Z	X	-267.3	15.5	79.1	738.5	989.8
	Y	323.2	-99.5	-77.6	-618.8	-896.1
M±SD	X	-241.43±43.42	63.33±43.17	214.13±378.95	484.5±344.71	599.43±430.32
	Y	278.03±43.46	-102.17±4.45	-243.63±448.52	-501.97±355.74	-563.2±561.08

수직속도의 경우 가장 큰 정적 속도를 보인 국면은 LHS의 $278.03 \pm 43.46 \text{ cm/s}$ 였고, 가장 적은 부적인 수직속도를 보인 국면은 RTO 국면으로서 $-563.2 \pm 561.08 \text{ cm/s}$ 로 나타났다. 즉 수직속도의 변화는 국면이 진전되어 감에 따라서 부적으로 증가하는 양상을 보였고 수평속도의 경우는 국면이 진전되어 감에 따라서 정적인 증가현상을 보였다.

4. 각 국면별 변인간의 상호관계

스케이팅 추진국면동안 운동학적 변인과 시간변인의 상호관계를 알아보기 위해 분석한 결과는 <표-6>과 같다. 도표에서 보면 대체로 상관이 유의한 결과를 보인 변인들 중에 관계가 거의 직선 비례하는 관계는 소수의 피험자를 대상으로 하였기 때문에 사료된다.

〈表-6〉 Correlation matrix among variables in push-off phase at corner work in speed skating

	V ₁	V ₂	V ₃	V ₄	V ₅	V ₆	V ₇	V ₈	V ₉	V ₁₀	V ₁₁	V ₁₂	V ₁₃	V ₁₄	V ₁₅	V ₁₆	V ₁₇	V ₁₈	V ₁₉	V ₂₀	V ₂₁	V ₂₂	V ₂₃	V ₂₄	V ₂₅	
V ₁	1.00																									
V ₂	.50	1.00																								
V ₃	.34	.98	1.00																							
V ₄	.10	.50	.34	1.00																						
V ₅	-.50	1.00	.98	.50	1.00																					
V ₆	-.51	1.00	.99	-.51	1.00	1.00																				
V ₇	.90	.72	.58	.90	.72	.78	1.00																			
V ₈	.49	.98	1.00	.49	.98	.97	.56	1.00																		
V ₉	-.68	-.38	-.51	.68	-.38	.33	-.36	.55	1.00																	
V ₁₀	.76	.92	.84	.76	.92	.95	.98	.81	.05	1.00																
V ₁₁	-.90	.82	.71	.90	.82	-.88	-.96	-.02	.29	.97	1.00															
V ₁₂	-.59	1.00	.99	.59	1.00	1.00	.79	.93	.27	.97	.84	1.00														
V ₁₃	.20	.91	1.00	.20	.91	.97	-.57	-1.00	-.55	.88	.70	.96	1.00													
V ₁₄	.28	.68	.88	.28	.68	.65	.03	.24	.90	.70	.62	.62	.87	1.00												
V ₁₅	.57	-1.00	.99	-.57	-1.00	1.00	.77	.97	.29	-.96	-.88	-1.00	-.97	-.67	1.00											
V ₁₆	.38	.95	.91	.38	.95	.94	.48	.96	.81	.78	.63	.94	.93	.89	.94	1.00										
V ₁₇	.31	-.93	-.98	.31	-.93	.99	.64	.96	.69	-.87	-.75	-.90	-.97	-.71	.90	.92	1.00									
V ₁₈	.83	.82	.75	.83	.82	.89	.95	.73	.12	-.98	-.98	-.80	-.72	.21	.89	.68	.79	1.00								
V ₁₉	.62	-.97	-.92	-.62	-.97	.90	.85	.92	.19	-.97	-.90	-.97	-.53	.90	.89	.90	.90	.90	1.00							
V ₂₀	-.07	-.82	.90	.07	.82	.83	.74	.99	.75	.63	.49	.85	.95	.91	.82	.97	.91	.81	.70	1.00						
V ₂₁	.82	.98	.93	.82	.98	.99	.82	-.94	-.98	.95	.95	.91	.98	.97	-.91	-.81	-.92	-.92	1.00	-.73	1.00					
V ₂₂	.98	-.48	-.78	.98	-.48	.64	.91	.22	-.83	-.77	-.82	-.86	-.24	.34	.46	.14	.36	.84	.96	-.67	-.58	1.00				
V ₂₃	.93	.28	.19	.93	.28	.36	.89	.02	.78	-.62	-.76	-.30	.87	.36	-.02	.16	.78	.47	-.27	-.43	-.43	.96	1.00			
V ₂₄	.91	-.67	.06	.91	-.67	.11	.77	-.12	-.89	-.49	-.69	.66	.66	.11	.21	.05	.93	.25	-.40	-.25	-.25	.93	.92	1.00		
V ₂₅	.85	-.62	.12	.85	-.62	.00	.74	-.14	-.94	-.48	-.61	.82	.82	.01	-.20	-.60	.54	.20	-.42	-.21	-.21	.90	.97	.97	1.00	
M	.08	.08	.01	.08	.08	.21	.63	.24	.45	.96	.79	.87	.26	.91	.92	.94	.95	.93	.7	.98	.69	.69	.69	.67	.67	.56
SD	1.12	1.20	1.34	1.02	1.00	1.12	1.05	1.17	1.45	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46	1.46

V1L-h-s, V2L-t-o, V3L-t-d, V4R-h-s, V5R-t-o (Time elapsed by phases)
 V6L-h-s, V7L-t-o, V8L-t-d, V9R-h-s, V10R-t-o (COG horizontal velocity by phases)
 V11L-h-s, V12L-t-o, V13L-t-d, V14R-h-s, V15R-t-o (COG vertical velocity by phases)
 V16L-h-s, V17L-t-o, V18L-t-d, V19R-h-s, V20R-t-o (COG horizontal displacement by phases)
 V21L-h-s, V22L-t-o, V23L-t-d, V24R-h-s, V25R-t-o (COG vertical displacement by phases)

각 국면별 시간변인과 운동학적 관계를 보면 왼발 발 뒤꿈치 이지(K-h-s)국면의 소요시간과 오른발 이지시 소요시간 변인(V4)과 관계가 $r = -1.00(P < .001)$ 부적으로 거의 직선관계, 왼발 발끝 이지시 신체중심 수직변위(V22)변인과는 $r = .998(P < .05)$ 로 매우 높은 정적인 관계를 보였다. 왼발 발끝 이지시간변인(V2)와 운동학적인 관계에서 오른발 발끝 이지시간변인(V5)과는 $r = 1.00(P < .001)$, 중심수평변인(V6)와는 부적으로 $r = -1.00(P < .05)$ 으로 직선적인 관계를 나타내었다. 왼발 터치다운시간소요(V3)와 오른발 뒤꿈치 이지변인(V8)의 수평속도와 관계는 $r = -1.00$, 왼발 착지변인의 수직속도 성분(V13)과는 $r = 1.00(P < .001)$, 왼발 이지순간 신체중심의 수평변인(V17)과는 $r = -.998(P < .05)$ 로서 거의 직선관계를 보였다. 오른발 이지시간변인(V4)와 왼발 발끝 이지시 신체중심 수직변위와 관계는 $r = -.998(P < .05)$ 로 매우 높은 상관을 보였다. 오른발 발 뒤꿈치 이지시간변인과 왼발 발끝 이지시 신체중심 수직변인과는 $r = -.998(P < .05)$, 오른발 발끝 이지시간변인(V5)와 왼발 뒤꿈치 이지시 신체중심 수평속도변인과는 $r = -1.00(P < .05)$, 왼발 발끝 이지시 신체중심 수직속도(V12)와는 $r = 1.00(P < .05)$, 오른발 발끝 이지시 신체중심변인(V15)과는 $r = -1.00(P < .05)$ 의 높은 상관관계를 보였다.

왼발 뒤꿈치 이지시 신체중심의 수평속도변인(V6)과 왼발 발끝 이지시 수직속도(V12)와는 $r = -1.00(P < .05)$, 오른발 발끝 이지시 신체중심 수직속도변인(V15)와는 $r = 1.00(P < .001)$ 의 매우 높은 부적 및 정적인 상관관계를 보였다. 왼발 발끝 착지시 수평속도변인(V8)과 왼발 발끝 착지시 신체중심 수직속도변인(V13)과는 $r = 1.00(P < .001)$ 로서 직선적으로 비례관계를 보였다. 왼발 뒤꿈치 이지시 신체중심 수직속도변인(V11)과 왼발 발끝 착지시 신체중심 수평변인(V18)과는 $r = -.998(P < .05)$ 로서 매우 높은 부적인 비례관계를 보였다. 왼발 발끝 이지시 신체중심 수직속도변인(V15)과는 $r = -1.00(P < .001)$ 로서 역시 부적으로 직선적인 비례관계를 보였다. 오른발 뒤꿈치 이지시 신체중심 수평변위 변인(V19)와 왼발 뒤꿈치 이지시 신체중심 수직변위(V21)과는 $r = -1.00(P < .001)$ 로서 부적으로 직선적인 비례관계를 보였다.

각각의 변인과 상관관계를 분석한 결과를 종합 정리하면 대체로 시간변인과 관련하여 중심의 수직 및 수평속도와 수직 및 수평 변위에서 각 국면별 상관관계가 부적이든 정적이든 높은 경향을 보이고 있는 것으로 나타났다. 분석 결과 거의 직선적인 관계를 보인 원인은 적은 수의 피험자로 인한 결과로 사료되지만, 전체적인 상관관계 경향은 동일하기 때문에 추진시 각 국면별 시간의 소요를 적절히 조절하므로써 운동학적인 변인을 조절가능하다 볼 수 있다.

N. 결 론

본 연구는 스피드 스케이팅에서 커브링시 신체중심의 스피드와 관련하여 영향을 줄 수 있는 여러 생체역학적 요인중에서 커브링 추진국면의 운동학적 변인들을 중심으로 세계 정상급 선수들을 대상으로 영상분석을 통해 커브링 추진기술을 분석하기 위해 착수하였다.

1. 시간 변인을 분석한 결과, 다른 국면의 경우는 거의 글라이딩이 이루어 지는 가운데 LTO 국면과 RTO 국면에서의 짧고 강한 지지국면을 위한 시간동안 스트로크가 이루어 졌다.
2. 변위의 경우 왼발 왼발 뒤꿈치가 이지한 후 LTD(왼발 앞꿈치 지지)국면까지는 거의 변화 없이 수직과 수평방향에서 서로 상반된 곡선을 보이다가 오른발 뒤꿈치 이지순간부터 수평면에서 신체중심의 높이는 점차 낮아지는 경향을 보였고, 수직방향에서는 점차 높아지는 경향을 보였다. 즉 오른발로 추진을 하는 순간 신체중심의 높이는 낮아지는 반면 추진방향으로의 급격한 추진력에 의한 변위를 나타냈다.

3. 속도의 경우에서 수직속도 변화는 국면이 진전되어 감에 따라서 부적으로 증가하는 양상을 보였고 수평속도의 경우는 국면이 진전되어 감에 따라서 정적인 증가현상을 보였다.

참 고 문 헌

- Aleshinsky, S.Y.(1986a). An energy "source" and "fractions" approach to the mechanical energy expenditure problem-I. Basic concepts, descriptions of the model, analysis of a one-link system movement. *Journal of Biomechanics*, 19, 287-293.
- Aleshinsky, S.Y.(1986b). An energy "source" and "fractions" approach to the mechanical energy expenditure problem-II. Movement of the multi-link chain model. *Journal of Biomechanics*, 19, 295-300.
- Bottert,M.F., Huijing,P.A., & Van Ingen Schenau,G.J.(1986a). A model of human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, 11:887-898.
- Bottert,M.F., Huijing,P.A., & Van Ingen Schenau,G.J.(1986b). An estimation of power output and work done by human triceps surae muscle -tendon complex in jumping. *Journal of Biomechanics*, 11:899-906.
- Bottert,M.F.& Van Ingen Schenau,G.J.(in press). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*.
- Boer,R.W.de.(1986). Training and technique in speed skating. Thesis, Free University press, Amsterdam.
- Boer, R.W. de, Schermerhorn,P., Gademan,J., de Groot,G., & Ingen Schenau,G.J. Van(1986a). Characteristic stroke mechanics between elite and trained male speed skaters. *International Journal of Sports Biomechanics*, 2:175-185.
- Boer, R.W.de, Ettema, G.J.C., Gorkum,H.Van,de Groot., & Ingen Schenau, G.J. Van(1986b). A geometric model of speed skating the curves. Manuscript accepted for publication in *Journal of Biomechanics*.
- Boer,R.W.de., Ettema,G.J.C., Van Gorkum,H.,de Groot,G., & van Ingen Schenau,G.J.(1987). Biomechanical aspects of push-off techniques in speed skating the curves. *International Journal of Sports Biomechanics*, 3:69-79.
- Boer,R.W.de, Cabri,J., Vaes, W., Clarijs, J.P., Hollander, A.P., de Groot, G., & van Ingen Schenau,G.J.(in press). Moment of force, Power and muscle coordination in speed skating. *Internal Journal of sports Medicine*.
- Boer de and Nilsen K.L.(1989). Work per stroke and stroke frequency regulation in olympic speed skating. *International Journal of Sport Biomechanics* JSB 5, 135-150.
- Buttinga Wichers,J.van(1988). Schaatsenrijden, Den Haag:Kremer.
- Delnoij, R., de Groot,G., de Boer,R.W., & van Ingen Schenau, G.J.(1987). Refinements on the determination of power output during speed skating. In B. Jonsson(ED), *Biomechanics X-B*:691-694. Champaign,IL : Human Kinetics.
- Cavanaga,G.A., Komarek,L., & Mazzoleni,S.(1971). The mechanics of sprint running. *Journal of Physiology*, 217, 709-721.
- Goodfellow, A.R.(1981). *The skating science. The factbook of skating*. Tuscon, AZ: A. & T. Goodfellow.
- Groot,G. de, Boer,R.W.de, & Ingen Schenau, G.J.van.(1985). Power output during cycling and speedskating. In D.A. Winter, R.W.Norman, R.P.Wells, K.C.Hayes, & A.E.Patla(EDs),

- Biomechanics IX-B(555-559. Champaign, IL:Human Kinetics.
- Groot,G. de, Schreurs,A.W., & Ingen Schenau,G.J.van.(1983). A portable lightweight Douglas bag instrument for use during various types of exercise. *International Journal of Sports Medicine*,4,132-134.
- Ingen Schenau, G.J. Van(1981). A power balance applied to speed skating. (Doctoral dissertation, Free Univ.,Amsterdam.
- Ingen Schenau, G.J. Van(1982). The influence of air friction in speed skating. *Journal of Biomechanics*, 15:449-458.
- Ingen Schenau, G.J. Van, & Bakker, K.(1980). A biomechanical model of speed skating. *Journal of Human Movement Studies*, 6:1-18.
- Ingen Schenau, G.J. Van, de Groot, G.,& de Boer, R.W.(1985). The control of speed in elite female speed skaters. *Journal of Biomechanics*, 18:91-96.
- Ingen Schenau, G.J. Van, de Groot,G.,& Hollander, A.P.(1983). Some technical, Physiological and anthropometrical aspects of speed skating. *European Journal of applied Physiology*, 50:343-354.
- Kobayashi, T.(1975). Studies of the properties of the ice in speed skating rinks. *Ashrae Journal*, 15:51-56.
- Koning,J.J.de, de Boer, R.W., de Groot,G., & van Ingen Schenau,G.J.(1987). Push-off force in speed skating. *International Journal of Sports Biomechanics*, 3:103-109.
- Crause, O.P.(1972). New data on the phasic structure of speed skating. *Theory and practice of physical culture*, 3:15-18.
- Kuhlow, A.(1976). Running economy in long distance speed skating. In P.V.Komi(ED.), *Biomechanics V-B, International series on Biomechanics, Vol. 1B*, 291-298. Baltimore:University Park Press.
- lees, A.(1980). An optimized film analysis method based on finite difference techniques. *Journal of Human Movement Studies*, 6:165-180.
- Lier,A.(1975). Fraskyvsstrukuren i hurtiglop pa skoyter. Norges idretshogskole, NIHNORA, Oslo,37.
- Nicol, K.(1974). Computerized method for determination of ice skating velocity. In R.C. Nelson & C.A. Morehouse(EDS), *Biomechanics IV:251-258*). Baltimore: Univ. Park Press.
- Stromme,S.B., Ingjer,F., & Meen,H.D.(1977). Assessment of maximal aerobic power in specifically trained athletes. *Journal of Applied Physiology*, 42,833-837.
- Winter, D.A.(1979). *Biomechanics of Human Movement*. New York:Wiley.