

## 미끄럼형 기계적 모델에 의한 디딤 동작의 시뮬레이션

박 해 수 · 손 응 희\* · 윤 용 산\*

### Foot Strike Simulation by a Slider Type Mechanical Model

Hae Soo Park, Woong Hee Shon\*, Yong San Yoon\*

— Abstract —

The initial impact at foot strike is produced by a slider type mechanical model, which can be measured using a force platform to evaluate various shoes. The lower extremity and foot motion was filmed by a 16mm high speed movie camera and several points on the rear half of the shoe and those near the trochanter and the lateral epicondyle were digitized to provide the linear and angular positions and velocities during impact. With these observed kinematics, a slider type foot strike simulator composed of guide rail and sliding dummy is designed. The simulator system makes the artificial foot of the dummy with running shoe on it to follow the foot strike motion. The dummy has the relevant mass-spring-damper system modeled after McMahon's.

The motion of the model is driven by the gravity force and the generated motion along with the ground reaction forces are monitored by the same procedures afore mentioned producing the initial foot strike impact similar to the one observed in human gait.

### 1. 서 론

달릴 때 지면과 접촉하는 발의 운동형태를 보면 디딤, 내전, 외전의 현상을 연속적으로 일으킨다.<sup>1,2)</sup> 내전과 외전 중에 일어나는 부상은 회복이 가능하지만 디딤시에 발생하는 고주파수 성분의 충격은 인체에 무수히 반복작용하기 때문에 인체 근골격계에 만성적인 손상을 초래하고 있다.

가속도계<sup>3,4)</sup>와 반력측정반<sup>5,6,7)</sup>을 사용하여 디딤시에 발생하는 충격을 측정분석한 연구사례가 많이 있으며 특히 그중에 Nigg<sup>7)</sup>는 heel-toe로 달릴 때 특정 범위의 운동화 중저의 경도(shore 25~45)가 지면 반력의 크기에는 영향을 미치지 못하고 단지 그 작용점을 변화시킨다고 하였으며 전두면(frontal plane)상의 발땀꿈치각과 정강이각의 변화(빠른 속도로 달릴 경우)에 영향을 미치며 시상면(sagittal plane)상의 운동축에는 별다른 영향을 미치지 못한다고 하였다. 반면 달리는 속도는 전두면과 시상면상의 모든 운동축에 영향을 미친다고 하였다. 외부 충격을 완화하여 근골격계를 보호하려는 신경근육 제어계의 보상작용으로 인한 운동학적인 변화가 전두면상에만 일어나고 시상면상에서는 거의 없음을 알 수 있다. 그러므로 시상면에서 일어나는 하지의

〈접수 : 1989년 11월 27일〉

한일 합성 섬유 공업(주) 기술연구소

\* 한국 과학 기술원 기계공학과

Hanil Synthetic Fiber Ind. Co., Ltd. R & D Center

\* Dept. of Mechanical Eng., KAIST

디딤 직전의 2차원 운동을 재현할 수 있는 기구를 개발하면 보상작용으로 인한 측정비교의 불확실성을 해결하여 운동화 중저의 경도와 형상이 실질적으로 충격에 미치는 영향을 정밀하게 측정할 수 있으므로 최적의 운동화 중저 설계방향을 제시함과 아울러 보상작용의 정량적인 수치도 계산해 낼 수 있다.

아직까지 운동화 설계분야에는 운동화의 성능을 정확히 측정평가할 수 있는 시험기구의 개발 및 측정비교 항목이 확립되어 있지 못하다.<sup>8)</sup> 낙하와 진자 형태인 기존의 시험기를 이용하여 운동화 중저의 불성치를 측정하여 양호한 판정을 받은 운동화를 사람을 대상으로 측정하였을 경우에 전혀 다른 결과가 얻어지기도 하였으며<sup>1)</sup> 이러한 임상실험의 경우 경비와 시간의 소모가 큰 장벽으로 대두되며 보상작용과 외부영향에 민감하기 때문에 정확한 성능측정이 사실상 힘들다. 따라서 본 논문에서는 실제현상의 주요 운동학을 재현하는 시험기를 개발함과 아울러 충격흡수 성능만을 고려한 판단기준에 의거하여 여러가지 운동화에 대하여 각각의 성능을 비교해 보고자 한다.

## 2. 인체의 모형화 및 운동해석

### 2-1 인체의 모형화

신경운동 조직 연구에 의하면 근육을 스프링 감쇠기로 모형화시킬 수 있고 이것은 동물실험을 통하여 입증되었다. Cavagna는 과관절 신전근육(ankle extensor) 실험을 통하여 그 타당성을 입증해 보였으며 McMahon<sup>9)</sup>은 육상트랙 설계에 있어서 이러한 인체모형으로 좋은 결과를 얻었다. 본 논문에서는 그림.1과 같이 질량-스프링-감쇠계의 기계적인 2차원 링크시스템으로 인체를 집중질량과 스프링 감쇠기로 모형화 하였으며 스프링 감쇠계로 대퇴사두근(quadriceps)의 작용을 대체하도록 무릎관절 부위를 설계하였다.<sup>10,11,12)</sup>

### 2-2 운동해석의 가정

논리적 모순이 없는 범위내에서 달리는 인체의 복잡한 운동을 단순화시켜 해석을 용이하게 하기

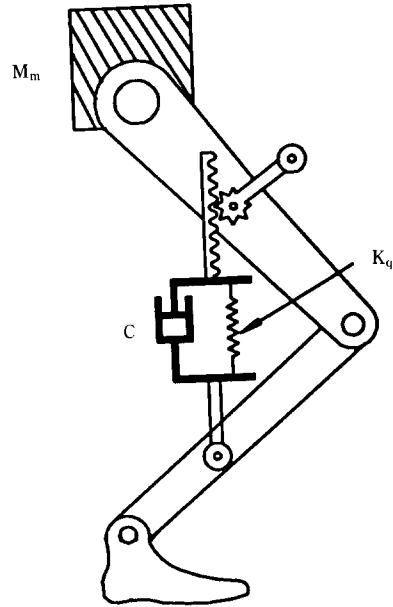


그림. 1 질량-스프링-감쇠계로 구성된 시뮬레이터의 동체

위하여 다음과 같은 가정을 한다.

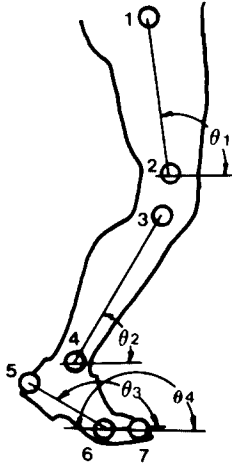
(1) 2차원 시상면상의 운동만을 고려하며 무릎관절의 수동적 특성은 스프링-댐퍼 시스템으로 대체한다.<sup>9)</sup>

(2) 시상면상의 운동학은 운동화 중저의 경도와 무관하게 일관성이 유지되며 시상면 방향의 충격력이 전두면과 횡단면(transverse plane)상의 운동학 및 역학적 변화에 의해 받는 영향은 무시할 만큼 작다.

(3) 고주파수 성분의 큰 힘이 무저항 상태인 인체에 작용하게 되는 디딤동작 순간에는 기계적인 에너지의 보충은 없으며 시상면상에서 디딤 직전의 인체는 자중에 의해 지면으로 떨어지는 진동계로 볼 수 있다.<sup>12)</sup>

### 2-3 운동학적 자료의 분석

달리는 발의 운동을 고속카메라로 촬영한 후 필름자료로부터 그림.2에 표시된 것과 같이 발뒷꿈치와 발등과 하체의 각 관절에 부착된 표시점의 좌표값을 구한다. 이때의 측정오차를 줄이기 위하여 Lesh<sup>3)</sup>에



Thigh Angle =  $\theta_1$   
 Shank Angle =  $\theta_2$   
 Ankle Angel =  $\theta_2 - \theta_3 + 90^\circ$

그림. 2 하지에 부착한 표시점의 위치와 관절각의 정의

의해 개발된 방법에 근거하여 차폐주파수(cut-off frequency)를 결정하고 잡음에 해당하는 차폐주파수보다 높은 고주파는 FFT(fast fourier transform)를 사용하여 제거시켰다. 필름으로 부터 측정된 좌표값은 다음과 같이 표현된다.

$$X_{tr} = S_t + E_{tr} \quad (2.1)$$

양변에 분산(variance)을 취하면

$$\sigma^2(S_t) = 0 \quad (2.2)$$

$$\sigma^2(X_t) = \sigma^2(E_{tr}) \quad (2.3)$$

$$\sigma^2(X_t) = \frac{1}{T(R-1)} \sum_{r=1}^T \sum_{i=1}^R (X_{tr} - \bar{X}_t)^2 \quad (2.4)$$

측정된 좌표값  $X_{tr}$ 의 여과된 값  $y_{tr}$ 이  $S_t$ 의 계산값이기 때문에

$$y_{tr} = LPF(X_{tr}) = \bar{S}_t^i \quad (2.5)$$

측정된 좌표값  $X_{tr}$ 과 여과된 것  $y_{tr}$ 의 차이인 나머지는

$$R_{tr} = X_{tr} - y_{tr} \quad (2.6)$$

로 표시되며  $y_{tr}$ 이  $S_t$ 와 같으면  $R_{tr}$ 는  $E_{tr}$ 과 일치한다.

나머지  $(e^i)^2$ 의 분산은

$$(\rho^i)^2 = \frac{1}{T(R-1)} \sum_{r=1}^T \sum_{i=1}^R (X_{tr} - y_{tr}^i)^2 \quad (2.7)$$

으로 표현된다.

어떤 차폐주파수에 대한 나머지의 분산  $(e^i)^2$  값이 측정된 좌표값에 대한 분산  $\sigma^2(X_t)$ 에 가장 근접할 때 이때 여과된 좌표값(filtered data)이  $S_t$ 의 최상의 계산치가 되며 이때 사용한 차폐주파수  $i$ 가 오차를 가장 최소화시킨다.

### 2-4 무릎의 강성계수와 감쇠계수

발과 지면이 접촉하고 있는 순간 순간에 정강이와 발을 하나의 몸체로 된 강체로 가정한다. 그림.3의 자유물체도로 부터 무릎 관절 중심(knee joint center)에 작용하는 모멘트와 허벅지와 정강이 사이각과의 관계를 구한다. 이때 얻어진 비틀림 스프링 강성계수를 Greene과 McMahon<sup>14)</sup>이 제안한 인체모델 그림.4로 부터 유도된 선형 스프링 강성계수와 사이각과의 관계로 변환시킬 수 있다. 실제로는 무릎의 슬개골(patella)에 붙어있는 대퇴사두근 건이 인장력을 받으면서 평형을 유지하지만 제작상의 이점을 위해 그림.1의 모델<sup>9)</sup>과 같이 스프링 감쇠계를 설치

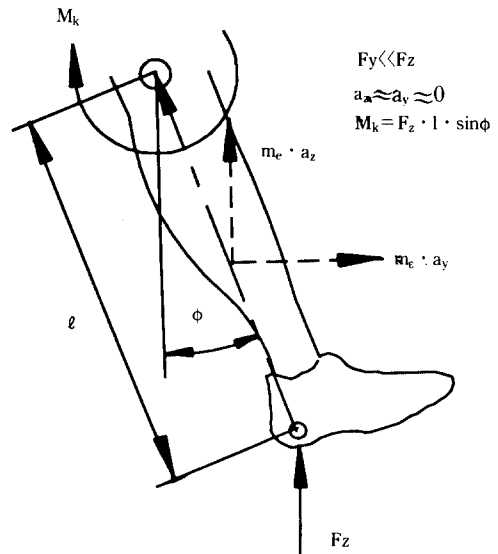


그림. 3 강체로 가정한 정강이와 발의 자유물체도

하여 스프링의 압축력으로 디딤 순간 무릎관절에 발생하는 역학적 현상(dM/dθ)을 만족시켜 주도록 한다.

그림.4에서

$$dM = dF \cdot y(\theta) \quad (2.8)$$

$$dF = K_m(\theta) \cdot dx$$

$$= K_m(\theta) \cdot (L \cdot \cos\theta \cdot d\theta) \quad (2.9)$$

$$dM = K_m(\theta) \cdot (L \cdot \cos\theta \cdot d\theta)(L/2) \cdot \cos\theta \\ = (K_m(\theta)/2) \cdot (L \cdot \cos\theta)^2 \cdot d\theta \quad (2.10)$$

$$dM/d\theta = (k_m(\theta)/2) \cdot (L \cdot \cos\theta)^2 \quad (2.11)$$

여기에  $K_m(\theta)$ 과 대퇴사두근의 강성계수  $K_q$  사이의 관계식

$$K_m(\theta) = 2 \cdot K_q \cdot \left(\frac{r}{L}\right)^2 \cdot \frac{1}{\cos^2\theta} \quad (2.12)$$

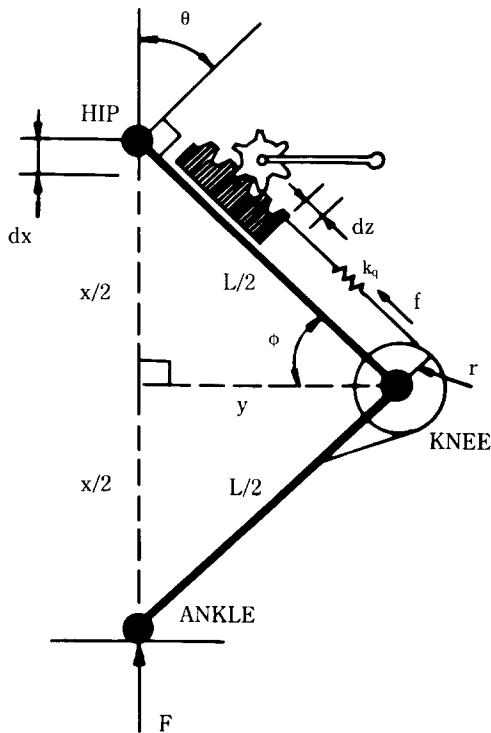


그림. 4 이상화 시킨 무릎의 운동과 형상 및 신근

을 대입하면

$$dM/d\theta = \left(\frac{1}{2}\right) \cdot 2 \cdot K_q \left(\frac{r}{L}\right)^2 \cdot \frac{1}{\cos^2\theta} \cdot (L \cdot \cos\theta)^2 \quad (2.13)$$

$$= K_q \cdot r^2$$

식(2.13)의 조건을 만족하도록 스프링 감쇠계를 그림. 1과 같이 설치한다.

### 3. 운동화 중저 성능 측정 기구의 설계

4(±0.2)m/s로 달리는 사람의 디딤 순간 발뒷꿈치에 부착된 표시점의 속도( $V_p$ )와 허벅지의 각속도( $\omega_f$ )를 동시에 재현하기 위해서는 그림.5와 같은 운동형태가 요구된다. 필립분석으로 부터 그림.6에 나타난 것처럼 i번째 위치에서 발뒷꿈치에 부착된 표시

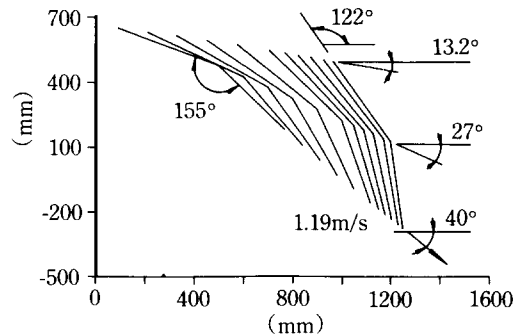


그림. 5 미끄럼형 시뮬레이터의 운동을 막대로 표현한 그림

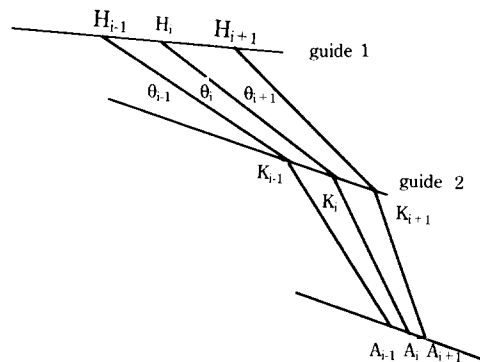


그림. 6 디딤동작 순간에서 미끄럼형 시뮬레이터 동체의 미소변위

점이 지면 입시각 40도로 지면에 충돌하려면 점  $A_i$  과 점  $A_1$ 가 지면과 40도의 기울기를 갖는 동일 직선상에 있어야 한다. 시뮬레이터는 디딤 순간인  $i$ 번째의 무릎굴곡각 155도로 고정되어 있으므로 필립 분석 결과로부터  $i-1$ 과  $i$ 번째 허벅지각( $\theta_{i-1}$ ,  $\theta_i$ )를 대입하면 지지대 1.2의 기울기를 구할 수 있다. 인조다리의 낙하높이를 조절하여  $dS/dt = V_H$ 를 만족시키면  $d\theta/dt = \omega_i$ 가 동시에 만족된다.

#### 4. 실험

시험기 설계의 초기단계로 사람이 달릴 때의 운동학 및 역학적 자료를 수집분석하기 위하여 키 172 cm 체중 65kg의 남자가 heel strike 형태와  $4(\pm 0.2)$  m/s의 속도로 달릴 때의 발의 운동을 16mm고속카메라를 이용하여 5m 거리에서 25mm렌즈로 초당 500장씩 촬영하였으며 지면반력은 반력측정반에 의하여 각 채널당 500Hz의 속도로 여섯 채널(힘3, 모멘트3)의 자료를 수집하였다. 설계가 완료된 후의 결과검증을 위하여 여러가지 종류의 운동화에 대하여 동일한 방법으로 측정한다.

실험에 사용된 장비는 다음과 같다.

- (1) High Speed Camera : RedLake (Model Locam II)
- (2) Digitizer : Houston Instrument (Model TG 1011)
- (3) Force Platform : AMTI (Model OR6-5-1)
- (4) Amplifier : AMTI (Six Channels)
- (5) A/D (Analog to Digital) Converter : Lab Master
- (6) Micro-Personal Computer : XT, Televideo AT
- (7) Jogging Shoes (addj, cajf, newj), Tennis Shoe (prot), Basketball Shoe (ascb)

#### 5. 결과 및 고찰

##### 5-1 인체의 운동해석 결과 및 고찰

차폐주파수를 결정하기 위하여 측정좌표들의 평균변위 $\sigma(x)$ 를 구해 본 결과 1.59mm로 나왔으며 5

가지의 차폐주파수(10,20,30,40,50Hz)가 Lesh<sup>13)</sup>의 방법에 의해 시도되었는데 이들중 40Hz에서 평균나머지  $\rho^{(40)}$ 가 1.76mm로 평균변위 1.59mm에 가장 근사한 결과가 얻어졌다. 여기서 결정된 차폐주파수가 Winter<sup>15)</sup>의 조강해석에서 사용한 8Hz에 비하면 상당히 높게 나타났다. 이러한 차이점은 본 논문이 인체 중심에 대한 상대운동으로 높은 주파수 성분을 갖는 발의 디딤동작 바로 직전의 운동을 해석했기 때문이다. 그림.7은 발뒷꿈치에 붙어있는 표시점의 수직성분의 원좌표(raw coordinate)와 40Hz의 차폐 주파수로 여과된 좌표(filtered coordinate)를 보여주고 있다.

무릎의 강성계수 및 감쇠계수를 결정하기 위하여 발이 지면과 접촉하고 있는 동안 무릎에 작용하는 모멘트와 무릎굴곡각(허벅지와 정강이 사이각)과의 관계를 측정하였는데 그 결과 그림.8에서 보여주는

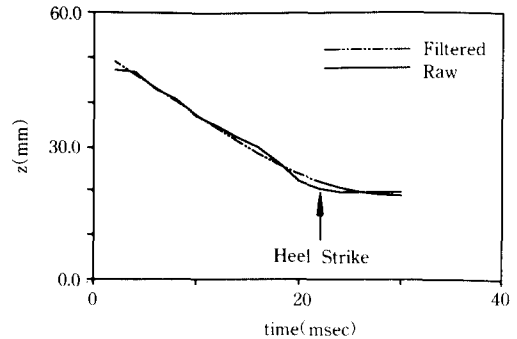


그림. 7 발뒷꿈치에 부착된 표시점의 원좌표와 40 Hz로 여과한 좌표

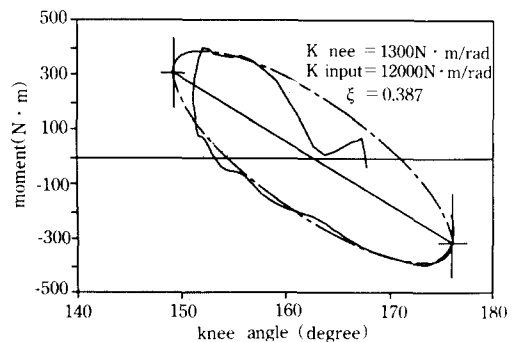


그림. 8 무릎관절의 비틀림 강성계수와 감쇠계수

표 1 부가하중과 무릎각도에 따른 하지의 평균 신근 반사강성(feflex stiffness)

Subject	Year	Height (m)	Weight (Kg)	Average reflex stiffness Km (kN/m)
J.J	22	1.83	87.3+0	Km(75)=31.4 ± 5.3
			87.3+58.2	Km(75)=29.6 ± 4.4
R.M	22	1.78	81.8+0	Km(75)=31.3 ± 0.6
			81.8+57.3	Km(75)=31.6 ± 1.6
			81.8+106.3	Km(75)=28.6 ± 2.6
J.N	28	1.75	79.1+0	Km(60)=43.1 ± 5.2
			79.1+55.4	Km(60)=55.8 ± 10.4
			79.1+102.8	Km(60)=61.3 ± 13
			79.1+150.3	Km(60)=53.5 ± 11.6

바와같이 곡선의 전체 기울기가 평균 비틀림 강성 계수 1300Nm/rad을 나타내고 곡선의 폭이 감쇠계수 0.387을 나타낸다.<sup>11,12)</sup> 본 논문의 관심 구간인 35 msec 범위 내에서는 평균 비틀림 강성계수가 12000 Nm/rad이며 이런 역학적 특성을 가진 고무를 사용하여 그림.1과 같은 시험기를 제작한다. 무릎각도와 지면반력을 고려한 Greene과 McMahon<sup>14)</sup>의 실험 결과인 표.1에서 무릎각도가 75도이며 부가질량이 체중의 2배일 때의 값을 표.2의 우변에 기술된 식으로 변환하여 대퇴사두근의 강성계수를 구한 것(226~452kN/m)과 본 논문의 결과인 좌변을 비교하면 거의 같은 결과가 얻어졌음을 알 수 있으며 감쇠계수 또한 0.387로 Greene과 McMahon<sup>14)</sup>의 0.34와 비슷한 부족감쇠(under damping)의 특성을 나타낸다.

표 2 무릎 신근 반사강성에 대한 본 논문과 McMahon 결과와의 비교

$k_q = \frac{dM/d\theta}{r^2}$		$k_q = \frac{k_m(\theta) \cdot \cos^2 \theta}{2 \cdot (r/L)^2}$	
dM/dθ =	Kq =	Km1(75) =	Kq1 =
1300	361kN/m	30kN/m	226kN/m
Nm/rad		Km1(75) =	Kq2 =
		60kN/m	452kN/m
dM/dθ =	Kq =		
12000	3300kN/m		
Nm/rad			

### 5-2 시험기 설계 결과 및 고찰

달리기용 운동화를 착용하고 heel-toe 형태로 달릴 때 지면반력 곡선의 최대점은 디딤후 15~35ms 범위 안에 있으며 최대점의 크기는 체중의 2~4배에 달한다.<sup>1,2,5,6)</sup> 미끄럼 형태 측정기구의 개념도가 그림.9에 나타나 있으며 이것의 결과 검증방법으로 질량-스프링-감쇠계의 디딤순간의 동작을 인체해석에서 실시한 것과 동일한 방법으로 운동학적 분석을 하였다. 사람에게 해당하는 운동학적 분석결과인 그림.10과 시뮬레이터의 결과인 그림.11을 비교해보면 아주 만족할 만한 결과가 얻어졌다.

### 5-3 디딤실험 결과 및 고찰

Heel-toe 형태로 4(±0.2)m/s의 속도로 달릴 때 발생하는 지면반력 곡선 5개가 그림.12에서 나타나

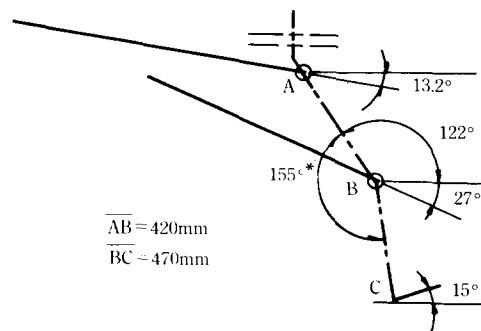


그림. 9 미끄럼형 디딤동작 시뮬레이터의 개념도

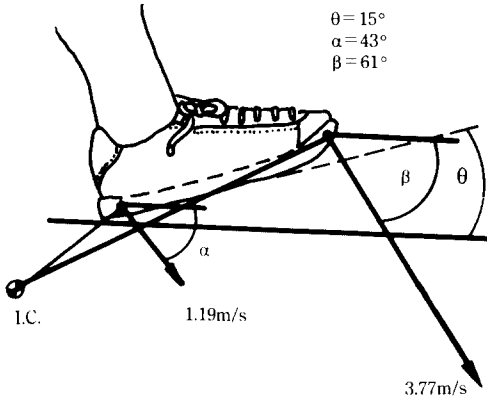


그림.10 4(±0.2)m/s 속도로 달릴 때 디딤순간 발의 속도

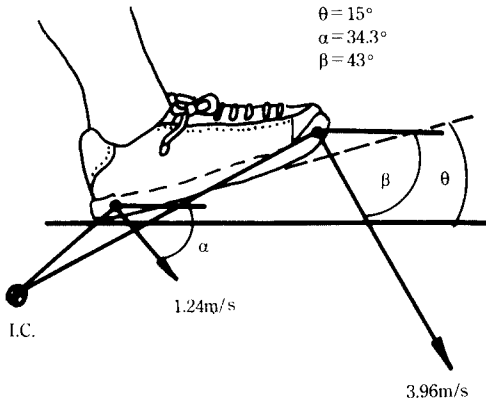


그림.11 미끄럼형 시물레이터 동체의 디딤순간 인 조발의 속도

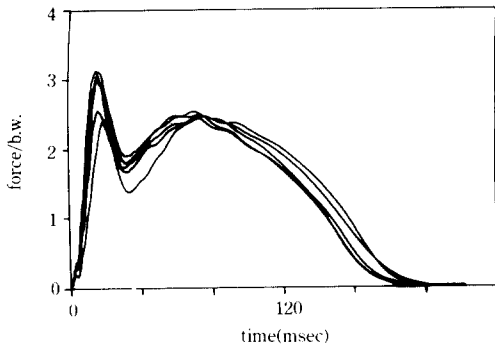


그림.12 4(±0.2)m/s 속도로 달리는 사람(heel-toe)의 수직 지면반력 곡선

있다. 이와 같은 곡선을 재현하기 위하여 제작된 미끄럼 형태의 시험기를 사용하여 앞에서 이미 언급한 종류의 운동화에 대하여 수직방향의 충격력을 각각 5번씩 측정하여 얻어진 결과인 그림.13이 최대 반력의 크기와 이것의 발생시간을 근사하게 재현하였다. 이러한 충격력을 재현하기 위하여 발땀꿈치의 속도를 1.19m/s로 만족시켜 줄 경우 시물레이터의 집중질량은 20~25kg이 필요하였다. 즉 발땀꿈치의 디딤순간 체중이 모두 작용하지 않음을 알 수 있고 이것은 Jachen Denoth<sup>1)</sup>가 체중이 65kg인 사람이 무릎굴곡각을 160~170도로 유지하면서 맨발의 뒷꿈치로 충돌할 경우 효과질량이 8~10kg이며 개개인의 특성과 운동화와 지면에 매우 민감하여 운동화를 착용하였을 경우 충격력의 증가율이 감소하기 때문에 효과질량이 증가한다고 한 사실을 고려하면 본 논문의 결과에 타당성이 있음을 의미한다. 이상과 같은 결과로부터 표.3의 기준에 의거하여 5개의 운동화에 대하여 충격흡수 성능을 분석하였다. 지금까지 정확하게 성능을 판단할 수 있는 기준이 확립되거나 선정되어 있지 않기 때문에 정성적인 판단기준인 최대반력의 크기( $F_{zi}$ )와 그 발생시간( $T_i$ ), 최대반력 증가율( $G_{zi}$ )과 그 발생시간( $T_{gz}$ )에 대하여 분석을 한다.<sup>1)</sup> 5개의 운동화 중에 newj는 시물레이터에 부착된 발의 치수보다 크기 때문에 그렇지 않은 것들 보다 고주파수 성분이 많이 포함되어 있다. 이러한 외부영향을 받지않은 나머지 4개의 운동화에 대하여 분석을 해본 결과  $F_{zi}$ 는 caj가  $T_i$ 는 prot가  $G_{zi}$ 는 addj가  $T_{gz}$ 도 역시 addj가 좋은 결과를 나타내었다.

인간의 적응계(adaptation mechanism)에 의한 보상작용(Compensation)의 크기를 측정할 수 있는 방법은 사람으로 부터 얻은 결과의 변화량과 시물레이터로 부터 얻은 결과의 변화량을 비교하는 것이다. 즉 사람이 상대적으로 부드러운 것과 단단한 중저를 갖는 운동화를 착용하고 뛰었을 경우 각각의 지면반력의 크기는 다르게 나타나며 시물레이터를 사용하여 두가지 운동화에 대해 지면반력을 측정하였을 경우에도 사람은 상이하지만 역시 변화가 나타난다. 이때 사람과 시물레이터에 의해 나타난 각각 상이한 두 변화량의 상대적 차이가 바로 적응계가 보상작용을 한 힘의 크기이다.

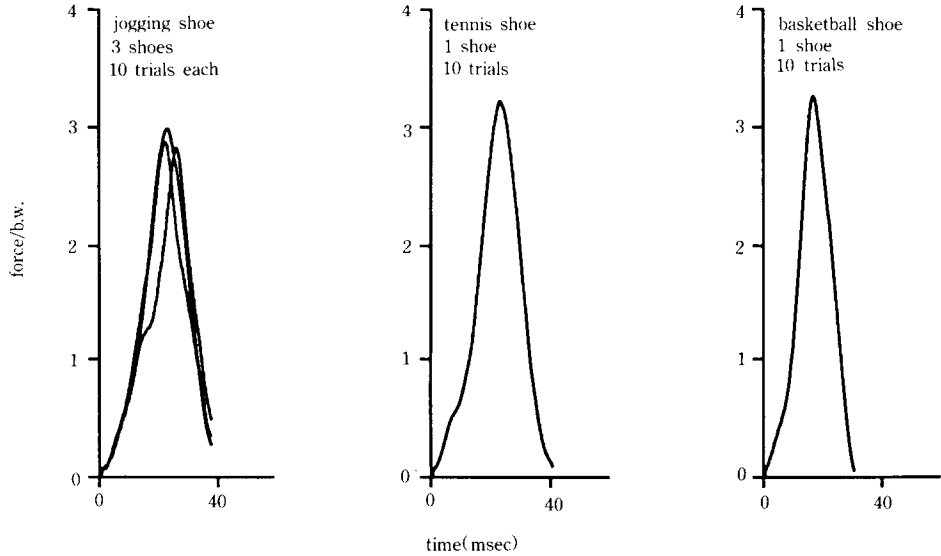


그림.13 미끄럼형 시뮬레이터로 측정된 수직 지면박력 곡선

표 3 운동화의 정성적 해석에 사용한 변수들과 이것에 의한 성능비교

	ADDJ	CAFJ	NEWJ	PROT*	PROT	ASCB
Fzi(N)	1898.8 ± 58.3	1826.1 ± 33.6	1792.4 ± 59	1757.3 ± 224.3	2047 ± 48.7	2589.2 ± 60.4
ti(ms)	22.2 ± 0.45	21.8 ± 0.9	25.3 ± 0.9	16.4 ± 3.4	22.6 ± 0.9	16.4 ± 0.65
Gzi(N/ms)	162.2	188.6	173.1	222.4	171.1	316.5
tzg(ms)	18.2	17.8	22.2	9.3	16.9	12.9

\* Human's result

## 6. 결 론

(1)  $4(\pm 0.2)$ m/s 속도로 달리는 사람의 발뒷꿈치의 디딤 동작 순간을 200~500Hz의 속도로 촬영하는 것이 바람직하며 각 측정점의 좌표의 오차를 줄이기 위하여 사용하는 고주파 카메라주파수는 40~50Hz가 바람직하다.

(2) 발뒷꿈치의 디딤 동작 순간 대퇴사두근의 강성계수는 172cm의 키와 65kg의 체중을 갖는 사람의 경우 대략  $Kq=3300$ kN/m의 큰 값을 갖는다. 즉 디딤 동작 순간의 충격에 대비하기 위하여 다리의 근육을 미리 긴장시킨다는 것을 알 수 있다.

(3) 시뮬레이터의 설계방법에서 발뒷꿈치( $V_h$ )와 허벅지( $\omega_h$ )의 운동학을 만족시켜주도록 미끄럼 형

태의 지지대를 설계하여 실제와 같은 충격력이 얻어지도록 질량-스프링-감쇠계의 효과질량을 결정하는 것이 바람직하다.

(4) 동일한 물성치를 지나 조금 다른 형상(shape)의 중저를 갖도록 설계된 운동화에 대해 사람을 이용하여 충격력을 측정하였을 경우 Nigg<sup>7)</sup>의 결과에서 처럼 운동화의 성능을 정확히 평가한다는 것은 어려운 일이다. 그러므로 각각의 측정에서 일관성을 유지할 수 있는 시뮬레이터를 이용하여 운동화의 성능을 평가하는 방법이 더 경제적이며 바람직하다고 할 수 있다.

(5) 운동화의 종류에 따라 충격력에 포함되어 있는 고주파수 성분의 흡수능력에 차이가 있으며 대체로 달리기용 운동화가 충격흡수 측면에서 우수한 성능을



나타내었다.

(6) 운동화 성능의 정확한 평가를 위하여 객관적이며 정량적인 판단기준을 정의할 필요성이 있다.

## 참 고 문 헌

- 1) Nigg, B. M., "Biomechanics of Running Shoes", Human Kinetics Publishers, Inc, 1986.
- 2) Frederick, E. C., "Sport Shoes and Playing Surfaces", Human Kinetics Publishers, Inc, 1984.
- 3) Light, L. H. McIlflan, G. E., and Klenerman, L., "Skeletal Transients on Heel Strike in Normal Walking with Different Footwear", J. Biomechanics 13, pp. 477-480, 1980.
- 4) Voloshin, A., and Wosk, J., "Influence of Artificial Shock Absorbers on human Gait", Clin Orthop 160, pp. 52-56, 1981.
- 5) Dickinson, J. J., Cook, S. D., and Leinhardt, T. M., "The Measurement of Shock Waves Following Heel Strike while Running", J. Biomechanics 18, pp. 415-422, 1985.
- 6) Cavanagh, P. R. and Lafortune, M. A., "Ground Reaction Forces in Distance Running" J. Biomechanics 13, pp. 397-406, 1980.
- 7) Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., and Stokes, S., "The Influence of Running Velocity and Midsole Hardness on External Impact Forces in Heel-Toe Running", J. Biomechanics 20, pp. 951-959, 1987.
- 8) Cavanagh, P. R., "Current Approaches, Problems and Future Directions in Shoe Evaluation Techniques", Biomechanics IX-B, Human Kinetics Publishers, Inc, pp.123-127, 1985.
- 9) McMahon, T. A., and Greene, P.R., "The Influence of Track Compliance on Running", J. Biomechanics 12, pp. 903-904, 1979.
- 10) Richard Skalak, and Shu Chien, M. D., "Handbook of Bioengineering", McGraw-Hill Book Company.
- 11) Nashif, A. D., Jones, D. I. G., and Henderson, J. P., "Vibration Damping", John Wiley & Sons, 1985.
- 12) Francis, S. T., Ivan, E. M., and Rolland T. H., "Mechanical Vibrations(Theory and Applications)", Allyn And Bacen, Inc, 1978.
- 13) Lesh, M. D., Mansour, J. M., and Simson, S. R., "A Gait Analysis Subsystem for Smoothing and Differentiation of Human Motion Data", J. Biomechanical Engineering 101, pp. 205-212, 1979.
- 14) Greene, P. P., and McMahon, T. A., "Reflex Stiffness of Man's Anti-Gravity Muscles during Knee Bends while Carrying Extra Weights", J. Biomechanics 12, pp. 881-891, 1979.
- 15) Winter, D. A., "Moment of Force and Mechanical Power in Jogging, J. Biomechanics 16, pp. 91-97, 1983.
- 16) 김기갑, "인체 운동해석의 정밀도 개선을 위한 연구", 한국 과학 기술원 기계공학과 석사학위 논문, 1986.
- 17) 김재환, "달리기 성능을 향상시키는 마라톤화 Shoe Sole의 최적설계", 한국과학 기술원 기계공학과 석사학위 논문, 1987.
- 18) 송인섭, "달리기용 운동화 개선을 위한 연구", 한국 과학 기술원 기계공학과 석사학위 논문, 1988.