



한국운동역학회지, 2003, 제13권 3호, pp. 311-325
Korean Journal of Sport Biomechanics
2003, Vol. 13, No. 3, pp. 311-325

스포츠에어로빅스 팔착지 동작의 연계관절 각도와 모멘트분석

유 실* (한양여자대학)

ABSTRACT

Analysis of connecting joint angle and moment in arm landing action in Sports Aerobics

Yoo Sil* (Hanyang Women's College)

S. Yoo. Analysis of connecting joint angle and moment in arm landing action in Sports Aerobics. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 13, No. 3, pp. 333-325, 2003. A relation between the movement range of arms and arising moment has been studied to find out efficient movement range to minimize impact concerning arm landing in sports aerobics. Four male athletes who won top three in national-level sports aerobics competition were chosen for the experiment. They were allowed to jump in between two force platform so that the right hand and the right leg could land onto the front and rear force platform, respectively. The sampling frequency was 200 Hz.

The main conclusions based on the analysis of the angle and joint moment parameters of wrist, elbow, and shoulder are as follows:

1. The wrist moment was small when its angle was small, indicating that the dorsi-flexion of

이 논문은 2003년도 한양여자대학 교내연구비에 의해 연구된 것임
2003년 12월 21일(화) 접수

* Corresponding author, 조교수, 서울시 성동구 행당동 17번지 한양여자대학 사회체육과
연락처 : yoosil@hywoman.ac.kr, Tel : 02-2290-2434

- the wrist joint offered a positive influence to reduce wrist moment.
2. The elbow angle increased as wrist angle decreased and vice versa. This means that the movement range of the wrist joint affects that of the elbow joint. The dorsi-flexion of the wrist is the position to absorb the impact of the elbow effectively rather than to absorb the impact of the wrist itself. The impact is absorbed by the flexion of wrist joint rather than the wrist.
 3. The degree of moment transfer of the shoulder joint, having absorbed the impact from the elbow and elbow joint, became dependent on the efficiency of the fore-joints impact absorption.

KEY WORDS : WRIST, ELBOW, SHOULDER, DORSI-FLEXION,

I. 서 론

일반적인 점프의 발착지 동작과는 달리 팔과 다리로 착지하는 스포츠에어로빅스의 팔착지 동작은 경기 중 점프는 독립적으로 실시되거나 다른 동작과 연결하여 고난이도의 동작으로 수행될 수 있는데, 높이 점프하여 공중에서 팔과 다리를 크게 움직여 시각적 효과를 크게 하기 때문에 사용 빈도가 매우 높으며, 점프동작의 연습이나 실제 경기 중에 운동상해가 발생할 수 있다.

운동시 상해의 유발은 큰 충격에 의한 상해(macrotraumatic)와 반복적인 작은 충격에 의한 상해(microtraumatic)로 구분할 수 있는데 전자는 일순간의 충격으로 유발되는 상해를 의미하며, 후자는 달리기와 같이 적은 부하지만 지속적이고 반복적으로 충격을 주어 유발되는 상해를 의미한다. 스포츠 에어로빅스 선수들은 충격량이 큰 운동을 반복적으로 연습을 하기 때문에 두 가지 경우가 모두 해당된다고 할 수 있다.

운동시 일반적으로 충격흡수와 관련된 부분들은 근육과 뼈 그리고 관절의 점액성(viscoelastic) 성분인 반월판(meniscus), 연골(articular cartilage), 추간원판(intervertebral discs)등으로 알려지고 있지만 관절의 점액성 성분들은 큰 충격량으로부터 신체를 보호하는데 매우 작은 역할을 할뿐이다. 이러한 운동 중에 발생하는 충격량을 조절하고 견디는 가장 효과적인 수단은 관절 운동을 통한 신체 자체의 변화에 의한 것이며, 따라서 충격이 수반되는 운동을 수행할 때 신체에 미치는 충격량의 효과를 연구하기 위해서는 신체 분절과 관절의 역학적 요인을 분석하는 것이 매우 중요한 일이다(Collins와 Whittle, 1989).

일반적인 발의 착지기술과 관련된 연구로서 DeVita와 Skelly(1992)의 두 가지 타입의 착지(soft, stiff) 동작 연구에서는 발목관절의 에너지 흡수기여도가 연착지에서 37%, 강착지에서 50%로 나타났는데, 강착지시 발목관절의 에너지 흡수율이 증가하는 이유는 고관절·무릎신근의 기여도가 감소하는 것과 관련이 있다고 하여 연착지가 발목관절의 충격흡수율을 줄일 수 있다고 보고하고 있다. Zhang(1996)은 3단계(0.32m, 0.62m, 1.03m)의 다른 높이에서 3가지 기술(soft, normal, stiff)을 이용한 착지동작을 분석하였는데 다리관절의 강착지 기술 일 수록 운동범위가 감소하고, 낙하 높이가 증가하며 운동범위가 증가하였다고 보고하였다.

그러나 본 연구에서 다루고자하는 팔착지 동작은 일반적인 다리를 이용한 착지보다 큰 충격이 팔에 발생하는 착지방법이며(유실 2002) 스포츠에어로빅스 현장에서 빈번하게 실시되고있는 기술로서 효과적인 운동범위에 대한 정보가 필요하리라 생각된다.

따라서 본 연구에서는 스포츠에어로빅스의 팔착지시 최소 충격효과를 유도할 수 있는 효율적인 운동범위를 제시할 수 있는 기초연구로서 팔의 연계관절의 운동범위와 이때 발생하는 모멘트와의 관계를 분석하였으며, 팔착지 동작의 특성을 고려하여 시상면에서 관찰되는 내용만을 분석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상은 스포츠에어로빅스 전국규모대회 3위 이내 입상실적이 있는 남자선수 4명으로 하였다.

표 1 . 연구 대상자의 신체적 특성

대상자	구분	신장(cm)	체중(kg)	운동경력
A		170.4	60.2	3년이상
B		167.2	57.1	
C		172.7	66.6	
D		170.5	61.4	

2. 실험설치 및 절차

본 연구의 팔착지 동작을 촬영하기 위해서 2대의 고속 비디오 카메라(Peak Performance HSC 180-NM)를 사용하였으며 DLT방법을 이용하여 3차원 좌표를 산출하기 위해 높이 2m, 길이2m, 폭 1m의 직사각형의 통제점(V-TEK)틀을 조립하여 사용하였다. 2대의 지면 반력기(AMTI ORG 6-3)를 1.24m 간격으로 설치하여 점프 후 착지시의 지면반력을 측정(200Hz)하였으며, 지면반력 자료는 대상자가 지면반력기 앞에서 점프한 후 지면반력기 위로 착지하기 시작하는 순간부터 착지가 완료되는 시점까지의 데이터를 받아들여 컴퓨터에 파일로 저장한 후 Kwon GRF version 1.0(Kwon, 1994) 프로그램을 이용하여 분석하였다. 본 동작은 좌우대칭을 가정하여 대상자의 오른쪽 면만을 분석하였다. 따라서 인체의 오른쪽 12개의 관절점에 마커(marker)를 부착하였다. 각 분절의 무게 중심과 무게 중심의 위치를 구하기 위한 신체분절계수(body segment parameter)는 Plagenhoef(1983) 등의 자료들을 이용하였다. 2대의 비디오 카메라에서 얻은 정보를 3차 스플라인 함수(cubic spline function)를 이용하여 0.005초 간격으로 보간(interpolation)하여 동조(synchronization)하였고, Butterworth의 2nd order 저역통과 필터(low-pass filter)를 사용하여 스무딩 하였다. 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 6Hz로 설정하였다(McNitt-Gray 외, 1994). 피험자의 동작 수행에 있어서 두 대의 지면 반력기 사이에서 점프하여 오른손이 앞쪽의 반력기 위에, 오른발이 뒷쪽의 지면반력기 위에 착지하도록 하였다. 영상분석은 Kwon(1993)이 개발한 KWON 3D 2.1을 이용하였다.

3. 자료분석 및 운동역학적 변인산출

본 연구의 자료 처리는 Kwon 3D 영상분석 프로그램과 Kwon GRF version 1.0을 이용하여 손목, 팔꿈치, 어깨관절의 각도변인과 지면반력을 산출하였으며, Lab View로 프로그래밍하여 축변환 후 관절모멘트를 계산하였다.

1) 축변환(Coordinate transformation)

위에서 산출한 3차원 공간좌표는 관성좌표계의 원점을 기준으로 산출된 좌표이기 때문에 손목관절과 팔꿈치 및 어깨관절의 운동을 표현하는데 적절치 못하여 새로운 지역좌표계로 변환시켰다. 따라서 본 연구의 목적에 맞게 전역좌표계(R1) 외에 지역좌표계(R2:손목관절중심 좌표계, R3: 팔꿈치관절중심 좌표계, R4:어깨관절중심 좌표계)를 사용하였으며, R1은 지면반력기의 원점과 일치시키고, R2, R3, R4는 다음과 같이 구하였다.

(1) R2 좌표계의 정의

Zh : 손분절의 단위벡터(기시방향)

Xh' : 전완분절의 벡터(기시방향)와 Zh 를 cross product하여 임시 Xh 축 즉 Xh' 를 구하였다.

Yh : Zh 와 Xh' 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

Xh : Yh 와 Zh 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

(2) R3 좌표계의 정의

Zf : 전완분절의 단위벡터(기시방향)

Xf' : 상완분절의 벡터(기시방향) Zu 와 Zf 를 cross product하여 임시 Xf 축 즉 Xf' 를 구하였다.

Yf : Zf 와 Xf' 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

Xf : Yf 와 Zf 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

(3) R4 좌표계의 정의

Zu : 상완분절의 단위벡터(기시방향)

Xu' : 본 연구의 동작은 좌우 대칭을 가정하며 X축에 대하여 평행하므로 관성좌표계의 X축을 임시의 Xu 축 즉 Xu' 로 하였다.

Yu : Zu 와 Xu' 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

Xu : Yu 와 Zu 를 cross product하여 단위벡터를 구하였다.

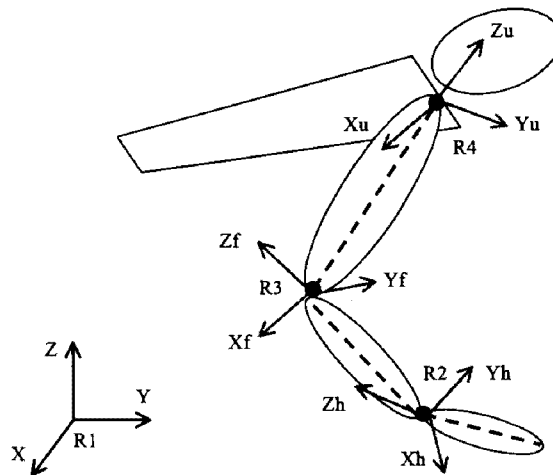


그림 1. 지역좌표계

(4) 축변환(Axis transformation)

두 개의 좌표간의 상대적 회전(relative rotation)을 계산하기 위하여 오일러각(Euler's angle)과 카단각(Cardan angle)이 가장 많이 쓰이고 있는데, 본 연구에서는 카단각을 사용하였으며, 두 좌표계의 각 단위벡터 사이의 상대적 위치를 구하기 위한 회전변환 행렬(rotational transformation matrix)을

산출하여 새로운 좌표계를 구성하였다.

2) 각도변인

본 연구의 각도변인은 손목관절, 팔꿈치관절, 어깨관절의 상대각도로서 다음공식에 의하여 산출하였다. 두 벡터 \vec{U}, \vec{V} 가 각각 $\vec{U}=(X_i, Y_i, Z_i)$ 와 $\vec{V}=(X_j, Y_j, Z_j)$ 일 때 두 벡터가 이루는 내적의 각 θ 는 다음과 같다. 또한 이들 각의 정의는 다음과 같다.

$$\theta = \arccos\left(\frac{\vec{U} \cdot \vec{V}}{|\vec{U}| \cdot |\vec{V}|}\right)$$

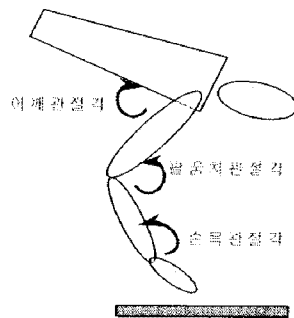


그림 2. 각의 정의

3) 관절 모멘트

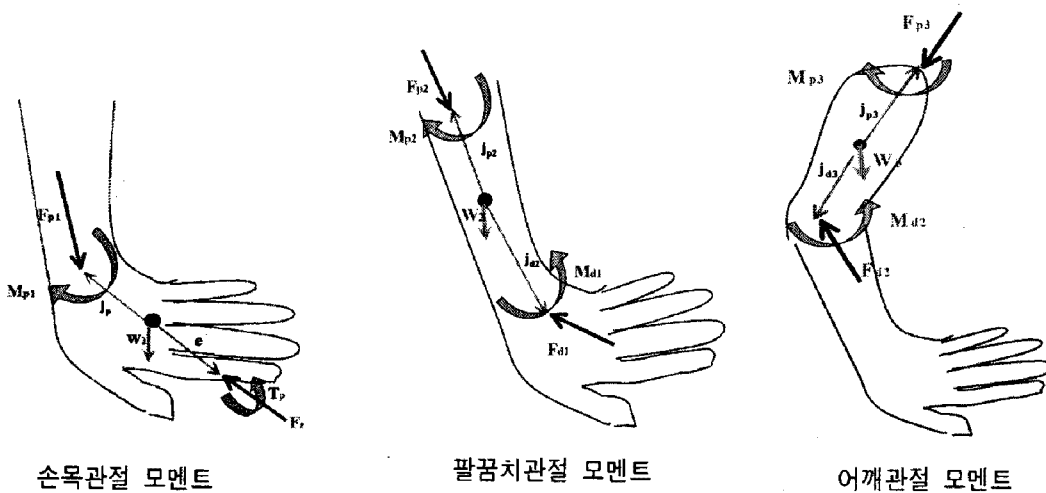


그림 3. 관절모멘트

(1) 손목관절 모멘트

F_E (additional external force) : 지면반력

F_{p1} : 손분절의 근위단에 작용하는 힘

M_{p1} : 손목관절에서 손분절에 작용하는 모멘트

W_1 : 손의 무게

j_{p1} : 손분절의 중심에서 손목관절을 향한 vector

e : 손의 중심에서 압력점(Ground COP)을 향한 vector

T_F : 지면접지시 발생하는 비틀리는 힘

\dot{H}_1 : 손분절의 각운동량 H_1 를 미분하여 구함

$$H_1 = I_1 \cdot \omega_1, \quad \dot{H}_1 = I_1 \cdot \dot{\omega}_1$$

$$\sum M = j_{p1} \times F_{p1} + M_{p1} + e \times F_E + T_F = \dot{H}_1$$

$$M_{p1} = \dot{H}_1 - j_{p1} \times F_{p1} - e \times F_E - T_F$$

(2) 팔꿈치관절 모멘트

F_{p2} : 전완의 근위단에 작용하는 힘

F_{d2} : 전완의 원위단에 작용하는 힘

M_{p2} : 팔꿈치관절에서 전완에 작용하는 모멘트

M_{d2} : 손목관절에서 전완에 작용하는 모멘트 ($M_{d2} = -M_{p1}$)

W_2 : 전완의 무게

j_{p2} : 전완의 중심에서 팔꿈치관절을 향한 vector

j_{d2} : 전완의 중심에서 손목관절을 향한 vector

\dot{H}_2 : 전완의 각운동량 H_2 를 미분하여 구함

$$H_2 = I_2 \cdot \omega_2, \quad \dot{H}_2 = I_2 \cdot \dot{\omega}_2$$

$$\sum M = j_{p2} \times F_{p2} + M_{p2} + j_{d2} \times F_{d2} + M_{d2} = \dot{H}_2$$

$$M_{p2} = \dot{H}_2 - j_{p2} \times F_{p2} - j_{d2} \times F_{d2} - M_{d2}$$

(3) 어깨관절 모멘트

F_{p3} : 상완의 근위단에 작용하는 힘

F_{d3} : 상완의 원위단에 작용하는 힘

M_{p3} : 어깨관절에서 상완에 작용하는 모멘트

M_{d3} : 팔꿈치관절에서 상완에 작용하는 모멘트 ($M_{d3} = -M_{p2}$)

W_3 : 상완의 무게

j_{p3} : 상완의 중심에서 어깨관절을 향한 vector

j_{d3} : 상완의 중심에서 팔꿈치관절을 향한 vector

\dot{H}_3 : 상완의 각운동량 H_3 를 미분하여 구함

$$H_3 = I_3 \cdot \omega_3, \quad \dot{H}_3 = I_3 \cdot \dot{\omega}_3$$

$$\Sigma M = j_{p3} \times F_{p3} + M_{p3} + j_{d3} \times F_{d3} + M_{d3} = \dot{H}_3$$

$$M_{p3} = \dot{H}_3 - j_{p3} \times F_{p3} - j_{d3} \times F_{d3} - M_{d3}$$

III. 결과 및 논의

본 연구는 스포츠에어로빅스의 팔착지시 팔의 운동범위와 이때 발생하는 모멘트와의 관계를 분석하는데 있다. 본 연구의 결과와 논의는 손목, 팔꿈치, 어깨관절의 각도변인과 관절모멘트변인으로서 그 결과는 다음과 같다.

1. 손목관절의 각도와 모멘트

본 연구에서 손목관절은 각도가 작을수록 배측굴곡을, 값이 클수록 저측굴곡(신전)하는 것을 의미한다. 모멘트 값은 피험자 상호간에 비교를 위해서 각 대상자의 체중으로 나누어 자료를 표준화하였다.

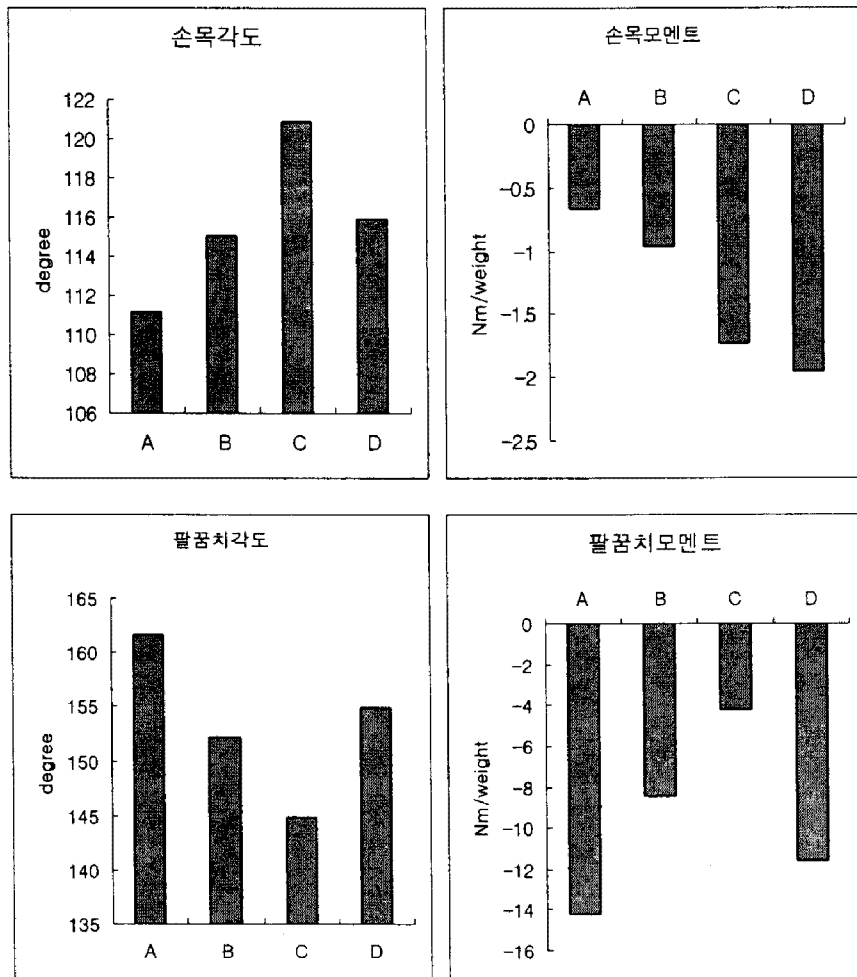
다음의 <표 2> 는 지면착지시 최대충격이 일어나는 순간 손목관절의 각도와 모멘트이다.

표 2. 손목관절의 각도와 모멘트

대상자	구분	손목각도(degree)	손목모멘트(Nm)/weight	최대충격력(N/weight)
A		111.11	-0.66	45.32
B		115.07	-0.96	43.07
C		120.81	-1.73	39.74
D		115.91	-1.96	47.73

<표 2>에 나타난 바와 같이 손목각도가 가장 작은 A의 경우 손목모멘트도 가장 작게 발생하였다. 또한 손목각도가 상대적으로 큰 C와 D의 경우 손목모멘트도 큰 값을 보이고 있다. 이것은 팔착지시 손목각도가 작을 때 손목의 모멘트가 작게 발생한다는 것을 의미하는 것으로 손목관절의 배측굴곡이 손목모멘트를 줄이는데 긍정적인 영향을 보이는 것으로 나타났다.

<그림 4>에서 볼 수 있듯이 손목관절 모멘트는 음의 값으로서 착지 이후 전 구간에 걸쳐 신전근 즉, 저축굴곡을 발생시키는 모멘트가 발생하였다. 팔착지시 지면접촉과 동시에 손목관절의 배측굴곡을 통제하는 신근모멘트가 발생한 것은 관절의 각도변화와 반대로 근육이 수축하는 이심성 수축 (eccentric contraction)의 결과이다. 이것은 착지할 때 신체의 무게 중심이 과도하게 아래로 떨어지는 것을 막기 위한 자연스런 기전이며 이에 의해 손목관절의 배측굴곡이 조절된다. 그림에서 보듯이 손목각도가 작은 A의 손목모멘트가 가장 작게 발생한 것을 알 수 있다. 한편 D의 경우 A의 3배에 이르는 손목모멘트가 발생하였다. 이것을 일반적인 두발착지 동작인 Zhang (1996)의 연구와 비교해 보면 103m의 높이에서 착지하였을 때 발목에 발생한 모멘트(AM2)가 7.59(Nm/Kg)로 손목관절이 착지관절이 아닌 점을 고려해 비교해 볼 때 상대적으로 큰 모멘트 값이 작용되었음을 알 수 있다.



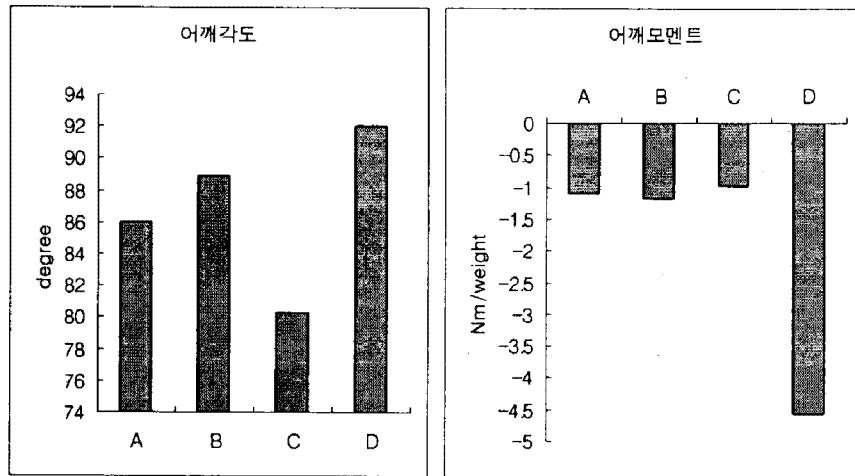


그림 4. 팔착지시 각관절의 각도와 모멘트

착지시 관절에 작용하는 힘이 커지면 관절모멘트가 커지게 되고 이것은 곧 관절에 큰 부하로 작용하게 된다. 모멘트가 크면 상해를 당할 확률이 커지느냐의 문제에 대해서 Hamill(1995)은 모멘트가 크더라도 안전지대에 있으면 괜찮지만 안전지대를 벗어나 상해지대에 접어들면 상해를 당할 확률이 커질 수 있으며, 이 두 지대를 구분하는 것은 뼈의 역학적 특성과 관절 주변의 근육 및 인대 등에 의해 좌우된다고 하였는데 이러한 점을 고려해 보면 본 연구 중 C와 D에서 발생한 손목관절의 모멘트 값이 상해 위험이 높을 것으로 생각된다.

2. 팔꿈치관절의 각도와 모멘트

다음의 <표 3> 은 지면착지시 최대충격이 일어나는 순간 팔꿈치각도와 모멘트이다.

표 3. 팔꿈치관절의 각도와 모멘트

대상자	구분	팔꿈치각도(degree)	팔꿈치모멘트(Nm)/weight
A		161.63	-14.21
B		152.23	-8.43
C		144.73	-4.24
D		154.83	-11.59

팔꿈치각도는 손목관절의 각도크기와 반대로 C가 가장 작고 A가 가장 크게 나타났다. 그러나 각도와 모멘트의 관계는 손목관절에서와 유사한 패턴으로 팔꿈치각도가 가장 작은 C에서 모멘트도 가장 작은 값을 보였으며, 각도가 가장 큰 A에서 모멘트 역시 큰 값을 보였다.

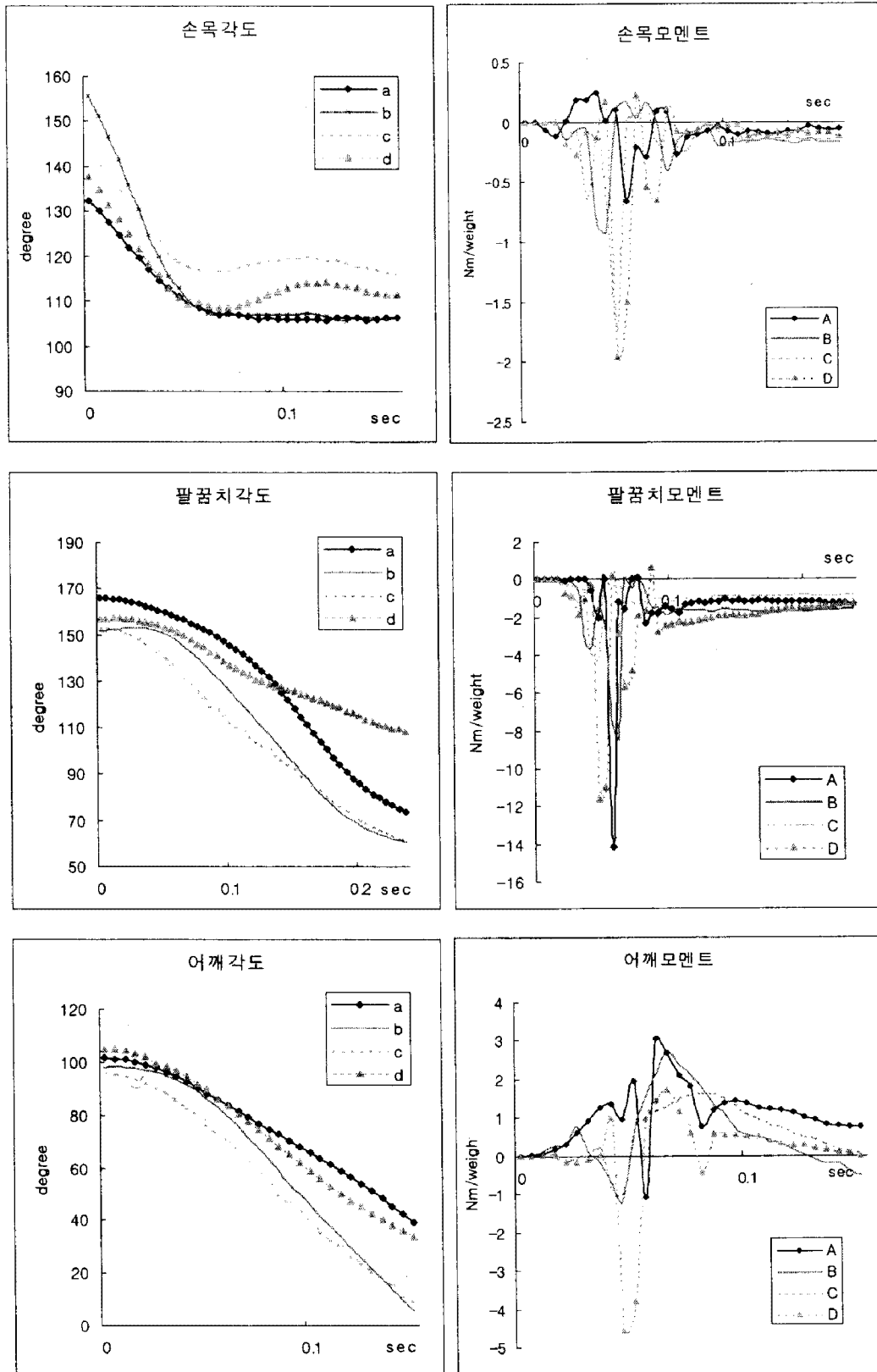


그림 5. 팔착지 동작의 각관절 각도와 모멘트 곡선

<그림 4> 에 나타난바와 같이 팔꿈치모멘트 값이 음의 값으로 나타난 것은 손목관절의 결과와 유사하게 전구간에서 신전근인 상완삼두근이 활동했음을 의미한다. 착지시 무게중심이 급격히 아래로 이동하는 동안 상지관절의 붕괴를 막기 위해서 각관절에서 상반되는 신전근들이 작용하여 아래방향으로의 속도를 감소시켜야한다. 신전근의 작용에 의하여 발생하는 모멘트는 이심성 수축을 발생시켜 골격계에 작용하는 운동에너지를 흡수하여 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 멈추게 한다(Devita와 Skelly, 1992). 여기에서 발생된 모멘트는 착지초반에는 팔꿈치가 구부러지는 양을 조절하며, 착지 후반에는 팔꿈치를 버텨주는 이심성 활동을 한다. 그림에서 보듯이 팔꿈치각도가 작은 C의 모멘트가 가장 작게 발생한 것을 알 수 있다. 또한 A의 경우 C의 3배에 이르는 모멘트가 발생하였다.

손목과 팔꿈치관절의 각도크기가 상반되게 나타난 것은 착지시 손목각도가 작을 때 팔꿈치각도는 상대적으로 커지고, 반대로 손목각도가 클 때 팔꿈치각도가 작은 것으로 손목관절의 운동범위가 팔꿈치관절의 운동범위에 영향을 미치고 있음을 의미한다. 따라서 손목모멘트가 작게 발생할 때 팔꿈치모멘트가 크게 발생하였고, 이와 반대로 손목모멘트가 크게 발생할 때 팔꿈치모멘트가 작은 것으로 나타났다. 이것은 앞의 서론에서 언급한 DeVita와 Skelly(1992)의 연구결과에서 발목관절의 에너지 흡수율이 증가할 때 무릎신근의 기여도가 감소 한다는 내용과 일치한다고 할 수 있으며 팔착지시 손목관절과 팔꿈치관절의 운동범위와 충격흡수에 대한 중요한 정보로 활용될 수 있으리라 사료된다. 즉 착지시 발생하는 충격흡수의 적절한 안배를 위해서 손목관절과 팔꿈치관절의 운동범위와 모멘트 발생의 관계를 이해하는 것은 매우 중요하다. 그 동안 현장에서 선수들이 팔목관절에 운동상해가 빈번히 일어났다는 것은 착지시 손목관절을 충분히 굴곡하지 않고 버팀으로써 오히려 큰 충격이 팔목에 가해진 것이라 생각된다. 손목관절을 굴곡하지 않고 버티는 자세로 착지할 경우 연계관절인 팔꿈치 관절이 상대적으로 많이 굴곡하게 되는데, 해부학 적으로 굴곡이 최대효율로 작용하는 것은 팔꿈치가 90°로 굴곡 했을 때(신문규 등, 1994)이지만, 팔착지 동작에서는 팔꿈치가 어느 범위 이상 굴곡하게 되면 오히려 버티는 능력이 감소되어 효율적인 충격흡수가 일어나지 않는 것으로 생각된다. 즉 손목관절의 배측굴곡은 손목자체의 충격흡수보다는 팔꿈치관절의 효율적인 충격흡수를 위한 자세를 위해서이며, 손목보다 근과 골격이 발달한 팔꿈치관절의 굴곡을 통하여 충격을 흡수하여야 한다. 이를 토대로 세관절의 모멘트 값을 <그림 7>에서 비교해 볼 때 A와 B의 경우가 C와 D 보다 효율적인 착지 자세라 생각된다.

3. 어깨관절의 각도와 모멘트

다음의 <표 4> 는 지면착지시 최대충격이 일어나는 순간 어깨각도와 모멘트이다. 어깨는 자유도 3도의 관절로 횡축(transverse axis)·전후축(antero-posterior)·수직축(vertical axis)에서의 운동이 모두 가능한 관절이나 본 연구에서는 동작의 특성을 반영하여 시상면(sagittal plane)에서 관찰한 내용만을 분석하였다.

표 4. 어깨관절의 각도와 모멘트

대상자	구분	어깨각도(degree)	어깨모멘트(Nm)/weight
A		85.98	-1.07
B		88.85	-1.18
C		80.23	-0.98
D		92.01	-4.58

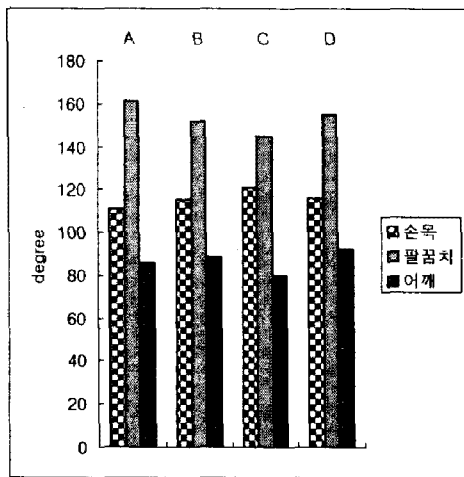


그림 6. 3관절의 각도 비교

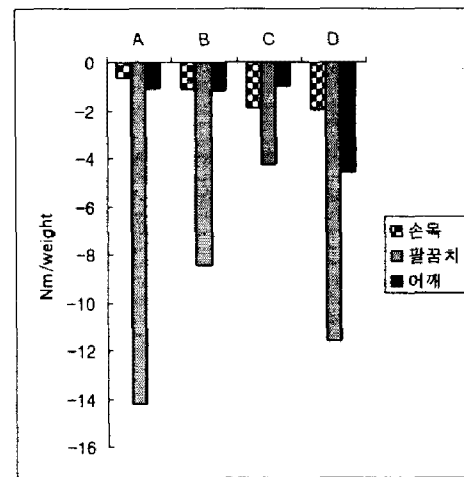


그림 7. 3관절의 모멘트 비교

<그림 6> 과 <그림 7>은 연계관절의 각도와 모멘트의 관계를 보여주는 그림이다. A와 B의 경우가 C와 D보다 손목각도가 작으면서 모멘트 값도 작게 발생하였으며 이때 팔꿈치관절의 각도는 상대적으로 크면서 모멘트도 크게 발생하여 착지시 충격을 팔꿈치관절에서 많이 흡수하는 것으로 나타났다. 한편 C의 경우 착지시 발생하는 충격을 손목관절에서 많이 흡수하는 형태로 보여지며 이때 손목각도가 크면서 모멘트도 A와 B보다 크게 발생하였고, 팔꿈치관절의 각도는 상대적으로 작으면서 모멘트도 작게 발생하여 팔꿈치관절의 효율적인 흡수가 이루어지지 않은 형태로 보여진다. 앞서도 언급했듯이 손목관절의 배측굴곡은 손목자체의 충격흡수보다는 팔꿈치관절의 효율적인 충격흡수를 위한 자세를 위해서 이며, C와 같이 손목을 충분히 배측굴곡 하지 않고 버티듯이 착지하면 연계관절인 팔꿈치가 이를 보상하기 위해 많이 굴곡 하게되는데 오히려 팔꿈치관절의 지나친 굴곡은 체중을 버티는 능력을 감소시켜 효율적인 충격흡수가 일어나지 않는 것으로 생각된다. 한편 A와 C의 어깨관절을 비교해 보면 각도가 큰 A의 모멘트가 C보다 작게 나타난 것은 착지시 팔목과 팔꿈치관절에서 충격흡수가 먼저 일어난 후 어깨관절로 전이되는 과정에서 앞관절의 효율적인 충격흡수정도에 따라 영향을 받은 결과라 생각된다. D는 손목, 팔꿈치, 어깨관절의 각도와 모멘트가 모두 크게 나타났

는데 이는 팔관절을 충분히 굴곡 시키지 않아 충격흡수가 일어나지 않은 결과라 하겠으며 Zhang(1996)의 연구에서 강착지의 경우 운동범위가 감소하였다는 내용과 일치한다고 할 수 있다.

IV. 결 론

본 연구는 스포츠에어로빅스의 팔착지시 최소 충격효과를 유도할 수 있는 효율적인 운동범위를 제시할 수 있는 기초연구로서 팔의 연계관절의 운동범위와 이때 발생하는 모멘트와의 관계를 분석하였다. 연구대상은 스포츠에어로빅스 전국규모대회 3위 이내 입상실적 있는 남자선수 4명으로 하였으며 손목, 팔꿈치, 어깨관절의 각도변인과 관절모멘트변인을 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 손목각도가 작을 때 손목모멘트가 작게 발생하였으며, 따라서 손목관절의 배측굴곡이 손목 모멘트를 줄이는데 긍정적인 영향을 보이는 것으로 나타났다.
2. 손목각도가 작을 때 팔꿈치각도는 상대적으로 커지고, 반대로 손목각도가 클 때 팔꿈치각도가 작게 나타나 손목관절의 운동범위가 팔꿈치관절의 운동범위에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 이러한 손목관절의 배측굴곡은 손목자체의 충격흡수보다는 팔꿈치관절의 효율적인 충격흡수를 위한 자세를 위해서이며, 손목보다 근과 골격이 발달한 팔꿈치관절의 굴곡을 통하여 충격을 흡수하는 것으로 나타났다.
3. 어깨관절의 모멘트는 팔목과 팔꿈치관절에서 충격흡수가 먼저 일어난 후 어깨관절로 전이 되는 과정에서 앞관절의 효율적인 충격흡수정도에 따라 다소 차이가 있는 것으로 나타났다.

참고문헌

- 권영후 (1991). *Kwon GRF(Ground Reaction Force) Analysis Package Version 1.0. User's Reference Manual.*
- 신문규, 최홍식, 김현숙, 권혁철 (1994). *기능해부학을 위한 관절생리학.* 현문사.
- 유실 (2002). 스포츠 에어로빅스 팔착지 동작의 지면반력 분석. *한국운동역학회지*, 12(1), 115-124.
- Kwon. Y. H. (1993). *KWON3D 2.1 User Reference Manual.* Anyang. Korea: Visual Technology systems.

- Kwon. Y. H. (1994). *KWON3D Motion Analysis Package Version2.1 User's Reference Manual*. Anyang, Korea: Visual Technology systems.
- Collins, J. J., & Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces walking and their clinical implication. *Clinical Biomechanics*, 4, 179-187.
- DeVita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Plagenhof, S., Evans, F., G., & Abdelonour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 54(2)
- Hamill. J., & Kathleen, M. K. (1995). *Biomechanical basis of Human Movement*. University of Massachusetts, 23-31.
- Zhang, S. (1996). Selected aspects of biomechanical and neuromuscular responses to landing performance. *unpublished doctoral dissertation*, Oregon state of University.