



운동화의 생체역학적 평가시 하지 회내운동의 운동학적 평가변인에 대한 상해 기준치 연구

The Study on critical Value of Kinematical Evaluation Variables of Lower Extremity Pronation in Biomechanical Evaluation of Running Shoes

곽창수* · 전민주(한림대학교) · 권오복(성균관대학교)

Kwak, Chang-Soo* · Jeon, Min-Ju(Hallym University) · Kwon, Oh-Bok(Sungkyunkwan University)

ABSTRACT

C. S. KWAK, M. J. JEON, O. B. KWON, The Study on critical Value of Kinematical Evaluation Variables of Lower Extremity Pronation in Biomechanical Evaluation of Running Shoes. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 4 pp. 175-187, 2006. The purpose of this study was to find the relationship between Achilles tendon angle, angular velocity from 2D cinematography utilized to easily analyze the functions of shoes, ankle joint moment, knee joint moment, and hip joint moment from 3D cinematography utilized to predict the injury. Also, this study was to provide the optimal standard to analyze the injury related to the shoes. Subjects in this study were 30 university male students and 18 conditions (2 types of running speed, 3 of midsole hardness, 3 of midsole height) were measured using cinematography and force platform. The results were as following.

- 1) Hip joint abduction moment was effected by many variables such as running speed, midsole height, maximum achilles tendon angle, ground reaction force.
- 2) Knee joint rotational moment in running was approximately 1/10 - 1/4 times of the injury critical value and eversion moment was approximately 1/4 - 1/2 times of the injury critical value.
- 3) Ankle joint pronation moment in running was 1/3 - 1/2 times of the injury critical value.
- 4) Knee joint rotational moment was found to be irrelevant with maximum achilles tendon angle or angular velocity.
- 5) Pronation from running was thought to be relevant to rather eversion moment activity than rotational moment activity of knee joint.
- 6) Plantar flexion abductor of ankle showed significant relationship with the ground reaction force variable.
- 7) When the loading rate for ground reaction force in passive region increased, extensor tended to be exposed to the injury.

Main variables in biomechanical analysis of shoes were impact absorption and pronation. Among these variables, pronation factor was reported to be relevant with knee injury from long duration exercise. Achilles

tendon angle factor was utilized frequently to evaluate this. However, as the results of this study showed, the relationship between these variables and injury relating variable of knee moment was so important. Studies without consideration on this finding should be reconsidered and reconfirmed.

KEYWORDS: PRONATION, JOINT MOMENT, MIDSOLE HARDNESS, IMPACT ABSORPTION, ACHILLES TENDON ANGLE, GROUND REACTION FORCE

I. 서 론

과학 문명의 발달로 인한 산업화, 자동화가 이루어지면서 신체운동이 상대적으로 적어지고 있는 반면, 인간은 항상 활동적으로 움직이려는 본능을 내재하고 있기 때문에 상대적으로 적어지는 신체활동을 스포츠를 통해 해소시키려는 경향이 증대되고 있다. 그러나 스포츠 활동이 증대되면서 그에 비례하여 부상을 당하는 사람들의 수도 증대되고 있다. Walter(1988)는 캐나다에서 1978년부터 1983년까지 총인구의 15%에서 31%로 조깅 인구가 늘어났으나 1998년도에 체육활동이 18%까지 감소했고 이러한 이유는 바로 상해 때문이라고 보고하였다.

조깅시 상해 발생 원인을 찾아내기 위하여 1970년대 이후부터 운동화와 지면에 관련된 연구를 본격적으로 수행하였다. 많은 연구를 통해 상해의 주원인은 이전에 상해를 입었거나 잘못된 훈련방법, 큰 충격력, 과회내 운동(overpronation) 등(Cook, Brinker, and Mahlon, 1990; James, Bates, and Osternig, 1978)이라고 보고하였다. 따라서 신발개발 시 이러한 상해의 원인들을 규명하여 부상을 최소화하는 연구 활동이 중요한 시점이다.

하지의 해부학적 구조를 살펴보면 경골(tibia)과 비골(fibular)의 수직 길이 차이로 인하여 발목관절 축은 외측으로 약 4도 정도 낮게 기울어져 있고, 이에 따라 발목의 복사뼈(malleolus)가 내측부위보다 아래 축에 위치하여 내측부위를 보호하는 역할을 수행한다. 또한 좌우축이 약 6도 정도 외회전되어 있는 구조적 특성 때문에 발은 회내운동을 하게 되고, 이러한 구조는 개인에 따라 편차가 존재하여 큰 회내운동 범위를 가지는

경우도 있다.

발의 회내운동은 지면으로부터 신체에 가해지는 충격을 흡수하는 역할을 한다(Knutzen and Price, 1994; Milani, Schnabel, and Hennig, 1995). 그러나 회내운동이 지나치게 크면 거골하 관절에 무리가 가해지며 특히, 발의 커플링동작 때문에 무릎관절을 축으로 대퇴관절에 비해 하퇴분절의 비틀림 현상이 지나치게 많이 일어난다. 그 결과 조깅을 좋아하는 사람들에게 일반적으로 가장 많이 나타나는 ACL(전십자인대)과 반월연골(meniscus) 상해가 나타난다(문영진, 1999). Darren(2003)은 발의 회내운동에 의해 발생하는 무릎관절에서의 회내모멘트의 중요성과 신발평가에 있어서 무릎에서 발생하는 모멘트 분석의 필요성을 강조하였다. McMahon, Valiant과 Frederick(1987)도 발목관절 뿐만 아니라 무릎관절의 운동도 충격흡수의 주요한 수단이라고 하였다.

회내운동(pronation)은 발목의 배측굴곡(ankle dorsiflexion), 전족의 외전(forefoot abduction), 종골의 외반(calcaneous eversion)이 복합적으로 이루어진 동작이다. 그러나 종골의 외반은 발목의 배측굴곡과 전족의 외전과 종속인 관계에 있기 때문에 결국 회내운동을 대표하는 것은 종골의 외반운동으로 주로 종골과 하퇴(shank)의 상대운동을 통해 측정한다. 이런 측정변인 중 대표적으로 활용되고 있는 변인이 아킬레스건 각이며 이러한 분석을 위해서는 2D 및 3D 영상분석법이 활용된다.

회내운동은 신발 평가를 위한 주요 요인으로 많은 연구자에 활용되었다(Nigg, 1986; Clarke et al, 1986; Nigg & Luethi, 1980; 광창수 1992; 프로스펙스 1997). Lafortune (1992)은 대퇴를 기준으로 발과 하퇴의 커플링 운동이 어느 정도 발생되는지를 알아보기 위해 대퇴

분절과 하퇴분절의 뼈 속에 기준축(reference frame)을 심어 회내운동시 대퇴분절과 하퇴분절 사이의 상대운동에 대해 연구하였고, Sparrow, Donovan, Emmerik와 Barry(1987), Hamill, Haddad와 McDermott(2000)은 달리기시 하퇴분절과 대퇴분절의 커플링작용에 대한 안정성을 평가하기 위하여 Variability 분석을 실시하였다.

그러나 2D 분석과는 달리 모멘트 분석이나 하퇴, 대퇴 커플링 동작분석을 위해서는 3D 동작분석을 수행해야 하기 때문에 특별히 이러한 실험을 위한 실험실이 잘 세팅되지 않으면 현장에서 손쉽게 데이터를 획득할 수 없고 많은 시간이 소요되어 피드백 자료를 바로바로 얻어낼 수 없다. 따라서 현재로서는 2D 분석법을 통한 아킬레스건각 분석법을 활용하여 신발기능 평가가 주로 이루어지고 있다. 그러나 아킬레스건각이 발목의 회내운동을 대표할 수 있는 변인으로는 인정되고 있지만 상해와 어떠한 관계가 있고 상해를 발생시키지 않기 위한 기준치(critical value)가 제시되고 있지 않아 현재는 전문가들의 개인적인 경험을 통해 평가하고 있는 실정에 있다. 즉, 상해발생 임계치(critical point)가 없기 때문에 상해발생 가능성을 적게 하기 위하여 신발을 개발할 때 가급적 충격력을 적게 디자인하고 회내운동을 감소시키는 방향으로 디자인을 하고 있다.

따라서 본 연구는 신발평가 및 상해변인으로 많이 활용되고는 있으나 현재까지 상해와 관련하여 기준치가 제시되고 있지 않은 아킬레스건각에 대해 적정 기준치를 마련하여 정확한 기준에 의한 신발기능평가 및 신발제조를 함으로써 한국 신발산업의 과학화를 도모하는데 그 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 피험자의 선정 및 훈련

피험자는 조깅을 5년 이상 정기적으로 수행하고 있는 자로서 최근 1년 이상 하지부위에 부상이 없는 체육학과 대학생 30명을 선정하였다. 이들은 정상적인 발(normal foot)의 형태를 지니고 있으면서 후족착지형

(heel striker)이었다. 후족착지형의 선정은 1차적으로 육안적인 방법에 의하였으며, 2차적으로 지면반력측정을 통한 정점(peak)의 형태와 입력분포측정을 통한 압력중심선(center of line)의 위치를 이용하였다. 실제실험을 하기 전에 실험오차를 줄이기 위하여 피험자가 자연스럽게 후족착지형태로 지면반력판을 정확히 밟고 지나갈 수 있도록 충분한 연습을 하였다.

2. 주행속도

실험시 주행속도는 보통 주행속도인 $3.0 \pm 0.3 \text{m/sec}$ 와 빠른 주행속도인 $4.5 \pm 0.5 \text{m/sec}$ 의 두 가지로 실시하였다.

3. 실험용 운동화의 제작

실험용 운동화의 중저 재질은 EVA로 한정하였다. 운동화 중저의 경도는 운동화 제조 시에 사용되는 경도의 영역인 Shore A 40도, Shore A 50도, Shore A 60도의 3종류로 하였으며, 두께는 17mm, 19mm, 21mm의 3종류로 하여 분석하였다.

4. 실험기자재

본 연구에 사용되는 실험기자재는 크게 영상분석장비와 지면반력 측정장비로 분류할 수 있다. 영상분석장비는 MotionAnalysis Corp.(USA, Santa Rosa, CA)의 광학식 모션캡처 카메라 7대를 사용하여 자동으로 하지부위의 위치좌표를 측정하였다. EVaRT 4.6.1 프로그램을 이용하여 카메라로부터 위치좌표 값을 측정하였고, 카메라 속도는 200프레임/초이었다. 지면반력 측정장비는 Force Platform(AMTI OR-6)을 사용하였으며, 주행속도를 통제하기 위하여 비슬(주)에서 개발한 구간 속도 측정기를 사용하였다.

5. 실험방법

지면반력측정기를 이용한 힘 측정법으로 지면반력

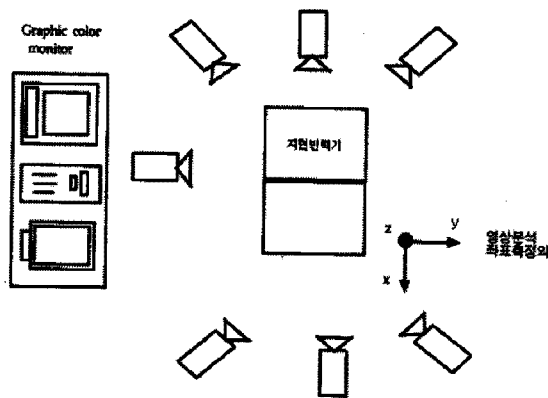


그림 1. 실험장비의 배치

관련 변인과 각 관절의 모멘트를 산출하며, 3차원 영상 분석을 통하여 아킬레스건각과 발목관절각, 무릎관절각, 고관절각, 전경각을 산출하였다.

실험장비의 배치는 <그림 1>과 같이 지면반력판이 메설된 주로 옆에 주행속도를 통제하기 위하여 구간속도측정기를 설치하였다. 3D를 이용하여 각종 하지의 관절각을 분석하기 위하여 7대의 광학식 모션캡춰 카메라를 <그림 1>과 같이 설치하였다. 영상분석자료와 지면반력자료의 동조는 EVaRT 4.6.1 프로그램에서 동시에 동조 및 제어를 수행하였다.

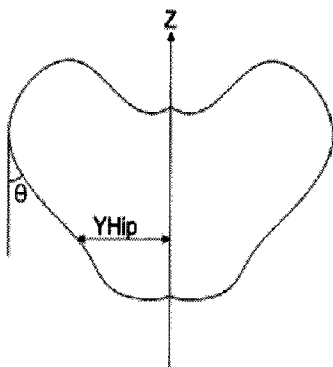
실제실험은 모든 실험장비가 배치된 다음 먼저 실공간좌표를 산출하기 위하여 실험 전 통제점 틀을 운동의 전 구간에 대한 DLT계수 정보를 획득하는 절차를 수행하였다. 각 피험자는 하지, 신발에 반사마킹을 부착하여 자동으로 위치좌표가 추출되도록 준비하였고, 반사마킹이 부착된 운동화를 착용하고 무작위 방법

(random order)으로 달리기 속도의 변화에 따른 실험을 실시하였다. 관찰자와 피험자가 동시에 만족한 시기만을 성공한 횟수로 간주하고 만족스러울 때까지 계속 실험을 실시하였다.

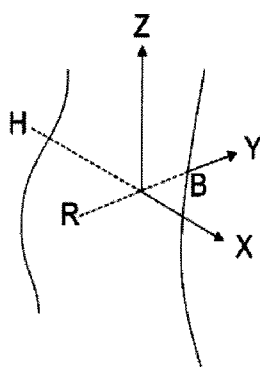
6. 자료처리방법

본 연구에서 통제점의 좌표화와 인체 관절 중심점의 좌표화, 동조, DLT방법에 의해 3차원 좌표가 계산되었고, 수치화할 때 나타나는 오차를 줄이기 위하여 Burthworth low pass digital filtering방법을 사용하여 평활화(smoothing)하였다. 각 점의 좌표를 이용하여 아킬레스건각, 발목관절각, 무릎관절각, 고관절각, 전경각 등을 구하고 각각의 각속도는 각변위 함수를 1차 미분하여 구한다. 지면반력변인은 반복 측정된 자료 중에서 지면반력 그래프를 이용하여 가장 정상적인 구간을 선택하여 Fz의 힘과 시간변인을 구하였다.

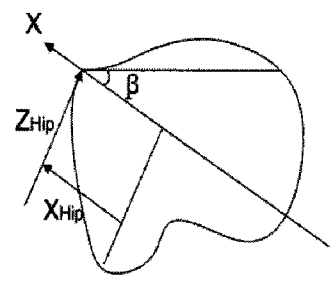
이러한 영상분석변인과 지면반력변인은 자료를 표준화(normalization)하여 통계처리에 이용하였다. 즉, 지면반력측정에 각 방향의 힘은 체중의 영향을 받기 때문에 이 자료를 직접 집단간 비교할 경우 잘못된 결과가 나타날 수 있다. 따라서 체중에 의한 영향을 제거하기 위하여 각 피험자의 체중으로 나누어 자료를 표준화하였다. 또한 영상분석변인과 지면반력변인과의 상관관계를 구하는데 있어서 피험자간의 구간별 시간이 일치하지 않기 때문에 모든 변인들의 비교를 위하여 지면과의 접지시간을 1로 보고 동일 시간으로 나누어 표준화하였다.



<그림 A>



<그림 B>



<그림 C>

1) Davis Protocol

본 연구에서는 하지관절의 모멘트를 산출하기 위하여 Davis protocol을 사용하였다. Davis protocol은 영상분석을 통한 하지연구에서 신체외부의 마킹점으로부터 인체 관절점을 추정하는 방법으로 많이 활용되고 있다. 본 연구에서도 <그림 2>와 같이 신체에 외부마킹을 한 후 실험을 실시하였다. Davis protocol을 통해 실제 인체관절점을 추정하는 방법은 다음과 같다. 먼저 <그림 2>의 마킹점들의 위치좌표값이 산출이 되면 고관절에서의 지역좌표축을 그림 B와 같이 설정하였다. 이때 고관절의 실좌표값은 다음 식을 통해 산출하였다. 무릎관절과 발목관절의 위치산출은 각각의 지역좌표축의 정의를 통하여 산출하였다.

$$\begin{aligned}
 X(\text{hip}) &= (-x - \text{마커반경})\cos\beta + C \cos\theta \sin\beta \\
 Y(\text{hip}) &= S(C\sin\theta - d/2) \\
 Z(\text{hip}) &= (-x - \text{마커반경})\sin\beta - C \cos\theta \cos\beta
 \end{aligned}$$

단, θ : 28.4도, β : 18도, C : 0.155*다리길이 - 0.0153
(단위 : m)

2) 지역좌표축의 설정

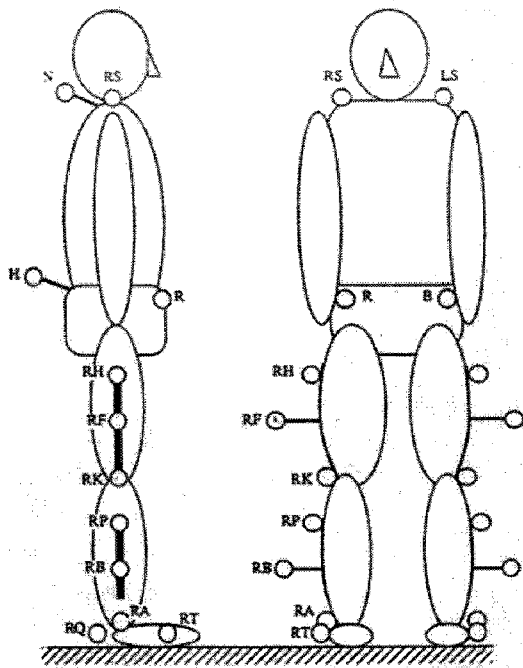


그림 2. 인체마킹 점

발목관절과 무릎관절의 모멘트를 측정하기 위하여 <그림 3>과 같이 지역좌표축을 설정하고 이를 통해 인체분절의 각가속도 및 관절모멘트를 측정하였다.

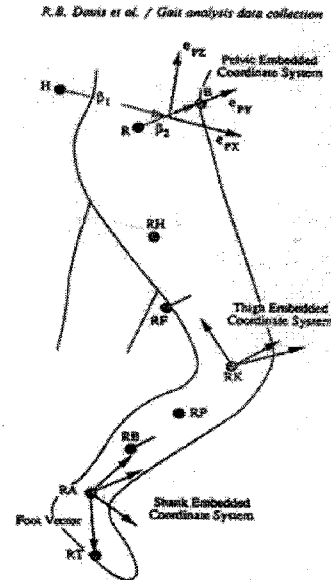


그림 3. 지역좌표축의 설정

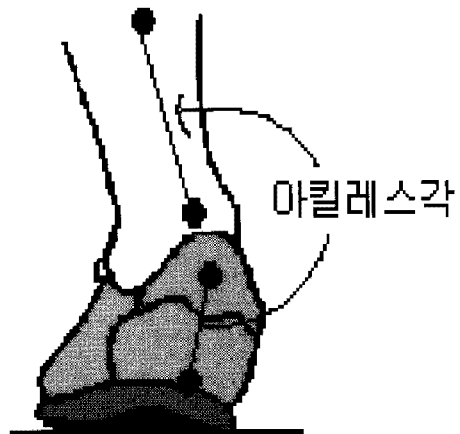


그림 4. 아킬레스건각의 정의

3) 3차원 실공간 좌표의 계산

모니터 화면에 나타난 표식점(land mark)을 디지털한 좌표계와 실공간 좌표계로부터 DLT 변환식의 계수를 산출하였다. 그 후 계산된 DLT 계수와 인체관절 중심점의 평면좌표를 이용하여 피험자의 3차원 공간좌표를 산출하였다. 3차원 공간좌표의 산출 후 공간

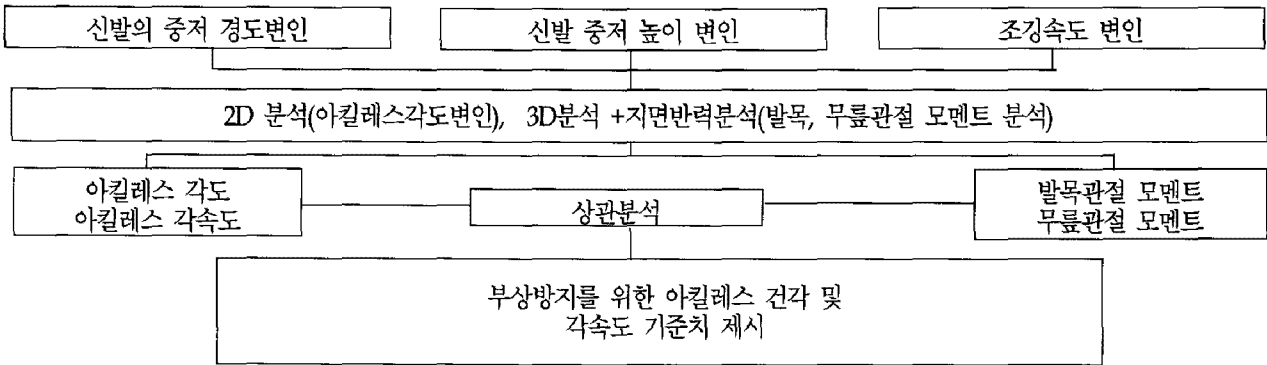


그림 5. 연구의 흐름도

좌표의 우연오차(random error)를 제거하기 위한 스무딩(smoothing)방법으로 2nd-Order Butterworth Low Pass Filtering 방법을 이용하였으며, 이 때 cut-off frequency는 20Hz로 하였다.

4) 발목, 무릎관절 모멘트의 상해수치

발목관절과 무릎관절 모멘트의 상해수치(Critical Point)는 Parenteau(1998)의 데이터와 Piziali(1982)의 데이터를 기초로 수행하였다. 이와 더불어 더 많은 참고 문헌 연구를 통해 보다 설득력 있는 데이터를 기초로 수행하였다.

5) 연구의 흐름도

본 연구의 전체적인 흐름도는 다음 그림과 같다.

III. 연구결과 및 논의

1. 주행속도, 중저의 경도, 중저의 높이에 따른 관절 모멘트

주행속도 조건(3m/s, 4.5m/s), 중저의 높이(17cm, 19cm, 21cm), 경도(shore A 40, shore A 50, shore A 60)에 따른 고관절, 무릎관절, 발목관절에서의 최대 모멘트는 <표 1>과 같다. <표 1>에서 나타난 바와 같이 고관절 모멘트(회외, 신전)에서는 주행속도 3m/s 조건에서 중저의 높이에 별 관계없이 경도가 낮을수록 커지는 경향을 보이고 있으나 뚜렷한 차이는 나타나지 않았다. 주행속도4.5m/s 조건에서는 일관성 있는 경향을 보이지 않았으며 외전모멘트에서도 전체적으로 불규칙하

고 뚜렷한 경향성을 보이지 않고 있다. 따라서 달리기 속도, 중저의 높이, 경도에 따라 고관절 모멘트에 뚜렷한 경향을 보이지 않아 고관절의 근활동은 달리기 속도, 중저의 높이, 경도에 큰 영향을 받지 않는 것으로 판단된다.

무릎관절 외반모멘트는 중저의 경도가 낮아짐에 따라 모멘트 값이 커지는 경향을 보이고 있으며, 중저의 높이가 작아짐에 따라 모멘트 값도 작아지는 경향을 보이고 있다. 본 연구결과와 무릎관절 회외모멘트, 외반모멘트 크기는 Piziali(1982)이 제시한 상해 모멘트 수치인 회외모멘트 35-80 N/m 보다 약 1/4 - 1/10 정도의 크기이고, 외반모멘트 125-210 N/m 보다 1/2 - 1/4 배의 크기로 나타나 정상 달리기를 할 경우 급성상해를 일으킬 가능성은 적다고 말할 수 있다. 그러나 지면의 상태나 지면마찰계수, 이와 연계된 특이한 동작(예: 방향전환 동작) 등이 일어나면 부상당할 가능성도 배제할 수 없다. 또한, 오랜 시간 달리기를 할 경우 피로와 과사용(overuse) 상해를 발생할 가능성이 있다(ALAN, 2004)고 판단된다.

발목 회외모멘트는 속도의 증가에 따라 모멘트 값의 크기가 커지는 경향을 보이고 있으나 중저의 높이, 경도에 따라서는 뚜렷한 경향성을 보이지 않고 있다. 본 연구의 발목 회외모멘트 크기는 Parenteau(1998)의 연구에서 제시된 상해모멘트 수치 48±12.2 N/m 에 비해 1/3 - 1/2배 수준으로 정상 달리기시 발목관절 회외모멘트에 의해 상해 가능성은 낮은 것으로 판단된다. 그러나 무릎관절 모멘트에서 언급한 바와 같이 피로나 과사용에 의해 상대 가능성은 배제할 수 없을 것으로 사료된다

표 1. 주행속도, 중저의 경도, 중저의 높이에 따른 관절모멘트

단위 : N/m

속도	중저	경도	최대	최대	최대	최대무릎	최대	최대	최대	최대무릎관절 저측굴곡 모멘트	
			고관절 회외 모멘트	고관절 외전 모멘트	고관절 신전 모멘트	관절 회외모멘트	무릎과절 외반모멘트	무릎관절 신전 모멘트	발목관절 회외모멘트		발목관절 내반 모멘트
						35-80 (상해치)	125-210 (상해치)	48±12.2 (상해치)			
3.0 m/s	17	40	16.96845	82.37225	75.46365	8.40625	56.2117	143.667	16.76	1.23485	186.7035
		50	16.058	83.29805	64.04215	7.08705	56.6189	137.3304	21.064	0.248	186.8115
		60	15.64285	84.06935	57.055	5.8662	57.17295	132.4846	17.8394	0.65545	189.9305
	19	40	17.67765	81.48385	67.93765	7.148	63.86875	139.6073	16.06105	0.15185	184.1415
		50	16.9656	80.24275	65.72125	7.85855	55.048	146.5948	18.14735	0.0311	184.073
		60	14.8644	80.6613	61.602	6.53495	51.40875	142.4259	15.59605	0.54115	183.762
	21	40	17.45765	78.68115	67.5437	7.2028	65.3052	139.8984	15.4171	0.1838	182.17
		50	17.8536	84.46045	66.99475	8.13665	65.19515	146.5768	15.9201	0.34285	180.9735
		60	15.9474	83.75575	63.7773	7.2861	63.8995	145.7484	16.33065	0.50805	178.291
4.5 m/s	17	40	12.9559	84.2169	74.16795	8.1139	53.27755	139.8915	20.77435	0.76675	188.4415
		50	15.05605	84.95535	75.8892	7.75725	51.57925	122.4171	22.15475	0.2236	191.718
		60	14.1101	83.8897	78.51515	7.24815	52.34295	129.9637	21.18575	0.5317	190.0305
	19	40	13.4168	80.89495	74.6232	6.573	57.6422	137.4124	20.30085	0.24245	186.037
		50	14.5845	83.2675	74.62435	8.85775	51.97545	142.7139	22.98155	0.3328	191.062
		60	13.97065	80.15745	76.8715	8.2515	53.4957	139.1131	18.5366	0.17785	181.8555
	21	40	18.4598	91.35455	88.65585	6.13505	63.1761	133.5379	17.1956	0.26265	184.9685
		50	16.06415	85.9662	83.5529	7.01845	60.94105	137.4014	17.7867	0.2184	187.6405
		60	17.18255	86.58865	88.80625	7.75505	58.5123	139.9497	19.03945	0.2326	184.0895

표 2. 고관절 모멘트와 관련변인과의 다중회귀분석

Model	B	표준오차	t	유의확률	결정계수
상수(C)	-3.230	3.960	-0.816	0.415	0.085
총 충격량(A1)	1.197	0.213	5.621	0.000	
능동영역의 최대지면반력(A2)	-0.061	0.021	-2.890	0.004	
최대 고관절 회외 모멘트 = -3.230 + 1.197*A1 -0.061*A2					
상수(C)	-370.074	130.380	-2.838	0.005	0.286
총 충격량(A1)	3.177	0.691	4.595	0.000	
아킬레스건각의 총 변화량(A2)	1.631	0.365	4.473	0.000	
능동영역의 최대지면반력(A3)	0.252	0.069	3.666	0.000	
후족각의 총 변화량(A4)	-1.045	0.323	-3.234	0.001	
최대 아킬레스건각(A5)	1.769	0.733	2.412	0.016	
최대 고관절 외전모멘트 = -370.074 + 3.177*A1 +1.631*A2 + 0.252*A3 -1.045*A4 +1.769*A5					
상수(C)	-452.723	118.087	-3.834	0.000	0.480
수동영역 부하율(A1)	0.009	0.001	13.351	0.000	
주행 속도(A2)	19.663	2.613	7.524	0.000	
아킬레스건각의 각속도(A3)	-5.347	0.858	-6.230	0.000	
중저의 높이(A4)	2.626	0.777	3.380	0.001	
총 충격량(A5)	2.335	0.574	4.065	0.000	
최대 아킬레스건각(A6)	1.905	0.677	2.813	0.005	
수동영역 최대지면반력(A7)	-0.136	0.056	-2.410	0.016	
최대고관절 신전모멘트 = -452.723 +0.009*A1 +19.663*A2 -5.347*A3 +2.626*A4 +2.335*A5 +1.905*A6 -0.136*A7					

이상에서 논의된 바와 같이 각 관절모멘트의 크기는 선행연구에서 제시된 수준의 1/2-1/10의 범위 내에 있기 때문에 본 연구의 주행속도, 중저의 경도와 높이 조건은 부상을 입을 가능성이 없는 수준이라고 판단된다. 다만 상해 기준치의 범위는 사람의 신체적인 조건에 따라 다르기 때문에 현재의 관절모멘트의 값에 2배-10배를 곱한 값이라고 판단하면 가능하리라 사료된다.

2. 관절모멘트와 운동학 및 운동역학적 관련변인과의 다중회귀분석

고관절모멘트, 무릎관절모멘트, 발목관절모멘트와 최대 후족각, 후족각의 총 변화량, 최대 후족각속도, 최대 아킬레스건각, 아킬레스건각의 총 변화량, 최대 아킬레스건각속도, 수동영역 지면반력 최대값, 수동영역 지면반력 부하율(loading rate), 지면반력데이터 중 수동영역 충격량, 능동영역 지면반력 최대값, 지면반력데이터 중 능동영역 충격량, 총 지면반력의 충격량과의 다중회귀식 결과는 다음과 같다. 이 때 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

1) 고관절 모멘트와 관련변인과의 다중회귀분석

최대 고관절 회외모멘트는 지면지지기시 지면반력의 총 충격량, 지면반력 능동적 충격량 두 요인에 의해 산출식이 결정되었다. 즉, 고관절의 회외모멘트와 관련 깊은 요인은 지면반력 요인들에 의해 결정된다는 것을 알 수 있다. 결정계수는 0.085로 회귀식의 적합성은 매우 낮은 것으로 나타났다.

최대 고관절 외전모멘트는 지면반력의 총 충격량, 아킬레스건각의 총 변화량, 능동영역의 지면반력 최대값, 지면지지기의 후족각의 총 변화량, 최대 아킬레스건각에 의해 산출식이 결정되었으며, 결정계수는 0.286으로 낮은 적합성을 보였다. 최대 아킬레스건각 및 변화폭과 관련성이 있는 것으로 아킬레스건각이 발의 회내운동과 관계있는 것으로 판단해 볼 때(Nigg, 1986) 고관절 외전모멘트는 발의 회내운동의 연관관계가 있는 것으로 판단된다. 또한 최대 후족각과 관련성으로 보아 신발에 의한 영향을 받는 요인으로 판단된다.

최대 고관절 신전모멘트는 지면반력의 수동영역 부

하율, 달리기 속도, 지면지지기의 아킬레스건각의 변화폭, 중저의 높이, 지면반력 총 충격량, 지면지지기의 최대 아킬레스건각, 수동영역의 지면반력 최대값에 의해 산출식이 결정됐으며 결정계수는 0.48로 나타났다. 고관절 회외모멘트나 외전모멘트와는 달리 신전모멘트는 달리기 속도, 중저의 높이, 아킬레스 건각, 지면반력 요인 등과 밀접한 상관관계가 있는 것으로 나타나 많은 관계요인에 의해 영향을 받는 변인으로 판단된다.

2) 무릎관절 모멘트와 관련변인과의 다중회귀분석

무릎관절의 회외모멘트는 능동영역 지면반력의 최대값, 총 지면반력 충격량에 의해 산출식이 결정되었고 결정계수는 0.064으로 낮게 나타났다. 문영진(1999)은 신발 중저의 경도나 높이는 회내운동과 깊은 관계가 있으며 발목과 무릎상해의 원인이 된다고 하였다. 또한, Maryn(2005)은 과도한 회내운동은 경골의 지나친 내회전을 일으키고 "runner's knee"의 위험을 증가시킨다고 보고하였으며, Stefanyshyn(2003)은 달리기를 통해 주로 발생하는 PFPS(patellofemoral pain syndrome)인 사람들은 무릎 외전모멘트와 회외 모멘트가 일반인보다 25% 더 높게 나타났다고 보고하였다. 이처럼 선행연구에서 제시된 자료에 비해 본 연구의 회전 모멘트와 관련된 변인은 지면반력과 관련된 변인으로만 구성되었고, 회내운동과 관계있는 최대 아킬레스건각이나 각속도, 최대 후족각, 각속도와는 관련성을 보이지 않았다. 이는 Clement(1981)이 달리기전수의 하지정렬 상태가 상해와 관련된 주요 요인이며, Martyn(2001)이 신발의 높이나 굴곡성은 부상과 상관관계가 높지 않으며, Hinterman(1994)이 "거골하관절 회내운동과 경골 내회전과의 커플링 관계는 절대적이지 않다"라는 보고처럼 주류학설과 대립되는 결과로 추후 더 깊은 연구가 수행될 필요성이 있다고 판단된다.

최대무릎관절 외전모멘트는 총 지면반력 충격량, 능동영역 지면반력 최대값, 지면지지기시 후족각의 총 변화량, 최대 후족각, 지면지지기의 아킬레스건각의 총 변화량, 최대 아킬레스건 각속도, 지면반력 능동영역 충격량에 의해 산출식이 결정되었다. 최대 무릎관절 외전모멘트는 무릎관절 회전모멘트와는 달리 신발의 회내운동과 관련성이 있는 최대 아킬레스 각속도 및 각도

표 3. 무릎관절 모멘트와 관련변인과의 다중회귀분석

Model	B	표준오차	t	유의확률	결정계수
상수(C)	6.377	2.669	2.390	0.017	0.064
능동영역 최대지면반력(A1)	0.070	0.014	4.948	0.000	
총 충격량(A2)	-0.475	0.144	-3.307	0.001	
무릎관절 회외모멘트 최대값 = 6.377 +0.070*A1 -0.475*A2					
상수(C)	-144.268	36.448	-3.958	0.000	0.250
총 충격량(A1)	4.406	1.020	4.320	0.000	
능동영역 최대지면반력(A2)	-0.462	0.086	-5.382	0.000	
후족각의 총 변화량(A3)	-3.625	0.571	-6.348	0.000	
최대 후족각(A4)	1.504	0.342	4.404	0.000	
최대아킬레스건각 변화량(A5)	1.242	0.387	3.211	0.001	
최대 아킬레스건각의 각속도(A6)	8.073	3.460	2.333	0.020	
능동영역 충격량(A7)	2.398	1.096	2.187	0.029	
무릎관절 외전모멘트 최대값 = -144.268 +4.406*A1 -0.462*A2 -3.625*A3 +1.504*A4 +1.242*A5 +8.073*A6 +2.398*A7					
상수(C)	0.759	15.530	0.049	0.961	0.245
총 충격량(A1)	8.805	0.885	9.937	0.000	
수동영역 최대지면반력(A2)	-0.348	0.072	-4.845	0.000	
능동영역 최대지면반력(A3)	-0.258	0.082	-3.137	0.002	
수동영역 부하율(A4)	0.002	0.001	2.716	0.007	
무릎관절 신전모멘트 최대값 = 0.759 +8.805*A1 -0.348*A2 -0.258*A3 +0.002*A4					

표 4. 발목관절 모멘트와 관련변인과의 다중회귀분석

Model	B	표준오차	t	유의확률	결정계수
상수(C)	-82.849	40.706	-2.035	0.043	0.117
주행속도(A1)	3.496	0.863	4.051	0.000	
능동영역 최대지면반력(A2)	0.053	0.016	3.263	0.001	
중저의 높이(A3)	-0.916	0.258	-3.548	0.000	
아킬레스건각의 변화폭(A4)	-0.981	0.299	-3.278	0.001	
최대 아킬레스건각(A5)	0.550	0.233	2.360	0.019	
발목관절 회외모멘트 최대값 = -82.849 +3.496*A1 +0.053*A2 -0.916*A3 -0.981*A4 +0.550*A5					
상수(C)	1.798	0.621	2.895	0.004	0.040
아킬레스건각의 변화폭(A1)	0.107	0.043	2.517	0.012	
수동영역 최대지면반력(A2)	-0.005	0.002	-2.264	0.024	
주행속도(A3)	-0.294	0.131	-2.245	0.025	
발목관절 외전모멘트 최대값 = 1.798 +0.107*A1 -0.005*A2 -0.294*A3					
상수(C)	215.278	105.077	2.049	0.041	0.672
능동영역 최대지면반력(A1)	1.092	0.043	25.483	0.000	
수동영역 충격량(A2)	5.796	0.744	7.786	0.000	
수동영역 부하율(A3)	-0.002	0.001	-3.591	0.000	
최대 아킬레스건각의 각속도(A4)	7.626	2.301	3.315	0.001	
최대 후족각의 각속도(A5)	-9.401	1.917	-4.904	0.000	
후족각의 총 변화량(A6)	1.820	0.301	6.037	0.000	
최대 아킬레스건각(A7)	-1.527	0.593	-2.574	0.001	
발목관절 저축굴곡모멘트 최대값 = 215.278 +1.092*A1 +5.796*A2 -0.002*A3 +7.626*A4 -9.401*A5 +1.820*A6 -1.527*A7					

의 총 변화량과 후족각 및 총 변화량과 다른 변인에 비해 비교적 큰 상관성을 갖는 것으로 나타났다. 특이한 점은 최대 아킬레스건각과는 상관성이 보이지 않는 것으로 나타났다. 이러한 결과를 토대로 판단해 볼 때 달리기시 발생하는 회내운동은 무릎관절의 내회전보다는 외전모멘트의 활동과 더 깊은 관계가 있는 것으로 사료된다.

최대무릎관절 신전모멘트는 4가지 지면반력 요인에 의해 산출식이 결정되는 것으로 달리기시의 무릎 신전근은 수동 및 능동영역의 지면반력과 관계가 있는 것으로 나타났다.

3) 발목관절 모멘트와 관계요인과의 다중회귀분석

최대 발목관절 회외모멘트는 달리기 속도, 능동영역 지면반력 최대값, 중저의 높이, 아킬레스건각속도의 변화폭, 최대 아킬레스건각에 의해 산출식이 결정되었다. 결정계수는 0.11로 낮게 나타났다. 문영진(1999)이 달리

기 속도에 따라 발목관절 회외모멘트가 증가한다고 보고한 것과 일치하는 것으로 나타났다. 또한, 아킬레스건각 및 각속도 성분과 관련성이 큰 것으로 나타나, Nigg(1986)의 아킬레스건각은 회내운동을 묘사하는데 활용되는 대표요인이라고 보고한 것과 일치하는 것으로 나타났다.

최대 발목관절 내번 모멘트는 아킬레스건각속도의 변화폭, 수동영역 지면반력 최대값, 달리기 속도에 의해 산출식이 결정되었으며 결정계수는 0.040으로 낮은 회귀식 적합도를 보였다.

발목관절 저축굴곡모멘트는 능동영역 지면반력의 최대값, 지면반력 수동영역의 충격량과 부하율, 최대 아킬레스건각 및 각속도, 후족각의 총 변화량, 최대 후족 각속도에 의해 산출식이 결정됐으며 결정계수는 0.672로 유의한 회귀식 적합성을 보였다.

표 5. 관절모멘트와 운동학 및 운동역학적 관련변인과의 상관관계

	최대 후족각	후족각 변화량	최대 아킬레스각도	아킬레스각도 변화량	최대 후족각속도	후족각속도 변화량	최대 아킬레스각속도	최대아킬레스각속도 변화량	수동영역 지면반력 최대값	수동영역 부하율	수동영역 충격량	능동영역 지면반력 최대값	능동영역 충격량	총 충격량	속도	중저의 경도	중저의 높이
최대고관절 회외모멘트	0.001	-0.079	0.041	0.052	-0.016	-0.029	-0.110	-0.085	0.139	0.035	0.146	0.067	0.157	0.253	-0.123	0.046	0.108
최대고관절 외전모멘트	0.105	0.139	0.131	0.217	0.119	0.111	-0.043	0.067	0.291	0.105	0.060	0.437	0.401	0.458	0.004	0.000	0.019
최대고관절 신전모멘트	-0.076	-0.177	0.104	-0.140	-0.150	-0.174	-0.145	-0.178	0.259	0.545	0.096	0.146	0.098	0.161	0.265	0.048	0.075
최대무릎관절 회외모멘트	-0.042	0.035	0.053	0.020	-0.001	0.049	0.069	0.012	-0.003	-0.012	-0.113	0.189	0.070	0.006	-0.025	0.008	-0.013
최대무릎관절 회내모멘트	-0.091	-0.223	-0.086	-0.103	-0.164	-0.216	-0.134	-0.206	0.065	0.015	0.157	-0.062	0.131	0.231	-0.063	0.052	0.115
최대무릎관절 신전모멘트	-0.036	-0.031	0.051	-0.031	0.006	-0.052	0.000	0.016	0.028	0.077	0.023	0.159	0.374	0.408	-0.105	0.009	0.077
최대발목관절 회외모멘트	-0.105	-0.032	0.079	0.014	-0.065	-0.044	-0.059	-0.072	-0.020	0.010	-0.092	0.166	0.048	-0.004	0.196	-0.017	-0.150
최대발목관절 내번모멘트	0.053	0.091	-0.065	0.063	0.105	0.077	0.111	0.113	-0.107	-0.090	-0.057	-0.031	0.067	0.036	-0.105	0.011	-0.109
최대발목관절 저축굴곡모멘트	0.114	0.240	0.059	0.210	0.175	0.204	0.063	0.179	0.414	0.016	0.008	0.767	0.538	0.572	-0.030	0.009	-0.071

3. 관절모멘트와 운동학 및 운동역학적 관련변인과의 상관관계분석

<표 5>는 18가지 조건(주행속도 2조건 × 중저의 경도 3조건 × 중저의 높이 3조건)의 신발에 대한 하지관절 모멘트변인과 운동학 및 운동역학적 관련변인과의 상관관계표이다. 최대 발목관절 저축 굴곡모멘트는 지면반력 요인중 능동영역 지면반력과 충격량, 총 충격량과의 상관도가 높게 나타났다. 고관절의 외전모멘트 또한, 능동영역 지면반력 및 충격량, 총 충격량과 상관도가 높게 나타났다. 이는 추진을 크게 하기 위한 능동적 지면반력을 크게 발현하기 위해서는 발목관절에서 저축 굴곡근의 활동과 고관절에서의 외전근의 근활동이 중요하다는 것을 보여주는 것으로 판단된다. 최대 고관절 신전모멘트에서는 수동영역 부하율과 0.545의 상관관계를 보이고 있다. 이는 수동영역에서의 부하율이 크게 되면 고관절 신전근에 문제를 일으킬 가능성이 있다는 것으로 암시해 주는 자료라 판단된다.

IV. 결론 및 제언

1. 결 론

본 연구는 신발의 기능성을 손쉽게 분석할 수 있는 2D 영상분석에 의해 구한 아킬레스건 각 및 각속도 변인과 상해를 추정할 수 있는 3D 영상분석을 통하여 구한 발목관절모멘트, 무릎관절모멘트, 고관절모멘트와 어떠한 관계성이 있는지를 밝히고, 또한 이를 통해 손쉽게 신발관련 부상요인을 분석할 수 있는 적정 기준치를 마련하는데 그 목적이 있다.

본 연구에 동원된 피험자는 남자 대학생 30명이었으며, 18가지 조건(주행속도 2가지, 중저의 경도 3가지, 중저의 높이 3가지)을 영상분석법과 지면반력측정을 통하여 각 관련변인을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 고관절 외전모멘트는 달리기 속도, 중저의 높이, 최대 아킬레스건각, 지면반력 변인 등 많은 관련 변인에 의해 영향을 받는 것으로 나타났다.

2. 달리기시의 무릎관절 회외모멘트의 크기는 상해 임계치보다 약 1/10 ~1/4배로 나타났으며, 외반모멘트의 크기는 상해 임계치보다 1/4~1/2배로 나타났다.
3. 달리기시 발목 회내모멘트의 크기는 상해 임계치의 1/3~1/2배 수준으로 나타났다.
4. 무릎 회외모멘트는 회내운동과 관계 깊은 변인인 최대 아킬레스건각 이나 각속도 등과 관련성을 보이지 않는 것으로 나타났다.
5. 달리기시 발생하는 회내운동은 무릎관절의 회외모멘트 활동보다는 외반모멘트 활동에 더 깊은 관계가 있는 것으로 판단된다.
6. 발목관절의 저축 굴곡근과 고관절의 외전근은 지면반력요인과 관계가 깊은 것으로 나타났다.
7. 지면반력의 수동영역에서 부하율이 크게 되면 고관절 신전근의 근활동이 크게 발현되어 신전근의 문제를 일으킬 가능성이 있다

2. 제 언

생체역학적 신발분석의 주요변인으로는 충격흡수, 회내운동이다. 이중에서 회내운동요인이 장기간 운동시에 많이 발생하는 무릎 상해과 관련이 깊은 것으로 보고되고 있다. 이를 평가하기 위한 방법으로 아킬레스건 각변인이 많이 활용되고 있다. 그러나 본 연구결과에서 나타난 바와 같이 이러한 변인들이 부상관련 변인인 관절 모멘트와의 상관관계가 매우 중요한데 이를 분석하지 않는 연구결과는 여러 신발연구요인에 대해 재점검하고, 면밀히 재검증되어야 한다고 사료된다.

참 고 문 헌

- 곽창수(1994). 마라톤화 중저의 부위별 경도가 충격흡수 및 추진력의 크기에 미치는 효과. 한국체육과학연구원. 1994년도 연구과제결과보고서.
- 문영진(1999). 조강시 부상방지를 위한 신발 중저의 경도 및 높이에 대한 연구. 서울대학교 체육연구소 논집. 제 20권 2호

- 프로스펙스 (1997). 런닝화 브랜드별 생체역학적 기능분석. 미 발간물.
- Alan Hreljac (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and Science in sport & exercise*. Vol. 36, No. 5, May 2004, pp 845-849.
- Clement, D.B., et al.(1981) A survey of running overuse injuries. *Phys. Sportsmed* 9:47-58.
- Cook, S. D., Brinker, M. R., Mahlon, P.(1990). Running shoes, their relation to running injuries. *Physician and Sports Medicine* 9, 47 - 58.
- Davis III, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., and James R. Gage (1991). *Human Movement Science*, 10, 575-587. North-Holland.
- Frederick, E. C., Clarke, T. E., Hamill, C. L.(1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. In E.C.
- Hamill, J., Haddad, J. M., McDermott, W. J.(2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of applied biomechanics*. 16 : 407-418.
- Hinterman, B., Nigg, B.M., et al(1994). *Clin Biomech* 2:60-66.
- James, S., Bates, B., Osternig, L.(1978). Injuries in runners. *The American Journal of Sports Medicine* 6, 40-50.
- Kerr, B.A., Beauchamp, L., Fisher, V., and Veil, R.(1983). Footstrike patterns in distance running. In: B. M. Nigg and B. A. Kerr(eds.), *Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces*, pp. 135-142. University of Calgary, Canada.
- Knutzen, K. M. and Price, A.(1994). Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 84, 171-180.
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Commer, H. J. III, & Kalenak, A. (1992). Three dimensional kinematics of the knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25, 347-357.
- Maryn, R.(2005). *Footwear Biomechanics : What does the future hold? 7th symposium on footwear biomechanics*.
- McMahon, T. A., Valiant, G. and Frederick, E. C.(1987). Ground running. *J. Appl. Physiology*, 62, 2326-2337.
- Milani, T. L., Schnabel, G. and Hennig, E. M.(1995). Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *J. Appl. Biomech.*, 11, 177-187.
- Nigg, B. N. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Human Kinetics Publishers.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M, Stoke, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness of external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics* 20(10), 951-959.
- Parenteau, C. S., Viano, D. C. and Petit, P.Y.(1998). Biomechanical properties of human cadaveric ankle-subtalar joint in quasi-static loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, February, Vol. 120. 105-111.
- Piziali, R. L., Nagel, D. A., Koogle, T., & Whalen, R. (1982). Knee and tibia strength in snow skilling. In R. J. Jonson, W. Hauser, & M. Magi(Eds), *In Si Trauma and Skilling Safety IV*(pp. 24-31). Munich : TUV Publication Series.
- Sparrow, W. A., Donovan, E., van Emmerik, R. E .A, & Barry, E. B. (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal f Motor behavior*, 19:115-129.
- Stefanyshyn. (2003). *Joint Movements, Sport Surface and Sport Injuries*, pp. 89-106. HPL, calgary.
- Walter, S. D., Hart, L. E., Sutton, J. R., McIntosh, J.

M, Gauld, M. (1988). Training habit and injury experience in distance runners, age and sex related factors. The physician and Sports medicine 16, 101-111.

투 고 일 : 2006. 10. 30

심 사 일 : 2006. 11. 10

심사완료일 : 2006. 12. 20