Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 18, No. 3 1999. 12

동력학 모델을 이용한 인체 동작 제어

Human Motion Control Using Dynamic Model

김 창 회*, 오 병 주**, 김 승 호*

Abstract

In this paper, We performed the human body dynamic modelling for the realistic animation based on the dynamical behavior of human body, and designed controller for the effective control of complicate human dynamic model. The human body was simplified as a rigid body which consists of 18 actuated degrees of freedom for the real time computation. Complex human kinematic mechanism was regarded as a composition of 6 serial kinematic chains : left arm, right arm, support leg, free leg, body, and head. Based on the this kinematic analysis, dynamic model of human body was determined using Newton-Euler formulation recursively. The balance controller was designed in order to control the nonlinear dynamics model of human body. The effectiveness of designed controller was examined by the graphical simulation of human walking motion. The simulation results were compared with the model base control results. And it was demonstrated that, the balance controller showed better performance in mimicking the dynamic motion of human walking.

Keyword : Human dynamic model, Balance control, Graphic simulation

* 한국원자력연구소 양자광학기술개발팀
** 한남대학교 전자공학과

1. 서 론

최근 눈부시게 발전하고 있는 컴퓨터 성능은 사진과 같이 정교한 3차원 형상을 실시간으로 애니메이션시킬 수 있는 단계에 도달하고 있으며 이에 따라 실제와 같은 동작을 구현하기 위한 연구가 활발하게 수행되고 있다(Goldsmith, 1994 ; Laszlo, 1996). 이러한 인체의 동작을 사실적으로 애니메이션하기 위한 방법은 크게 나누어 동작포착(motion capture) 방법과 동력학기반 방법이 있다. 동력학 기반 애니메이션 방법은 인체 움직임을 지배하는 동력학에 기반하여 인체의 동작 정보를 얻는 것이다. 이와 같이 물리적 특성이 실제 인체와 동일한 모델을 통하여 인간의 움직임을 구현하기 위해서는 여러 요소들을 필요로 한다. 즉 기구학 및 동력학적으로 실제와 부합되어야 하며 인체 모델이 자연스럽게 움직이도록 제어되어야 한다.

지금까지 인간의 움직임에 대한 연구는 로봇공학, 생체공학, 컴퓨터 공학 등 많은 분야에서 다양하게 연구가 수행되어 왔다. Raibert는 한 개의 신축형 다리를 가지는 평면형 장치로부터 두 개 또는 네 개의 다리를 가지는 3차원 장치에 이르기 까지 다양한 달리는 기계를 개발하였다(Raivert, Hodgins, 1991). 이 장치들은 걷고, 뛰고, 계단을 오르고, 걸음걸이를 바꿀 수 있다. Bruderlin과 Calvert는 인간의 걸음 동작을 생성하기 위하여 단순화된 동력학 모델과 제어 알고리즘을 제안하였다(Bruderlin, 1988). 다리 모델은 정지상태와 걸을 때의 2 자유도의 신축형 다리를 포함하고 있다. 발과 상체 및 팔의 동작은 인간의 동작과 유사하게 움직이도록 기구학적으로 구현하였다. 이러한 연구들은 대부분이 인체의 움직임을 3 차원 공간이 아닌 2 차원 평면 상에서의 동작으로 단순화하여 해석하였으며 주로 다리의 동력학에 초점을 맞추었기 때문에 이러한 모델들을 이용하여 실제와 같은 인체동작을 구현하기에는 부적절하다.

Hodgins는 인간이 달리거나 수영하는 동작을 수치해석적 방법에 의한 인체의 동력학 모델을 적용하여 애니메이션하였다(Hodgins, 1996). 이와 같이 수치 해석 방법에 의한 동력학 해석은 해석적 방법과 달리 오차가 누적되어 실제 모델과 다른 결과가 발생할 수 있으며 계산시간이 증가하여 실시간으로 애니메이션 시키기가 용이하지 않다.

본 논문에서는 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 해석적 방법에 의한 인체 동력학 모델을 제시하였다. 인체의 동력학적 특징을 해석하기 위하여 인체를 팔, 다리, 몸통, 머리의 6 개로 직결형 구조체로 분할하였다. 각 구조체 사이의 힘과 모멘트의 동적 평형상태를 고려하여 복합기구학 구조의 인체의 동력학적 특성을 해석하였다. 또한, 복잡한 인체 모델을 효율적으로 제어하기 위하여 모델기반 제어기 및 균형제어기를 설계하고, 이를 인체의 보행자세 시뮬레이션에 적용하여 모델의 타당성 및 제시된 제어기의 효율성을 입증하였다.

2. 인체 동력학 모델

기계 구조적 견지에서 인체 구조의 특징은 기구학적 복합성이다. 즉 일반적인 매니퓰레이터와 같은 경우는 여러 개의 링크가 직렬로 연결되어 1 개의 기구학적 연결 고리를 갖고

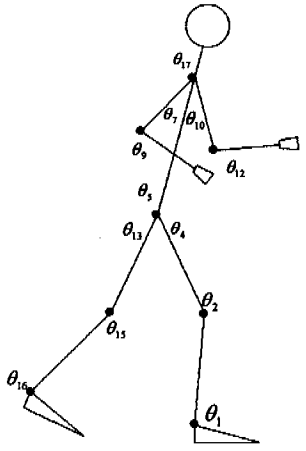


그림 1. 관절의 위치

있다. 이러한 복합 메카니즘의 움직임은 매우 복잡한 동력학을 포함하고 있어 고차 미분방정식으로 표현되어 계산 과정이 복잡하고 또한 해석적 방식으로 풀기가 현실적으로 불가능하다. 이와 같은 문제점을 극복하기 위해서는 메카니즘을 단순화시켜야 한다. 인간은 많은 근육체 운동의 조합에 의하여 복잡하고 다양한 동작을 수행하지만 이러한 움직임을 메카니즘 측면에서 살펴보면 다리, 팔, 몸통, 머리 등의 움직임이 인체의 동력학에 주로 영향을 미친다. 이러한 주요 관절의 움직임이 유기적으로 결합되어 인체의 동작특성을 결정하게 된다.

본 논문에서는 인체를 그림 1에서 보여 주는 것처럼 18 자유도를 갖는 메카니즘으로 모델링하였다. 즉, 다리와 발목의 움직임은 굴곡(flexion) 및 신전(extension) 만을 고려하였으며 골반부는 굴곡 및 신전, 외전(adduction) 및 내전(abduction)의 2 자유도를 갖도록 하고 무릎 관절에 1 자유도를 할당하여 총 4 자유도를 갖도록 하였다. 몸통은 굴곡 및 신전, 외선(lateral rotation) 및 내선(medial rotation)의 2 자유도를 갖도록 하였다. 팔은 어깨의 굴곡 및 신전, 외전 및 내전, 팔꿈치에 굴곡 1 자유도를 할당하여 3 자유도를 갖도록 하였으며 머리는 굴곡 및 신전, 내선 및 외선이 가능하도록 하였다.

지면에 접촉하고 있는 다리와 접지하고 있지 않은 다리의 동력학은 동일하지가 않다. 인간이 걷거나 뛸 때는 양 다리가 반복적으로 움직이므로 두 다리의 동력학 형태는 반복적으로 교환된다. 이러한 동력학 모델 교환을 쉽게 하기 위하여 둔부에서의 기구학 연결위치를 양 다리사이에 위치하도록 하였다. 양쪽 팔은 기구학적 형태가 동일하도록 하여 동력학 모델링 과정을 단순화하였다.

다관절 메카니즘의 동력학을 해석하기 위하여 일반적으로 Lagrange 방법과 뉴톤-오일러 방법이 사용되고 있다. Lagrange 방법은 운동에너지와 위치에너지의 변화에 기초한 방법으로써 전체 시스템의 운동특성을 해석하는데 매우 편리하다. 그러나 복합 기구학 구조를 갖는 시스템에 대하여 적용하기는 적절하지가 않다. 뉴톤-오일러 방법은 연속된 각 링크를 자유 상태로 분리시키고 분리된 링크에 뉴톤-오일러 공식을 적용하여 동력학 모델을

결정할 수가 있다. 따라서 여러 개의 직결기구학 사슬이 연결되어 있는 복합구조물의 동력학을 해석하기 위하여 각 가지가 상호 작용하는 힘과 모멘트에 대한 동력학을 해석하고 각 가지의 동력학을 통합하여 인체의 움직임을 해석하였다. 표 1는 인체 모델의 동력학 제원을 보여준다. 여기에서 d_i 각 관절 회전축 사이의 오프셋 거리, θ_i는 관절의 회전각, a_i는 링크길이, α_i는 링크 오프셋 각도, p^*_i는 링크 사이의 거리벡터, p^*_{iG}는 각 링크

표 1. 인체 모델 제원

관 절	운동 형태	d_i(m)	θ_i(°)	a_i(m)	α_i(°)	p^*_i	p^*_{iG}	m_i(kg)
오른쪽 발목	굴곡/신전	0	θ_1	a_1=0.43	0	(a_1, 0, 0)	(-a_1/2, 0, 0)	m_1=4.16
오른쪽 무릎	굴곡	0	θ_2	a_2=0.42	90	(a_2, 0, 0)	(-a_2/2, 0, 0)	m_2=8.35
오른쪽 골반	외전/내전	0	θ_3	0	-90	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	0
	굴곡/신전	d_4=0.12	θ_4-90	0	0	(0, 0, d_4)	(0, 0, -d_4/2)	m_4=8.3
몸통	굴곡/신전	0	θ_5	0	-90	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	0
	외전/내전	d_6=0.54	θ_6	0	90	(0, d_6, 0)	(0, -d_6/2, 0)	m_6=19.27
왼쪽 어깨	굴곡/신전	d_7=0.17	θ_7-90	0	-90	(0, -d_7, 0)	(0, d_7/2, 0)	m_7=0.5
	외전/내전	0	θ_8	a_8=0.29	90	(a_8, 0, 0)	(-a_8/2, 0, 0)	m_8=2.79
왼쪽 팔꿈치	굴곡	0	θ_9	a_9=0.25	0	(a_9, 0, 0)	(-a_9/2, 0, 0)	m_9=1.76
오른쪽 어깨	굴곡/신전	-d_7	θ_{10}-90	0	-90	(0, d_7, 0)	(0, -d_7/2, 0)	m_7
	외전/내전	0	θ_{11}	a_8	90	(a_8, 0, 0)	(-a_8/2, 0, 0)	m_8
오른쪽 팔꿈치	굴곡	0	θ_{12}	a_9	0	(a_9, 0, 0)	(-a_9/2, 0, 0)	m_9
왼쪽 골반	굴곡/신전	d_4	θ_{13}-90	0	-90	(0, -d_4, 0)	(0, d_4/2, 0)	m_4
	외전/내전	0	θ_{14}	a_2	90	(a_2, 0, 0)	(-a_2/2, 0, 0)	m_2
왼쪽 무릎	굴곡	0	θ_{15}	a_3	0	(a_1 0, 0)	(-a_1/2, 0, 0)	m_1
왼쪽 발목	굴곡/신전	0	θ_{16}	a_{16}=0.05	0	(a_{16}, 0, 0)	(-a_{16}/2, 0, 0)	m_{16}=1.34
머리	굴곡/신전	0	θ_{17}	0	-90	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	0
	외전/내전	d_{18}=0.25	θ_{18}	0	0	(0, 0, d_{18})	(0,0,-d_{18}/2)	m_{18}=5.89

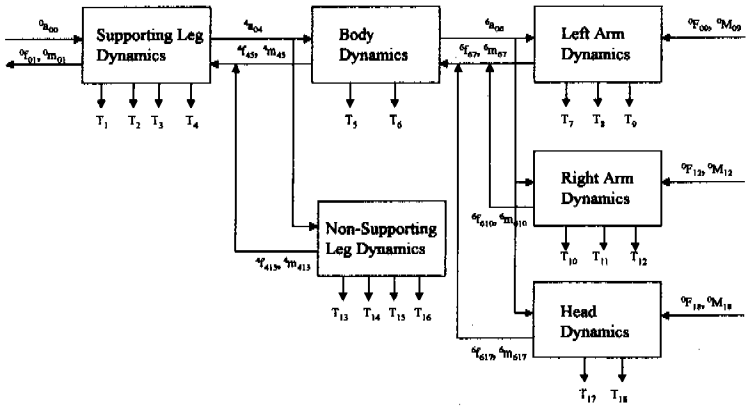


그림 2. 인체 동력학 해석 블록도

의 무게중심의 위치를 나타낸다. 동력학 모델에서 사용한 제원은 뛰는 동작 시뮬레이션(Jessica K. Hodgins, 1996.)에서 사용한 제원을 사용하였으며 각 링크의 관성모멘트는 인체의 링크를 원기둥으로 단순화하여 해석하였다.

그림 2는 팔, 다리, 몸통, 머리 등으로 분지된 각 관절에서의 힘, 모멘트, 각속도, 가속도의 상관관계를 블록도로 보여준다. 동적 평형상태에서 각 관절의 속도, 가속도, 각가속도는 디딤다리로 부터 반대쪽 다리 및 몸통으로 전파되는 값과 링크 자체의 속도, 가속도, 각가속도에 의하여 계산되며 또한 인체의 각 끝단으로 부터 받는 외력은 반대의 순서로 계산할 수 있다. 각 관절이 받는 모멘트를 유지하기 위하여 각 관절의 액츄에이터가 발생하여야 할 토크는 식(1)와 같다.

$$\tau_n = \sum_{j=1}^{i} M_{nj}\ddot{\theta}_j + \sum_{j=1}^{i}\sum_{k=1}^{i} H_{njk}\dot{\theta}_j\dot{\theta}_k + G_n + F_n \quad (1)$$

여기에서 1 x 18 벡터 τ_n는 각 관절의 액츄에이터가 작용하는 토크이며 M_{nj}는 관성행렬(inertia tensor matrix)로써 각 링크의 관성력이 관절 n 에 반영된 값이다. H_{njk}는 관절 n에서 받는 원심력과 coriolis 영향을 표현하는 18 x 18 행렬이다. $j = k$ 일 경우에는 원심력을, $j \neq k$ 일 경우에는 coriolis 영향을 나타낸다. G_n은 중력의 영향을 기술하는 1 x 18 벡터이며 F_n은 양 손과 발, 머리에 작용하는 외부 힘이다.

인체의 움직임을 살펴보면 모든 관절이 동시에 빠른 속도로 움직이는 경우는 매우 드물다. 대부분의 경우 한 개 혹은 두세 개의 관절이 주로 움직이게 되며 나머지 관절의 정지되어 있거나 상대적으로 느린 속도로 움직이게 된다. Coriolis 항은 각 관절속도의 곱으로 표현되기 때문에 이와 같은 경우 coriolis 항이 전체 동력학 모델에 미치는 영향은 무시될 수 있다. 동력학 해석에 있어서 coriolis 항은 매우 복잡한 형태로 표현되기 때문에 이를 무시할 경우 동력학 수식을 단순화시킬 수 있다. Coriolis 항을 무시하면 $M(\theta)$, $H(\theta)$, $G(\theta)$ 는 각 관절의 θ의 함수이며 벡터 $\ddot{\theta}$, $\dot{\theta}^2$는 서로 decouple 되어 있기 때문에 관절토크 벡터 T는 식(2), (3), (4)과 같이 관성행렬과 원심력 행렬, 중력 벡터를 분리하여 구할 수 있다.

$$T_M = M(\theta)\ddot{\theta} \quad (2)$$

$$T_H = H(\theta)\dot{\theta}^2 \quad (3)$$

$$T_G = G(\theta) \quad (4)$$

$$T_F = F(\theta) \quad (5)$$

$$T = T_M + T_H + T_G + T_F \quad (6)$$

$M(\theta)$, $H(\theta)$는 θ의 함수이기 때문에 벡터 $\ddot{\theta}_i$, $\dot{\theta}_i^2$에 의한 영향을 해석함으로써 행렬 $M(\theta)$, $H(\theta)$의 i 번째 열벡터를 구할 수 있으며 이러한 과정을 $\ddot{\theta}$, $\dot{\theta}^2$의 모든 원소에 대하여 반복 적용함으로써 전체 행렬 $M(\theta)$, $H(\theta)$를 구할 수 있다.

3. 인체 모델 제어기

3.1. 모델기반 제어

인체의 동력학 모델을 제어하는데 있어 입력은 각 관절의 액츄에이터에서 발생된 토크이고 출력은 각 관절의 위치, 속도, 가속도 값이다. 인체의 동력학 모델 자체가 비선형 시스템이기 때문에 선형시스템 제어 이론을 적용할 수 없게 된다. 이와 같은 비선형시스템을 선형화하고 기존의 선형제어 기법을 사용한 모델기반 제어기를 설계하였다.

인체 모델과 같이 복잡한 시스템을 효율적으로 제어하기 위하여 제어기는 2 개 부분으로 나누어 설계할 수 있다. 제어기의 한 부분은 모델 기반부분으로써 제어되는 시스템의 파라미터를 사용한다. 이 부분은 전체 시스템을 단순화시켜 제어기 측면에서는 시스템이 단위질량으로 나타나게 한다.

다른 한 부분은 서보제어기로서 원하는 기준 위치와 현재 위치와의 오차를 계산하여 구해진 오차에 이득을 곱하여 제어 신호를 발생시킨다. 모델기반 제어기가 시스템을 단위 질량으로 시스템을 단순화시킴으로써 서보 제어기의 이득 값은 매우 쉽게 구할 수 있다. 그림 3은 설계된 모델기반 제어기를 보여 준다.

θ_d 는 관절의 목표위치이고 θ 는 실제위치를 나타내며, K_p는 제어기의 위치 이득을 나타내며 K_v는 속도 이득을 나타낸다. 모델기반 제어기에서는 동력학 파라미터가 시스템의 위치 값의 함수로서 표현된다. 모델기반 제어기의 출력은 식 (7)과 같다.

$$\tau_n = \alpha \tau_n' + \beta \tag{7}$$

여기에서 τ_n 는 18 x 1 관절 토크 벡터이

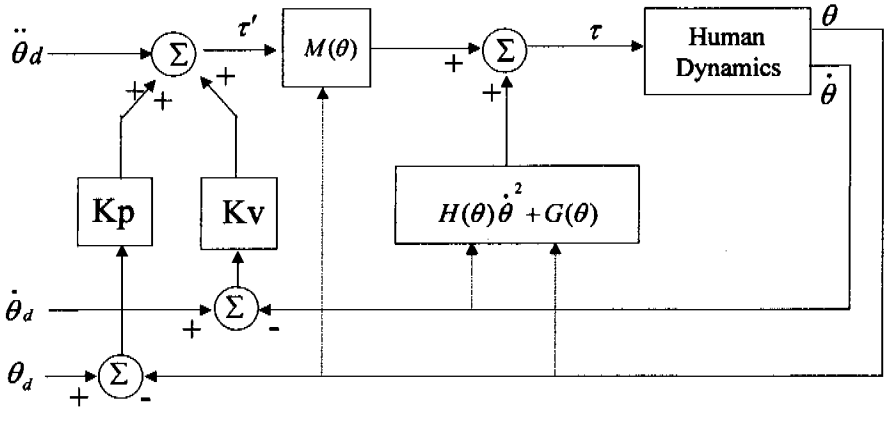


그림 3. 모델 기반 제어기

다. 식(1)에 식(7)를 대입하면

$$M(\theta)\ddot{\theta}+H(\theta)\dot{\theta}^2+G(\theta)=\alpha\tau_n'+\beta \quad (8)$$

이다.

시스템을 τ_n' 입력에 대한 단위 질량으로 나타나게 하기 위하여 α와 β를 식(9), 식(10)와 같이 선택한다.

$$\alpha = M(\theta) \quad (9)$$

$$\beta = H(\theta)\dot{\theta}^2+G(\theta) \quad (10)$$

α와 β 값이 식(9), (10) 일 경우 식 (8)은 식(11)으로 단순화 된다.

$$\tau_n' = \ddot{\theta} \quad (11)$$

제어기의 서보 부분은 τ_n'은 식(12)와 같이 오차함수로 계산된다.

$$\tau_n' = \ddot{\theta}_d + K_v\dot{E} + K_pE \quad (12)$$

여기에서

$$\dot{E} = \dot{\theta}_d - \dot{\theta} \quad (13)$$

$$E = \theta_d - \theta \quad (14)$$

이다.

K_v 와 K_p는 18 x 18 행렬로써 각 관절을 독립적으로 제어하게 된다. 즉 K_v 와 K_p 행렬을 식 (15)와 같이 대각행렬로 정의함으로써 각 관절의 couple 요소를 제거할 수 있다.(Antti J. Koivo, 1989)

$$K_p = diag\,[K_p^1 K_p^2 K_p^3 \ldots K_p^{16} K_p^{17} K_p^{18}]$$

$$K_v = diag\,[K_v^1 K_v^2 K_v^3 \ldots K_v^{16} K_v^{17} K_v^{18}] \quad (15)$$

K_p^i 와 K_v^i 의 값은 설계 요건에 맞추어서 선정할 수 있다. 식(11)에서 i 번째 관절의 특성방정식은 식(16)과 같다.

$$s^2 + K_v^i s + K_p^i = 0 \quad (16)$$

여기에서

$$K_p^i = (\omega_n^d)^2$$

$$K_{v_i} = 2\,\zeta_i^d\,\omega_n^d \quad (17)$$

으로서 원하는 감쇠비와 비감쇠 고유주파수에 의하여 결정된다.

3.2. 균형 제어기

인간이 정지 상태에서 일정한 자세를 유지하면서 균형을 유지하기 위해서는 인체의 무게중심이 디딤발 내부에 있도록 정적 균형을 이루면 된다. 이와 달리 움직일 경우에는 관성력의 영향으로 인하여 동적인 균형을 고려하여야 한다.

인간이 정지 상태에서의 자세는 발바닥 전체가 지면에 닿아 있는 것처럼 보이지만 지면

과의 모멘트가 0이 되는 지점(ZMP, zero moment position)이 존재한다. 이와 마찬가지로 보행시에도 작용되는 모멘트가 0 이 되는 지점이 존재하며 인체의 자세 변화에 따라 ZMP는 발 끝에서 발꿈치 사이에서 변하게 된다. 바닥평면에서 ZMP가 기준좌표계와 일치하였을 때 인체는 가장 안정된 자세를 유지하게 된다. 이러한 안정된 자세를 유지하기 위하여 인간은 무의식적으로 상체의 자세를 변화시킨다. 이러한 미묘한 인체 자세의 변화를 애니메이션에서 구현하기 위하여 모델기반 균형 제어기를 설계하였다.

인체모델의 기준 좌표계로부터 ZMP까지의 거리를 균형벡터(balance vector)로 정의하면 균형벡터가 0 일 경우는 인체의 현재 자세를 유지하기 위하여 각 관절에 인가된 토크를 바꿀 필요가 없다는 것을 의미한다. 반대로 균형벡터의 크기가 크면 그 만큼 인체가 불균형 상태에 있다는 것을 의미하며 균형을 이루기 위하여 자세를 바꾸어야 한다. 인간의

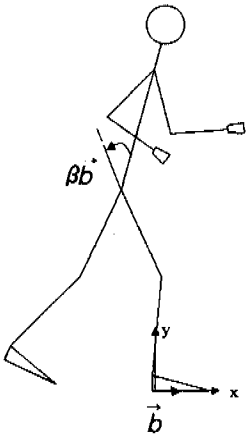


그림 4. 균형벡터

경우 주로 상체자세에 변화를 줌으로써 안정된 자세를 유지하게 된다.

균형벡터 지점에서 인체가 지면에 가하는 모멘트는 0이 되어야 하므로 측면 방향에 대한 균형벡터는 식 (18)과 같다.

$$\vec{b} = \frac{M_z}{F_y} \tag{18}$$

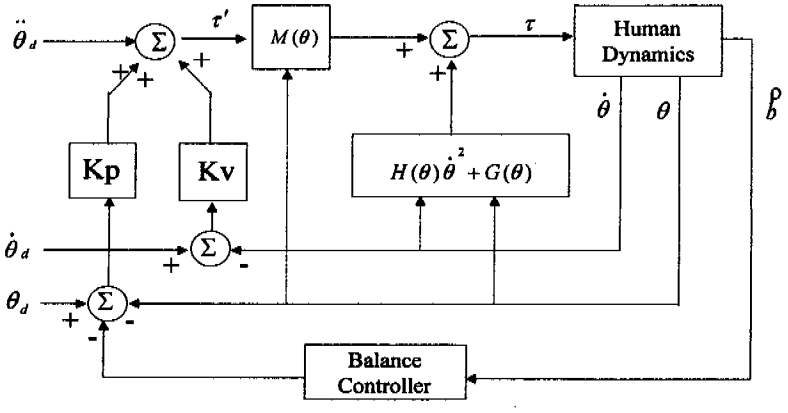


그림 5. 균형제어기

여기에서 F_z는 지면 방향으로 인체가 가하는 힘을 나타내며 M_x는 기준좌표계에서 인체가 받는 모멘트이다. 식(18)에서 알 수 있듯이 모멘트 값이 커지면 균형벡터의 크기도비례하여 커짐을 알 수 있다. 그림 4와 같은 자세에서는 균형벡터 $\vec{b}$ 가 그림 4와 같은 방향으로 나타나며 이와 같은 불균형한 자세를 줄이기 위하여 인간은 상체를 뒤로 젖히게 된다.

이러한 인체의 움직임을 고려한 인체의 동작을 구현하기 위하여 설계된 제어기를 그림 5에 나타내었다. 인체의 각 관절을 제어하는 제어기는 모델기반 제어기를 사용하였다. 균형제어기는 인체모델로부터 제공되는 균형벡터 값으로부터 균형이득 β와의 곱에 의한 기준 균형값을 출력시킨다. 이 기준 균형값과 기준 위치값과의 오차가 모델기준 제어기에 입력되어 인체 전체의 움직임을 결정하게 된다. 균형이득 β를 적절하게 선정하는 것은 매우 어려운 문제이다. β 값이 너무 크면 과도응답이 발생하고 β 값이 너무 적으면 안정시간이 길어진다.

4. 시뮬레이션 및 성능분석

설계된 제어기를 이용하여 인간의 걸음새를 시뮬레이션하였다. 인간은 보행시에 일정한 속도로 각 관절을 움직인다. 인간의 걸음새를 애니메이션 하기 위하여 제어기 초기 값은 표 2와 같이 설정하여 보폭 65cm 로 1 초에 한 걸음씩 내딛는 경우에 대하여 시뮬레이션하였다.

여기에서 θ_i는 초기자세의 관절값이고 θ_f는 최종자세의 관절값이다. 일정 속도로 움직인다는 가정하에 각 관절의 초기가속도 값은 0으로 하였다. 보행시 발이 엇갈리는 순간에 비접지 다리는 지면과 일정 높이를 유지 하게 된다. 이와 같은 자세를 구현하기 위하여 중간 기준위치를 설정하여 비접지 발은 이 지점을 지나서 목표 위치로 움직이도록 하였다. 그림 6은 보행시 골반 관절과 어깨 관절의 궤적을 보여 주고 있으며 보행시에 몸통을 지나는 지점에서 변곡점이 발생함을 알 수 있다. 그림 7은 이와 같은 초기 조건으로부터의 연속된 보행자세를 보여준다. 모델기반 제어기는 복잡한 고차 미분방정식으로 표현되는 인체 동력학모델을 단순화시켜 간단한 서보제어에 의하여 쉽게 자세제어를 할 수 있다.

표 2의 초기 상태의 자세는 상체가 앞으로 굽혀져 있어서 몸이 앞으로 넘어지려는 모멘트가 작용하고 있으며 이 때의 균형벡터의 크기는 -0.482 이다. 그림 8은 균형제어 보행과정을 보여주고 그림 9는 초기 값으로 기준 상체 피치 관절 값은 0으로 선정하고 균형보행시에 상체 피치 관절의 변화를 보여 주고 있다. 초기자세에서 인체의 움직임으로 인한 관성력의 영향으로 균형벡터 값이 변화하고 이를 최소화하기 위하여 상체 굴곡 관절값이 변화하는 것을 보여준다.

표 2. 인체 모델의 초기값

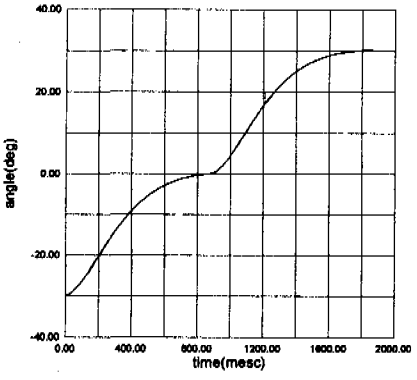
$$\theta_i = [5, 30, 0, -40, 0, 0, -30, 0, 10, 30, 0, 10, -10, 0, -20, 0, 0, 0]'$$

$$\theta_f = [-26, 10, 0, 10, 0, 0, 30, 0, 10, -30, 0, 10, 38, 0, -20, -5, 0, 0]'$$

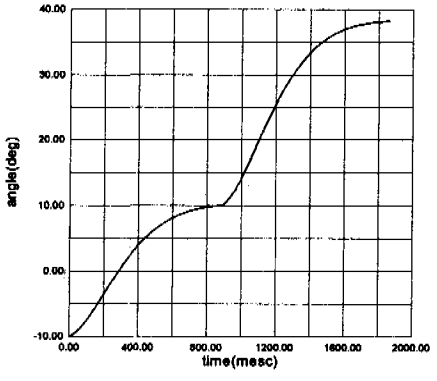
$$\dot{\theta}_i = [-31, -40, 0, 50, 0, 0, 60, 0, 0, 60, 0, 0, 48, 0, -20, -5, 0, 0]'$$

$$\dot{\theta}_f = \dot{\theta}_i$$

$$\ddot{\theta}_f = \ddot{\theta}_i = 0$$



(a) 어깨 관절



(b) 다리 관절

그림 6. 인체 관절각도 궤적

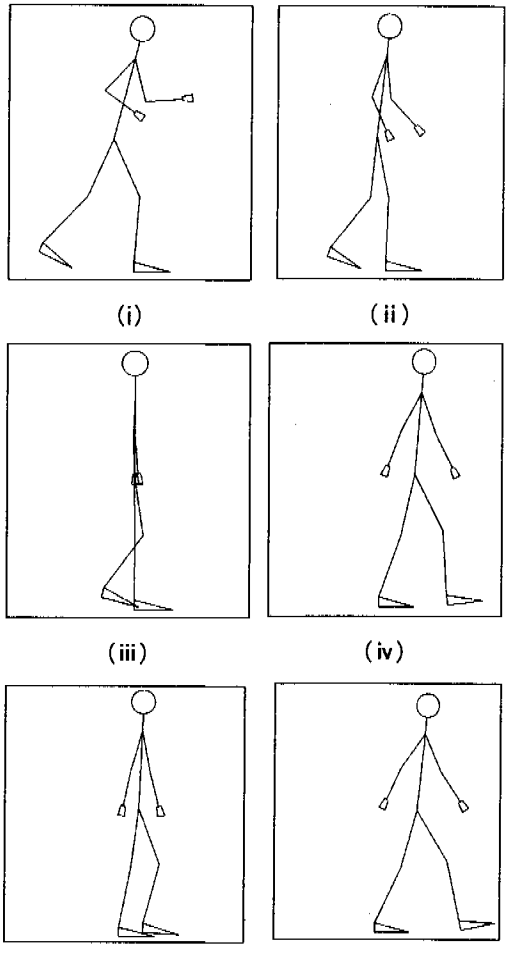


그림 7. 모델기반 제어 보행자세

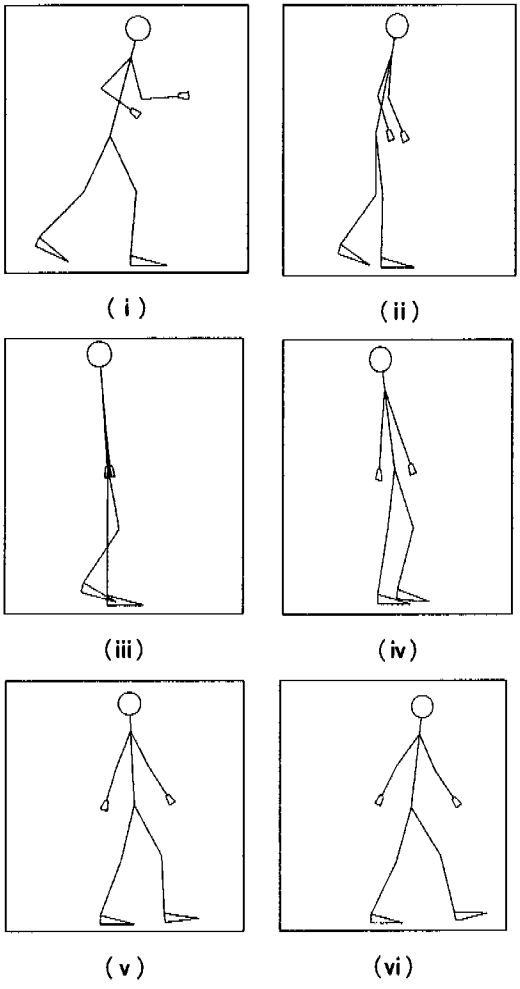


그림 8. 균형제어 보행자세 위치이동

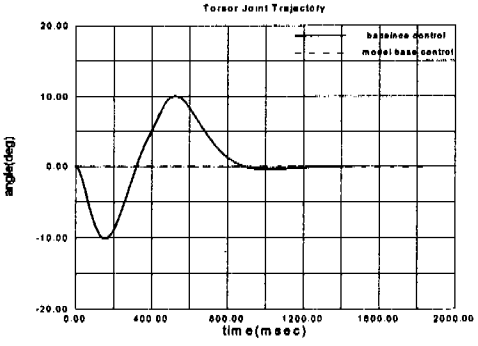


그림 9. 상체 관절 궤적

5. 결 론

본 논문에서는 복잡한 근육운동에 기인한 인체의 움직임을 인체의 동력학을 이용하여 사실적으로 애니메이션이 가능하도록 인체의 동력학 모델을 구하였으며 이를 효율적으로 제어하기 위한 제어기를 설계하였다. 인체의 동력학적 특성을 실시간으로 계산하기 위하여 인체를 18 자유도를 갖는 강체로 단순화하였으며 복합기구학 구조의 인체를 양팔, 양다리, 몸통, 머리로 구분하여 직결 기구학 구조의 메카니즘의 연결체로 해석하였으며 인체 전체에 대한 동력학적 모델링은 뉴톤-오일러 방법을 사용하여 수행하였다.

비선형 특성을 갖는 인체 동력학 모델을 제어하기 위하여 모델기반 제어기를 설계하였다. 또한 복잡한 인체의 움직임을 사실적으로 구현하기 위하여 균형제어기를 설계하였다. 설계된 제어기는 인체모델에 적용하여 인간의 보행 자세를 시뮬레이션 하였으며 시뮬레이션 결과 균형제어기가 인체의 움직임을 보다 충실히 제어할 수 있음을 확인하였다.

동력학 기반 인체 모델은 부가적인 장비를 사용하지 않고도 다양한 형태의 인간 움직임을 현실감있게 묘사가 가능하므로 가상현실 및 경로계획 등의 분야에 활용이 가능하다. 또한, 실제 인간의 물리적 특성을 포함하고 있는 이러한 인체 동력학 모델은 신체 장애자 재활 및 휴먼 로봇의 설계 등의 분야에 활용이 가능하다.

후 기

본 논문의 일부는 정보통신부의 대학기초연구 지원에 의하여 수행되었습니다.

참 고 문 헌

[1] Jeff Goldsmith, *Optimized Computer Generated Motions for Animation*, Thesis, California Institute of Technology, 1994.

[2] Joseph Laszlo, *Controlling Bipedal Locomotion for Computer Animation*, Thesis, University of Toronto, 1996.

[3] Raivert, M. H., Hodgins, J. K. "Animation of Dynamic Legged Locomoti-on," *Proceedings of SIGGRAPH*, pp. 349-356, 1991.

[4] Hodgins, J. K. "Biped Gait Transition-s," *Proceedings of the IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*, pp. 2092-2097. 1991.

[5] Jessica K. Hodgins, "Three Dimensional Human Running," *Proc. of the IEEE Conf. on Robotics and Automation*, vol. 4, pp. 3271-3276, 1996.

[6] Armin Bruderlin., *Goal Directed, Dynamics Animation of Bipedal Locomotion*, Simon Fraser Technical Report, TR 88-10, 1988.

[7] Antti J. Koivo, *Fundamentals for Control of Robotic Manipulators*, John Wiley & Sons Inc, 1989.

[8] Hanspeter Faessler, "Computer Assisted Generation of Dynamical Equations for Multibody Systems," *Int. Journal of Robotics Research*, Vol.5, No. 3, pp. 129-141, 1986.

[9] Hyeonseok Ko, *Kinematic and Dynamic Techniques for Analyzing, Predicting, and Animating Human Locomotion*, Dissertation. University of Pennsylvania, 1994.

[10] James J. Troy, *Dynamic balance and walking control of biped mechanisms*, Dessertation. Iowa State University, 1995.

[11] John J. Craig, *Introduction to Robotics Mechanics & Control*, AddisonWesley publishing Company, 1986.

[12] M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, D. Stokic, "Biped Locomotion Dynamics, Stability, Control and Application," Scientific Fundamentals of Robotics 7, Springer Verlag,1900.

[13] Pai, D., *Programming Anthropoid Walking: Control and Simulation*, Cornel Computer Science Tech Report TR 90-1178, 1990.

[14] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vettering, Brian P. Flannery, *Numerical Recipies in C*, Cambridge University Press, 1988.

[15] Wayne L. Wooten and Jessia K. Hodgins, "Animation of Human Diving," *Computer Graphics Forum*, Vol.15, No. 1, pp. 3-13, 1996.