

동력학기반 인체 모델 연구

김창희*·김승호*·오병주**

*한국원자력연구소 광/기전기술개발팀, **한남대학교 전자공학과
(1999년 4월 15일 접수, 1999년 6월 19일 채택)

A Study of Human Model Based on Dynamics

C.H. Kim, S.H. Kim, B.J. Oh

*Dept. of Optic/Mechatronics, Korea Atomic Energy Research Institute
**Dept. of Electronics Eng, Hannam University,(bjoh@eve.hannam.ac.kr)

(Received August 15, 1999, Accepted June 19, 1999)

Abstract : Human can generate various posture and motion with nearly 350 muscle pairs. From the viewpoint of mechanisms, the human skeleton mechanism represents great kinematic and dynamical complexity. Physical and behavioral fidelity of human motion requires dynamically accurate modeling and controlling.

This paper describes a mathematical modeling, and dynamic simulation of human body. The human dynamic model is simplified as a rigid body consisting of 18 actuated degrees of freedom for the real time computation. Complex kinematic chain of human body is partitioned as 6 serial kinematic chains that is, left arm, right arm, support leg, free leg, body, and head. Modeling is developed based on Newton-Euler formulation. The validity of proposed dynamic model, which represents mathematically high order differential equation, is verified through the dynamic simulation.

Key words : Human body, Complex kinematics, Dynamic model

서 론

최근 눈부시게 발전하고 있는 컴퓨터 성능은 사진과 같이 정교한 3차원 형상을 실시간으로 애니메이션화할 수 있는 단계에 도달하고 있으며 이에 따라 실제와 같은 동작을 구현하기 위한 연구가 활발하게 수행되고 있다[1,2]. 이러한 인체의 동작을 사실적으로 애니메이션화하기 위한 방법은 크게 나누어 동작포착(motion capture) 방법과 동력학기반 방법이 있다. 동작포착에 의한 방법은 복잡한 제어 알고리즘이 없이도 정교한 인체의 움직임을 용이하게 구현할 수 있으나 센서 부착 위치에 따라 오차가 발생할 수 있으며 실제 인체의 크기와 애니메이션 대상들의 크기가 다를 경우 이를 보정하기가 용이하지 않다.

동력학 기반 애니메이션 방법은 인체 움직임을 지배하는 동력

학에 기반하여 인체의 동작정보를 얻는 것이다. 실제 인체와 물리적 특성이 동일한 모델을 통하여 인간의 움직임을 애니메이션화하기 위해서는 여러 요소들을 필요로 한다. 즉 기구학 및 동력학적으로 실제 움직임과 부합되어야 하며 자연스럽도록 제어되어야 한다. 이러한 모델 기반 애니메이션의 경우에는 동작포착 방법에 의하여 구현하기 어려운 여러 장점을 가지고 있다. 즉 적절한 제어 알고리즘을 적용할 경우 현실감을 가지면서도 실제 인간이 구현하기 어려운 여러 다른 동작을 구현할 수 있다. 또한 가상환경 내에서 주변환경과의 상호작용을 구현 할 때 자연스런 동작을 사실적으로 구현할 수 있다.

지금까지 인간의 움직임에 대한 연구는 로보틱스, 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 Dynamic Running Machines을 개발하였다[3,4]. 이 장치들은 걷고, 뛰고, 계단을 오르고, 걸음걸이를 바꿀 수 있다. Bruderlin과 Calvert는 인간의 걸음 동작을 생성하기 위하여 단순화

본 논문의 일부는 정부통신부의 대학기초연구진원에 의하여 수행되었습니다.

통신저자 : 김창희, (305-600) 대전 유성우체국 사서함 105호
한국원자력연구소양자과학기술개발팀
Tel. (042)-868-2930

표 1. 인체 모델 기구학 제원

Table 1. Human model kinematic parameter

	$d_i(m)$	$\theta_i(^{\circ})$	$a_i(m)$	$\alpha_i(^{\circ})$
1. Right ankle pitch	0	θ_1	$a_1=0.43$	0
2. Right knee pitch	0	θ_2	$a_2=0.42$	90
3. Right pelvis yaw	0	θ_3	0	-90
4. Right pelvis pitch	$d_4=0.12$	$\theta_4=-90$	0	0
5. Waist pitch	0	θ_5	0	90
6. Waist roll	$d_6=0.54$	θ_6	0	90
7. Left shoulder pitch	$d_7=0.17$	$\theta_7=-90$	0	-90
8. Left shoulder yaw	0	θ_8	$a_8=0.29$	90
9. Left elbow pitch	0	θ_9	$a_9=0.25$	0
10. Right shoulder pitch	$-d_7$	$\theta_{10}=-90$	0	-90
11. Right shoulder yaw	0	θ_{11}	a_{11}	90
12. Right elbow pitch	0	θ_{12}	a_{12}	0
13. Left pelvis pitch	d_4	$\theta_{13}=90$	0	-90
14. Left pelvis yaw	0	θ_{14}	a_{14}	90
15. Left knee pitch	0	θ_{15}	a_{15}	0
16. Left ankle pitch	0	θ_{16}	$a_{16}=0.05$	0
17. Neck pitch	0	θ_{17}	0	-90
18. Neck yaw	$d_{18}=0.25$	θ_{18}	0	0

된 동력학 모델과 제어 알고리즘을 제안하였다[5]. 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[6]. 이와 같이 수치 해석 방법에 의한 동력학 해석은 해석적 방법과 달리 오차가 누적되어 실제 모델과 다른 결과가 발생할 수 있으며 계산시간이 증가하여 실시간으로 애니메이션시키기가 용이하지 않다.

본 논문에서는 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 인체 전체를 해석적 방법에 의하여 인체 동력학 모델을 제시하였다. 적절한 동력학 모델을 구하기 위하여 인체를 팔, 다리, 몸통, 머리의 6개로 직결형 구조체로 분할하였으며, 각 구조체 사이의 힘과 모멘트의 평형상태를 고려하여 복합기구학 구조의 인체의 동력학적 특성을 해석하였으며 제시된 모델의 타당성을 검증하기 위하여 팔의 움직임에 의한 인체의 자세 변화와 뒤로 넘어지는 동작을 고찰하였다. 인체 전체를 대상으로 하여 동력학 모델을 해석하여 3차원 공간에서의 인체의 움직임에 대한 동작정보를 획득 하였으며 해석적 방법을 사용하여 계산시간을 단축하였다.

표 2. 인체 모델 동력학 제원

Table 2. Human model dynamic parameter

	p^*_i	p^*_{iG}	$m_i(\text{kg})$
1. Right ankle pitch	$(a_1, 0, 0)$	$(-a_1/2, 0, 0)$	$m_1=4.16$
2. Right knee pitch	$(a_2, 0, 0)$	$(-a_2/2, 0, 0)$	$m_2=8.35$
3. Right pelvis yaw	$(0, 0, 0)$	$(0, 0, 0)$	0
4. Right pelvis pitch	$(0, 0, d_4)$	$(0, 0, -d_4/2)$	$m_4=8.3$
5. Waist pitch	$(0, 0, 0)$	$(0, 0, 0)$	0
6. Waist roll	$(0, d_6, 0)$	$(0, -d_6/2, 0)$	$m_6=19.27$
7. Left shoulder pitch	$(0, -d_7, 0)$	$(0, d_7/2, 0)$	$m_7=0.5$
8. Left shoulder yaw	$(a_8, 0, 0)$	$(-a_8/2, 0, 0)$	$m_8=2.79$
9. Left elbow pitch	$(a_9, 0, 0)$	$(-a_9/2, 0, 0)$	$m_9=1.76$
10. Right shoulder pitch	$(0, d_7, 0)$	$(0, -d_7/2, 0)$	m_7
11. Right shoulder yaw	$(a_{10}, 0, 0)$	$(-a_{10}/2, 0, 0)$	m_{10}
12. Right elbow pitch	$(a_{11}, 0, 0)$	$(-a_{11}/2, 0, 0)$	m_{11}
13. Left pelvis pitch	$(0, -d_4, 0)$	$(0, d_4/2, 0)$	m_4
14. Left pelvis yaw	$(a_{14}, 0, 0)$	$(-a_{14}/2, 0, 0)$	m_2
15. Left knee pitch	$(a_{15}, 0, 0)$	$(-a_{15}/2, 0, 0)$	m_1
16. Left ankle pitch	$(a_{16}, 0, 0)$	$(-a_{16}/2, 0, 0)$	$m_{16}=1.34$
17. Left head pitch	$(0, 0, 0)$	$(0, 0, 0)$	0
18. Left head yaw	$(0, 0, d_{18})$	$(0, 0, -d_{18}/2)$	$m_{18}=5.89$

인체 동력학 모델

1. 인체 구조의 특징

인체의 움직임은 기계구조 측면에서 보면 시스템을 구성하고 있는 힘의 평형 상태의 변화의 결과로 해석할 수 있다. 즉 근육체의 장력의 재분배는 이전의 평형을 이루었던 힘과 자세의 평형을 변화시키고 이에 따른 순간적인 움직임이 이루어진다. 이러한 인체는 극히 복잡한 기구학 및 동력학적 체계를 갖고 있다. 이러한 인체의 움직임을 효율적으로 해석하기 위해서는 전체 시스템을 적절하게 단순화하고 인체의 각 링크를 토크 발생기를 가진 강체로 해석하여야 한다.

기기 구조적 견지에서 인체 구조의 특징은 기구학적 복합성이다. 즉 일반적인 메니퓰레이터와 같은 경우는 여러 개의 링크가 직렬로 연결되어 1 개의 기구학적 연결 고리를 갖고 있다. 인체 구조는 그림 1에서 보는 바와 같이 여러 개의 기구학적 연결 사슬이 복합적으로 구성되어 있다. 이러한 복잡한 메카니즘의 움직임은 매우 복잡한 동력학을 포함하고 있어 고차 미분방정식으로 표현된다. 따라서 많은 미분방정식은 계산과정에서 실수할 가능성이 많고 또한 해석적 방식으로 풀기가 현실적으로 불가능하다. 이와 같은 문제점을 극복하기 위해서는 메카니즘을 단순화 시켜야 한다. 인간은 많은 근육체 운동의 조합에 의하여 복잡하고 다양한 동작을 수행하지만 이러한 움직임을 메카니즘 측면에서 살펴보면 다리의 움직임, 팔의 움직임, 몸통의 움직임, 머리의 움직임이 인체의 동력학에 주로 영향을 미친다. 이러한 주요 관절의 움직임이 유기적으로 결합되어 인체의 동작특성을 결정하게 된다.

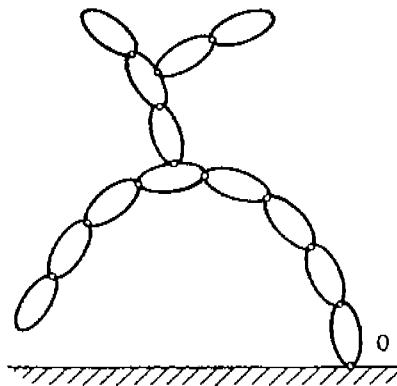


그림 1. 인체의 복합 기구학 연결
Fig. 1. Complex kinematic chain of human body

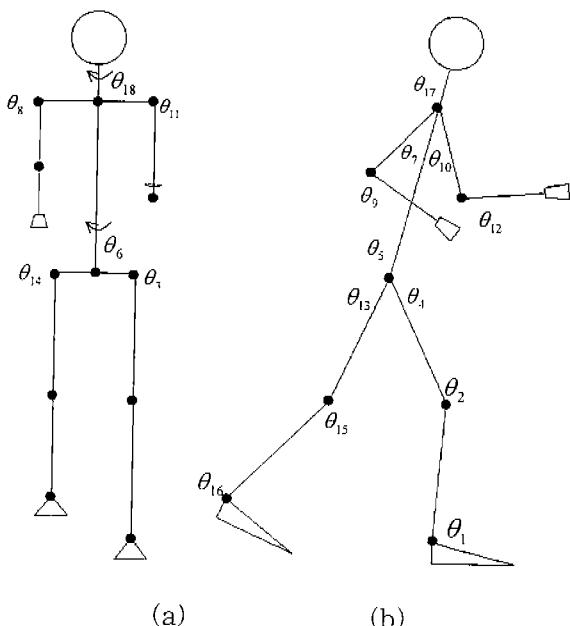


그림 2. 관절의 위치
Fig. 2. Joint location

본 논문에서는 인체를 그림 2에시 보여 주는 것처럼 18 자유도를 갖는 메카니즘으로 모델링하였다. 즉, 다리와 발목의 움직임은 상하회전만을 고려하였으며 골반부는 상하, 좌우회전의 2 자유도를 갖도록 하고 부풀에 1자유도를 할당하여 총 4 자유도를 갖도록 하였다. 뼈통은 상하, 좌우회전의 2 자유도를 갖도록 하였다. 팔은 어깨의 상하, 좌우회전, 팔꿈치에 1 자유도를 할당하여 3 자유도를 갖도록 하였으나 머리는 상하 및 좌우회전이 가능하도록 하였다. 표 1은 인체 모델의 링크파라미터를 보여준다.

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 눈부에서의 기구학 연결위치를 양 다리사이에

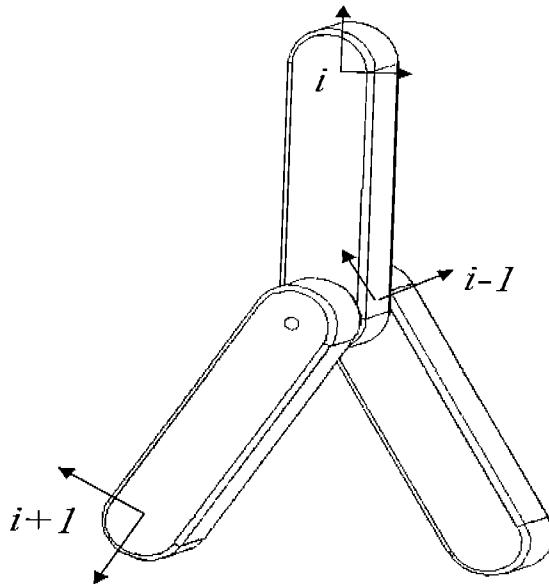


그림 3. 복합기구학 구조의 평면 매니퓰레이터
Fig. 3. Planar manipulator with complex kinematics

위치하도록 하였다. 양쪽 팔은 기구학적 형태가 동일하도록 하여 동력학 모델링 과정을 단순화하였다.

2. 복합기구학 모델의 동력학 해석

다관설 메카니즘의 동력학을 해석하기 위하여 일반적으로 Lagrange 방법과 뉴튼-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. 뉴튼-오일러 방법은 연속된 각 링크를 자유 상태로 분리시키고 분리된 링크에 뉴튼-오일러 공식을 적용하여 동력학 모델을 결정할 수가 있다. 따라서 여러 개의 직결기구학 사슬이 연결되어 있는 복합구조물의 동력학을 해석하기 위해서는 각 가지가 상호 작용하는 힘과 모멘트에 대한 고려하여 동력학을 해석하여야 한다.

그림 3은 3 개의 링크로 구성되어 복합 기구학 사슬을 갖는 평면 매니퓰레이터를 보여준다. 이와 같은 구조의 매니퓰레이터는 일반적인 직결형태로 동력학을 해석할 수도 있고 복합기구학 구조로 해석할 수 있다. 즉 ($i-1$) 번째 링크에 i 번째 링크가 연결되고 i 번째 링크에 ($i+1$) 번째 링크가 연결된 형태로 기구학을 해석할 수도 있으나, 또 다른 방법으로는 ($i-1$) 번째 링크에 i 번째 링크가 연결되고 ($i-1$) 번째 링크에 ($i+1$) 번째 링크가 연결된 형태로도 해석할 수 있다. 후자와 같은 경우는 복합기구학 사슬을 갖고 있다. 각 링크가 받는 힘과 모멘트는 다음 식과 같다.

- $i+1$ 링크

$$F_{d(i+1)} = F_{d(i+1)} F_{d(i+2)} + F_{\theta(i+1)} \quad (1)$$

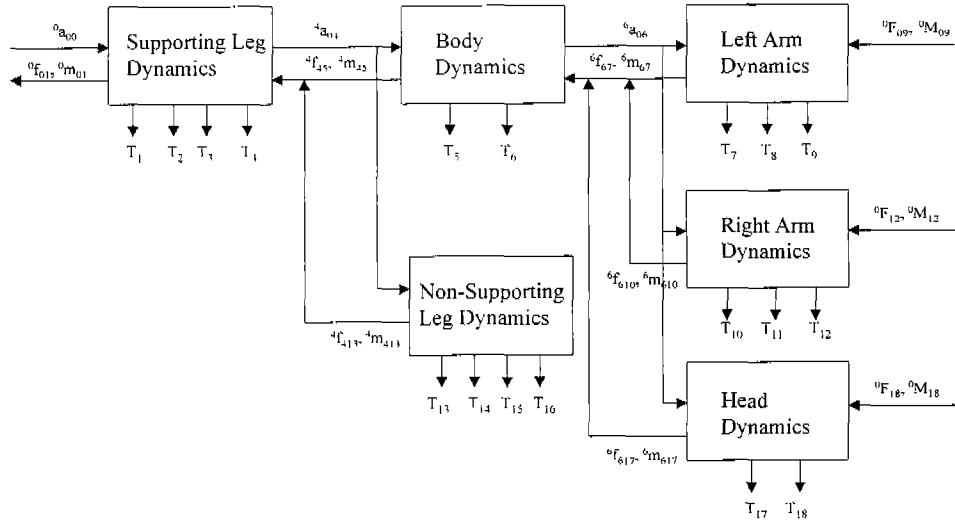


그림 4. 인체 동력학 해석 블록도

Fig. 4. Block diagram of dynamic analysis of human body

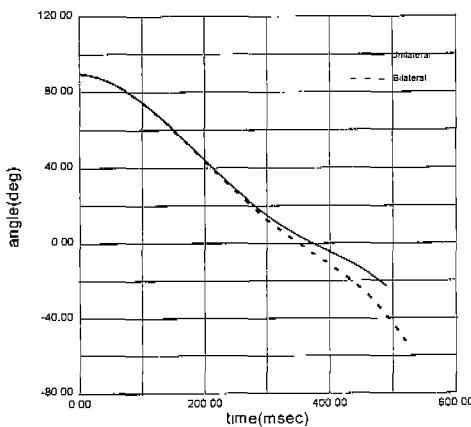


그림 5. 어깨 관절각도의 변화

Fig. 5. Change of shoulder joint angle

$$\begin{aligned} M_{(i+1)} &= M_{(i+1)(i+2)} + P_{(i+1)}^* \times F_{(i+1)(i+2)} \\ &\quad + (P_{(i+1)}^* + P_{(i+1)G}^*) \times F_\theta^{i+1} + M_\theta^{i+1} \end{aligned} \quad (2)$$

여기에서 $F_{(i+1)(i+2)}$ 는 $M_{(i+1)(i+2)}$ 는 $(i+1)$ 번째 링크가 외부로부터 받는 힘과 모멘트이며 $F_\theta^{i+1} + M_\theta^{i+1}$ 는 $(i+1)$ 번째 링크가 중력과 가속도에 의하여 받는 힘과 모멘트이다. $P_{(i+1)}^*$ 는 (i) 번째 링크 좌표축으로부터 $(i+1)$ 번째 링크 좌표축까지의 거리벡터를 나타내며 $P_{(i+1)G}^*$ 는 $(i+1)$ 번째 링크 좌표축으로부터 $(i+1)$ 번째 링크의 무게중심까지의 거리벡터이다.

• 1 링크,

$$F_{(i+1)i} = F_{(i+1)i} + F_\theta^i \quad (3)$$

$$M_{(i+1)i} = M_{(i+1)i} + P_i^* \times F_{(i+1)i} + (P_i^* + P_{iG}^*)$$

$$\times F_\theta^i + M_\theta^i \quad (4)$$

• $(i-1)$ 링크,

$$F_{(i+2)(i+1)} = F_{(i+1)i} + F_\theta^{i-1} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} M_{(i+2)(i+1)} &= M_{(i+1)i} + P_{(i+1)}^* \times F_{(i+1)i} \\ &\quad + (P_{(i+1)}^* + P_{(i+1)G}^*) \times F_\theta^{i-1} + M_\theta^{i-1} \end{aligned} \quad (6)$$

식 (1)과 (3)를 식 (5)에 대입하면

$$\begin{aligned} F_{(i+2)(i+1)} &= F_{(i+1)i} + F_\theta^{i-1} \\ &= F_{(i+1)i} + F_\theta^i + F_\theta^{i-1} \\ &= F_{(i+1)(i+2)} + F_\theta^{i+1} + F_\theta^i + F_\theta^{i-1} \end{aligned} \quad (7)$$

이다. 여기에서 $F_{(i+1)(i+2)} + F_\theta^{i+1}$ 는 $(i+1)$ 번째 링크로부터 i 번째 링크로 전달되는 힘으로써 $(i-1)$ 번째 링크로 전파된다. 따라서 $(i-1)$ 번째 링크는 $(i+1)$ 번째 링크로부터 i 번째 링크로 전달되는 힘과 i 번째 링크로부터 $(i-1)$ 번째 링크로 전달되는 힘의 합에 해당하는 외력을 받게 된다. 즉

$$F_{(i+1)}' \equiv F_{(i+1)(i+2)} + F_\theta^{i+1} \quad (8)$$

$$F_i' \equiv F_\theta^i$$

으로 정의하면 $F_{(i+2)(i+1)}$ 는 식 (9)과 같다.

$$F_{(i+2)(i+1)} = F_{(i+1)}' + F_i' + F_\theta^{i-1} \quad (9)$$

식(6)에 식(2)와 식(4)를 대입하면

$$M_{(i+2)(i+1)} = P_{(i+1)}^* \times F_{(i+1)i} + (P_{(i+1)}^* + P_{(i+1)G}^*)$$

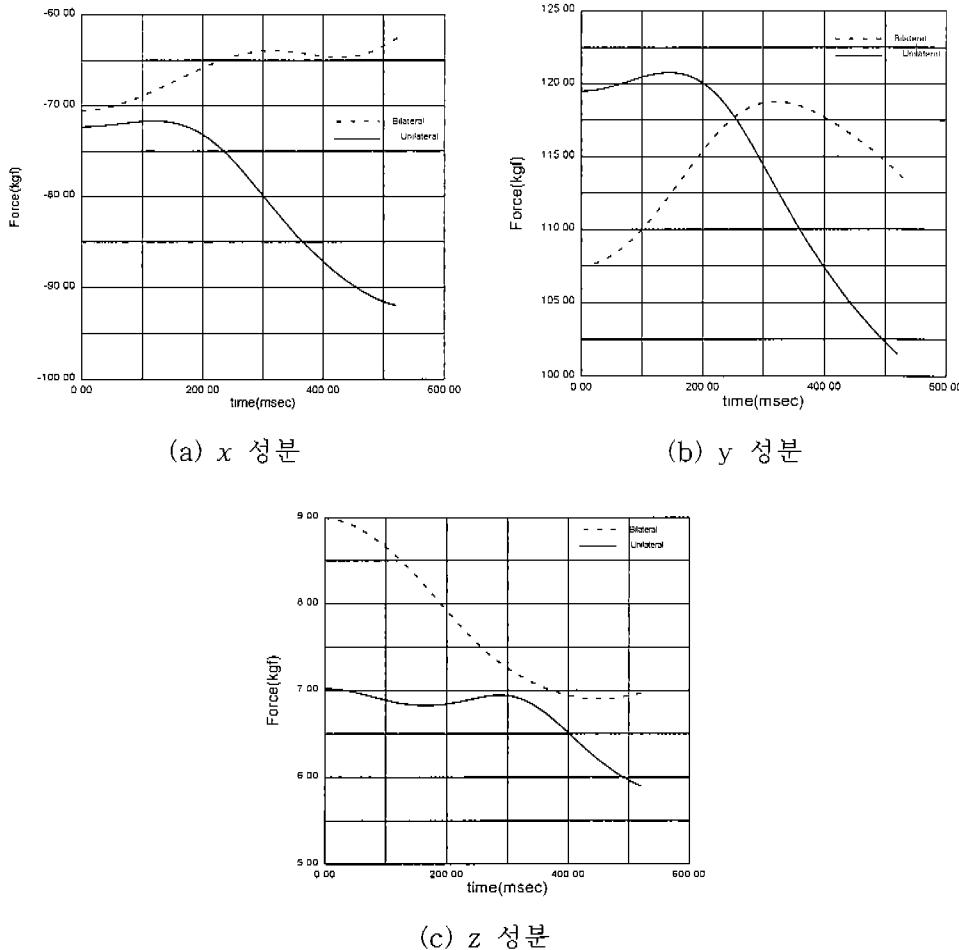


그림 6. 몸통 분지점으로 전파되는 힘의 변화
Fig. 6. Change of propagation force at body branch

$$\begin{aligned} & \times F_{\theta}^{(i-1)} + F_{\theta}^{(i-1)} + P_i^* \times F_{i, (i+1)} + (P_i^* + P_{iG}^*) \\ & \times F_{\theta} + M_{\theta} + M_{(i+1), (i+2)} + P_{i+1}^* \times F_{(i+2), (i+1)} \\ & + (P_{(i+1)}^* + P_{(i+1)G}^*) \times F_{\theta}^{i+1} + M_{\theta}^{i+1} \end{aligned} \quad (10)$$

이다. 여기에서 (i-1) 번째 링크에 인가되는 모멘트를

$$M_i' \equiv P_i^* \times F_{i, (i+1)} + (P_i^* + P_{iG}^*) \times F_{\theta} + M_{\theta} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} M_{i+1}' & \equiv M_{(i+1), (i+2)} + P_{i+1}^* \times F_{(i+2), (i+1)} \\ & + (P_{(i+1)}^* + P_{(i+1)G}^*) \times F_{\theta}^{i+1} + M_{\theta}^{i+1} \end{aligned} \quad (12)$$

로 정의하면

$$\begin{aligned} M_{(i-2), (i-1)} & = M_{i+1}' + M_i' + P_{(i-1)}^* \times F_{(i-1), i} \\ & + (P_{(i-1)}^* + P_{(i-1)G}^*) \times F_{\theta}^{(i-1)} + M_{\theta}^{(i-1)} \end{aligned} \quad (13)$$

이다. 식(9), (13)에서 보여 주는 것처럼 (i-1) 번째 링크에서 받는 힘

과 모멘트는 각 분지된 링크로부터 전달되어 오는 힘의 합과 모멘트의 합으로 각각 표현됨을 알 수 있다. n개의 분지된 링크가 링크 1에 연결되었을 경우에는 식(9), (13)은 식(14), (15)으로 일반화시킬 수 있다.

$$F_{(i-1), i} = \sum_{j=0}^n F_j + F_{\theta} \quad (14)$$

$$M_{i, i} = \sum_{j=0}^n M_j + P_i^* \times F_{i, i} + (P_i^* + P_{iG}^*) \times F_{\theta} + M_{\theta} \quad (15)$$

3. 인체 동력학 해석

18 자유도를 갖는 인체 모델은 양 다리, 몸통, 양팔, 머리의 기구학 사슬이 tree 구조로 연결되어 있다. 이와 같은 복합 기구학 구조의 동력학을 해석하기 위하여 각 가지(branch)에 대한 동력학을 해석하고 각 가지의 동력학을 통합하여 인체의 움직임을 해석하였다. 동력학 모델을 단순화하기 위하여 인체를 구성하는 링크는 원기둥형태의 강체로 가정하였으며 각 관절은 1 자유도의 회전운동을 갖는 것으로 간주하였다. 표 2는 인체 모델의 동력학 제원을 보여준다[5]. 여기에서 p_i^* 는 링크 길이를

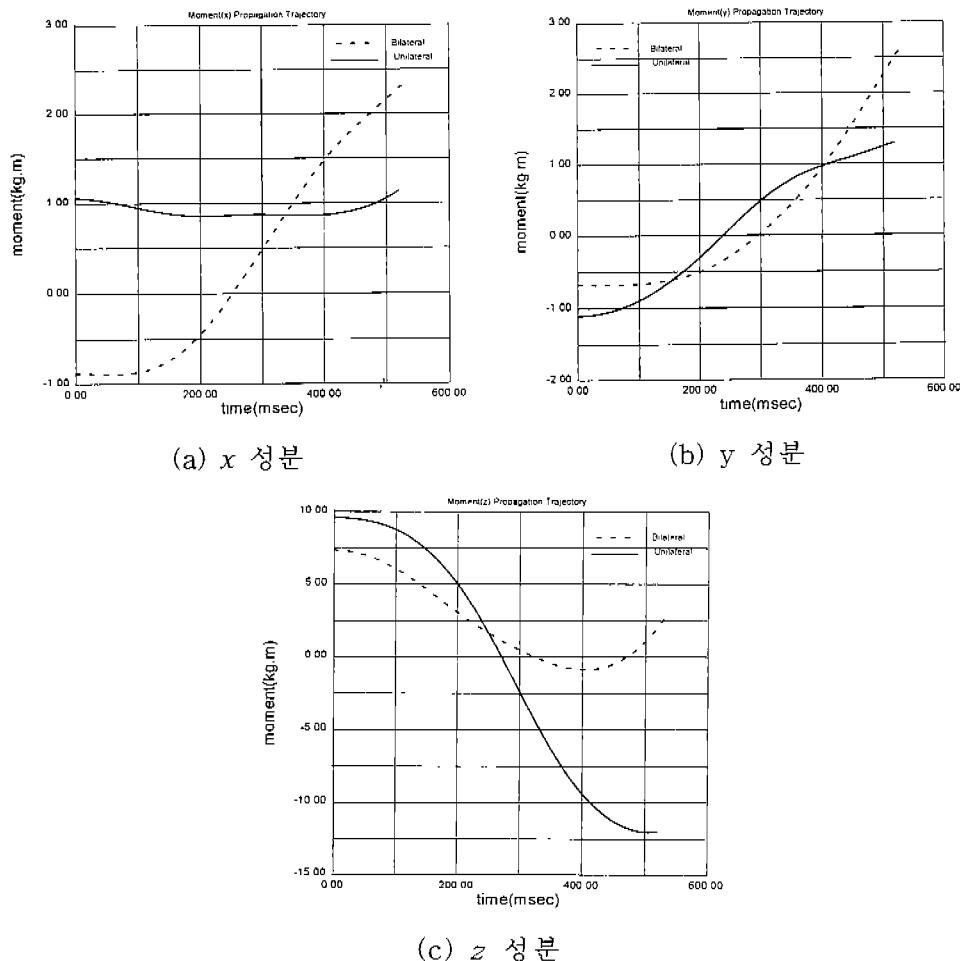


그림 7. 분지점으로 전파되는 모멘트의 변화
Fig. 7. Change of propagation moment at body branch

나타내며 $\rho_{i,C}^*$ 는 각 링크의 무게중심의 위치를 나타낸다.

그림 4는 팔, 다리, 뼈통, 머리 등으로 분지된 각 관절에서의 힘, 모멘트, 각속도, 가속도의 상호 전달 관계를 블록도로 보여준다. 각 관절의 속도, 가속도, 각각속도는 디딤다리로부터 반대쪽 다리 및 뼈통으로 전달되고 뼈통의 움직임은 양팔과 머리로 전달된다. 또한 인체의 각 끝단으로부터 외력을 반대로 디딤다리로 전달되어 진다. 각 관절이 받는 모멘트를 유지하기 위하여 각 관절의 액츄에이터가 발생하여야 할 토크는식(16)와 같다.

$$\tau_n = \sum_{j=1}^i M_{nj} \theta_j + \sum_{j=1}^i \sum_{k=1}^i H_{njk} \theta_j \theta_k + G_n + F_n \quad (16)$$

여기에서 1×18 벡터 r 는 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 n 에서 받는 원심력과 coriolis 영향을 표현하는 18×18 행렬이다. $j=k$ 일 경우에는 원심력을, $j \neq k$ 일 경우에는 coriolis 영향을 나타낸다. G_n 은 중력의 영향을 기술하는 1×18 벡터이며 F_n 은 양 손과 발, 머리에 인가된 외부 힘이다.

인간이 움직일 때 모든 관절이 동시에 빠른 속도로 움직이는 경우는 매우 드물다. 대부분의 경우 한 개 혹은 두 세 개의 관절이 주로 움직이게 된다. coriolis 항은 각 관절속도의 곱으로 표현되기 때문에 이와 같은 경우에는 매우 작은 값을 갖게 되므로 coriolis 항이 전체 동력학 모델이 미치는 영향은 부시할 수 있다. 동력학 해석에 있어서 coriolis 항은 매우 복잡한 형태로 표현되기 때문에 이를 무시할 경우 동력학 수식을 단순화 시킬 수 있다. Coriolis 항을 무시하면 $M(\theta)$, $H(\theta)$, $G(\theta)$ 는 각 관절의 θ 의 함수이며 벡터 θ , $\dot{\theta}$, $\ddot{\theta}$ 서로 decouple 되어 있기 때문에 관절토크 벡터 T 는 식(17), (18), (19), (20)과 같이 관성행렬과 원심력 행렬, 중력 벡터를 분리하여 구할 수 있다.

$$T_M = M(\theta) \dot{\theta} \quad (17)$$

$$T_H = H(\theta) \dot{\theta}^2 \quad (18)$$

$$T_G = G(\theta) \quad (19)$$

$$T_F = F(\theta) \quad (20)$$

$$T = T_M + T_H + T_G + T_F \quad (21)$$

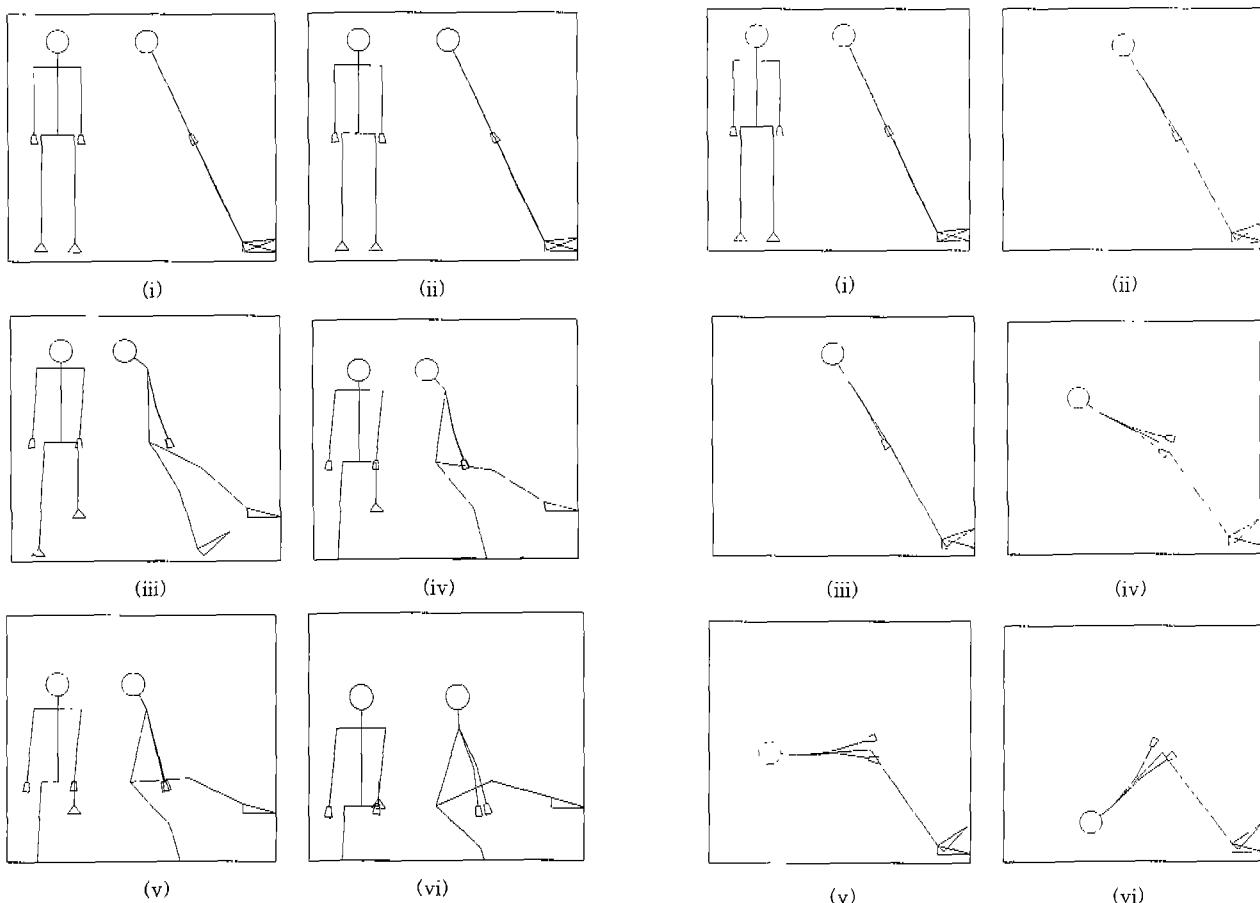


그림 8. 뒤로 넘어지는 자세
Fig. 8. Posture of falling down

$M(\theta)$, $H(\theta)$ 는 θ 의 함수이기 때문에 벡터 $\ddot{\theta}$, $\dot{\theta}^2$ 에 의한 영향을 해석함으로써 행렬 $M(\theta)$, $H(\theta)$ 의 1 번째 열 벡터를 구할 수 있으며 이러한 과정을 $\dot{\theta}$, $\dot{\theta}^2$ 의 모든 원소에 대하여 반복 적용함으로써 전체 행렬 $M(\theta)$, $H(\theta)$ 를 구할 수 있다.

동력학 모델 분석 및 시뮬레이션

18×18의 관성행렬 M 과 원심력행렬 H 및 18×1의 중력벡터 항의 합으로 표현되는 인체의 동력학 모델의 타당성을 수식적으로 검토한다는 것은 방대한 수식으로 인하여 현실적으로 불가능하다. 이와 같이 복잡한 동력학 모델의 타당성을 입증하기 위하여 토크를 인가하고 이에 따른 인체의 움직임을 시각화하여 실제 인체 동작과 유사함을 확인토록 하였다. 인체 동력학 모델의 타당성을 확인하기 위하여 시뮬레이션하였다.

1. 팔의 움직임에 의한 인체 동작의 변화

인체 동력학 모델의 타당성을 분석하기 위하여 양쪽 팔을 앞

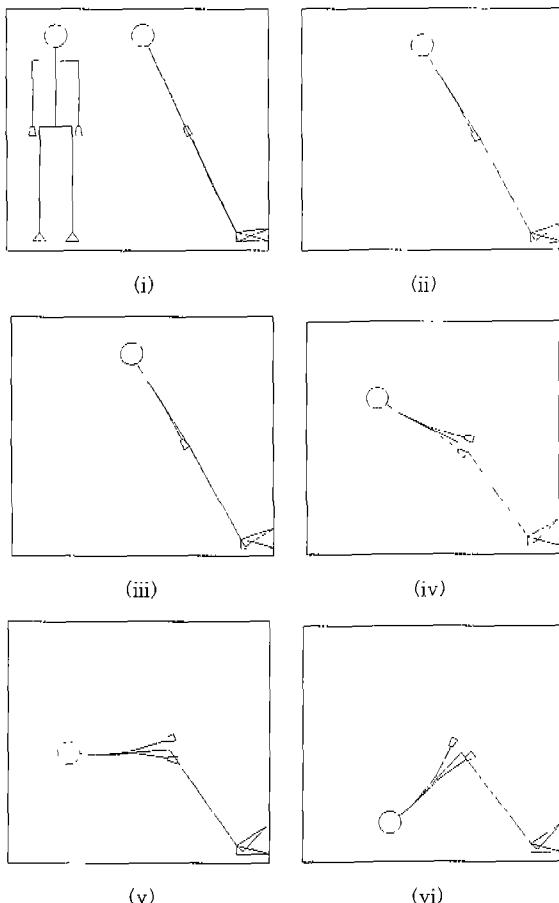


그림 9. 뒤로 넘어지는 자세(다리관절 고정)
Fig. 9. Posture of falling down (leg joint fixed)

뒤로 펼친 상태와 한쪽 팔만을 앞으로 내민 상태의 초기 자세에 대하여 반대 방향으로 같이 흔들리는 경우와 한쪽 팔만을 움직이는 경우에 대하여 시뮬레이션을 수행하였다.

관절 액츄에이터에 토크를 인가하지 않으면 인체는 중력, 원심력, 관성력에 의하여 움직이게 된다. 이에 따라 인체 각 관절이 받는 가속도는 식 (22)와 같다.

$$\ddot{\theta} = M^{-1}(\theta)(H(\theta)\dot{\theta}^2 + G(\theta)) \quad (22)$$

여기에서 18×18 관성행렬의 역행렬은 L-U 분해법(decomposition)을 사용하여 구하였으며 식(22)의 가속도로부터 속도, 위치 값을 구하기 위한 적분은 Runge-Kutta 적분법을 사용하였다.

한 주기 동안의 어깨 관절의 각도 변화는 그림 5에서 보여주는 것처럼 서로 다른 기구학 사슬로 연결되어 있어 한쪽 팔이 받는 힘이 다른 쪽 팔로는 직접적인 영향을 미치지 않기 때문에 양쪽 팔을 흔드는 경우나 한쪽 팔을 흔드는 경우나 유사한 궤적을 형성함을 알 수 있다.

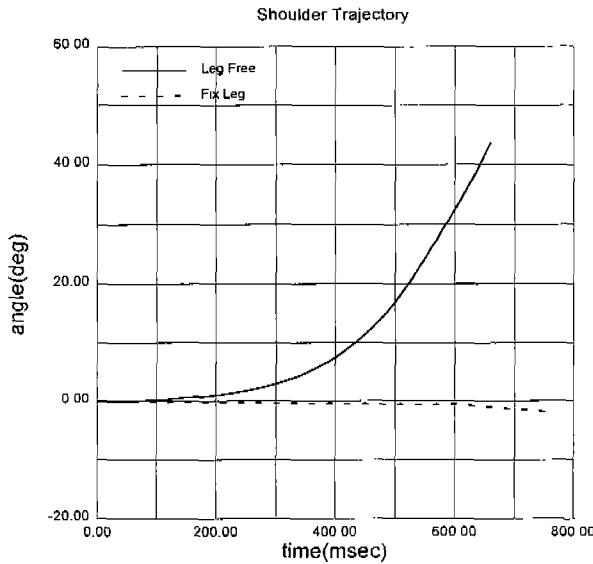


그림 10. 어깨 관절 각도의 변화
Fig. 10. Change of shoulder joint angle

그림 6과 7은 팔의 움직임으로 인하여 몸통의 분지점으로 전달되는 힘과 모멘트의 변화를 보여준다. 한 쪽 팔만 흔들 경우에는 팔의 위치에 따라 몸통을 굽히려 하는 힘의 성분이 증가하는 데 반하여 양팔의 경우에는 서로 반대 방향으로 움직이기 때문에 상체를 굽히는 방향으로 발생하는 힘이 그림 6(a)와 같이 현저히 감소됨을 알 수 있다. 우리가 걸음을 걸을 때 양 팔을 흔드는 이유도 걸음을 걸을 때 몸통에 전달되는 힘을 줄이기 위함이다. 또한 양 팔을 반대 방향으로 흔들 경우에는 몸통을 회전시키는 방향으로의 보멘트가 그림 7(a)에서 나타난 것처럼 커짐을 알 수 있다.

2. 뒤로 넘어지는 동작 시뮬레이션

인간이 정지상태로 서 있을 경우에는 중력과 같은 방향에 각 링크의 무게중심이 있기 때문에 골반 관절을 제외한 모든 관절은 0의 토크를 받으며 질량중심이 뼈 중심축에 위치하기 때문에 안정된 자세를 유지할 수 있다. 즉 ZMP(zero moment point)가 발바닥 내에 위치하기 때문에 안정된 자세를 유지하게 된다. 몸을 앞으로 숙이거나 뒤로 젖히면 ZMP가 발바닥 밖에 위치하게 되고 균형을 유지하기 위하여 몸을 움직이거나 발을 움직어서 균형을 유지하고자 한다. 이러한 움직임이 여의치 않을 경우에는 넘어지게 된다. 몸 전체가 움직이는 과정을 구현하여 전체 모델의 타당성을 확인하기 위하여 인간이 균형을 잃었을 때 넘어지는 자세변화를 시뮬레이션 하였다.

사람이 몸의 균형을 잃은 상태를 시뮬레이션하기 위하여 초기 조건으로 디던발의 발목 관절 값을 -25° 로 설정하였으며 인체 각 관절에 작용하는 토크는 0으로 하였다. 그림 8은 이러한 초기 조건으로부터 연속된 인체 동작을 보여 준다. 시뮬레이션에

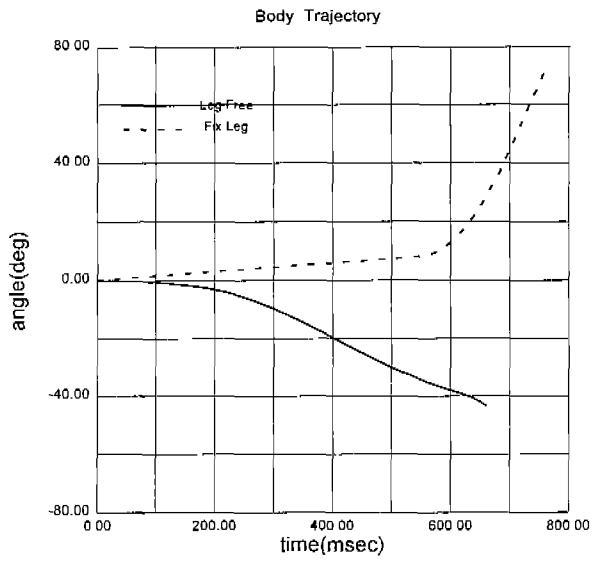


그림 11. 몸통 관절 각도의 변화
Fig. 11. Change of body joint angle

서 한 쪽 발이 밀으로 치진 것은 한쪽 발단이 바닥과 접촉되어 있는 모델을 사용하였기 때문이며 이와 같은 자세는 평형대 위에서 넘어지는 과정과 동일하다. 그림 9는 동일한 초기조건에서 무릎 관절과 골반관절을 고정하였을 경우의 인체의 움직임을 보여준다. 그림 8과 9에서 보여주는 바와 같이 무릎 관절과 골반관절을 고정하였을 경우 넘어지는 자세에 많은 차이가 있음을 확인할 수 있다. 다리의 관절을 고정하였을 경우 다리의 움직임이 없으므로 인하여 그림 9에서 보여 주는 것과 같이 팔의 움직임의 변화가 적은 것을 알 수 있다. 또한 인체의 무게중심이 상체에 있으므로 몸통 부위에 큰 토크가 발생하고 다리는 고정되어 허리가 젖혀지게 된다. 그림 10은 각각의 경우에 대한 어깨 관절 각도의 변화를 보여주고 있으며 그림 11은 몸통 피치 관절의 변화를 보여준다.

결 론

본 논문에서는 인체의 물리적 특성에 기반한 실시간 애니메이션이 가능하도록 인체의 동력학을 모델링하였다. 복잡한 근육운동에 기인한 인체의 움직임을 실시간으로 해석하기 위하여 인체를 18 자유도를 갖는 강체로 단순화하였다. 또한 복합기구학 구조의 인체를 양팔, 양다리, 몸통, 머리로 구분하여 직결 기구학 구조의 메카니즘의 연결체로 해석하였으며 인체 전체에 대한 동력학적 모델링은 뉴튼-오일러 방법을 사용하여 수행하였다.

본 논문에서는 인체의 움직임에 동력학적으로 크게 영향을 미치는 관절만을 고려하여 단순화시켰으며 해석적 방법을 사용하여 인체의 동력학 모델을 제시하였다. 해석적 방법을 사용함으로써 모델의 계산시간을 단축할 수 있으며 수치해석 시에 발생할 수 있는 오차를 방지할 수 있다. 제시된 인체 모델은 한쪽

발이 지면과 닿아 있는 경우에 대하여 보행률을 수행하였다. 양쪽 발이 동시에 지면과 닿아 있는 경우나, 두발 모두 공중에 떠 있는 경우에 적용하기 위해서는 이에 대한 연구가 더 진행되어야 한다.

동력학 모델은 복잡한 수식으로 표현되기 때문에 모델의 성능을 입증하기는 용이하지가 않다. 복잡한 인체 동력학모델의 타당성을 입증하기 위하여 각 관절에 토크를 인가하지 않은 상태의 초기자세로부터 인체 각 관절의 움직임을 시뮬레이션하고 실제 인체의 움직임과 비교하여 간접적으로 모델의 타당성을 검증하도록 하였다.

양쪽 팔을 앞 뒤로 뻗은 상태와 한쪽 팔만을 뻗는 경우에 대하여 몸통에 미치는 영향을 비교한 결과 한 쪽팔 만을 뻗은 경우보다 양쪽 팔을 뻗은 경우가 보다 안정된 자세를 유지함을 확인할 수 있었다. 또한 제시된 모델을 사용하여 인체가 뒤로 쓰러지는 과정을 시뮬레이션한 결과 실제 인간이 뒤로 쓰러지는 자세과 유사한 자세를 유지하면서 뒤로 쓰러지는 것을 확인할 수 있었으며 다리 관절을 고정하였을 경우에는 전혀 다른 과정으로 넘어지는 것을 보여주었다. 이러한 시뮬레이션을 통하여 제시된 노델이 실제 인체과 근사한 동력학 특성을 갖추고 있음을 간접적으로 입증하였다.

동력학 기반 인체 모델은 부가적인 장비를 사용하지 않고도 다양한 형태의 인간 움직임을 사실적으로 묘사함으로써 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.

참 고 문 헌

- Jeff Goldsmith, *Optimized Computer Generated Motions for Animation*, Thesis, California Institute of Technology, 1994.
- Joseph Lászlo, *Controlling Bipedal Locomotion for Computer Animation*, Thesis, University of Toronto, 1996.
- Raivert, M. H., Hodgins, J. K. "Animation of Dynamic Legged Locomotion," *Proceedings of SIGGRAPH*, pp. 349-356, 1991.
- Hodgins, J. K. "Biped Gait Transitions," *Proceedings of the IEEE Int. Conference on Robotics and Automation*, pp. 2092-2097. 1991.
- Jessica K. Hodgins, "Three-Dimensional Human Running," *Proc. of the IEEE Conf. on Robotics and Automation*, vol. 4, pp. 3271-3276, 1996.
- Armin Bruderlin., *Goal Directed, Dynamics Animation of Bipedal Locomotion*, Simon Fraser Technical Report, TR 88-10, 1988.
- Antti J. Koivo, *Fundamentals for Control of Robotic Manipulators*, John Wiley & Sons Inc, 1989.
- Hanspeter Faessler, "Computer Assisted Generation of Dynamical Equations for Multibody Systems," *Int. Journal of Robotics Research*, Vol.5, No. 3, pp. 129-141, 1986.
- Hyeonseok Ko, *Kinematic and Dynamic Techniques for Analyzing, Predicting, and Animating Human Locomotion*, Dissertation. University of Pennsylvania, 1994.
- James J. Troy, *Dynamic balance and walking control of biped mechanisms*, Dissertation. Iowa State University, 1995.
- John J. Craig, *Introduction to Robotics Mechanics & Control*, Addison-Wesley publishing Company, 1986.
- M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, D. Stokic, "Biped Locomotion Dynamics, Stability, Control and Application," *Scientific Fundamentals of Robotics 7, Springer-Verlag*, 1990.
- Pai, D., *Programming Anthropoid Walking: Control and Simulation*, Cornel Computer Science Tech Report TR 90-1178, 1990.
- William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, Brian P. Flannery, *Numerical Recipies in C*, Cambridge University Press, 1988.
- Wayne L. Wooten and Jessia K. Hodgins, "Animation of Human Diving," *Computer Graphics Forum*, Vol.15, No. 1, pp. 3-13, 1996.