



한국운동역학회지, 2004, 제14권 1호, pp. 133-144  
Korean Journal of Sport Biomechanics  
2004, Vol. 14, No. 1, pp. 133-144

## Developpe devant 수행시 하지 관절 모멘트 분석

박기자\* · 신성휴\*\* · 권문석 · 김태완 · 이형나\*\*\* (성균관대학교)

### ABSTRACT

#### Analysis on lower extremity joint moment during a developpe devant

Park, Ki-Sa\* · Shin, Sung-Hu\*\* · Kwon, Moon-Seok · Kim, Tae-Hwan · Lee, Hung-Na\*\*\*  
(Sungkyunkwan University)

K. J. PARK, S. H. SHIN, M. S. KWON, T. H. KIM, H. N. LEE. Analysis on lower extremity joint moment during a developpe devant. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 1, pp. 133-144, 2004. The purpose of this study was to analyze the joint moment on lower extremity during a developpe devant. Data were collected by Kwon3D, KwonGRF program. Two professional modern female dancers were participated in this experiment. Subjects performed a developpe devant in meddle heights. On the axes of X, Y, Z, it was shown that the maximum joint moment was occurred in hip joint. The moments are plotted during developpe devant. The ankle muscles generate a plantar flexion moment and the knee muscles generate a flexion moment and The hip muscles generate a extension moment. So these muscles of joint muscles

---

투 고 일 : 2004년 2월 20일 접수

심 사 일 : 2004년 3월 8일

심사완료일 : 2004년 4월 6일

\* Corresponding Author, 시간강사, 440-746 경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 스포츠과학부  
연락처 : pkj5610@hanmail.net, Tel : 018-271-6002

\*\* 교수, 440-746 경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 스포츠과학과

\*\*\* 대학원생, 440-746 경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 스포츠과학과

were known to play a key role in keeping the body balance while doing developpe devant. In addition adduction moment occurred at hip, knee, an ankle in the order of amount, we could assume from this data that turn out motion started from the hip joint. There was small active turn out possible below the hip joint. A small amount of extra turn out could be obtained when standing because of flexion between the foot and floor, which could be used to give a passive external rotation force to the whole leg and this could produce a rotation between the knee and foot. This passive external rotation could produce very damaging results. Therefore, lower extremity joint muscles such as hip, knee, and ankle muscle should be trained to keep the body balance and prevent injury during developpe devant performance. And for the safe and perfect turn ort performance, hip joint abduction, the most important external rotating muscle for turn out is needed to train and full stretching should be done in advance.

**KEY WORDS : DEVELOPPE DEVANT, JOINT MOMENT, TURN OUT**

## I. 서 론

인체 활동 중 하나인 무용은 신체를 이용해서 표현되는 예술의 한 형태이며, 이러한 무용 동작 중 developpe devant는 무용에서 가장 기본이 되는 동작 중 하나이다. developpe devant 동작은 한 쪽 다리를 들어올려 체중을 지지하는 다리로 이동한 뒤 들어올린 다리(working leg)를 90도 앞으로 뻗어 중심을 유지하는 자세이다. 이때 지지하는 다리는 지면에서 떨어지지 않으므로 지면과 발바닥과의 마찰에 의해서 발목과 무릎 관절에 부담을 줄 수 있으며, 또한 발의 연한 근육과 피부가 발의 안쪽으로 말려들어가서 생기는 상해가 발생하기 쉽다. 따라서 developpe devant 동작 시 올바른 신체 정렬(body alignment)은 신체의 아름다움을 표현 할 뿐만 아니라 신체 상해 예방이라는 차원에서 매우 중요한 의미를 갖는다.

하지만 많은 초보 무용수들은 developpe devant 동작 시 상체를 완전히 활처럼 구부린다거나, 등부터 골반까지 등글게 만드는 등과 같은 오류를 범할 수 있다(서차영, 1992, Sally, 1995). 이러한 잘못된 동작의 반복적인 수행은 지면과 발바닥과의 마찰력을 증가시켜 발과 하지 관절의 상해를 증가시키는 요인으로 작용한다.

그러므로 developpe devant 동작시 올바른 신체 정렬 그리고 관절 상해 예방을 위해서는 엉덩이 관절의 능동적 움직임에 의해 하지를 외회전(external rotation)시킴으로서 운동범위를 넓혀 정확한

균형을 유지하는 turn out(발의 외전) 동작이 수반되어야 한다. 그러나 developpe devant 동작은 한 발은 지지하고 한 발은 앞으로 들어올려 밸런스를 유지하는 동작이므로 turn out된 지지다리의 관절에 부담을 줄 수 있다. 따라서 developpe devant 동작 시 올바른 신체 정렬 그리고 관절 상해 예방을 위해서는 하지 관절에 관한 과학적인 접근이 필요하리라 사료된다.

인체의 능동적, 수동적 움직임으로 인하여 하지 관절에서 발생하는 모멘트(moment)에 대한 연구는 하지 관절의 운동역학적 특성을 결정하는데 중요한 요소로써 많은 생체역학자들(Cappozzo, 1984; Shea, Lenhoff, Otis, & Backus, 1997; Leardini, Cappozzo, Catani, Toksvig-Larsen, Petitto, Sforza, Cassanelli, & Giannini, 1999)에 의해서 연구되어져 왔다. 특히 하지 관절 중 엉덩이 관절(ball and socket)은 내전과 외전, 신전과 굴곡, GT(greater trochanter)를 중심으로 회선(circumduct)의 움직임을 나타내며, 무릎과 발목 관절(helical)은 신전과 굴곡, 내번과 외번 그리고 내전과 외전의 움직임을 나타낸다. 이와 같이 하지 관절의 다양한 움직임으로 발생하는 관절 모멘트에 대한 연구들은 관절에 작용하는 근육의 힘과 상해 기전을 설명하는데 유용하게 사용되어 왔다.

하지만 최근까지 이루어진 무용 동작의 주요 연구 동향을 살펴보면, 운동학적 해석에 있어서 인체 무게 중심(center of mass)과 관절 중심선을 이은 분절간의 각도(이혜숙, 이혜희, 1997; 김은희, 이견범, 이기청, 2001 등)등에 관한 연구들과 잘못된 무용 동작 수행의 반복과 과도한 하지의 운동으로 인한 관절의 과부하 현상으로 발목과 무릎, 고관절, 허리 등의 관절에 손상(Hamilton, 1988; 이경태, 1995)에 관한 연구 등 다양한 방향으로의 연구가 수행되었지만, 이러한 연구들은 복잡한 관절역학적 변화를 보다 명확하게 규명하지 못하였으며, 무용 동작 수행시 관절에 작용하는 근육의 힘과 상해 기전과 관계가 있는 하지 관절 모멘트에 관한 연구는 전무한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 신체적 상해가 없었던 외국 무용을 전공한 국내 우수 전문 무용수를 대상으로 무용 동작 중 기본이 되는 Developpe devant 동작 시 지지하는 다리의 관절 모멘트에 관하여 분석하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

본 연구의 피험자는 신체적으로 상해가 없었던 외국 무용을 전공한 국내 우수 전문 여자무용수 2명(나이 ; 32-49세, 신장 ; 154-167, 몸무게 ; 46-49)으로 선정하였다.

### 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 21곳의 표면 반사마커(직경 20mm)를 부착하여 같은 날짜에 실험을 실시하였다. 실험시 하지 관절의 모멘트를 분석하기 위해 4대의 카메라(Panasonic WV-CP 650, Japan; 60field/sec)와 지면반력기(AMTI, MCA6 ; 100Hz)를 사용하였고 영상자료와 지면반력 자료의 동기화(synchronization)를 위해 동조기(Visol, Korea)를 이용하였다. 이때 카메라의 셔터노출 시간은 1/500으로 고정시켰다. 실험이 진행되는 동안 피험자들은 연구자의 시작신호와 함께 Developpe devant를 실시하였다.

### 3. 마커의 부착과 분절의 좌표 정의

피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 양질의 데이터와 부상방지를 위해 피험자들에게 준비운동을 시킨후, 기준좌표계(Global reference frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영하였으며, 골반과 하지 21곳 골반의 3곳(LASIS, RASIS, SA)과 오른쪽, 왼쪽 하지의 18곳(그림 1)에 부착하였으며,

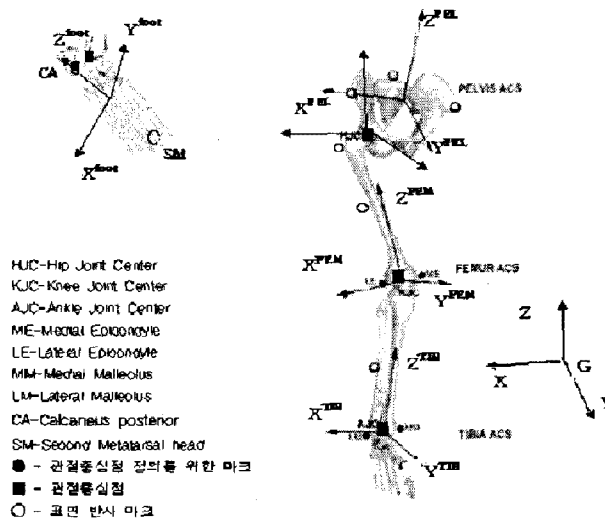


그림 1. 골반과 하지의 표면반사 마커와 ACS(Thor et al, 2003)

LT(Lateral-Thigh)는 GT와 LE의 일직선의 중간지점에 부착하였으며, LS(Lateral-Shank)는 HF(head of the fibula)와 LM의 일직선의 중간지점에 표면 마커(직경 20mm)를 부착하였다. 이러한 외부 마커에 의해서 엉덩이 관절의 중심 위치는 Tylkowski, Simon & Mansour (1982), Andriacchi, Anersson, Fermier, Stern & Galante(1980)에 의해서 정의된 해부학적 위치를 이용하였으며, 무릎과

발목 관절 중심은 관절 외측 두개 과의 중심으로 설정하였고 같은 날짜에 실험을 실시하였다. 3차원 계산을 위한 지역좌표계 설정은 다음과 같다.

(1) 골반의 지역좌표계

$$i_p = \frac{(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})}{|(R\text{ASIS} - L\text{ASIS})|}, \quad k_p = \frac{(R\text{ASIS} - SA) \times (L\text{ASIS} - SA)}{|(R\text{ASIS} - SA) \times (L\text{ASIS} - SA)|},$$

$$j_p = k_p \times i_p$$

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

(2) 대퇴의 지역좌표계

$$k_t = \frac{(RH - RK)}{|(RH - RK)|}, \quad j_t = \frac{(RH - RK) \times (LT - RH)}{|(RH - RK) \times (LT - RH)|}, \quad i_t = j_t \times k_t$$

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

(3) 하퇴의 지역좌표계

$$k_s = \frac{(RK - RA)}{|(RK - RA)|}, \quad j_s = \frac{(RK - RA) \times (LS - RK)}{|(RK - RA) \times (LS - RK)|}, \quad i_s = j_s \times k_s$$

(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(SM), CA=Calcaneus posterior)

분석 변인인 하지 관절의 모멘트는 지면반력 데이터와 운동학적 데이터를 이용한 역동역학적 (inverse dynamics) 해석방법을 사용하는 Kwon3d 프로그램을 이용하여 산출하였으며, 각 분절의 각 속도와 각가속도의 계산에는 Cardanian Angles을 사용하여 전역좌표계에 대한 지역좌표계의 움직임을 표현하였다. 하지 관절의 모멘트 산출 공식은 다음과 같다.

$$F_{k,k+1} = -F_r - \sum_{i=1}^k m_i g + \sum_{i=1}^k m_i a_i$$

(  $F_{k,k+1}$ =k와 k+1 분절이 이루는 관절에 가해지는 힘벡터,  $F_r$ =지면 반력 데이터  $m_i$ =i번째 분절의 질량,  $g$ =중력 가속도 벡터,  $a_i$ =i번째 분절의 질량 중심에서의 가속도)

$$M_{k,k+1} = -(r_r - r_{k,k+1})F_r - \sum_{i=1}^k [(r_r - r_{k,k+1})m_i g] \\ + \sum_{i=1}^k [(r_r - r_{k,k+1})m_i a_i] + \sum_{i=1}^k \frac{d}{dt}(I_i \theta_i)$$

(  $M_{k,k+1}$ =k와 k+1 분절이 이루는 관절에서 발생하는 모멘트 벡터,  $r_r$ =원위 분절의 질량 중심에서 지면 반력에 적용된 압력 중심점(the point of force application)으로의 위치 벡터,  $r_{k,k+1}$ =원위 분절의 질량 중심에서 k와 k+1분절이 이루는 관절로의 위치 벡터,  $r_i$ =원위 분절의 질량 중심에서 i번째 분절 질량 중심으로의 위치 벡터,  $\frac{d}{dt}(I_i \theta_i)$ =i번째 분절의 각운동량의 변화)

이와 같은 접근 방법은 지지하는 하지의 관절에서 발생하는 힘과 토크를 계산하기 위하여 유용하게 사용되며, 이러한 접근법은 인체가 여러 개의 강체들(rigid bodies)로 이루어져 있다는 전제하에서 가능하며, 또한 지면반력기에 접촉하고 있을 때에만 가능하다는 조건을 가진다(Zatsiorsky, 2002).

#### 4. 자료처리

본 실험에서는 카메라의 영상을 3차원 좌표로 바꾸기 위해서 DLT(direct linear transformation)방식을 이용한 Kwon3d 소프트웨어(visol, korea)를 사용하였으며, DLT 파라미터들을 얻기 위해서 20개의 통제점을 이용하였고, DLT 방식에 의해서 재구성된 좌표와 실제 통제 점과의 오차는 약 0.14cm이었다. 하지 분절 정의는 kwon3d의 body modeling software를 사용하여 정의하였다. 실험에 적합한 3번의 동작을 선택하여 working leg의 무릎각도의 의해서 정해진 총 4개의 이벤트(e1-준비자세, e2-working-leg를 들어올려 무릎이 최대로 굴곡된 자세, e3-working-leg를 앞으로 뺀 무릎이 최대로 신전된 자세, e4-developpe devant 동작에서 working-leg를 내리기 직전 자세), 3개의 국면(1국면:e1~e2, 2국면:e2~e3, 3국면:e3~e4)으로 나누어 분석하였으며, 표면 마커 좌표 데이터는 butterworth low-pass 2차를 사용하여 필터링하였고, 이 때 cut off-frequency는 6Hz로 설정하였다.

## IV. 결과 및 논의

본 연구는 외국 무용을 전공한 전문 여자무용수 2명을 대상으로 무용 동작 중 Developpe devant 수행시 하지 관절의 모멘트를 분석하여 얻어진 결과는 다음과 같다.

골반과 하지 관절 모멘트평균값과 표준편차의 결과는 <표 1>과 같다.

표 1. 하지 관절 모멘트의 이벤트별 평균값과 표준편차 단위 : N·m

관절	축	e1	e 2	e3	e4
발목 관절	X	-48.35±4.04	-53.62±14.60	-36.71±12.25	-35.69±9.55
	Y	1.06±12.03	-9±2.26	1.44±3.53	4.07±17.60
	Z	1.59±0.07	2.94±2.86	1.93±0.62	0.33±2.07
무릎 관절	X	-104.67±19.96	-125.39±20.91	-105.33±20.72	-110.67±32.97
	Y	29.31±25.22	25.30±6.07	39.39±14.73	42.10±37.38
	Z	2.65±0.01	7.15±6.85	3.35±1.58	-0.75±6.17
엉덩이 관절	X	-66.63±10.30	-157.78±27.26	-170.90±10.99	-204.23±66.82
	Y	137.76±57.77	161.11±15.72	159.78±12.76	165.19±48.51
	Z	2.77±0.51	14.88±12.67	4.02±3.61	-5.10±14.17

\* e1-준비자세, e2-working leg의 무릎이 최대로 굴곡된 자세, e3-working leg의 무릎이 최대로 신전된 자세, e4-developpe devant 동작에서 working leg를 내리기 직전 자세

<표 1>에서 나타난 바와 같이 하지 관절 모멘트를 살펴보면 다음과 같다. 발목 관절의 굴곡(dorsi flexion)과 신전(plantar flexion) 모멘트의 변화는 e1(-48.35N·m)에서 e2까지 약 5N.m의 저축굴곡 모멘트가 생성되었다가 동작이 진행되면서 e4까지 약 18N·m의 저축굴곡 모멘트가 감소하는 것으로 나타났다. 굴곡 패턴에 대하여 살펴보면 <그림 1. (a)>와 같이 e2까지 다리를 끌어올리는 'pull-up' 단계에서 체중을 끌어올리는 과정에서 나타나는 두 번의 상승이 나타났으며, 이에 관한 선행연구가 전무한 실정이므로 보행동작의 체중부하기와 비교해보면, 보행의 지지기에 나타나는 현상과 유사하다(Winter, 1995).

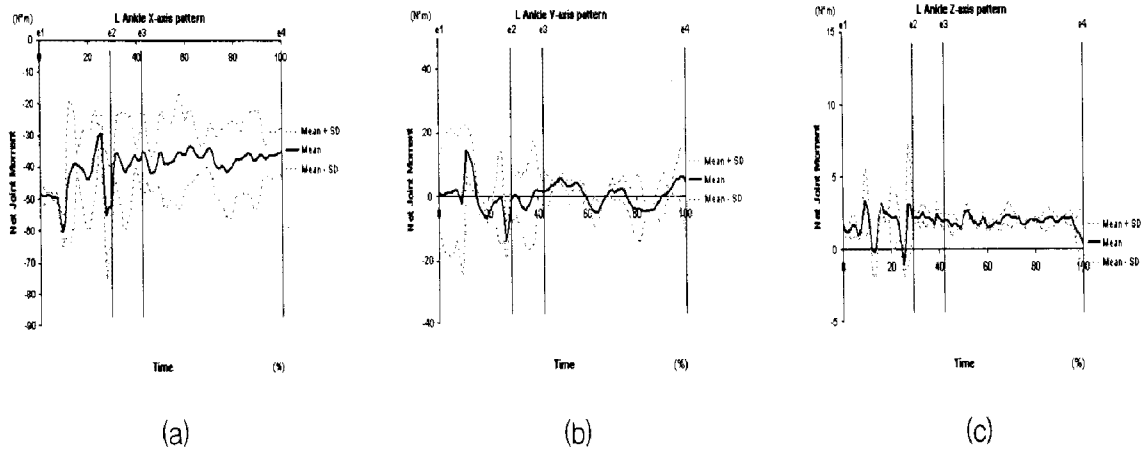


그림 1. 발목 관절 Joint Moment

체중의 이동이 끝나고 한 발을 앞으로 뺀 시점인 e2에서 급격한 저측굴곡의 모멘트가 증가하는 것을 볼 수 있으며, e3에서 e4까지 동작을 유지하는 동안에는 저측굴곡 모멘트(약  $-32\text{N}\cdot\text{m}$ 에서  $-40\text{N}\cdot\text{m}$ )가 작용하는 것으로 나타났다. 발목 관절의 내전(adductor)과 외전(abductor) 모멘트의 변화는 e1( $1.06\text{N}\cdot\text{m}$ )에서는 e2( $-9\text{N}\cdot\text{m}$ )까지 외전 모멘트가 발생되었다가 내전 모멘트가 발생하는 것을 볼 수 있으며 e2에서 e4까지 e4( $4.07\text{N}\cdot\text{m}$ )까지 내전과 외전 모멘트가 반복적으로 나타났다. <그림 1. (b)>와 같이 e2까지 한 쪽 다리를 들어 올림으로써 체중의 이동이 되면서 두 번의 상승 곡선을 나타내었으며, 이는 한 쪽 다리를 들어서 체중이동을 하는 보행의 체중 부하단계에서 나타나는 발목의 내전 모멘트와 유사한 현상을 나타내었으나(Janice and Winter, 1995; Thor, Daina, Jacque & David, 2003), 두 선행 연구간에도 두 상승 곡선의 크기에 차이를 나타내었으며, Janice의 연구에 의하면 첫 번째 상승곡선의 내전 모멘트가 두 번째 상승곡선의 내전 모멘트보다 크다고 한 반면, Thor의 연구에 의하면 두 번째 상승곡선의 내전 모멘트가 크게 나타났다고 하였다. 본 연구에서는 Janice의 연구와 유사한 결과를 나타내보였으며, 이는 Thor의 연구는 남자들이 연구대상이었고, Janice의 연구에 남자와 여자의 평균값을 연구하였으므로 여자 무용수를 대상으로 한 본 연구와 Janice의 연구가 유사한 결과를 나타내었다고 사료된다. e2에서 e4까지는 한발로 체중을 지탱하고 밸런스를 유지해야 하는 동작이므로 내전과 외전 모멘트가 반복되어서 나타났다. 발목 관절의 내번(inversion), 외번(eversion) 모멘트의 변화는 <그림 1. (c)>와 같이 e1( $1.59\text{N}\cdot\text{m}$ )에서 e2까지 내번 모멘트 증가와 감소가 작게 반복되어서 나타나고 있으며, e2에서 e4까지 내번 모멘트가 약  $1.5\text{N}\cdot\text{m} - 3\text{N}\cdot\text{m}$ 사이에서 일어나는 것을 알 수 있었다. 발목관절의 내·외전, 내·외반 모멘트는 적게 나타난 반면, 저측굴곡 모멘트는 크게 나타나 Developpe devant 동작시 하퇴의 근육 중 저측굴근이 하퇴의 회전량을 줄임으로써 밸런스(balance)를 유지하는데 중요하게 작용하는 것을 알 수 있었다.

무릎 관절의 굴곡(flexion)과 신전(extension) 모멘트의 변화는 e1( $-104.6\text{N}\cdot\text{m}$ )에서 e2까지 약  $21\text{N}\cdot\text{m}$ 의 신전 모멘트가 증가하였으며, e4까지 약  $15-20\text{N}\cdot\text{m}$ 의 신전 모멘트가 증가하였다. <그림 2. (a)>와 같이 e2까지의 신전 모멘트 상승하다가 두개의 감소곡선이 보이며 이는 체중 이동으로 인한 신전 모멘트의 감소를 의미한다. 그리고 체중 이동이 끝나는 e2에서 신전모멘트가 급격히 증가하는 패턴을 보여주고 있다. e2에서 e4까지 약  $120-90\text{N}\cdot\text{m}$ 의 신전 모멘트가 작용하고 있음을 알 수 있었다. 이러한 결과는 보행에 관한 선행연구들(Tom, 1998; winter, 1995)의 약간 다른 결과를 나타내고 있는데, 이는 보행에서는 지지발이 체중부하기를 거쳐 추진력을 얻기 위한 형태의 굴곡현상이 나타나기 때문이라 사료된다. 무릎관절에서의 내반(varus)과 외반(valgus) 모멘트의 변화는 e1( $29.31\text{N}\cdot\text{m}$ )에서 e4( $42.10\text{N}\cdot\text{m}$ )까지 내반 모멘트가 약  $13\text{N}\cdot\text{m}$  증가하는 것으로 나타났다.



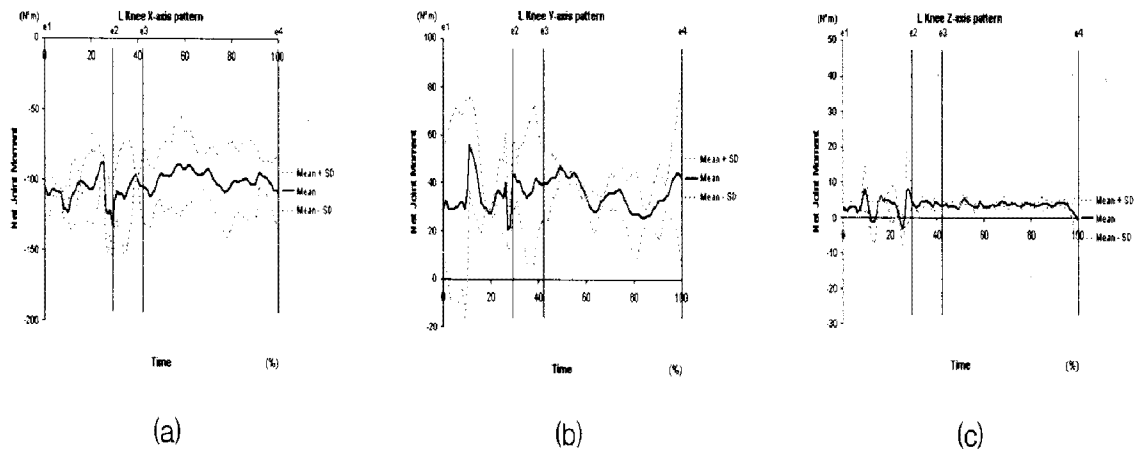


그림 2. 무릎 관절 Joint Moment

<그림 2. (b)>와 같이 e1에서 e2사이에 한번의 상승곡선이 나타났는데 이는 체중의 이동으로 인해서 무릎관절에 내반 모멘트가 급격히 상승한 것으로 사료되며, Janice and Winter(1995)의 보행에 관한 연구결과에서도 체중부하기 중 내반 모멘트의 상승을 나타내었다. 무릎 관절의 내측회전(internal rotation), 외측회전(external rotation) 모멘트의 변화는 e1(2.65N·m)에서 e4(-0.75N·m)까지 큰 변화를 보이지 않았으며, <그림 2. (c)>와 같이 e1에서 e4까지 내측 모멘트가 약 5N·m정도 작용하는 것으로 나타났다. 무릎관절의 내측회전 모멘트 적은 반면, 내반 모멘트는 30~50N·m정도로 나타났으며, 신전 모멘트가 가장 크게 나타나 Developpe devant 동작시 대퇴의 근육 중 무릎관절 굴곡근이 대퇴의 회전량을 줄이고 슬관절 외회전근도 작용하게 됨으로써 밸런스(balance)를 유지하는 것을 알 수 있다.

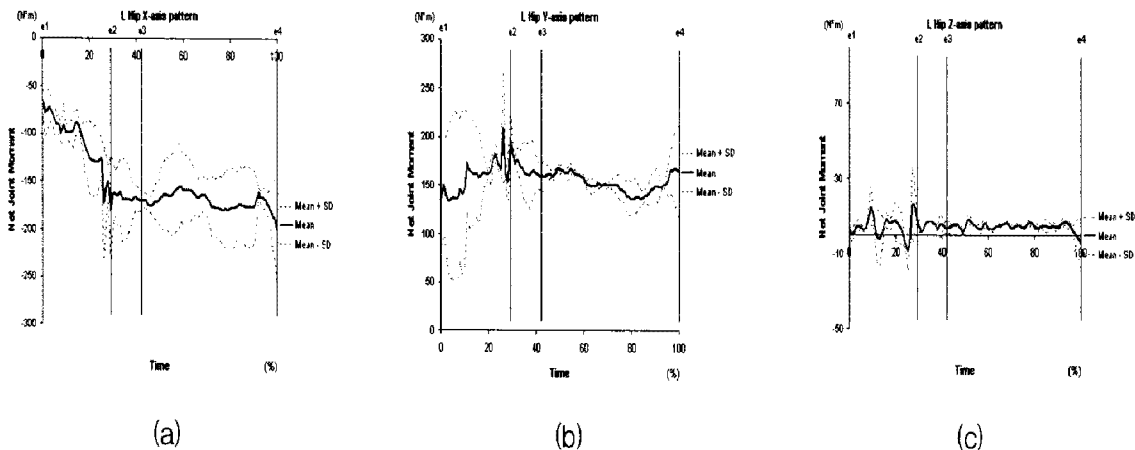


그림 3. 엉덩이 관절 Joint Moment

엉덩이 관절의 굴곡(flexion)과 신전(extension) 모멘트의 변화는 e1(-66.63N·m)에서 e2까지 약 91N·m의 굴곡 모멘트가 증가하였으며, e2에서 e4(-150~-170N·m)까지 굴곡 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. <그림 3. (a)>와 같이 체중의 이동이 되는 e2까지는 굴곡 모멘트 급격히 증가하다가 e4까지 유지되는 것을 알 수 있다. 이러한 결과는 고관절 모멘트의 경우 몸통의 조절에 영향을 받게 되므로 몸통의 변화가 거의 없었으므로 굴곡모멘트만이 나타난 것으로 사료된다. 엉덩이 관절의 내전(adduction), 외전(abduction) 모멘트의 변화는 e1(137N·m)에서 e4(165N·m)까지 내전 모멘트가 작용하는 것으로 나타났다. <그림 3. (b)>와 같이 e1에서 e2까지 내전 모멘트가 상승하다가 e2에서 다시 감소하기 시작하여 e4까지 약 150~170N·m의 내전 모멘트가 작용되는 것을 알 수 있다. 엉덩이 관절의 내측회전(internal rotation), 외측회전(external rotation) 모멘트의 변화는 주로 내측 회전 모멘트가 작용되는 것으로 나타났으며, <그림 3. (c)>에서 보는 바와 같이 e1(2.77N·m)에서 e2(14.88N·m)까지 두 번의 상승을 나타내었으며, 이는 체중의 이동에서 오는 상승곡선으로 사료되며, 체중의 이동이 없는 e3에서 e4까지는 약 0~10N·m정도의 내측회전 모멘트가 작용하는 것을 알 수 있다. 엉덩이 관절의 내측회전 모멘트는 적은 반면, 내전 모멘트는 발목에서 150~170N·m 정도로 나타났으며, 굴곡 모멘트가 가장 크게 나타나 Developpe devant 동작시 대퇴와 몸통의 하단부의 근육 중 엉덩이 관절 신전근이 상체의 회전량을 줄이고 고관절 외전근도 작용하게 됨으로써 밸런스(balance)를 유지하는 것을 알 수 있다.

이와 같이 위의 결과를 종합해보면, Developpe devant 동작시 몸통의 하단부와 하지 뒷부분의 관절 신전근과 굴곡근에 의해서 발생하는 관절축에 대한 관절 모멘트의 크기는 엉덩이, 무릎, 발목 관절 순으로 나타났으며, 특히 엉덩이 관절의 내전 모멘트가 크게 발생됨으로써 외회전근의 작용이 큰 것을 알 수 있었다. 이와 관련하여 무용기술과 상해에 대한 선행연구자들(Justin, Shirley, 1988; 서차영, 1992; 이경태, 1995)은 무용동작에서 turn out은 엉덩이 관절에서 이루어져야 하며, 만일 엉덩이 관절에서 turn out 동작이 이루어지지 않은 상태에서 무리한 turn out을 하게 되면, 발목, 무릎, 엉덩이, 요추에서 상해가 발생하게 되며, 무릎과 발목 관절에서의 능동적인 turn out을 하게 되면 바닥과의 마찰력으로 인해 관절에 상해를 발생시킬 수 있을 것이라고 하였다.

## V. 결 론

본 연구는 전문 무용수 2명을 대상으로 무용 동작 중 Developpe devant 동작에 대한 분석을 통하여 하지 관절 모멘트를 분석한 결과 X, Y, Z축 상에서 발생된 모멘트 중 엉덩이 관절의 모멘트가 가장 크게 나타났으며, 특히 X축 상에서 발생된 모멘트가 가장 크게 나타나 발목 관절(저측굴곡근), 무릎관절(굴곡근), 엉덩이 관절(신전근) 모두 하지와 상체 하부의 뒷부분 근육의 작용이 무용에서의

밸런스 유지에 중요한 작용을 하는 것으로 나타났다. 또한 내전 모멘트가 엉덩이, 무릎, 발목 관절 순의 크기로 발생되어 하지의 turn out 동작이 엉덩이 관절에서부터 이루어졌음을 알 수 있었다. 따라서 Developpe devant 동작시 밸런스 유지와 부상 방지를 위해서 하지와 상체 하부 뒷부분 근육의 훈련이 필요하며, 또한 완벽하고 안전한 turn out 동작을 위하여 turn out 동작시 주동근인 고관절의 외회전근의 훈련과 동작 전 충분한 스트레칭이 반드시 필요할 것이라 사료된다.

## 참고문헌

- 김은희, 이견범, 이기청 (2001). 회전수에 따른 발레 삐루엣 앙드올 동작의 분석. *한국운동역학회지* 11(12), 271-230.
- 서차영 (1992). 무용 기능학. 서울 : 금광, 27-31.
- 이경태 (1995). 무용의학. 서울 : 금광, 40-50.
- 이혜숙, 이혜희 (1997). 발레 동작의 운동학적 분석. *한국운동역학회지* 7(1), 139-161.
- 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.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics* 10, 171-178.
- Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science* 3, pp27-54.
- Janice, J E. & David, A. W. (1995). kinetic analysis of the lower limbs during walking. *Journal of Biomechanics* 28, 753-758.
- Hamilton, W. G. (1988). foot and ankle injuries in dance. *Clinical in Sports Medicine* 7(1), 143-173.
- Justin, H., Shirley, H. (1988). Dance technique and injury prevention. London ; A&C Black Ltd.
- 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, 849-860.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint

- centre location. *Journal of Biomechanics* 32, 99-103.
- Sally, S. F. (1995). *Dance kinesiology*. New York ; Schirmer Books, 58-64.
- Scott, S. H., Winter, D. A. (1991). Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics* 24, 743-752.
- Scott, S. H., Winter, D. A. (1993). Biomechanics model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics* 26, 1091-1104.
- Shea, K. M., Lenhoff, M. W., Otis, J. C., Backus, S. I. (1997). Validation of a method for location of the hip joint center. Proceedings of the second annual, Gait and Clinical movement analysis meeting. *Gait and Posture* 5, 157-158.
- Tom, F. N. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture* 7, 77-95.
- 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, 1159-1168.
- 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* (89-125), St. Louis, MS: Mosby
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3, 193-214.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Champaign, IL : Human Kinetics.399-400.