

크러치의 동특성에 관한 이론적 연구

김 청 균 · 김 영 규

Theoretical Study on the Dynamic Characteristics of Crutches

Chung Kyun Kim, and Young Gyu Kim

- Abstract -

A numerical analysis of crutch walking cycle has been performed to determine the transmissibility of a single-degree-of-freedom crutch system when a non-harmonic periodic forcing function is acting on the spring-damping-mass system. The results indicate that the damping factor which can reduce the forces transmitted to the human body plays an important role. In crutch walking, the stride angle of dynamic crutches must be limited for the comfortable walking.

1. 서 론

현대의 인간은 사고의 위험성이 대단히 높은 환경에 노출되어 있기 때문에 잠재적인 환자이다. 회복중인 환자나 이미 불구가 되어 보행에 어려움을 겪고 있는 사람에게서 크러치(crutch)의 역할은 재활의 측면에서 대단히 중요하다.

크러치를 이용한 걸음걸이는 두단계 과정으로 이루어지고 있다. 그림 1에서 보여주고 있는 것과 같이, 제 1단계는 크러치의 고부 끝부분이 바닥에 접촉한 후 체중이 크러치 양쪽 축을 중심으로 회전하여 발 뒷꿈치가 바닥에 접촉하는 과정이다. 제 2단계는 몸을 회전축으로 크러치가 하중을 받지 않으면서 전

방 바닥에 놓이는 과정으로 이루어진다. 크러치를 이용하여 정상적인 걸음걸이를 하는 경우, 크러치의 끝부분이 바닥에 놓일 때 마다 몸은 반복적인 충격력을 받고 있는 것으로 알려지고 있다. Shoup¹⁾의 실험결과에 의하면 크러치가 바닥에 닿을 때 마다 발생하는 초기하중에 관계가 있다는 것을 보여주고 있다. 또한 발 뒷꿈치가 지면에 닿을 때 발생하는 힘에 의하여 인체에 미치는 영향에 관한 연구도 많이 이루어 졌다.^{2~6)} 이와 같이 반복적인 충격력은 발(foot)을 통하여 다리, 몸통, 머리에 이르기까지 모든 부분에 영향을 주고 있다. 정상적인 사람은 뼈, 관절, 근육 등에 의하여 연결되어 있기 때문에 이상적인 스프링-감쇠계 형태를 구성하고 있다. 그러나 정상적인 보행에 어려움을 겪고 있는 환자나 불구자는 인체의 완전한 스프링-감쇠계 균형이 깨져 있기 때문에 문제가 된다.

크러치 사용자의 경우 보행시 발생하는 반복 충격력이 특히 겨드랑이, 팔, 어깨 등에 집중되어 많은 피로가 쌓이게 된다. 손상을 입은 인체의 스프링-

<접수 : 1990년 2월 14일>

홍익대학교 공과대학 기계공학과
Department of Mechanical Engineering, Hongik
University, Seoul 121-791 Korea

감쇠계를 인위적으로 크러치에 부착시켜 본래 인체가 갖고 있던 스프링-감쇠기능을 약간 보완시키고자 한다. 크러치 걸음걸이에서 발생하는 충격력에 의한 피로감을 완화시켜 줄 수 있는 방법으로 사람 무게중심의 수직운동을 가능한 억제하는 것이다.

본 연구에서는 동적크러치(dynamic crutch)라고 일컬어지는 스프링-감쇠 크러치계를 사용하였을 때 사람 몸에 전달되는 힘의 크기를 해석하였다. 기존의 강체크러치(rigid crutch) 사용자에게 정상적인 크러치 걸음걸이는 커다란 피로감을 주고 있기 때문에, 이것을 완화시킬 수 있는 동적 크러치의 특성을 해석하여 궁극적으로 안전하고 안락한 동적크러치를 설계할 수 있는 기초자료를 제공하여 신체 장애자에게 커다란 도움을 주고자 한다.

2. 이론해석

정상적인 크러치 보행에서 발생하는 힘의 크기를 그림 1과 같은 보행패턴으로 부터 모델링시키면 비조화 주기적 형태(nonharmonic periodic mode)로 나타낼 수 있다. 크러치에 가해진 주기 힘 $F(t)$ 는 사람 몸의 운동형태에 기인하는 것으로 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$F(t) = \begin{cases} 0 & -\frac{T}{2} < t < 0 \\ W_i + (W_b - W_i) \sin \frac{\pi t}{T} & 0 < t < \frac{T}{2} \end{cases} \quad (1)$$

여기서 W_i 는 체중에 의하여 크러치에 가해지는 초기

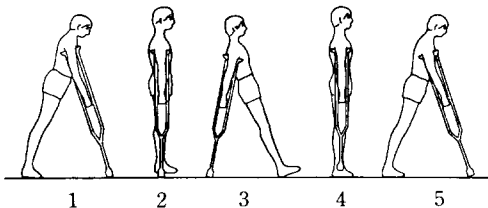


그림 1 강체크러치를 이용한 swing-through 보행주기 형태

Fig. 1 A swing-through gait cycle using rigid crutches

힘, W_b 는 체중, T 는 주기, t 는 시간을 표시한다.

식 (1)은 Fourier급수를 이용하여 전개하면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$F'(t) = \frac{W_i}{2} + \frac{W_b - W_i}{\pi} + \left(\frac{2W_i}{\pi} + \frac{W_b - W_i}{2} \right) \sin \frac{\omega t}{2} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{W_i}{2n+1} \sin \frac{(2n+1)\omega t}{2} + \frac{W_b - W_i}{1 - (2n)^2} \cos n\omega t \right] \quad (2)$$

여기서 $\omega = 2\pi/T$ 는 기본 진동수를 나타낸다.

비조화 주기함수 $F'(t)$ 를 받고 있는 동적크러치는 그림 2와 같이 감쇠-스프링-질량계로 모델화시킬 수 있다. 이와 같은 동적크러치계에 대한 운동방정식은 다음과 같이 주어진다.

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F'(t) \quad (3)$$

여기서 m 는 크러치의 질량, c 는 감쇠계수, k 는 스프링 상수를 나타낸다.

크러치계에 의하여 전달되는 힘의 크기는 $x(t)$ 의 정상상태 응답해를 구함으로써 얻어질 수 있다. 즉 x 의 정상상태 응답해는 다음과 같이 주어진다.

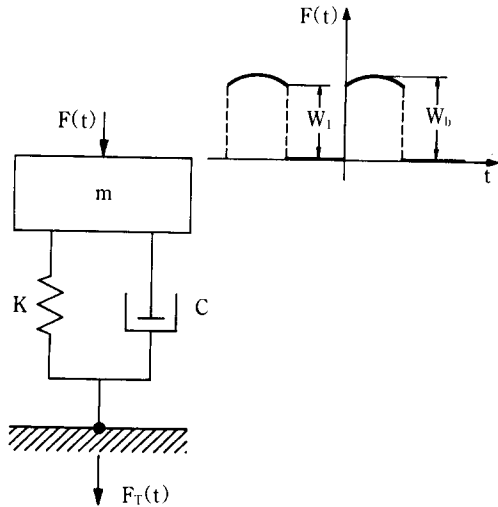


그림 2 비조화 주기힘을 받는 1자유도 감쇠계의 모델

Fig. 2 Model-damped, single-degree-of-freedom system with forced excitation

$$x_p(t) = \frac{W_b}{k} \left\{ \frac{\Lambda}{2} + \frac{1-\Lambda}{\pi} + \frac{\frac{2\Lambda}{\pi} + \frac{1-\Lambda}{2}}{\left\{ \left[1 - \left(\frac{r}{2} \right)^2 \right]^2 + (\xi r)^2 \right\}^{1/2}} \sin\left(\frac{\omega t}{2} - \Phi_1\right) + \frac{2}{\pi} \cdot \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{\Lambda \sin\left(\frac{2n+1}{2} \omega t - \phi_n\right)}{(2n+1) \left\{ \left[1 - \left(\frac{2n+1}{2} r \right)^2 \right]^2 + [(2n+1)\xi r]^2 \right\}^{1/2}} + \frac{(1-\Lambda) \cos(n\omega t - \psi_n)}{\left[1 - (2n)^2 \right] \left\{ \left[1 - (nr)^2 \right]^2 + (2n\xi r)^2 \right\}^{1/2}} \right] \right\} \quad (4)$$

여기서 하중비 $\Lambda = W_f/W_b$ 는 크리치에 작용하는 초기힘 W_f 와 크리치 사용자의 무게 W_b 의 비를 나타내고, ξ 는 감쇠비를 표시한다. 또한 위상각 Φ_1 , ϕ_n , ψ_n 은 다음의 관계식으로 표현할 수 있다.

$$\Phi_1 = \tan^{-1} \left[\frac{\xi r}{1 - \left(\frac{r}{2} \right)^2} \right] \quad (5)$$

$$\phi_n = \tan^{-1} \left[\frac{(2n+1)\xi r}{1 - \left[\frac{(2n+1)r}{2} \right]^2} \right] \quad (6)$$

$$\psi_n = \tan^{-1} \left[\frac{2n\xi r}{1 - (nr)^2} \right] \quad (7)$$

크리치 보행으로 인하여 발생하는 진동힘은 피할 수 없으며, 이 힘은 몸에 전달되고 있다. 사람 몸에 전달되는 힘은 스프링-감쇠기를 적절히 설계함으로써 충분히 감소시킬 수 있다. 크리치 끝 부분이 지면에 닿을 때 지면의 변형을 무시하면, 전달되는 힘의 크기는 감쇠기와 스프링을 통한 힘의 크기에 의하여 결정된다. 크리치계에 가해지는 외력중에서 계로 전달되는 힘의 크기비로 나타내는 전달률(transmissibility)의 크기는 정상상태 응답곡선식 (4)로부터 수치적 해석을 통하여 구할 수 있다. 또한 크리치 보행시 발생하는 충격 전달력을 완화시키기 위하여

보폭길이와 보폭각도를 제한하는 것이 바람직하다. 계의 전달률은 크리치가 임계 진동수비 r_c 이상에서 작동할 때, 즉 $r > r_c$ 에서 최소가 된다. 이 조건은 크리치 걸음의 안전한 보폭길이를 제공한다.

$$\ell_c < \frac{2\pi v}{r_c} \left(\frac{m}{k} \right)^{1/2} \quad (8)$$

이 식은 크리치 걸음의 평균속도 v , 임계 진동수비 r_c , 크리치의 질량 m , 스프링 재질특성 k 에 따른 임계 보폭 ℓ_c 에 관한 식이다. 여기서 스프링 상수값의 감소는 보폭길이를 증가시켜줄 수 있다. 크리치의 속도를 증가함에 따라 보폭길이를 증가시킬 수 있다. Wells⁷⁾에 의하면 swing-through 크리치 걸음의 운동 에너지는 크리치 걸음의 속도에 좌우된다고 발표하였다.

안전하고 편안한 크리치 걸음을 위한 보폭각도는 다음의 식 (9)와 같이 제한하는 것이 좋다.

$$\theta_c < \sin^{-1} \left[\frac{\pi v}{2hr_c} \left(\frac{m}{k} \right)^{1/2} \right] \quad (9)$$

여기서 θ_c 는 임계 보폭각도이며, h 는 크리치의 높이를 나타낸다.

3. 결과 및 고찰

크리치 전달률은 크리치 높이 $h=130$ cm, 스프링 상수 $k=5$ kg/cm, 평균체중 $W_b=70$ kg에 대하여 해석을 하였다.

그림 3(a)~(d)는 여러가지 감쇠비와 하중비에 대한 전달률을 진동수비의 함수로 표시한 결과이다. 높은 진동수비를 나타내는 곳에서 전달률은 감쇠비의 변화에 무관하게 수렴하고 있다. 즉 진동수비 r 가 $2\sqrt{2}$ 이상으로 유지되면 동적크리치를 이용한 보행은 전달률이 크게 떨어지기 때문에 편안함을 느끼게 한다. 그러나 진동수비 r 가 1.28 보다 작은 경우 크리치의 끝부분이 지면에 닿을 때 발생하는 초기 충격력 때문에 반복적인 전달력을 받게 된다. 이와 같은 현상을 완화시키기 위하여 앞에서 제시된 동적 크리치의 보폭거리나 보폭각도를 제한하여 크리치를 설계하고 보행하는 것이 필요하다. 그림 3(a)~(d)

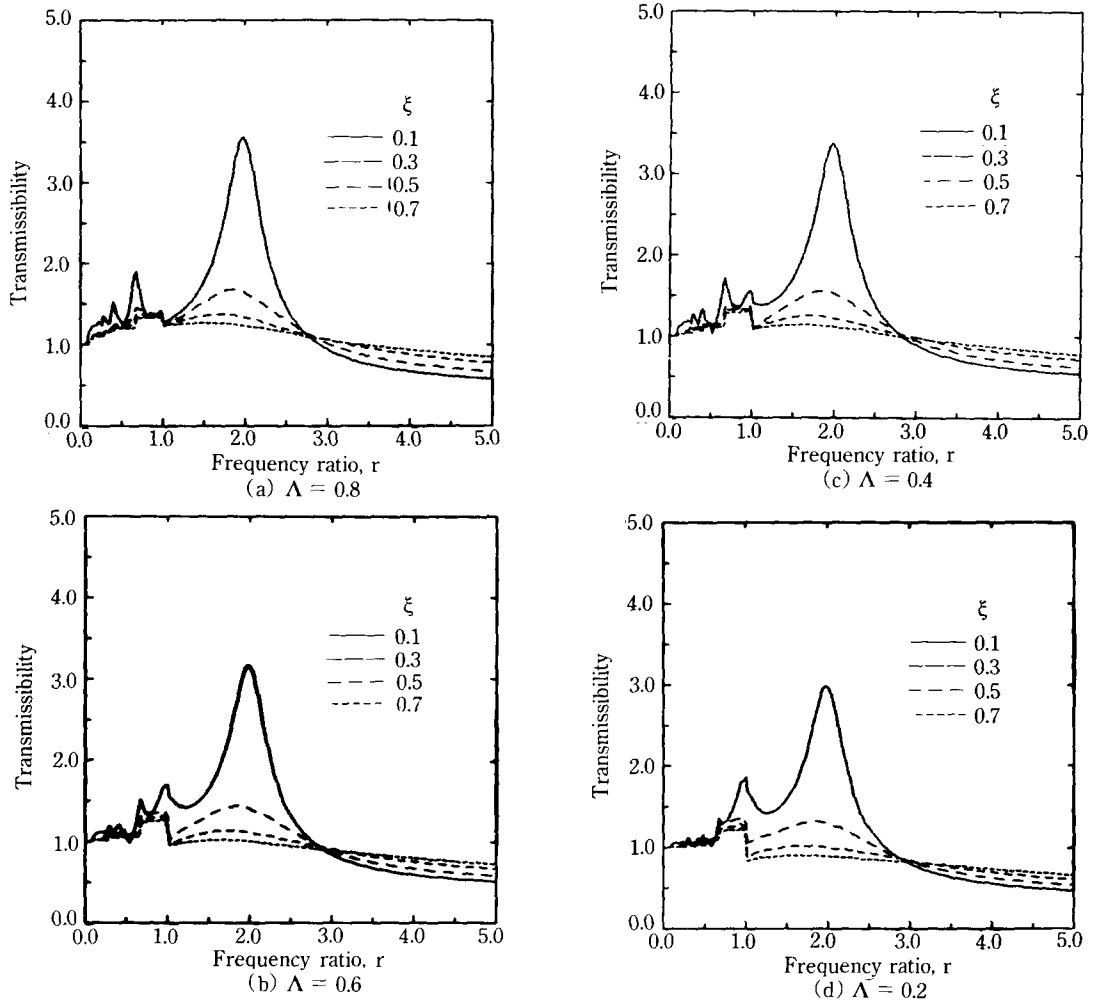


그림 3 여러가지 감쇠비를 진동수비의 함수로 나타낸 전달률

Fig. 3 Transmissibility as a function of frequency ratio for various values of ξ

에서 모든 하중비에 대하여 감쇠계수가 증가할수록 전달되는 힘의 크기는 감소하는 경향을 나타내고 있다.

그림 4(a)~(d)는 해석을 용이하게 하기 위하여 위에서 제시된 전달률 데이터를 이용하여 다시 그린 것이다. 이들 그림에서 초기 하중비가 증가하면 전달되는 힘의 크기 또한 증가함을 보여 주고 있다. 이것은 크러치 사용자의 체중 때문에 크러치가 지면에 닿을 때 발생하는 힘의 크기로 크러치 보행시 안

락한 상태를 유지하기 위하여는 초기하중 W_1 의 크기를 감소시켜야 한다. 즉, 크러치 사용자가 착지를 위하여 크러치의 끝 부분을 지면과 접촉시킬 때의 초기 크러치 접촉각도 및 접촉길이와 밀접한 관계를 맺고 있기 때문에 앞에서 제시된 식 (8)이나 (9)에 따라서 보행하는 것이 좋겠다. 그러나 크러치 사용자의 신체 조건이나 걸음습관도 중요한 요소중의 하나로 생각된다.

그림 5에서는 동적크러치에 작용하는 하중과 변위

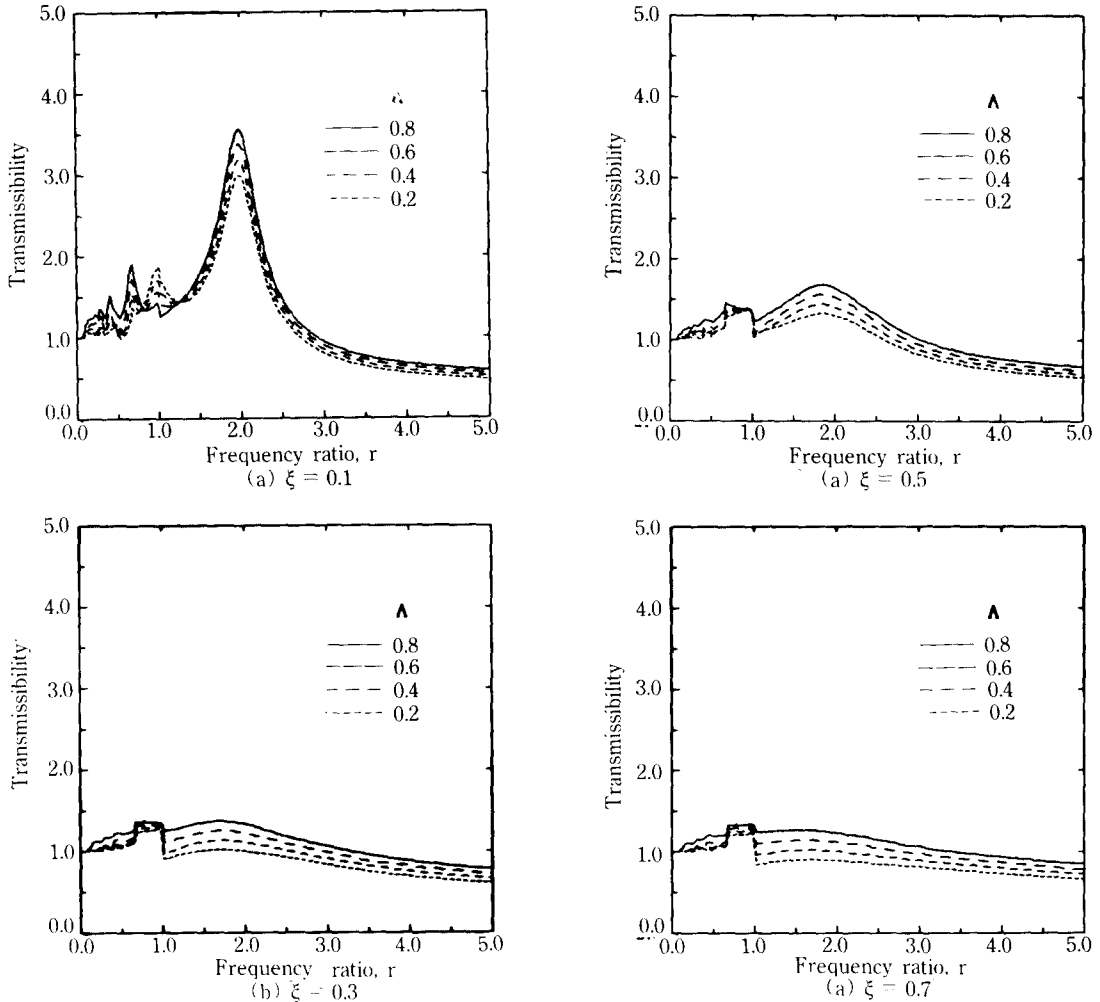


그림 4 여러가지 하중비를 진동수비의 함수로 나타낸 전달률
Fig. 4 Transmissibility as a function of frequency ratio for various values of Λ

량 크기의 변화를 보여주고 있다. 이 그림에서 초기 하중비 Λ 의 증가는 스프링의 예하중(preload) 증가 효과를 가져오기 때문에 스프링 강성도가 증가되어 스프링의 변위량이 감소하게 된다.

그림 6은 $k=5 \text{ kg/cm}$, 1개의 동적크리치가 받는 하중이 35 kg 인 경우 크리치 1개가 저장할 수 있는 탄성에너지의 최대값을 나타낸다. 초기 하중비 Λ 의 증가는 그림 6에서 보여주고 있는 것처럼 동적크리치의 에너지 저장능력을 크게 감소시킨다. $\Lambda=1$ 인 경우, 즉 스프링-감쇠기가 장착된 동적크리치가 아

닌 기존의 강체크리치를 나타내는 경우로 크리치계가 보유할 수 있는 에너지가 없음을 보여주고 있다. 이들 결과에 의하면 하중비 Λ 가 작을수록 크리치계가 보유하는 최대 탄성에너지가 크기 때문에 안락한 크리치 보행이 가능하다. 크리치 설계자는 안락하고 안전한 보행을 할 수 있는 에너지 저장구간을 선택하여 동적크리치를 설계하여야 한다. 크리치 보행주기(gait cycle)중 그림 1의 1, 2구간에서는 탄성에너지의 저장으로 초기의 충격력을 완화시키는 작용을 하고, 구간 2, 3에서는 축적된 에너지가 복원에너지

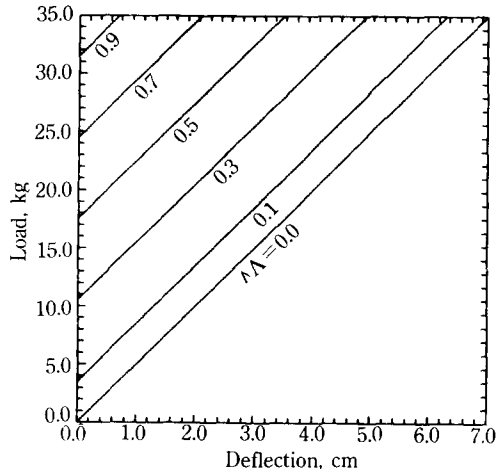


그림 5 여러가지 하중비를 변위량의 함수로 나타낸 하중

Fig. 5 Load as a function of deflection for various values of force ratio, Λ

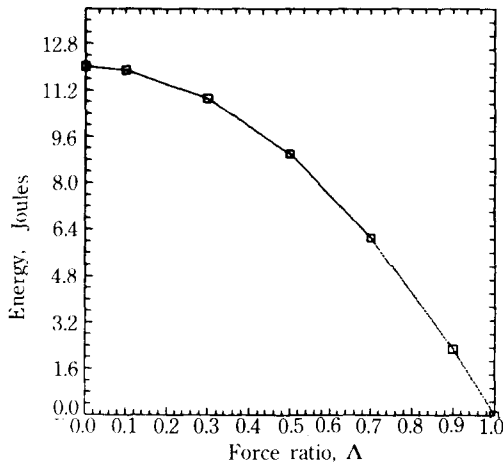


그림 6 여러가지 하중비에 대한 동적크러치의 에너지 저장용량

Fig. 6 Energy storage capacity of the dynamic crutch as a function of force ratio, Λ

(restoring energy)로 작용될 수 있기 때문에 상체를 일으키는데 안락함을 유지할 수 있다.

4. 결 론

비조화 주기힘이 동적크러치계에 작용할 때, 몸에 전달되는 전달물의 크기는 진동비, 감쇠비, 체중에 대한 초기힘의 비를 어떻게 선택하는가에 따라 많은 영향을 받고 있다. 정상적인 크러치 보행이 이루어질 경우, 사람의 몸은 반복적인 충격력을 받고 있음을 잘 보여주고 있다. 크러치계의 전달력을 감소시키기 위하여 $r > r_c$ 인 상태에서 크러치 설계가 이루어져야 한다. 또한 동적크러치를 사용하여 안락한 보행을 하기 위한 보폭각도는 다음의 식으로 규제하는 것이 바람직하다.

$$\theta_c < \sin^{-1} \left[\frac{\pi v}{2hr_c} \left(\frac{m}{k} \right)^{1/2} \right]$$

초기하중비 Λ 를 감소시키면 스프링 강성도는 감소되는 효과를 나타내기 때문에 동적크러치의 에너지 저장능력은 크게 증가되므로 크러치 사용자는 충격력 완화로 보행시 커다란 안락감을 느끼게 된다.

참 고 문 헌

- 1) Shoup, T. E., "Design and Testing of a Child's Crutch with Conservative Energy Storage," Int. Conf. on Medical Devices and Sports Equipment, ASME, pp. 31-36, 1980.
- 2) Cunningham, D. M., "Components of Floor Reaction, during Walking," Report to Advisory Committee on Artificial Limbs, National Research Council, Series 11, Issue 14, 1950.
- 3) Radin, E. L., Paul, I. L., and Rose R. M., "Role of Mechanical Factors in Pathogenesis of Primary Osteoarthritis," The Lancet, pp. 519-521, March 1972.
- 4) Stallard, J., Sankarankutty, M., and Rose, G. K., "Lower-Limb Vertical Ground-Reaction Forces during Crutch Walking," J. of Medical Engineering and Technology 2, 4, pp. 201-202, 1978.
- 5) Simon, S. R., Paul, I. L., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. J. and Radin, E. L., "Peak

- Dynamic Force in Human Gait," J. Biomechanics 14, 12, pp. 817-822, 1981.
- 6) Mizrahi, J., and Susak, Z., "In-Vivo Elastic and Damping Response of the Human Leg to Impact Forces," J. of Biomechanical Engineering, Vol. 104, pp. 63-66, 1982.
- 7) Wells, R. P., "The Kinematics and Energy Variations of Swing-through Crutch Gait," J. Biomechanics 12, pp. 579-585, 1979.