

충격과 ZMP 조건을 고려한 인체 모델의 착지 동작 해석

Landing Motion Analysis of Human-Body Model Considering Impact and ZMP Condition

소 병 록, 이 병 주*, 김 희 국
(Byung Rok So, Byung-Ju Yi, and Wheekuk Kim)

Abstract : This paper deals with modeling and analysis for the landing motion of a human-body model. First, the dynamic model of a floating human body is derived. The external impulse exerted on the ground as well as the internal impulse experienced at the joints of the human body model is analyzed. Second, a motion planning algorithm exploiting the kinematic redundancy is suggested to ensure stability in terms of ZMP stability condition during a series of landing phases. Four phases of landing motion are investigated. In simulation, the external and internal impulses experienced at the human joints and the ZMP history resulting from the motion planning are analyzed for two different configurations. A desired landing posture is suggested by comparison of the simulation results.

Keywords : impact, kinematic redundancy, ZMP, landing, human-body model

I. 서론

충격(impact)는 자유 운동에서 구속된 운동으로 변이하는 동안 주위 환경과 시스템 사이 접촉지점에서의 충돌에 의해 발생한다. 인간의 동작은 주변환경과의 연속적인 충돌에 의해 구성되어 있음을 볼 수 있다. 이러한 현상은 인간의 몸이 기구학적인 구조의 위상적인 변화를 가질 때마다 일련의 충돌 주기 동안 나타난다. 이것은 걷기, 뛰기, 물건의 잡기나 되잡기 그리고 스포츠 동작 등에서 살펴볼 수 있다. 특히, 운동선수들은 평상시 일상생활에서 나타나는 인간 신체의 움직임에 비해 경기 도중에 더욱 큰 충격을 받되는데, 충격이 과도할 경우 관절에 손상을 야기 시킬 수 있다.

충격량(impulse)은 충격의 정량적인 측정치로서 정의된다. 외부 충격량(external impulse)은 접촉지점에서 느껴지고 내부 충격량(internal impulse)은 관절에서 느껴지는 충격량이다. 스포츠에서 신체의 자세가 경기력의 중요한 인자가 된다는 것은 경험이 풍부한 운동선수에 의해 지적되어 왔다. 즉, 외부 충격과 내부 충격의 양은 신체의 자세와 관계가 있다.

그림 1은 스포츠에서의 충격 모션을 보여주고 있다. 대부분 운동선수가 공이나 운동 도구에 접촉하는 순간에 보다 큰 충격을 가하려고 한다. 그 반면에 기계체조 선수들은 착지 시 충격을 줄여주기 위해 노력한다. 이때, 충돌 지점의 외부 충격과 관절들의 내부 충격을 동시에 줄여 주는 착지 자세가 바람직할 것이다.

충격은 접촉 지점에서 상호 작용하는 힘으로서 컨트롤이 어려우며, 충격 모델링과 컨트롤은 로보틱스 분야에서 중요한 과제로 다루어지고 있다[1,2]. 몇몇의 연구자들은 충격 현상을 이해하고 시뮬레이션 하기 위하여 로봇 매니플레이터와 주위 환경을 질량-스프링-댐퍼 시스템으로 모델링하였다[3,4].

기구적인 여유 자유도를 갖는 로봇 시스템은 매니플레이터의 형상을 변화시킴으로써 환경과 충돌 시 원하지 않는 충격의 영향을 감소시킬 수 있는 가능성이 있다. Walker [5]는 직렬 형태의 로봇 매니플레이터의 외부 충격 모델을 소개하였고, 기구학적 여유 매니플레이터의 자가운동[self motion]을 이용함으로써 충격의 영향을 감소시키는 방법을 제시하였다. Liao 와 Leu [6]는 산업용 매니플레이터의 충격 해석을 위해서 라그랑지안 방식을 활용하여 외부 충격 모델을 제시하였다.

인체나 로봇 시스템이 외부 환경과 충돌할 때 시스템의 관절들에 순간적인 힘과 모멘트가 가해진다. Zheng 과 Hemami [7]는 Newton-Euler방정식을 사용해 관절에서의 내부 충격량 모델을 유도하였고, Wittenburg [8]는 외부와 내부 충격량의 모델링에 있어 일반적인 방법론을 제시하였으나 접근 방법이 함축적인 형태로 유도되었기 때문에 로봇 매니플레이터의 충격 모델링에 직접적으로 적용할 수 없었다. Lee, Yi, Kim 과 Kwak [9]은 직렬 체인과 폐쇄 체인 또한 하이브리드 체인을 포함한 일반적인 로봇시스템의 내부 충격량 모델을 제시하였다. 착지 동작에서는 중요한 두 개의 제어 요소가 존재한다. 하나는 발과 관절에 가해지는 충격이며, 다른 하나는 넘어지지 않기 위한 안정도이다. 그러나, 이전의 연구 사례들에서는 이 두 개의 요소를 동시에 고려한 경우는 없었다.



그림 1. 다양한 스포츠 동작에서의 충격 모션.
Fig. 1. The impact motion in various sports activities.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2004. 10. 15., 채택확정 : 2005. 3. 29.

소병록, 이병주 : 한양대학교 전자컴퓨터공학부

(newmal@ihanyang.ac.kr/bj@hanyang.ac.kr)

김희국 : 고려대학교 제어계측공학과(wheekuk@korea.ac.kr)

※ 본 연구는 보건복지부 한국건강 21 연구개발과제(02-PJ3-PG6-EV04-0003)에 의해 지원되었음.

본 연구에서는 공중에 떠 있는 인체모델에 대한 동역학 모델을 유도하고, Lee [9]에 의해 제안된 외부 충격량과 내부 충격량의 모델링 방법을 설명한다. 이 방법을 이용하여 착지 동작의 네 단계에 대한 외부/내부 충격량을 해석한다. 그리고, 인체 모델의 기구학적 여유 자유도를 이용한 ZMP 보상 알고리즘을 제시한다. 인체 모델의 계획된 동작과 ZMP 안정도를 동시에 만족하기 위해서 ZMP 안정도 지수를 인체 모델의 기구학 관계식에 반영한다. 제안된 알고리즘의 효용성은 평면형 4 자유도 인체 모델의 시뮬레이션을 통해 검증하고 해석 모델에 의해 계산된 충격량의 경향과 안정도가 일반적인 인체의 경향과 일치함을 보이고자 한다.

II. 착지 동작에 대한 4가지 단계의 모델화

그림 2는 인간형 모델의 네 가지 착지 동작을 보여주고 있다. 인간형 모델은 상체와 두 다리로 구성 되어진 4링크 구조이며, 착지 동작은 언덕에서 지면의 수직방향으로 뛰어 내리며 착지한다고 가정한다. 착지는 체조, 멀리뛰기, 배구, 농구 등의 스포츠 액션뿐만 아니라 일반적인 인간의 동작에서 기본적인 동작에 해당된다. 착지 시의 자세에 따라 착지 안정도와 인체 모델이 받게 되는 충격의 양은 다른 경향을 보인다.

착지 동작의 첫 번째 단계에는 공중에 떠 있는 상태를 나타내고, 이 단계에서는 자유낙하 운동을 한다. 첫 번째 단계의 끝에서는 모델의 발 끝이 바닥과 충돌하며, 이 후 두 번째 단계는 발이 완전히 바닥에 닿을 때까지 진행된다. 세 번째 단계에서 인체 모델은 접히는 형태로 바닥 쪽으로 수그러들며, 마지막 단계에서는 자세를 다시 높이며 일어나는 동작을 한다.

1. 부공 상태의 동역학 모델(phase 1)

그림 3은 2차원 인체 모델이 공중에 떠 있는 경우를 나타낸다. 이 때, 인체 모델은 4링크 메커니즘으로 표현할 수 있다. 땅에 고정된 기준 좌표계에 대하여 인체 모델의 발 끝 좌표를 $u_l = (x_l, z_l, \Phi_l)^T$ 로 표현할 때, u_l 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$x_l = x_0 + ac_{\Phi_0} + l_1c_{\Phi_0+\theta_1} + l_2c_{\Phi_0+\theta_1+\theta_2} + l_3c_{\Phi_0+\theta_1+\theta_2+\theta_3}, \quad (1)$$

$$z_l = z_0 + as_{\Phi_0} + l_1s_{\Phi_0+\theta_1} + l_2s_{\Phi_0+\theta_1+\theta_2} + l_3s_{\Phi_0+\theta_1+\theta_2+\theta_3}, \quad (2)$$

그리고,

$$\Phi_l = \Phi_0 + \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 - \pi, \quad (3)$$

여기서, x_0, y_0 그리고 Φ_0 는 각각 기준 좌표계에 대한 몸통의 궤적을 나타내고 있고, 이 변수들은 구동되지 않는 수동 변수(passive parameter)에 해당된다. (1)(3)을 시간에 대하여 미분하면, 입출력 간의 속도 관계식은 다음과 같이 구해지며

$$\dot{u}_l = [G_\phi^{v_l}] \dot{\phi}, \quad (4)$$

여기서 $[G_\phi^{v_l}]$ 는 접촉 지점까지의 자코비안을 나타내며, 관절 변수들은 다음과 같이 표현된다.

$$\dot{\phi} = (\dot{x}_0 \ \dot{z}_0 \ \dot{\Phi}_0 \ \dot{\theta}_1 \ \dot{\theta}_2 \ \dot{\theta}_3)^T,$$

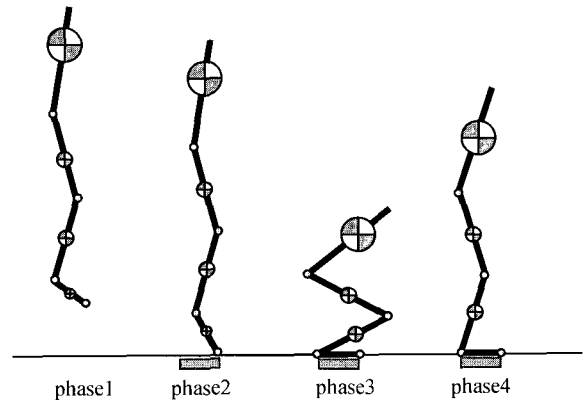


그림 2. 착지 동작의 네 단계.

Fig. 2. Four phases of landing motion.

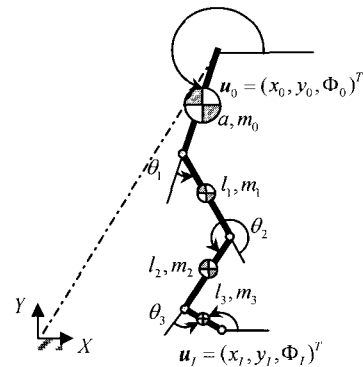


그림 3. 이 차원 부공 인체 모델.

Fig. 3. 2D floating body model.

여기서 첫 번째의 세 개 관절은 수동 관절이며, 마지막의 세 개 관절변수들은 구동 관절을 나타낸다. 전체 시스템의 동역학은 다음과 같이 표현되며,

$$T = \begin{pmatrix} T_v \\ T_a \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} I_{vv} & I_{va} \\ I_{av} & I_{aa} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\phi}_v \\ \ddot{\phi}_a \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} C_v \\ C_a \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} [G_\phi^{v_l}]_v^T \\ [G_\phi^{v_l}]_a^T \end{pmatrix} F_{ext}, \quad (5)$$

여기서, F_{ext} 는 충돌 지점에 가해지는 외부 힘에 해당되고 관절 토크는 다음과 같이 표현된다.

$$T = (T_v \ T_a)^T = (F_{x_0} \ F_{z_0} \ \tau_{\Phi_0} \ \tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3)^T.$$

기호 v 와 a 는 각각 수동 관절과 구동되는 실제 관절을 표현한다. T_v 는 구동되지 않는 수동 관절에 해당되므로 영 벡터가 되며, T_a 는 구동되는 관절의 관절 토크에 해당된다. 이때, (5)는 다음과 같이 가상 관절 부분과 구동 관절 부분으로 분리 할 수 있으며,

$$\theta = I_{vv} \ddot{\phi}_v + I_{va} \ddot{\phi}_a + C_v - [G_\phi^{v_l}]_v^T F_{ext}, \quad (6)$$

$$T_a = I_{av} \ddot{\phi}_v + I_{aa} \ddot{\phi}_a + C_a - [G_\phi^{v_l}]_a^T F_{ext}. \quad (7)$$

(6)을 수동 관절 가속도 $\ddot{\phi}_v$ 에 대해 정리하고, (7)에 대입하

면, 다음과 같은 구동 관절에 대한 동역학 식을 얻을 수 있다.

$$T_a = [I_{aa}^*] \ddot{\phi}_a + C_\phi - [G_a^{v_l}]^T F_{ext}, \quad (8)$$

여기서

$$[I_{aa}^*] = [I_{aa} - I_{av} I_{vv}^{-1} I_{va}],$$

$$C_\phi = C_a - I_{av} I_{vv}^{-1} C_v = \dot{\phi}^T [P_{aaa}^*] \dot{\phi},$$

그리고

$$[G_a^{v_l}]^T = I_{av} I_{vv}^{-1} [G_\phi^{v_l}]^T - [G_\phi^{v_l}]^T_a.$$

(8)은 인체 모델이 지면에 충돌하는 순간까지의 동역학 식을 나타낸다. $[G_a^{v_l}]$ 은 독립 관절(구동 관절)에 대한 충돌 지점의 속도 v_l 의 관계를 나타내는 자코비안이며, $[I_{aa}^*]$ 와 $[P_{aaa}^*]$ 는 각각 독립 관절에 대한 관성 행렬과 파워 행렬에 해당된다[1].

2. 지면 접촉 단계의 동역학 모델(phase 2)

착지 동작의 두 번째 단계는 지면과의 초기 충돌 시점에서부터 발뒤꿈치가 닿는 순간까지의 단계로 지면에 고정된 4 자유도 직렬형 매니퓰레이터 모델을 활용한다.

3. 충격완화 및 회복단계의 동역학 모델(phase 3-4)

착지 동작의 세 번째 단계와 네 번째 단계에서는 발이 지면에 완전히 접촉한 상태에서, 충격을 완화시키는 3단계와 자세의 안정도를 회복하는 4단계이며, 지면에 고정된 일반적인 3자유도 직렬형 매니퓰레이터 모델을 활용한다.

III. 충격량 모델링

공중에 떠 있는 인체 모델의 동역학 식을 활용하여, 인체 모델이 지면에 충돌하는 순간의 외부 충격량과 내부 충격량의 닫힌 형태의 관계식을 얻을 수 있으며, 이로부터 발에 가해지는 외부 충격량과 관절에 가해지는 내부 충격량을 해석하고자 한다.

1. 외부 충격량 모델화

일반적으로 인체 모델이 지면과 충돌할 때, 탄성계수는 $0 < e < 1$ 범위 안에 존재 하며, 탄성계수 e 를 알고 있을 때 충돌하는 몸체들의 상대 속도는 다음의 충돌방정식에 의하여 예측된다[8].

$$(\Delta v_1 - \Delta v_2)^T n = -(1+e)(v_1 - v_2)^T n, \quad (9)$$

여기서, n 벡터는 접촉면에 수직인 방향으로의 단위 벡터를 나타내고, v_1 과 v_2 는 충돌 직전의 충돌하는 두 물체의 절대 속도들이며, Δv_1 과 Δv_2 는 충돌 직후의 속도 증가를 나타낸다. Walker [5]은 직렬 형태 로봇 시스템의 외부 충격량 모델화 방법론을 소개하였다. (8)을 충돌 시간에 대해 적분하면 다음과 같은 식이 얻어진다.

$$\int_0^{t_0+At} T_a dt = \int_0^{t_0+At} [I_{aa}^*] \ddot{\phi}_a dt + \int_0^{t_0+At} \dot{\phi}_a^T [P_{aaa}^*] \dot{\phi}_a dt - \int_0^{t_0+At} [G_a^{v_l}]^T F_{ext} dt \quad (10)$$

충격이 일어나는 짧은 시간 동안 인체 모델의 위치와 속도는 변하지 않으므로, $\dot{\phi}_a^T [P_{aaa}^*] \dot{\phi}_a$ 항과 구동 입력 T_a 을 포함하는 적분 값은 0이 된다. 따라서 (10)은 아래와 같이 표현될 수 있다.

$$[I_{aa}^*] (\dot{\phi}_a(t_0 + \Delta t) - \dot{\phi}_a(t_0)) = [G_a^{v_l}]^T \tilde{F}_{ext}, \quad (11)$$

여기서, $\tilde{F}_{ext} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} F_{ext} dt$ 는 접촉 지점에서의 외부 충격량이라고 정의하며, 관절 변수의 속도 증가분은 다음 식과 같이 표현된다.

$$\Delta \dot{\phi}_a = [I_{aa}^*]^{-1} [G_a^{v_l}]^T \tilde{F}_{ext}. \quad (12)$$

그리고 충돌하는 두 물체의 접촉 지점에서의 속도 증가분은 다음의 기구학적인 연관 관계로 나타내어 진다.

$$\Delta v_l = [G_a^{v_l}] \Delta \dot{\phi}_a = [G_a^{v_l}] [I_{aa}^*]^{-1} [G_a^{v_l}]^T \tilde{F}_{ext}, \quad (13)$$

$$\Delta v_G = [G_a^{v_G}] \Delta \dot{\phi}_a = [G_a^{v_G}] [I_{aaG}^*]^{-1} [G_a^{v_G}]^T (-\tilde{F}_{ext}), \quad (14)$$

여기서, $[G_a^{v_G}]$ 과 $[I_{aaG}^*]$ 은 각각 지면에 대한 자코비안과 관성행렬을 나타낸다.

(13)과 (14)를 (9)에 대입하면 아래 식이 얻어 진다.

$$\left\{ \left([G_a^{v_l}] [I_{aa}^*]^{-1} [G_a^{v_l}]^T + [G_a^{v_G}] [I_{aaG}^*]^{-1} [G_a^{v_G}]^T \right) \tilde{F}_{ext} \right\}^T n = -(1+e)(v_l - v_G)^T n \quad (15)$$

접촉면에서 마찰이 없다고 가정했을 때, 충격은 항상 법선 벡터 n 을 따라 작용한다. 따라서 외부 충격량은 다음과 같이 정의된다.

$$\tilde{F}_{ext} = \tilde{F}_{ext} n. \quad (16)$$

(15)을 (16)의 형태로 정리하면 충격량의 크기는 다음과 같이 표현된다.

$$\tilde{F}_{ext} = \frac{-(1+e)(v_l - v_G)^T n}{n^T \left\{ [G_a^{v_l}] [I_{aa}^*]^{-1} [G_a^{v_l}]^T + [G_a^{v_G}] [I_{aaG}^*]^{-1} [G_a^{v_G}]^T \right\}^T n} \quad (17)$$

여기서, 인체 모델이 단단한 고정 면에 충돌한다고 가정하면, $v_G = 0$ 이고 (17)의 분모의 두 번째 항은 생략된다.

2. 내부 충격량 모델화

인체 모델이 지면에 착지할 때, 발바닥과 모든 관절들에 충격이 가해 지며, 관절들에 가해지는 충격을 내부 충격량(internal impulses)이라고 정의한다. 관절은 두 개의 인접한 링크에 의해 구속되어 있고, 관절의 자유도는 구속 자유도를 결정한다. 모션을 구속하기 위해 구속 힘과 구속 모멘트가 각 관절에 가해진다. 예를 들면 회전 관절은 세 개의 구속 힘이 존재하고, 회전 z축을 제외한 두 개의 구속 모멘트가 존재한다. 내부 충격량을 얻기 위한 유도 식은 [9]에 소개되었다. 내부 충격량 \tilde{F}_{int} 과 외부 충격량 \tilde{F}_{ext} 간의 닫힌 형태 관계식은 다음과 같이 표현된다.

$$\tilde{F}_{int} = [S_e^i] \tilde{F}_{ext}, \quad (18)$$

여기서, $[S_e^i]$ 는 인체 모델의 기구학적 그리고 동력학적 파라미터들의 함수이다.

IV. ZMP 를 고려한 동작 생성 알고리즘

1. ZMP 안정도를 고려한 여유 자유도 분배 알고리즘

ZMP(zero moment point)는 중력 가속도와 관성에 의해 발생하는 힘의 모멘트 합이 수평 성분이 영인 지점을 의미하며, 로봇이 넘어 지지 않기 위해서는 ZMP가 로봇의 지지점과 바닥의 경계를 이어 만들어진 지지 영역 안에 존재해야 한다. 시스템의 모멘트의 합이 영인 식의 의해 x-y 평면상의 ZMP 를 다음과 같이 얻을 수 있다[10].

$$x_{ZMP} = \frac{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)x_i - \sum_i m_i \ddot{x}_i z_i - \sum_i (T_y)_i}{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)}, \quad (19)$$

$$y_{ZMP} = \frac{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)y_i - \sum_i m_i \ddot{y}_i z_i + \sum_i (T_x)_i}{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)}. \quad (20)$$

Huang, Sugano와 Kato[11]는 ZMP 안정도 지수를 제안하였고, Kim, Chung과 Youm [12]은 1 자유도 모바일 로봇에 2 자유도 평면형 로봇이 탑재된 시스템의 ZMP 안정도를 조사하기 위해 안정도 지수를 사용하였다. 그리고, Yoo, So, Yi와 Kim[10]은 3자유도 인체 모델이 물체를 들어 올리는 동작에서 ZMP 안정도를 활용하였다.

그림 4에서 직사각형은 발바닥 면적을 나타낸다. 즉, ZMP 가 직사각형 안에 존재할 때가 안정적이며, 가장 안정된 경우는 ZMP가 직사각형의 중앙에 위치하는 경우이다. 여기서 x_{BSR} 와 y_{BSR} 는 각각 가장 안정한 지점으로부터 경계 지점까지의 x와 y 방향 거리를 나타낸다. 그러나, 일반적인 공간형 인체 모델에서는 안정도 지수는 방향에 따라 서로 독립적이고 다른 관절들에 의하여 영향을 받을 수 있으므로, 다음과 같이 분리된 형태의 안정도 지수를 사용하는 것이 효과적이다.

$$\Phi_x = 1 - \left(\frac{x_{ZMP} - x_{MSP}}{x_{BSR}} \right)^2, \quad (21)$$

$$\Phi_y = 1 - \left(\frac{y_{ZMP} - y_{MSP}}{y_{BSR}} \right)^2, \quad (22)$$

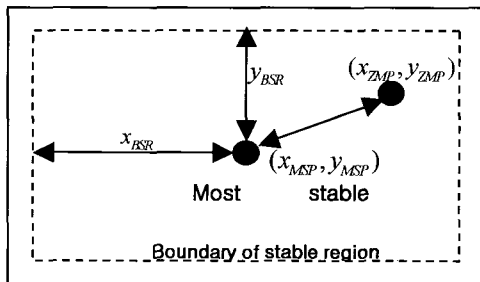


그림 4. 안정 범위.
Fig. 4. Diagram of stable region.

여기서, ZMP 안정도 지수가 음의 값을 지니면, ZMP가 안정 범위를 벗어 남을 의미하며, 그 결과로 로봇은 넘어지게 된다. 반면에 ZMP가 안정 범위 내에 존재하면, 안정도 지수가 0과 1사이에 존재한다. 특히, 안정도 지수가 1이 되면 ZMP가 가장 안정적인 중앙 지점에 존재하며, 이 경우 로봇 시스템이 가장 안정하다고 정의할 수 있다. 본 논문에서는 2차원의 인체 모델을 다루므로 착지 동작의 경우에 (21) 만을 적용한다.

최상의 안정도를 보장하기 위해서는 (21)에서 주어진 안정도 지수 Φ_x 가 1이 되어야 하며, 다음과 같은 두 개의 식으로 재정리 할 수 있다.

$$x_{ZMP} - x_{MSP} = 0. \quad (23)$$

(19)을 (23)에 대체하면 다음과 같은 식이 얻어진다.

$$\frac{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)x_i - \sum_i m_i \ddot{x}_i z_i - \sum_i (T_y)_i}{\sum_i m_i(\ddot{z}_i + g)} - x_{MSP} = 0, \quad (24)$$

여기서, $(T_y)_i$ 는 i 번째 링크에 대한 y 방향 관성 모멘트를 나타낸다.

그리고, (24)를 재정리하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\sum_i m_i \ddot{z}_i x_i - \sum_i m_i \ddot{x}_i z_i - \sum_i m_i \ddot{z}_i x_{MSP} - \sum_i (T_y)_i = C_x, \quad (25)$$

여기서

$$C_x = -\sum_i m_i g(x_i - x_{MSP}). \quad (26)$$

(25)는 착지 시 최대의 안정도를 만족시키는 관계식을 나타낸다.

i 번째 링크의 중심에 가해지는 관성모멘트는 다음 식으로 표시되며,

$$T_i = [I^{jk}] \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [P^{jk}] \dot{\phi}. \quad (27)$$

각 링크의 질량 중심에서의 가속도 식은 다음 식으로 나타낼 수 있으며

$$\ddot{u}_i = [J_i] \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H_i] \dot{\phi}. \quad (28)$$

다음과 같은 세 개의 요소로 표현 할 수 있다.

$$\begin{aligned} \ddot{x}_i &= [J_i]_1 \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H_i]_1 \dot{\phi} \\ \ddot{y}_i &= [J_i]_2 \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H_i]_2 \dot{\phi} \\ \ddot{z}_i &= [J_i]_3 \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H_i]_3 \dot{\phi} \end{aligned} \quad (29)$$

(27)과 (29)을 (25)에 대입하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$C_x = [J_m] \ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H_m] \dot{\phi}, \quad (30)$$

여기서, $[J_m] \in \mathbb{R}^{1 \times 3}$ 와 $[H_m] \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ 는 각각 다음과 같다.

$$[J_m] = \left[\sum_i (m_i x_i [J_i]_3 - m_i z_i [J_i]_1 - m_i x_{MSP} [J_i]_3) + [I^{jk}]_1 \right]$$

$$[H_m] = [m_i x_i [H_i]_{3 \times 3}, -m_i z_i [H_i]_{1 \times 3}, -m_i x_{i,ASP} [H_i]_{3 \times 3}, -[P^k]_{1 \times 3}]$$

(30)은 ZMP 안정도를 포함한 기구학 관계식을 나타낸다.

2. 영공간 댐핑 방법

발이 지면에 접지 후, 인체 모델은 땅에 고정된 3 자유도 직렬형 로봇에 해당된다. 이 경우 지면에 대한 몸체 상단의 가속도 관계식은 다음과 같으며

$$\ddot{u} = [J]\ddot{\phi} + \dot{\phi}^T [H]\dot{\phi}, \tag{31}$$

시스템이 기구학적 여유 자유도 시스템일 때, 일반적인 해는 다음과 같다.

$$\ddot{\phi} = J^+ (\ddot{u} - \dot{\phi}^T [H]\dot{\phi}) + (I - J^+ J) \varepsilon. \tag{32}$$

ZMP 안정화 상태를 포함하는 (30)에 (32)를 대입하고, ε 에 대해 정리하면 다음 식이 얻어지고

$$\varepsilon = [J_m (I - J^+ J)]^+ (-J_m J^+ (\ddot{u} - \dot{\phi}^T [H]\dot{\phi}) + C - \dot{\phi}^T [H_m]\dot{\phi}) \tag{33}$$

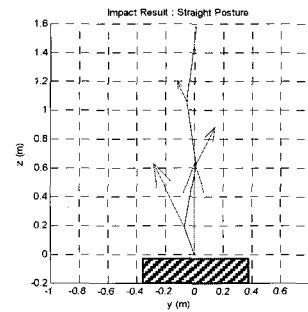
(33)을 (32)을 대입하여 최종 각 가속도를 구한다. 이 해는 원하는 작업 궤적과 최상의 ZMP 안정도를 동시에 보장하는 해가 된다. 각 가속도 벡터의 수치적 적분에 의하여 구동관절의 속도 및 각도를 구한다.

V. 시뮬레이션

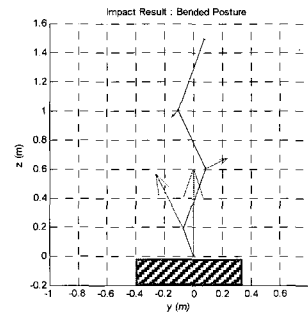
1. 착지 동작 생성

시뮬레이션을 통해 곧은 자세(straight posture)와 구부린 자세(bended posture)의 두 가지 착지 자세에 대한 외부 충격량과 내부 충격량, 그리고 ZMP 안정도를 비교하고자 한다. 이 때, 인체 모델이 1미터 높이에서 자유 낙하 한다고 가정한다. Table 1은 인체 모델에 대한 동역학 파라미터를 나타낸다. 그림 5(a)와 그림 5(b)는 착지의 첫번째 단계의 마지막에 발가락이 지면에 닿는 순간에 발끝에 가해지는 외부 충격량과 관절에 가해지는 내부 충격량의 크기를 보여 주고 있다. 그림 6은 두 자세에 대하여 상대적인 충격량 비교를 보여 주고 있다. $\tilde{F}_1, \tilde{F}_2, \tilde{F}_3$ 는 각각 첫 번째, 두 번째, 세 번째 관절에 가해지는 내부 충격량을 나타낸다. 곧은 자세가 구부린 자세보다 더 많은 외부 충격량과 내부 충격량을 받는 것을 볼 수 있는데 이 결과는 인간의 보편적인 경험과 일치한다.

첫 번째 단계에서 인체 모델은 자유 낙하한다고 가정하였으므로 모든 링크는 같은 속도를 갖는다. 그림 7(a)와 그림 7(b)는 곧은 자세로 착지할 때 착지 2단계, 3단계, 그리고 4단계까지의 동작 변화를 보여주고 있다. 그리고, 그림 8(a)와 그림 8(b)는 굽은 자세로 착지할 때의 동작 변화를 보여 주고 있다. 이 때, 2단계는 발바닥이 발끝에서부터 발뒤꿈치까지 완전히 지면에 닿는 단계이며, 이때, ZMP 안정화 영역은 발끝에서부터 발 뒤꿈치 쪽으로 넓어 지게 되며, ZMP는 발이 지면에 닿는 면적의 중앙에 위치하도록 계속 변형해 준다. 착지 3단계에서의 기구학 모델은 3자유도 직렬형 모델이 되며, 몸체가 지면 방향으로 움츠리며 충격을 흡수하게 된다. 착지 마지막 단계에서는 몸체와 다리가 펴지며 선 자세로 복귀한다. 이 연속적인 동작에서 (32)의 기구학적 여유 자유도



Impulses in the straight posture



(b) Impulses in the bended posture

그림 5. 1단계 끝의 외부 충격량과 내부 충격량. Fig. 5. External and internal impulses at the end of phase 1.

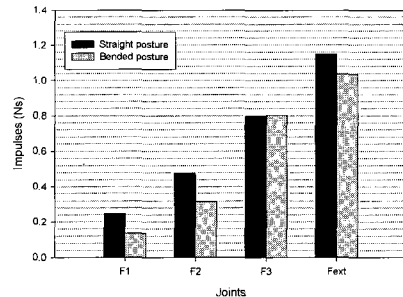


그림 6. 1단계 끝에서의 외부 충격량과 내부 충격량의 비교. Fig. 6. Comparison of external impulse and internal impulses at the end of phase 1.

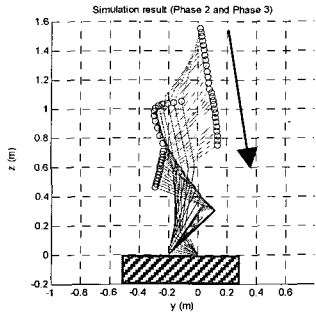
를 이용한 ZMP 보상 알고리즘을 사용해서 ZMP 안정도를 보상한다.

그림 7(c)와 그림 8(c)는 각각 펴진 자세와 굽은 자세로 착지 할 경우에서의 ZMP 지수 변화를 보여주고 있다. (32)에서 적절한 영공간 댐핑을 적용하여 여유자유도 분배 알고리즘을 적용하는 동안 일어날 수 있는 갑작스런 가속도증폭 현상을 줄여 주는 효과를 얻을 수 있다. 시뮬레이션 결과에서 초기 단계를 보면 펴진 자세에서의 착지 동작의 경우가 굽은 착지 자세의 경우보다 ZMP 궤적의 변화가 좀 더 심한 것을 볼 수 있다. 이는 펴진 착지 자세가 굽은 착지

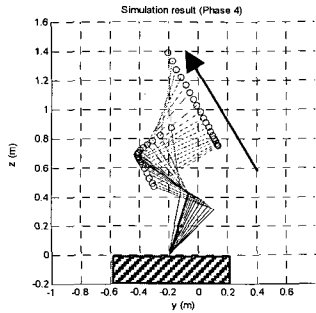
자세의 경우보다 발과 관절에 상대적으로 큰 충격량이 가해지기 때문임을 알 수 있다. 하지만, 전체적인 ZMP 지수의 변화를 살펴보면 두 가지 경우 공통적으로, ZMP 안정지수의 값이 가장 안정적인 값인 1로 수렴하는 경향을 보이고 있다.

그러므로, ZMP 보상 알고리즘은 착지 동작 생성에서 자세를 안정화 시키는데 적절하게 활용되고 있음을 살펴볼 수 있다.

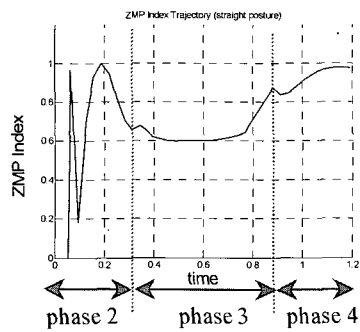
그림 7(d)와 그림 8(d)는 각각 두 착지 자세에 대한 외부 충격량과 내부 충격량의 변화를 보여주고 있으며, 그림 6의 분석 결과와 동일하게, 굽은 착지 자세의 충격량이 더 작은 값을 보여 주고 있다.



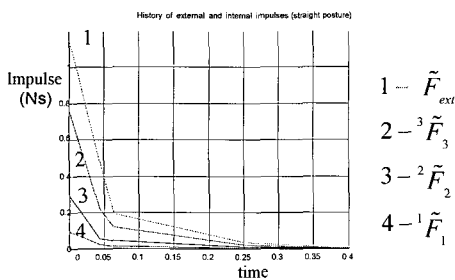
(a) Motion transition from phase 2 to phase 3



(b) Motion transition in phase 4

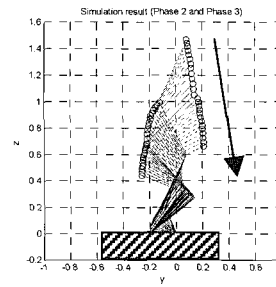


(c) History of ZMP index during the landing

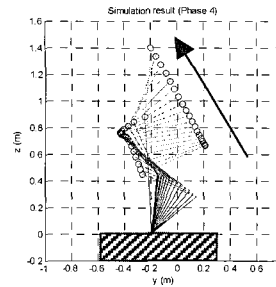


(d) History of external and internal impulses from phase 2 to phase 3

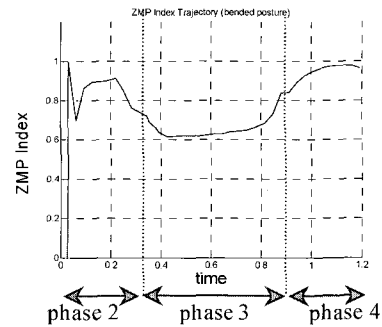
그림 7. 굽은 착지 자세에서의 ZMP와 임팩트를 고려한 착지. Fig. 7. The landing considering ZMP and impulse (straight posture).



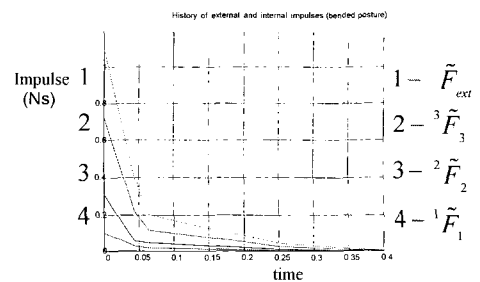
(a) Motion transition from phase 2 to phase 3



(b) Motion transition in phase 4



(c) History of ZMP index during the landing



(d) History of external and internal impulses from phase 2 to phase 3

그림 8. 구부린 착지 자세에서의 ZMP와 임팩트를 고려한 착지.

Fig. 8. The landing considering ZMP and impulse (bended posture).

VII. 결론

현재까지 많은 인간형 로봇에 대한 연구결과들이 제시되어 왔다. 휴머노이드 로봇이 보편화 됨으로 인해, 휴머노이드 로봇의 적용 분야에 대한 연구가 보다 필요하게 되었다. 그 시도로서 본 연구에서는 인체 모델의 착지 동작에 대한 분석과 충격량 모델링을 수행하고, 보다 안정된 착지 동작을 위

표 1. 착지 모델의 링크 파라미터.

Table 1. Link parameters of landing model.

	Length (m)	Mass (kg)	Inertia (kg / m ²)
Upper body	0.5184	34.00	0.3004
Thigh	0.441	14.0013	0.1306
Calf	0.4428	6.0225	0.0554
Foot	0.2	1.2	0.0027

해 여유 자유도를 이용한 동작 생성 알고리즘을 제시 하였다 [13]. 본 연구에서 제시된 해석 방법은 실제 휴머노이드 로봇의 충격 해석과 동작 생성에 효과적으로 적용될 수 있을 것이다. 추후 과제로는 휴머노이드 로봇을 위한 다양한 스포츠 동작, 예를 들어 멀리 뛰기의 착지, 공 리시빙, 펀칭 등의 비롯한 다양한 응용 동작들에 대한 동역학 모델링, 충격량 해석과 충격량 제어 방법에 관한 연구를 수행하고자 한다.

참고문헌

[1] R. M. Brach, "Classical planar impact theory and the tip impact of a slender rod," *International Journal of Impact Engineering*, vol. 13, no. 1, pp. 21-33, 1993.

[2] G. Ferretti, G. Magnani, and A. Zavala Rio, "Impact modeling and control for industrial manipulators," *IEEE Control System Magazine*, vol. 18, no. 4, pp. 65-71, 1998.

[3] J. K. Mills and C. V. Nguyen, "Robotic manipulator collisions: modeling and simulation," *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 114, no. 4, pp. 650-659, 1992.

[4] K. Youcef-Toumi and D. A. Gutz, "Impact and force control," *Proceedings of the IEEE Conference on Robotics and Automation*, pp. 410-416, 1989.

[5] I. D. Walker, "Impact configurations and measures for kinematically redundant and multiple armed robot systems," *IEEE Trans. on Robotics Automation*, vol. 12, no. 5, pp. 670-683, 1994.

[6] H.-T. Liao and M. C. Leu, "Analysis of impact in robotic peg-in-hole assembly," *Robotica*, vol. 16, no. 3, pp. 347-356, 1998.

[7] Y.-F. Zheng, and H. Henami, "Mathematical modeling of a robot collision with its environment," *Journal of Robotic Systems*, vol. 2, no. 3, pp. 289-307, 1985.

[8] J. Wittenburg, *Dynamics of systems of rigid bodies*, Stuttgart, B. G Teubner, 1977.

[9] S. H. Lee, B.-J. Yi, S. H. Kim, and Y. K. Kwak, "Modeling and analysis of internal impact for general classes of robotic mechanism," *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Systems*, pp. 1955-1962, 2000.

[10] D. S. Yoo, B. R. So, B.-J. Yi, and W. K. Kim, "Motion planning algorithm for kinematically redendant manipulator not fixed to the ground," *Journal of Control, Automation, and Systems Engineering*, vol. 10, no. 10, pp. 869-877, 2004.

[11] Q. Huang, S. Sugano, and I. Kato, "Stability control for a mobile manipulator using a potential method," *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 832-838, 1993.

[12] J. Kim, W. Chung, Y. Youm, and B. Lee, "Real-time ZMP compensation method using null motion for mobile manipulators," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 1967-1972, 2002.

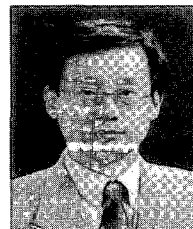
[13] B. R. So and B.-J. Yi, 2004, "Landing motion analysis of human body motion considering impact and ZMP condition," *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Systems*, pp. 4348-4353, 2004.



소 병 록

1997년 한양대 제어계측공학과 졸업. 2000년 동 대학원 공학석사. 2000년~현재 동 대학원 전자전기 제어계측공학과 박사과정. 관심분야는 Humanoid system modeling/control, 여유자유도/여유구동로

봇 시스템, 병렬형 로봇 시스템, Impact modeling /analysis.



이 병 주

1984년 한양대학교 기계공학과 졸업. 1986년 텍사스 주립대(오스틴) 기계 공학과 석사. 1991년 동 대학원 박사. 1992년~1995년 한국 기술 교육대학교 제어 기계공학과 조교수. 1995년~현재 한양대학교 전자컴퓨터공학부 교수. 관심분

야는 biomechanical system modeling and analysis, parallel/multiple arm and multi-fingered hands design and controls, haptic interface, 여유자유도/여유구동 로봇 시스템, animation of dynamic systems.



김 희 국

1980년 고려대학교 기계공학과 졸업. 1985년 텍사스 주립대(오스틴) 기계 공학과 석사. 1990년 동 대학원 박사, 동 대학 기계공학과 Post doc. 1년. 1991년~현재 고려대학교 제어계측공학과 교수. 관심분야는 주행로봇/보행로봇의

설계 및 기구학/동역학 분석, 병렬 메커니즘의 설계 및 기구학/동역학 분석, 메커니즘의 모빌리티 분석.