

하지 연쇄계모형에서 수직반력의 증가가 관절토크 유발에 미치는 영향

임상용*, 류재청*

Influence on Joint Torque Generation of Vertical Reaction Force in Link-Chain System of Lower Extremity

Lim Sang-Yong, Ryew Che-Cheong**

Summary

The study was undertaken to investigate factors generating a joint torque according to load level (%BW) during normal gait.

- 1) The joint torque during normal gait was influenced to vertical reaction force. The vertical reaction force was played a role of compression force
- 2) The factors generating joint torque in lower extremity according to load level was independent role in 40%BW but not influenced in 0%BW, 20%BW load level.
- 3) The kind of load level(vertical reaction force) did not influenced knee joint torque, but did in hip joint torque.

서론

보행시 하지 연쇄계모형에서 전방으로 전진하는 정도의 스피드로 후방으로 보행할 수 있다고 가정할 때 상체는 거의 경직되고, 두 하지는 고정된 히프축에 대해 주기적으로 진동하는 추처럼 움직인다. 따라서 동체를 고정된 말단(endpoint)로 가정하고, 두 하지는 개방된 연쇄계(open chain)가 주기적으로 진동하는 강체로 가정할 수 있다. 즉 하지분절강체가 서로 연결된 상황에서 보행은 히프쪽

에서 고정이 되고, 자유로운 다른 끝(대퇴와 하퇴)은 경직된 회전체(rotational stiffness)를 가지는 두 관절로 감소시킬 수 있다. 이 때 하지의 일부인 발뒤꿈치와 앞꿈치는 상위관절과 비교할 때 무시할 정도의 힘을 발휘하므로 무시될 수 있는 변인이 된다(Tatara, 1983).

지금까지 Bresler와 Frankel(1950), Frank(1970), Yamashita와 Taniguchi(1979), Tatara(1983), Tatara 등(1987) 등은 정상보행수준에서 하지분절운동의 여러 기전을 밝히려는 의도에서 모델링과 분석을 해왔다. 그러나 인간이 어떻게 하지의 근육군

* 자연과학대학 체육학과(Dept. of Physical Education, Cheju Univ., Cheju-do, 690-756, Korea)

들을 활용하는가에 대한 의문점은 여전히 남아있는 연구대상이다.

일정한 속도로 지속적인 보행을 할 때 두다리로 규칙적인 스텝동작 (stepping action)은 뇌의 전두부에 저장된 프로그램에 의해 조절되는 두 하지근육에 의해 불수의적 (involuntary)으로 이루어진다. 이때 고정된 히프관절쪽의 관절토크는 활성적으로 축적되어진 하지의 진동 (vibration)과 관련된 여러 기전을 연구할 수 있는 여지를 남긴다.

Tatara (1983)은 부하가 고정된 상황에서 정상보행의 연쇄계모델연구에서 부하에 의한 지면반력의 수직성분은 지지발에 작용하는 외력으로 간주되어 왔으나, 이러한 모델에서는 근긴장 (muscle tension)을 무시한 경우라고 지적했다. 보행에서 지지발의 스윙동작은 근육에 의해 발생한 관절토크에 기인하고, 이는 수직반력과 독립적 변인으로 보고했다.

또한 지면반력 (R)은 근긴장의 수직성분에 의해 유지되고, 그 결과로 동체의 수직운동은 보행수준에서 일어나지 않고, 단지 지면수준에 따라 지지발의 보행수준 동작에 영향을 미치는 외적 힘에 대해 독립적 요인으로 보고했다.

그러나 Tatara 등 (1987)에 의하면 부하된 정도에 따라서 약간씩 차이를 보인 바, 무부하수준 혹은 부하가 40kg 이하일 때 보행수준에 필요한 관절토크는 지면반력의 수직성분에 독립요인임을 밝혔고, 따라서 근긴장 (muscle tension)의 영향을 전혀 받지 않는 것으로 보고했다. 그러나 부하가 신체체중의 절반수준인 40kg 경우 하지의 운동반응이 약간 늦은 것으로 나타났다. 이는 두가지 원인으로 결론을 내렸다. 첫째, 보행을 위해 더 무거운 체중을 유지하고 지지하기 위해 신경으로부터 통제신호 (control signal)가 시간적지체원인 (time lag)과, 근수축속도와 부하간의 역비례 관계 (inverse proportionality)를 가지는 근육특성 (Hill's equation)으로 기인된다고 보고했다. 따라서 과중한 부하의 보행이나 경사진 보행과 같은 특수한 보행에서 관절토크는 수직반력과 독립적이지 않음을 알 수 있다.

다음으로 보행수준에서 수평방향에 대해 생각하면, 움직이는 동체는 고정되고, 전방으로 힘 (F)은 지지발로 스텝을 하므로써 동체에 전달되는 데, 링

크의 자유로운 말단부는 후방으로 작용하도록 전달된다. 비록 발과 바닥의 마찰력 (F')과 근긴장의 수평성분은 유지가 되고, 결국 병진운동을 하게 하는 외력으로서 남게된다고 보고했다 (Tartara, 1983).

동체 수직운동의 경우 부하가 주어질 보행수준에서 신체중심의 수직운동은 보행의 두 주기로 구성되고, 각 주기는 각각의 하지에 의해 이루어진다. 주기운동의 최소위치는 한 하지의 지지에서 최대보폭이 이루어지는 시작점과 마지막시점에서 일어난다.

Tatara (1987)에 의하면 부하가 증가됨에 따라 신체중심은 약간 낮아졌고, 운동의 증폭수 (amplitude)는 감소했다고 보고했다. 그러나 부하의 수준에 따라서 그 위치는 다양한 것으로 나타난 바, 보행에서 수직운동은 반력의 수직성분에 의한 하지에 대해 압축작용 (compression)을 하는 것으로 결론을 내렸다.

위에서 열거한 바와 같이 보행시 하지운동의 기전을 밝히기 위해 많은 연구가 되어 왔지만 연구결과 간의 차이점을 알 수 있고, 또한 정상보행수준에 대한 연구결과 (Tatara, 1983)에 대해 Tatara (1987)은 3개의 부하조건에 상호 비교하였지만 각 연구간의 일치하는 정도는 적었다. 이러한 연구결과 간의 불일치된 것은 피험자의 수가 Tatara (1983)의 경우는 1명, Tartara (1987)의 경우는 2명의 피험자만을 대상으로 하였기 때문에 통계적인 결론은 내리지 못한 것에 기인함을 알 수 있다. 따라서 더 많은 피험자를 동원하여 피험자의 체중에 대한 부하의 조건 (%BW)을 다양하게 하여 보행을 시킨 후 Tatara (1987)의 연구결과와 상호 비교를 하므로써 지면 수직반력성분 (vertical force component), 관절토크 (joint torque), 근긴장 (muscle tension)간의 관계가 하지의 보행에 어떠한 영향을 미치는지 검증하므로써 근활동에 대한 기전을 더 명백히 이해될 것으로 기대된다.

본 연구의 목적은 첫째, 근긴장 (muscle tension)과 관절토크를 유발하는 하지의 상대각, 신체중심 변위, 수직반력 등을 포함한 몇가지 변인만을 이용하여 지지기와 스윙기동안 관절토크의 기전을 밝히고, 둘째, 연쇄계모델이 보행수준에서 활성적인 관절토크를 유발하는 데 지면의 수직반력의 작용이

어떠한 영향을 미치는지 밝힌다. 이를 위해 체중에 비례한 부하(%BW) 수준을 다양하게 부과한 상태에서 보행을 비교하므로써 보행양상(관절토크)에 증가된 수직지면반력이 어떤 영향을 미치는지를 밝힌다.

재료 및 방법

1. 실험 및 자료처리과정

본 연구에 참여한 피험자는 정상적 신체조건을 가진 남자 대학생 5명으로 구성되었고, 이들의 평균 체중은 65kg, 평균신장은 172cm, 평균 연령은 24세였다.

본 실험은 실내실험실에서 정상적인 보행을 할 수 있는 넓은 공간에서 실시했다. 동원된 실험기기는 지면반력측정을 위해 32bit IBM컴퓨터와 접속된 AMTI포스플랫폼 2대였고, 피험자가 정상보행을 하는데 장애가 없도록 포스플랫폼의 높이와 갈게 판자를 이용하여 보행높이를 같게 하였다.

피험자의 보행을 측면에서 촬영하기 위해 포스플랫폼으로부터 10m 떨어진 위치에 줌렌즈의 높이를 1m로 고정시키고, Pulse generator가 부착이된 Potosonic사의 Biomechanics 500모델인 16mm 고속카메라를 설치하여 초당 100프레임, 노출시간 1/300초로 가동시켰다. 가동하기 전에 피사체가 촬영장면에 도달했을 때 정상스피드로 가동될수 있도록 출발이라는 신호와 동시에 카메라를 미리 가동시켰다. 이 때 사용한 16mm 필름은 Kodak사의 ASA 320 Color negative film (7294)였다.

피험자가 보행할 포스플랫폼의 중앙에 기준척으로 1m짜리 막대를 미리 촬영하므로써 피사체의 실재크기를 환산할 수 있게 했다.

부하의 방법은 피험자 체중에 비례하여 0%, 20%, 40%로 각각 부과했으며, 각 부하는 피험자의 등에 고정이 되도록 설계한 Backpack system을 이용했다. 매번 실시때마다 정상적으로 보행을 하도록 주의를 환기시키고, 매 피험자의 부하는 처음 0%로 모두 보행을 하고, 다음 20%, 40%의 순으로 각 부하의 보행을 모든 피험자가 끝마친 후 다음 부하로 보행을 할 수 있게 했다.

촬영이 끝난 후 16mm 필름을 Positive로 현상을 하여, Vanguard사 4C012A모델 투영기에 장착을 한 후 Calcomp9100디지타이저에 투영시켜 피험자의 손목, 팔꿈치, 어깨, 머리, 허프, 무릎, 발목, 발끝의 순서로 매 8개 관절부위에 대해 수치화하여 나온 X, Y좌표는 32Bit 컴퓨터에 입력이 되게 접속하여 화일링을 하였다.

입력된 좌표를 이용하여 운동학적 변인을 산출하기 이전에 입력이 되어진 각 관절점의 좌표는 인위적오차(random error)와 시스템오차(systemic error)를 필수적으로 내포하므로 이를 줄이기 위해 Butterworth의 Digital filtering으로 Cutoff frequency 6Hz로 필터링 시켰다.

필터링된 좌표를 이용하여 신체중심을 산출하는데 필요한 인체측정자료는 Hanavan (1965)의 것을 이용하였다. 본 연구분석에 필요한 운동학적 자료의 산출은 Quick Basic 4.0으로 작성된 프로그램으로 처리하였다.

보행의 한 주기동안 분석을 용이하게 하기위해 분석국면을 원발의 스윙국면(Swing Phase)과 지지국면(Supporting Phase)으로 구분하여 분석하였다.

2. 운동방정식

Fig. 1에서 전방힘(Kx)과 수직힘(Ky) 성분으로 간주할 때 하지에 가하는 전체 전방힘 F(Kx), (f=F+Kx)와 같다. 이 힘들사이 모든 관계는

$$R = Ty = W - Ky \quad (1)$$

$$f = F + Kx = F' + Tx \quad (2)$$

여기서 Tx, Ty는 근 장력 T의 수평 및 수직성분, W=지지발에 지지된 체중, f는 전방운동의 반력으로서 발에 작용하는 전체전방힘

따라서 지지하지와 스윙하지에 대한 모델은 Fig. 2와 같다.

$$\sum I_1 \ddot{\theta}_1 + K_1 \theta_1 + K_2 (\theta_1 - \theta_2) = 0 \quad (3)$$

$$I_2 \ddot{\theta}_2 + K_2 (\theta_2 - \theta_1) = -f L_2 \cos \theta_2 \quad (4)$$

지지기의 경우

$$I_1 \ddot{\theta}_1 + K_1 \theta_1 + K_2 (\theta_1 - \theta_2) + m_1 g L_1 \theta_1 / 2 + m_2 g L_2 \theta_1 = 0 \quad (5)$$

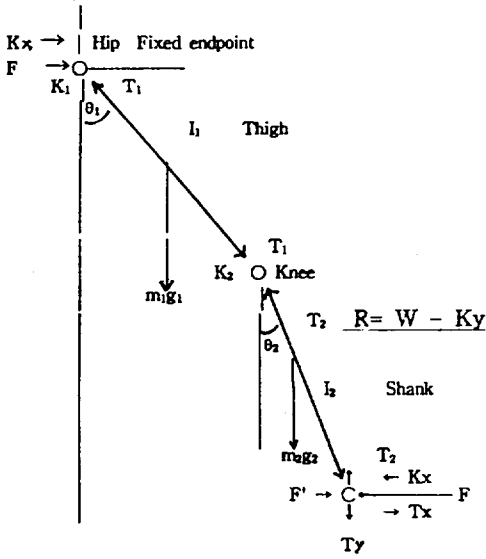


Fig. 1. Relation of external & internal force to fixed end-point

$$I_2 \ddot{\theta}_2 + K_2 (\theta_2 - \theta_1) + m_2 g L_2 \theta_2 / 2 = 0 \quad (6)$$

는 스윙기동안 θ_1 과 θ_2 는 수직방향에서 반시계방향의 상대각을 나타내고, L_1 과 L_2 는 링크 1과 2의 길이, m_1 , m_2 는 질량, I_1 , I_2 는 관성모멘트.

식 3, 4의 방정식의 해를 위해 $\cos \theta_2 = 1$ 로하면

$$\theta_1 = A_1 \sin(\omega_1 t + \varphi_1) + A_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2) - \tau \quad (7)$$

$$\theta_2 = B_1 \sin(\omega_1 t + \varphi_1) + B_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2) - (1 + 1/s) \tau \quad (8)$$

위식을 간단히하기 위해 $m = m_1 = m_2$, $L = L_1 = L_2$, $I_1 = I_2 = mL^3/3$

$$(\omega_i)^2 = \lambda \times (2s + 1 \pm \sqrt{4s^2 + 1}) \quad (9)$$

$$B_i / A_i = (1 \pm \sqrt{4s^2 + 1}) / 2s, \quad (i = 1, 2) \quad (10)$$

여기서

$$s = K_2 / K_1, \quad \times = K_1 / mgL, \quad \tau = fL / K_1, \quad \lambda = 3g / 2L \quad (11)$$

식 5, 6방정식의 해는

$$\theta_1 = A_1' \sin(\omega_1' t + \varphi_1') + A_2' \sin(\omega_2' t + \varphi_2') - \tau \quad (12)$$

$$\theta_2 = B_1' \sin(\omega_1' t + \varphi_1') + B_2' \sin(\omega_2' t + \varphi_2') \quad (13)$$

와 같이 구할 수 있고, 여기서

$$(\omega_i')^2 = \lambda(2s + 1) \times + 2 \pm \sqrt{(x + 1)^2 + 4s^2 \times^2} \quad (14)$$

$$B_i' / A_i' = [x + 1 \pm \sqrt{x + 1)^2 + 4s^2 \times^2}] / 2s, \quad (i = 1, 2) \quad (15)$$

이다(Tatara, 1983).

본 연구는 위 식의 결과인 토크에 영향을 미치는 하지분절의 각 변위로 검증했다.

3. 통계처리

실험결과에 의해 분석된 운동학적 변인에 대해 각 부하의 수준에 따라서 하지 연쇄체모형에서 부하수준에 따른 수직반력성분이 관절토크에 대한 영향에 차가 있는지를 알기 위해 사용된 통계방법은 SAS의 하부프로그램인 ANOVA의 Tukey방식으로 처리하였다.

결과 및 고찰

1. 부하간의 보행양상

근긴장(muscle tension)과 관절토크를 유발하는 수직반력성분과 히프, 무릎관절의 수직에 대한 절대각으로 정상보행시 지지기와 스윙기동안 관절토크의 변화를 일으키는 변인을 분석하고, 연쇄체모델이 보행수준에서 활성적인 관절토크를 유발하는데 지면의 수직반력작용이 어떠한 영향을 미치며, 각 체중에 대한 부하(%BW)에 따라 그 차이가 있는지를 밝혀 검증하였다.

본 연구결과 부하의 형태에 따라 소요시간은 1.2초에서 1.6초로 다양한 시간소요를 보였으나 유의한 차를 보이지는 않았다.

관련 보행주기동안 신체중심의 수직변위(COG Vertical Displacement), 히프관절의 수직에 대한 상대각도, 무릎관절의 수직에 대한 상대각도를 각각 산출하였고, 음(-)의 부호는 왼쪽 하지가 수직선에서 후방으로 향할 때, 양(+)의 부호는 왼쪽하지가 수직선에서 전방으로 나아갈 때 하지가 수직의 위치가 되면 0각으로 처리했다.

Table 1. Mean & Max SD, COG Vertical Displacement, θ_1 (hip Relative angle) & θ_2 (Knee Relative angle) during 1 gait cycle

	Min.	Max.	Mean	SD
COG V. Disp.	-14.00	8.60	-2.44	4.29
Hip Angle	-15.80	42.80	12.40	14.44
Knee Angle	-52.90	20.00	-12.51	22.52

Table 1.의 결과는 5명의 피험자 모두 체중에 대한 부하(%BW)를 0%BW, 20%BW, 40%BW의 경우를 한 주기동안 총화하여 산출한 결과이다.

Table 1에서 알 수 있듯이 각 변인의 평균과 편차를 보면 평균치에 비해서 편차가 너무 큰 값을 가진 결과는 보행주기동안 주어진 부하차 간의 보행 자세변화가 매우 불규칙함을 알 수 있다. 이의 보행주기를 피험자 Subj. C의 0%BW, 20%BW, 40%BW의 경우를 그림으로 표시한 결과는 Fig. 3과 같다. 즉 보행주기동안 신체중심의 수직변위변화와 힙(θ_1) 및 무릎(θ_2)의 수직에 대한 상대각변위틀 시간의 함수로 나타낸 결과이다. 왼발의 착지(LTD), 오른발 이지(RTO), 오른발의 착지(RTD),

왼발 이지(LTO), 왼발 착지(LTD) 이루어면서 완전한 보행주기를 마치는 과정동안 발생한 변화이다. 이의 일반적인 양상은 대퇴의 경우가 하퇴의 경우보다 양(+)의 방향에서 최대치에 이른 후 다시 감소하는 양상을 보였다. 이는 왼쪽 발꿈치가 착지후 오른발 이지가 되면서 감소하는 경향을 보이고 다시 왼발이 후방으로 간 후 -방향에서최소치에 이르렀다. 반면 하퇴의 경우는 뒤꿈치가 착지할 때 양의 방향에서 최고점을 이루고, 다시 오른발이 이지하면서 부터 다시 음의 방향으로 급속히 감소후 대퇴가 피크를 이룬후 오른발착지 시점에서 -방향에서 최대치를 이룬 후 +방향으로 급속한 증가현상을 보였다.

한편 신체중심 수직변위는 오른발이 이지하는 지점부터 각 부하간 큰 차이를 보이고 있음을 알 수 있고, Fig. 3에서 볼 때 공통적인 점은 신체중심변위, 대퇴 및 하퇴의 변화양상은 부하간에 다소간 차이가 있음을 알 수 있다.

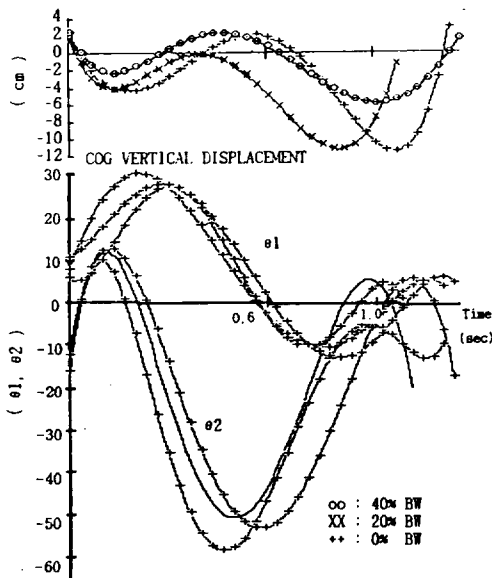


Fig. 3. Kinematic variable during normal gait on a kind of load level for Subject C.

2. 근긴장과 수직반력 및 관절토크의 관계

Bresler & Frankel(1950), Frank(1970), Yamashita & Taniguchi(1979), Tataru(1983, 1987) 등은 정상보행시 하지분절의 운동에 대해 많은 모델링과 분석을 해왔다. Tataru(1983)의 경우 부하가 고정된 상황에서 정상보행의 수직성분은 근긴장에 의해 발생한 관절의 토크와는 독립적인 변인으로 보고했다.

그러나 Tataru 등(1987)은 Tataru(1983)의 주장을 역으로 검증한 결과 부하에 따라 약간씩 차이를 보인 바, 무부하수준 혹은 부하가 40kg 이하일 때 보행수준에 필요한 관절토크는 지면반력의 수직성

displacement)와 수평변위를 틀 분석하므로써 여러 기전을 밝힐 수 있다. 즉 수평방향에 대해 생각하면, 움직이는 동체는 고정되고, 전방으로 힘(F)은 지지발의 스텝에 의해 동체에 전달되고, 하지의 말단부는 후방으로 작용하게 된다(Tatara, 1983).

신체중심의 수직운동은 보행수준에서 두 주기로 구성되고, 각 주기는 각각의 하지에 의해 이루어진다. 주기운동의 최소위치는 한 하지의 지지에서 최대 보폭이 이루어지는 시작점과 마지막시점에서 일어난다.

이 기간동안 수직운동은 근 긴장의 수직성분에 의해 유발되고, 그 결과로 동체의 수직운동은 보행수준에서 발생하지 않았고, 지면반력은 지면수준에 따라 지지발의 보행수준의 동작에 영향을 미치는 외적 힘에 대해 독립적인 것으로 생각된다고 보고했다(Tatara, 1983)

본 연구의 결과물 보면 신체중심의 수직변위가 부하의 종류에 따른 차를 검증하고, Tatara (1987)의 연구결과와 비교한 결과는 다음과 같다.

즉 $F(20, 54) = 17.62$, $P < .001$ 에서 각 부하간에 따라서 보행주기동안 수직변위의 경우 차를 보인 것으로 나타났다. 즉 부하를 0%BW, 40%BW의 경우와 20%BW의 경우로 구분되어 그 차를 보인바, 체중에 대한 부하의 증가가 비례할수록 수직변위의 크기가 변하는 것이 아님을 알 수 있다. 즉 20%BW의 경우 가장적은 수직변위를 보였고, 0%BW와 40%BW의 경우가 유의한 수준으로 차이를 보였다.

그러나 Tatara (1987)에 의하면 부하가 증가됨에 따라 신체중심의 수직변위는 약간 낮아졌고, 운동의 증폭수(amplitude)는 감소했지만 부하의 수준에 따라서 그 위치는 다양한 것으로 나타난 바, 보행에서 수직운동은 반력의 수직성분에 의한 하지에 대한 압축작용(compression)을 하는 것으로 결론

을 내렸다.

이러한 주장과 본 연구의 결과와는 완전히 일치하는 것은 아니지만 40%BW의 경우 수직변위가 가장 큰것으로 나타난 결론으로 볼 때 정상보행에서 수직운동은 수직반력성분에 종속요인임을 알 수 있고, 이의 역할은 하지분절에 대해 압축작용을 하고 있음을 알 수 있다. 따라서 Tatara (1983)가 지면반력은 지면수준에 따라 지지발의 보행수준의 동작에 영향을 미치는 외적 힘에 대해 독립적인 것으로 생각된다고 보고한 주장과는 달리 본 연구의 경우는 수직반력(%BW)이 지지발의 보행에 종속요인인 것으로 나타났다.

적 요

본 연구는 하지관절의 근토크를 유발하는 요인을 분석하고 Tatara (1983, 1987)의 연구결과를 검증하기 위해 부하를 체중에 대한 부하비율을 설정하고 (%BW), 이를 토대로 분석결과 내린 결론은 다음과 같다.

첫째, 보행동작은 수직반력(외적힘, %BW)에 종속요인으로 나타났고, 따라서 하지 분절에 수직반력은 압축작용을 하는 것으로 나타났다.

둘째, 부하의 수준에 따라 히프관절의 토크를 유발하는 요인에서 부하가 40%BW일 때 수직반력은 종속요인으로 수직반력이 관절의 근토크에 미치는 영향은 큰 것으로 나타났으며, 0%BW와 20%BW의 경우는 독립적인 요인으로서 아무런 영향을 미치지 않았다.

셋째, 무릎관절의 경우 관절토크와 수직반력과는 독립적인 요인으로 수직반력의 종류에 따라서 관절의 토크유발에 아무런 영향을 미치지 않았다.

참 고 문 헌

- Bresler, B., and Frankel, J. P. (1950). The force and moment in the leg during level working. Trans. ASME. 22 : 27-36.
- Frank, A. A. (1970). An approach to the dynamic analysis and synthesis of biped locomotion machines. Med. and Biol. Engg. 8 : 465-476.
- Sutherland, D. H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. (1980). The development of mature gait. Journal of bone and Joint Surgery,

- 62A, 336-353.
- Tatara, Y. (1983). Human walking interpreted as changes in rotational stiffness at joints. In H. Matsui & Kobayashi(EDs), Biomechanics III-A(PP. 471-479). Champaign, IL : Human Kinetics.
- Tatara, Y. and Lida, T. (1987). Walking pattern of normal gaits with loads on a level.
- Jonsson, B(EDs), Biomechanics X-A, 397-401. Champaign, IL : Human Kinetics.
- Yamashita, T., and Taniguchi, T. (1979). Simulation of walking characteristics by simple model. Proceedings of the Fifth World Congress on Theory of Machines and Mechanism, 851-854.