《研究論文》

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol. 4 No. 2, Dec 1985

뜀 거동에 對한 기계역학적 일량의 계산

(Mechanical Energy Consumption for Human Running)

尹 用 山† 李 庸 一††

Abstract

Mechanical energy consumption during human running was studied. The subject was modeled by an eleven segment planar open linkage system and analyzed by Newtonian equations of motion from film data with a sampling rate of 50 Hz. The motion data from films were smoothed by lower 7 harmonics before analysis. And this study was tried for a normal male subject running on a concrete floor.

The mechanical energy consumption was evaluated from the five different criteria suggested by others and a joint energy consumption criterion newly devised based on the muscle contraction.

Ⅰ. 서 론

인간의 근육·골격 구조는 거의 750종류의 근육에 의해 활동되어지고, 240정도의 자유도를 갖는 복잡한 관절기구로 구성되어 있다. 보다 정확한 근육·골격 구조의 동역학적인 수학 모델은 지금의 이·공학수준을 넘어서고 있지만, 강체역학을 기초로 한 인간 거동의 연구에 대해서는 효과적인 근사모형화 방법을 사용하여 계속 발전해왔다. 이 근사모형화 방법은 제한된 거동이나 완속의 거동(slow motion)의 경우 다리 부분과 그들에 관련된 근육을 다루는 간단한 모델을 사용하고 있다.[1]

인간의 신체 한 분절(segment)에 힘을 가하면 그 분절의 에너지 준위는 변한다. 그 순간의 에너지 준위 변화는 그 분절의 위치에너지와 운동에너지 변화의 합을 나타낸다. 이들 에너지 변화는 그림 1과 같이 여러가지 요인에 의한 결과이다.[2] 즉, 뛸 때의 기계역학적 일량은, 3가지 중요한 인자를 갖고 있고, 그 중 가장 중요한 근원은 근육활동에 의한 것이며, 두번째 요인은 근육·골격 구조에서 탄성과부(elastic tissue)에 축적된 에너지의 방출이고, 세번째 중요요인은 뛸 때 각 분절(또는 관절)간의 에너지 전달이다.

†KAIST 기계공학과
††한국전자통신연구소 기계설계실

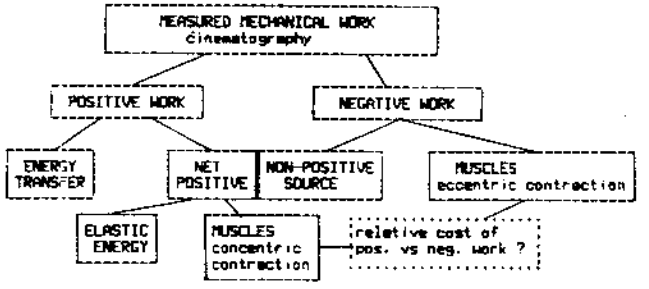

그림 1. 일량의 근원 및 기계역학적 일량과 신진대사 일량 사이의 관계에 영향을 주는 인자

뛸 때의 에너지 소모량 추측을 위해서는 750 종류에 달하는 많은 근육들의 활동을 개별적으로 해석하는 것이 가장 정확하겠으나, 본 연구에서는 근육활동의 총체적인 결과에너지로서 관절에서의 모멘트에 대해서 다루고 에너지 소모량 추측을 위해 사람을 다절기구들의 조합으로 모형화하여 그로부터 여러 기계역학적인 방법을 사용하여 각 관절에 걸리는 모멘트와 관절일량을 계산하였다. 그리고 그들 모멘트와 일량으로부터 뛸 때의 소모 에너지량을 추측하였다.

Ⅱ. 여러가지 기계역학적 일량의 계산 방법

1. 각 에너지 성분

① 위치 에너지 (PE)
② 병진 운동 에너지 (TKE)
③ 회전 운동 에너지 (RKE)

2. 질량 중심에 의한 방법

$$\text{총 일량} = \sum_{\text{frame}} (|\triangle PE| + |\triangle TKE|)$$

3. 假 일량 방법 (Norman이 제안)

$$\text{총 일량} = \sum_{\text{frame}} \sum_{\text{segment}} (|\triangle PE| + |\triangle TKE| + |\triangle RKE|)$$

4. 분절간 에너지 전달 방법 (Winter가 제안)

$$\text{총 일량} = \sum_{\text{frame}} \sum_{\text{segment}} (|\triangle PE + \triangle TKE + \triangle RKE|)$$

5. 그림 1의 여러 인자를 고려한 방법 (Cavanagh가 제안)

$$\text{총 일량} = (1-a_i)(1-b_j)\,TPOS + C_k\,TNEG/d_l$$

여기서, TPOS는 正의 全일량, TNEG는 負의 全일량, a_i는 TPOS의 분절간 에너지 전달율, b_j는 에너지의 탄성 저장량/$(1-a_i)$ TPOS, C_k는 편심 근육수축으로 인한 負의 일량/TNEG, d_l은 負와 正의 근육활동 일량의 상대적인 신진대사 효율의 비이다.

6. 본 연구에서 제안한 관절일량 방법

$$\text{총 일량} = \text{관절일량} = \sum_{\text{frame}} \sum_{\text{관절수}} T_a \cdot \triangle\theta$$

여기서, $\triangle\theta$는 이웃 frame간의 각 변위이고, T_a는 이웃 frame간의 평균 관절 모멘트이다.

Ⅲ. 뛸 거동時의 문제 정의

1. 가 정

① 뛸 때의 거동은 뛸 방향 평면 (Sagittal Plane)에서만 일어난다.
② 거동은 주기적이고 대칭이다.
③ 인체는 좌·우 대칭이다.
④ 골반과 흉부의 회전 및 골반의 기울어짐은 무시한다.
⑤ 공기저항은 없다.
⑥ 비행상태는 근육이 行한 正의 일량을 저장했다가 방출하는 상태이므로 비행상태에서는 일량계산을 하지 않는다.

2. 인체의 수학적 모델

본 해석에서는 인체를 11개의 강체 막대기와 이들을 연결해주는 10개의 관절로 모형화하고 그것을 3개의 아(亞)링크계로 나누었고, 신체 각 분절의 기계역학적 성질 (질량, 길이, 회전반경등)은 Winter의 통계적 인체측정 표준을 을 사용하여 결정하였다.(그림 2, 그림 3, 표 1)

표 1. Authropometric data

SEGMENT	FOOT	SHANK	THIGH	BODY	UPPER -ARM	FORE -ARM
LENGTH(m)	.2599	.4207	.4190	.8037	.3181	.3420
WEIGHT(kg)	.9135	2.9265	6.3000	36.4140	1.7640	1.3860
RIGHT CM·LEN(m)	.1200	.2385	.2375	.2733	.1387	.2332
LEFT CM·LEN(m)	.1300	.1821	.1814	.2733	.1387	.2332
RADIUS OF GYRATION	.1235	.1270	.1353	.4043	.1024	.1601
HEIGHT : 1.71 M. ; BODY WEIGHT : 63.0 KG. ; R-L ASIS LENGTH : 0.247 M.						

note: CM·LEN is the length from proxlmal to center of mass.
RADIUS OF GYRATION is the length in meter(m.)

그림 2. 11개 강체 막대기로 모형화한 인체

3. 시스템 방정식

본 연구에서는 각 분절의 가속도와 힘을 구하는 데 Newton-Euler 방식을 따라 순환방정식을 세웠다.

그림 4는 개방 연쇄 관절 평면계에서 일반적인 i번째 링크를 나타낸 것이다. 여기서 링크 1이 기준 관성계(여기서는 지면)에 닿아 있다면, 다른 링크의 병진 가속도는 링크1부터 순서대로 순환적으로 구할 수 있고, 그 관계식은 다음과 같다.

$$\ddot{x}_i = \ddot{x}_{i-1} - (l_{i-1} - d_{i-1})(\ddot{\theta}_{i-1}\sin\theta_{i-1} + \dot{\theta}^2_{i-1}\cos\theta_{i-1}) - d_i(\ddot{\theta}_i \sin\dot{\theta}^2_i \cos\theta_1)$$

$$\ddot{y}_i = \ddot{y}_{i-1} + (l_{i-1} - d_{i-1})(\ddot{\theta}_{i-1}\cos\theta_{i-1} - \dot{\theta}^2_{i-1}\sin\theta_{i-1}) + d_i(\ddot{\theta}_i\cos\theta_i - \dot{\theta}^2_i\sin\theta_i)$$

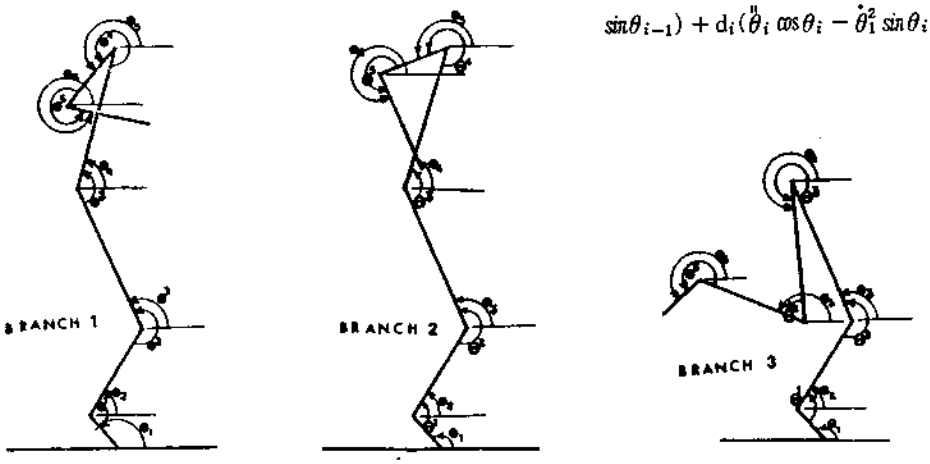

그림 3. 3개의 아링크 계

그렇게 해서 모든 가속도가 계산되었으면, 끝 링크부터 안쪽으로, 순환적으로 힘들을 계산할 수 있고, 그 관계식은 다음과 같다.

$$Fx_i = Fx_{i+1} + m_i \ddot{x}_i$$
$$Fy_i = Fy_{i+1} + m_i \ddot{y}_i + m_i g$$
$$T_i = T_{i+i} - Fx_{i+1}(l_i - d_i)\sin\theta_i + Fy_{i+1}(l_i - di)\cos\theta_i - Fx_i d_i \sin\theta_i + Fy_i d_i \cos\theta_i + I_i \ddot{\theta}_i$$

여기서, I_i 는 질량중심에 관한 i 번째 신체 분절의 관성 모멘트이고, Fx_{n+1}, Fy_{n+1}, T_{n+1} 은 개방 연쇄계의 자유단에 걸리는 힘과 모멘트로서, 본 해석에서는 0의 값을 갖는다.

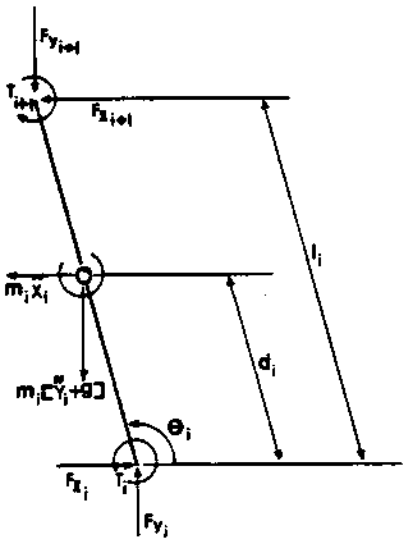

그림 4. 개방 연쇄 관절계에서 i 번째 링크의 자유물체도

4. 본 연구에서 제안한 에너지 소모량 추측 방법

지금까지의 연구에서는, 뛸 거동時의 에너지 소모량 추측 방법으로 각 분절별 에너지 변화를 이용하여 여러가지 결정기준에 의해서 소모량을 추측하였다. 신체 각 분절의 에너지 준위가 변하기 위해서는 많은 근육들의 활동이 존재한다. 그들 근육에 걸리는 힘들의 결과힘이 각 관절에서의 반력과 모멘트이므로, 그 관절에 걸리는 에너지를 뛸 때 신체가 행한 총 기계역학적 일량으로 보고 추측하였다. 그 수학적 표현은 다음과 같다.

$$\text{관절일량} = \sum_{\text{frame}} \sum_{\text{관절}} T_a \cdot \triangle\theta$$

그리고, 뛸 때 소모한 에너지 추측 결정기준은 Cavanagh의 것과 유사한 기준을 사용하였다. 즉,

$$\text{총 관절일량} = (1-a_i)(1-b_j)(\text{正의 관절일량}) + C_k(\text{負의 관절일량}) / d_l$$

윗 식에서 상수 a_i, b_j, c_k, d_l 에 관한 정확한 상관관계 또는 정확한 정보가 아직 정립되어 있지 않다. Cavanagh는 시행착오법을 사용하여 상수의 값이 0.63, 0.35, 0.85, 3을 가질때 산소 소모량으로 측정한 에너지 소모량과 위 결정기준을 사용한 에너지 소모 추측량이 유사함을 보였다. 본 해석에서도 위 상수값을 그대로 적용시켜보고, 위 값중 0.63($= a_i$)은 분절간 에너지 전달율이므로, 관절간의 에너지 전달율로서는 너무 크기 때문에 Cavanagh가 사용했던 다른값, 0.18도 사용하여 보았다.

Ⅳ. 실 험

사람이 지상에서 뛸 때 각 부분의 거동에 대한 운동학적 자료를 얻기위해 2차원적인 사진 촬영기술을 사용하였다. 그리고 반사종이를 사용하여 인체의 14개 점(좌·우의 손끝, 팔꿈치, 어깨, ASIS, 무릎, 발목, 발끝)에 표시를 하였다. 여기서, 힙관절의 정확한 지점은 외관상 알 수 없으므로 ASIS와 힙관절의 기하학적 상관관계를 이용하여[3] 힙관절의 위치를 결정하였다. 반사종이는 인체에 고정되어 붙어 있고, 매 섬광마다 새로운 노출이 필름에 나타나게 된다.(그림 5) 스토로보스코프는 50Hz의 비율로 빛을 터뜨리고, 조리개는 1.5~2초 동안 열어 놓았다. 이렇게 해서 각 표시점의 거동을 구하고, 그 위치좌표를 결정하기 위해서

HP 9845 B digitizer 를 사용하였다.

V. 주기함수로 만드는 방법

뛸 때의 거동은 주기적이므로 앞에서 구한 표시점의 거동을 주기적인 거동으로 하는 것이 필요하다. 그리고 속도와 가속도를 구하기 위하여 여러개의 단순조화함수들을 조합하여 사용하였다. 이 방법은 성질상 Fourier 계수를 사용하여 근사화하는 것과 유사하다. 여기서는 6개의 정현(Sine) 함수와 6개의 여현(Cosine) 함수를 이용하여 피실험자의 근소한 비주기적 변수를 주기적운동으로 접근시켰다. 간단한 각 변위 변화에 대해서 이 방법을 사용하여 구한 가속도와 가속도계를 사용하여 측정한 가속도를 비교하였다.[4] 그 둘사이의 차이는 비록 간단한예를 적용시킨 것이지만 차이가 매우 적어 고무적인 방법이었다.

VI. 결 과

1. 관절각도의 변화를 fitting한 후의 뜀 거동

사진으로부터 digitizing해서 얻은 위치자료는 수작업이 포함되어 있기 때문에 약간의 오차(error)가 있게되고 또한 피실험자의 거동도 상태에 따라 변화가 있다. 이에 대응하기 위해 주기적운동으로의 fitting, 여러 회수의 평균값 채택등을 행하였다. 관절각도 변화를 fitting하여 뜀 거동을 나타내었다.(그림 6-2). 그림 5 를 digitiging한 뜀 거동은 그림6-1 인데, 이 두 그림을 비교하여 보면, 발이 지면에 닿을 때 비교적 큰 변화(error)가 있었지만, 발의 질량이 적기때문에 그 영향은 거의 받지 않는다.

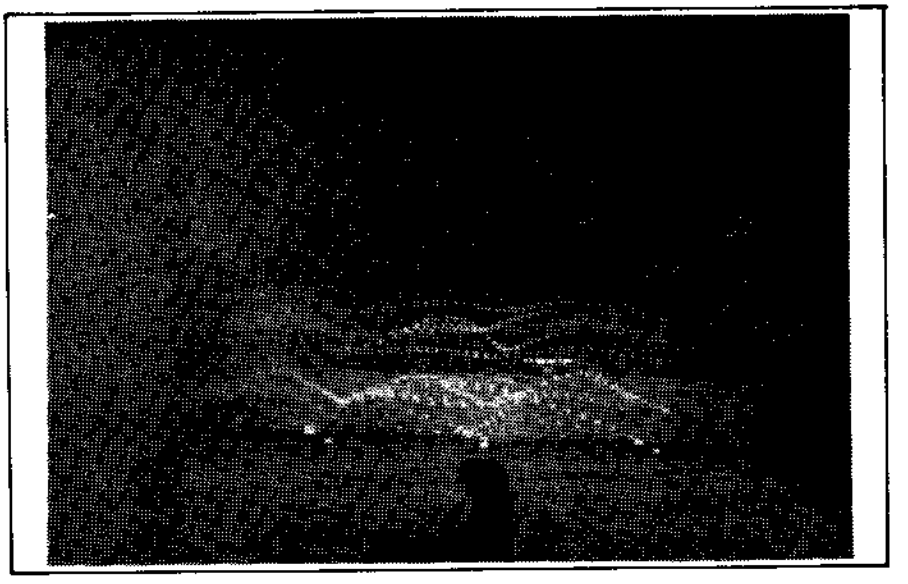

그림 5. 표시점의 거동

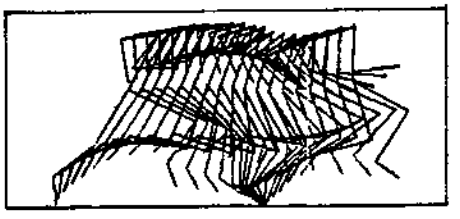

그림 6-1. 사진 자료로부터의 뜀 거동

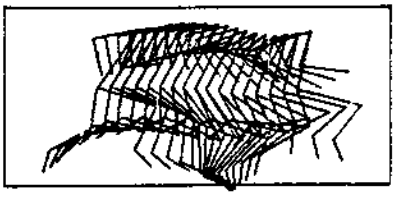

그림 6-2. 관절각도 fitting 후의 뜀 거동

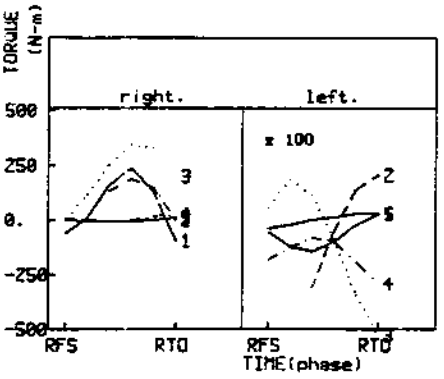

그림 7. 각 관절모멘트의 거동

2. 관절 모멘트 (그림 7)

달릴 때의 다른 관절 (특히 팔관절) 의 모멘트 변화에 대한 연구는 거의 없었다. 단지 hip 관절 환자의 치료 또는 보철기의 설계를 위해서 걸을 때의 hip 및 무릎관절 모멘트에 관한 연구가 많이 행하여졌다. 본 연구에서 추측한 관절모멘트의 타당성을 확인해 보기 위해서 그들의 연구결과와 비교하였다. 그 결과 hip 및 무릎모멘트의 변화거동은 걸음과 뜀의 차이로 인한 크기의 차이뿐 거동은 비슷하였으며 hip 모멘트의 크기는 300N-m로 前人들의 걸음 거동時의 크기 185N-m의 1.6배이었다. 이것은 뛸 때의 hip모멘트는 걸을 때보다 1.6배정도로 hip관절에 부담을 준다는 것을 보여주고 있다. 또한 무릎 및 발목관절의 모멘트변화거동을 보면 최고 250N-m로 매우 큰 하중이 걸림을 알 수 있고, 이것은 hip관절에 비해 상대적으로 기계적강도가 약한 무릎 및 발목관절에 많은 부담을 주어 육상 선수들 (특히 장거리선수들) 의 빈발하는 부상부위를 예측케 한다. 또한 예상했던대로 swing leg 및 팔의 관절모멘트는 10N-m이하의 작은 값이었다. 그리고 지면에 닿아있는 몸을 지지하는 다리는 인체를 전진시키기 위하여 항상 正의 모멘트를 갖게 되는 것을 보여준다.

여기서, 실 선(1) : 발목관절
파 선(2) : 무릎관절
점 선(3) : hip관절
점 - 파선(4) : 어깨관절
실 선(5) : 팔꿈치관절
RFS : Right Foot Strike
RTO : Right Toe Off

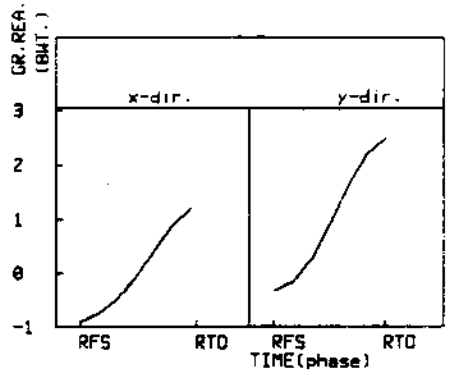

그림 8. 지면 반력

3. 지면 반력 (그림 8)

지면 반력을 계산하기 위해서 본 해석에서는 두가지 접근방법을 사용하였다. 하나는 순환식을 이용한 "역동역학적 방법"이고, 다른 하나는 인체의 질량중심의 거동을 살펴서 지면 반력을 구하는 방법이다. 후자의 방법은 역동역학 순환계산의 확인을 위해서 사용하였다. 그림에서 알 수 있듯이 지면에 닿은 직후의 x방향 힘은 진행을 방해하는 負의 힘이고, 그 힘의 크기는 최대 체중의 1배 정도이며, RFS와 RTO 중간쯤부터 x방향 힘은 방향을 바꾸어 인체를 전진시키기 위해 正의 방향이 되고, 그 최대크기는 체중의 1.5배까지 도달한다. 그리고 y방향 힘은 최대 체중의 2.5배가 된다. 지면을 박차고 나갈 때가 가장 큰 힘을 받는다는 것은 예견하고 있던 사실이다.

4. 에너지 소모량 추측

표 2의 여러가지 결정기준에 따라, 본 해석의 피실험자에 대해서 계산한 에너지 소모량이 나타나 있다. 여기서 볼 수 있듯이 假 일량법은 에너지 소모량이 과대평가 되어있고, 질량중심법은 과소평가 되어있음을 알 수 있다. 그리고 관절일량법에서 조건 1은 관절간 에너지 전달을

을 63%로 한 것이고, 조건2는 18%로 가정한 것이다.

표2. 에너지 소모량

결 정 기 준		에너지 소모량 (Joule/Step)
관절일량법	조건 1	193.2
	조건 2	224.6
질량중심법		114.0
가일량법		743.0
분절간 에너지 전달법		150.0
여러가지 요인 고려방법		157.5

Ⅶ. 추 론

사람의 뜀 거동의 연구에 대해 몇가지 결정사항이 있다.

(1) 11개 강체 막대기 모델

매우 효율적인 모형화 방법이고, 오차(error)를 줄이는 방법으로는 여러가지 인체 계량학적 자료를 보다 정확한 것으로 사용하여야 한다.

(2) fitting 기법

위치만 알 때 속도와 가속도를 구하는 방법은 미분값을 구하는 것이므로 작은 오류라 할지라도 두번 미분하면 값이 매우 과장되기 때문에 매우 신중하여야 한다. 본 연구에서 사용한 단순 조화함수들의 조합 사용은 인체의 뜀 거동이 주기적이기 때문에 매우 효용성이 높고, 조화함수를 더 사용하면 그 정확도가 높아지는 특성이 있다.

(3) 뜀 상태

인체의 운동학적 자료는, 특히 뜀 거동같은 고속의 운동은 가능한 한도내에서 평형(안정) 상태時의 자료를 얻어야 한다. 2차 미분까지 하게 되므로 작은 오차도 결과에는 비교적 큰 영향을 미치게 되기 때문이다.

(4) 지면 반력

역동역학적 문제인 순환계산식이 올바로 적용되었는가를 확인·검증하는 방법으로, 인체의 질량중심을 사용하여 구한 지면 반력과의 비교를 통하여 적절히 판단할 수 있게 된다.

(5) 에너지 소모량

본 해석에서의 피실험자의 경우, 7 m/sec의 속도로 달렸다. 이 속도로 100 m를 달린다면 1.8Kcal(분절간 에너지전달법) ~ 2.7Kcal(관절일량법 조건2)의 열량을 소모하는것이 된다.

參 考 文 獻

[1] Yoon, Y. S. et al. "Force at Femoral Head during Various Activities," *Proc. 1st Orthop. and Biomech*, pp.64-69, 1984.

[2] K. R. Williams and P. R. Cavanagh" A model for the calculation of mechanical power during distance running," *J. Biomech.* Vol.16, pp.115-128, 1983.

[3] Yoon, Y. S. Unpublished data, Personal communication, 1980.

[4] Lee, Y. I. "Study of Human Running for Various Shoes," A Master's Thesis. 1985.