

유압식 이족 휴머노이드 로봇의 ZMP 기반 게인 스위칭 알고리즘을 이용한 관절 위치 제어

Joint Position Control using ZMP-Based Gain Switching Algorithm for a Hydraulic Biped Humanoid Robot

김 정 엽*, Jessica K. Hodgins
(Jung-Yup Kim and Jessica K. Hodgins)

Abstract: This paper proposes a gain switching algorithm for joint position control of a hydraulic humanoid robot. Accurate position control of the lower body is one of the basic requirements for robust balance and walking control. Joint position control is more difficult for hydraulic robots than it is for electric robots because of an absence of reduction gear and better back-drivability of hydraulic joints. Backdrivability causes external forces and torques to have a large effect on the position of the joints. External ground reaction forces therefore prevent a simple proportional-derivative (PD) controller from realizing accurate and fast joint position control. We propose a state feedback controller for joint position control of the lower body, define three modes of state feedback gains, and switch the gains according to the Zero Moment Point (ZMP) and linear interpolation. Dynamic equations of hydraulic actuators were experimentally derived and applied to a robot simulator. Finally, the performance of the algorithm is evaluated with dynamic simulations.

Keywords: gain switching, hydraulic humanoid, joint position control, ZMP, dynamic simulation

I. 서론

저자가 개발해온 휴보(HUBO)시리즈를 포함하여 현재까지 개발되어온 대부분의 인간 크기의 이족 휴머노이드 로봇은 전기 모터로 구동된다[1-5]. 일반적으로 전기 모터에서 발생하는 토크가 충분하지 않기 때문에 토크를 증폭시키기 위해 감속기가 함께 사용된다. 이러한 전기 모터와 감속기로 구성되는 구동기의 설계는 다음과 같은 장점을 갖는다. 첫째, 하드웨어 구성이 단순하고 간결하다. 둘째, 감속기를 이용한 토크의 증폭이 쉽다. 셋째, 회전 각도의 제한이 없다. 넷째, 다 관절 시스템에 대해서 관절 위치 제어를 수행할 때 외란의 고려없이 각 관절의 독립 관절 제어로부터 정확한 위치 제어가 쉽게 가능하다. 이러한 이유는 감속기 기어간의 마찰에 의해 역구동성이 낮아 높은 감속비를 가진 감속기는 출력축에서 가해지는 외란들이 입력축과 맞물려 있는 전기 모터로 전달되는 것을 막아주기 때문이다. 그러나 단점으로는 감속기에 생성된 관절의 딱딱함(stiffness)과 높은 임피던스 때문에 힘 제어가 어렵다. 그리고 전기 모터 자체에서 생성되는 토크의 크기는 유압 구동기나 공압 구동기에 비해 상대적으로 작다. 물론 감속기를 통해 쉽게 토크를 증폭할 수는 있으나, 역구동성과 정류자의 마찰에 의해 모터의 회전 속도 제한이 있고 이러한 모터의 속도 제한 때문에 높은 감속비의 사용에도 역시 제한이 따른다. 따라서 감속비의 선정에 있어서 모터의 최대 회전 속도를 반드시 고려해야 한다. 이러한 이유로 인해 높은 토크가 요구되는 80kg 이상의 어른 크기의 이족 휴머노이드 로봇에게 전기 모터와 감속기로 구성된 구동

기는 적합하지 않을 수 있다.

이족 휴머노이드 로봇에게 사용 가능한 다른 종류의 구동기는 유압구동기를 예로 들 수 있다[6-10]. 유압 구동기는 상대적으로 매우 큰 토크를 생성시킬 수 있으며 효율적인 에너지 분배가 가능하며 감속기가 필요없기 때문에 힘 제어가 쉽고 역구동성이 좋으며 적은 회전 관성을 가지고 있다. 그러나, 유압 구동기는 오일 펌프가 필요하여 완전한 자체 내장 시스템을 구현하기 어렵고 외부의 오일 라인의 거동이 로봇에게 외란으로 작용한다. 또한, 오일의 온도변화가 유압구동기의 동적 특성을 변화시키며, 직선 운동을 회전 운동으로 변환시키는 링크에 의해 관절의 회전 각도 범위가 제한된다. 가장 중요한 것은 보행 시 지면 반발력이 외란에 민감하고 역구동성이 좋은 유압 구동기에 전파되어 다축 위치 제어가 어렵다는 것이다.

본 논문에서는 유압식 휴머노이드 로봇의 정확한 관절 위치 제어를 위한 온라인 게인 스위칭 알고리즘을 제시한다. 몇몇 연구원들이 로봇 매니플레이터의 강인하고 정확한 위치 제어를 위해 온라인 게인 스위칭에 대해서 연구를 해왔다 [11,12]. 그러나 이족 휴머노이드 로봇에 대한 온라인 게인 스위칭에 대한 연구는 아직 잘 알려져 있지 않다. 연구 초기 단계로서 저자들은 유압식 휴머노이드 로봇인 사코스 휴머노이드 로봇(그림 1)의 하체부 동역학 시뮬레이션에 온라인 게인 스위칭 알고리즘을 적용하였다. 하체부에 특별히 게인 스위칭 알고리즘을 적용한 이유는 하체부의 정확한 관절 위치 제어가 보행에 있어서 매우 중요하기 때문이다. 로봇의 관절에 장착되는 실제 유압 구동기의 동적 모델을 주파수 응답 실험에 의해 구하였고, 간단한 질량-댐퍼 모델들을 이용하여 관절 동적 모델을 구성하였다. 또한, 관절 위치 제어기로서 LQR (Linear Quadratic Regulator)을 기초로 한 상태 귀환 제어기(state feedback control)가 설계되었다. 원활한 관절 위치 제

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2009. 5. 27. 수정: 2009. 8. 17. 채택확정: 2009. 8. 24.

김정엽: 국립서울산업대학교 기계설계자동화공학부(jyk76@snut.ac.kr)

Jessica K. Hodgins: Robotics Institute, Carnegie Mellon University

(jkh@cs.cmu.edu)

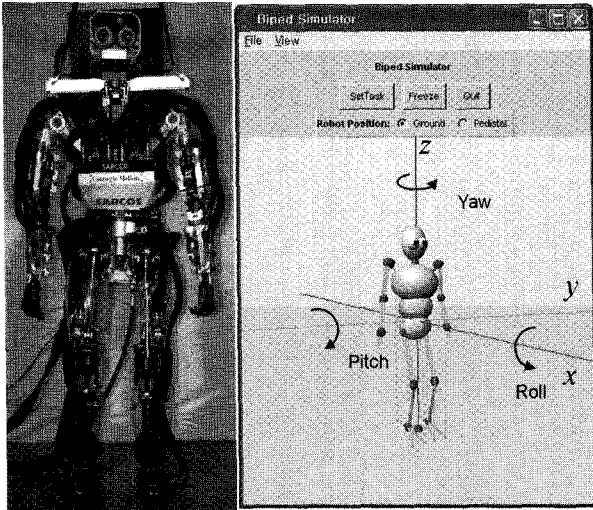


그림 1. 사코스 휴머노이드 로봇 및 시뮬레이터[13].
Fig. 1. Sarcos humanoid robot and simulator [13].

어 성능을 위해 세 가지 제어 게인 모드를 제시하였고 ZMP (Zero Moment Point) [14]의 위치에 따라 온라인상에서 게인들이 선형적으로 보간 되었다. 제시된 알고리즘은 실험적 유압 구동기 모델이 적용된 로봇 시뮬레이터를 이용한 동역학 시뮬레이션으로부터 그 성능이 입증되었다.

II. 유압식 이족 휴머노이드 로봇

본 논문에서 연구용 플랫폼으로 선정된 실제 휴머노이드 로봇은 미국의 사코스(Sarcos) 사에 의해 개발되었다. 1.65m의 키와 91kg의 중량을 가지고 있는 어른 크기의 휴머노이드 로봇으로서 기존 휴머노이드에 비해 키와 중량이 비교적 크다. 총 51개의 자유도를 가지고 있으며 모터 구동식 안구와 공압 구동식 손가락 관절들을 제외하면 모든 관절들은 직선형 유압 실린더로 구성되어있다. 제어 시스템의 구조는 이더넷(ethernet)을 통한 분산 제어로 이루어져 있으며, 1kHz의 제어 주파수로 하위 관절 제어기와 메인 컴퓨터와 통신한다. 표 1과 그림 2는 각각 사코스 이족 휴머노이드 로봇의 전체적인 사양과 하체부 관절 구조도를 나타낸다. 로봇의 하체부에 총

표 1. 사코스 휴머노이드 로봇의 사양.

Table 1. Specification of the Sarcos humanoid robot.

DOF	Eye	2	Neck	3
	Mouth	1	Shoulder	3
	Elbow	1	Wrist	3
	Hand	6	Waist	3
	Hip	3	Knee	1
	Ankle	3		
Weight	91 kg including hydraulic lines			
Control rate	1 kHz main control rate, 5 kHz joint control rate			
Hydraulic actuator	Max 3000 psi, flow control servovalve			
Dimensions (m)				
Upper leg	0.38174	Shoulder to shoulder	0.39145	
Lower leg	0.38075	Upper arm	0.25771	
Foot size	0.3 x 0.1	Lower arm	0.24082	
Hip to hip	0.17780	Eye to eye	0.07188	
Hip to neck	0.59365	Neck to eye	0.13622	

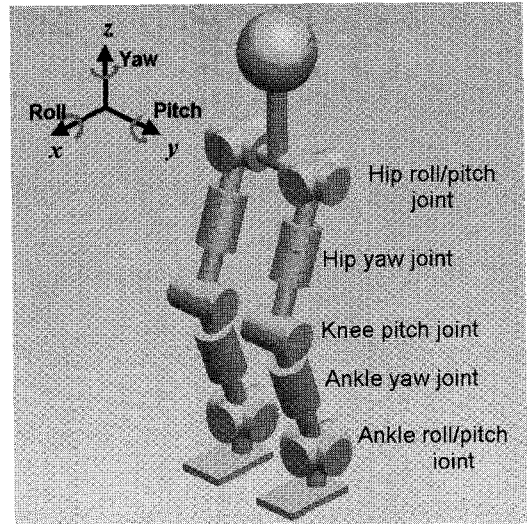


그림 2. 사코스 휴머노이드 로봇 하체부 관절구조도.
Fig. 2. Joint structure of lower body of Sarcos humanoid robot.

14개의 관절이 배치되어 있으며, 서보 제어 주파수는 5kHz이며 유량 제어식 서보 밸브와 최대 3000psi의 유압펌프를 사용한다. 알고리즘 개발을 위하여 사코스 휴머노이드의 모든 물리적 수치들이 로봇 시뮬레이터에 반영되었다.

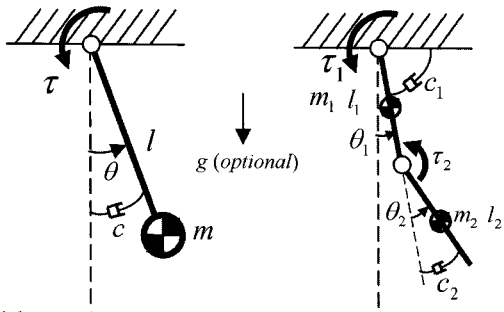
III. 관절 위치 제어 전략

본 논문에서의 모션 제어 전략은 관절 위치 제어를 기반으로 한다. 즉, 모든 관절들은 반드시 명령 위치 궤적을 정확하게 추종해야 한다는 것을 전제로 한다. 따라서, 정확한 관절 위치 제어를 위해서, 개인 스위칭 알고리즘을 이용한 상태 귀환 제어를 관절 위치 제어 전략으로 활용하였다. 현재, 이러한 제어 전략은 오직 하체부의 관절만 고려하였다. 그 이유는 상체부의 경우 지면 반발력과 같이 큰 외부력이 가해지지 않고 상체 관절의 위치 제어는 상대적으로 하체부에 비해 정적이며 보행 안정성 측면에서 덜 중요하기 때문이다.

1. 관절의 선형 상태 공간 모델

상태 귀환 제어기를 설계하기 위해서는 각 관절의 선형 상태 공간 모델이 필요하다. 여러 관절들이 직렬로 배열되어있고 관절간에 서로 미치는 영향 때문에 정확한 관절 모델을 구하는 것이 쉽지 않다. 따라서, 우리는 실험적으로 식별된 선형 유압 구동기의 모델과 두 가지 형태의 단순한 이론적 모델을 이용하여 관절의 선형 상태 공간 모델을 세웠다. 그림 3은 단일 링크 질량-댐퍼 모델과 더블 링크 질량-댐퍼 모델을 나타낸다. 여기서, l 은 링크 길이, m 은 질량, c 는 댐핑 계수, τ 은 관절 토크 그리고 g 는 중력가속도를 나타낸다.

이미 언급했듯이, 우리는 휴머노이드 로봇의 하체 관절들에 대해서 주파수 응답 실험을 수행함으로써 선형 유압 구동기의 운동방정식을 식별하였다. 실험과정에 대해서 설명하면, 우선 실제 사코스 휴머노이드 로봇을 공중에 띄워서 골반을 스탠드위에 단단히 고정하고, 하체부의 실험 대상 관절을 제외한 나머지 관절들은 구조적으로 고정하여 초기 위치를 유지한다. 이후, 대상 관절에 장착된 유압 구동기의 유량 제어식 서보 밸브에 사인파 밸브 명령을 보내고 관절 토크, 각도, 및 각속도를 측정하였다. 또한, 외부 하중이 없을 때의 비선



One-link mass-damper model Two-link mass-damper model

그림 3. 두 가지 형태의 질량-댐퍼 모델.
Fig. 3. Two types of mass-damper models.

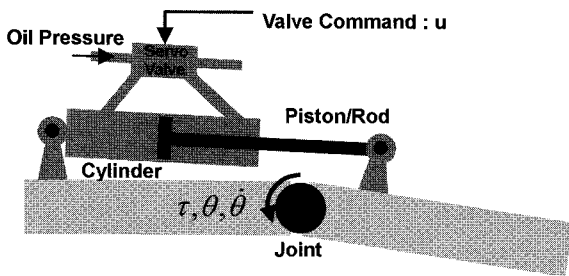


그림 4. 유압 구동기의 개략도.
Fig. 4. Schematics of a hydraulic actuator.

형성을 없애기 위해 밸브 명령에 초기 옵셋을 설정하였다. 결과적으로 유압 구동기의 선형 모델을 선형 회기 분석법에 의해 수치적으로 다음과 같이 구하였다[15].

$$\dot{\tau} = a_1\dot{\theta} + a_2\tau + a_3u \quad (1)$$

여기서, $\dot{\theta}$ 은 관절의 각속도이고, τ 은 관절 토크, 그리고 u 는 유량 제어식 서보 밸브 명령으로 -32,000 ~ +32,000 범위의 D/A (Digital to Analog) 단위이다(그림 4). 첫 번째 항은 피스톤의 선속도에 의한 토크의 변화율을 의미하고, 두 번째 항은 피스톤과 실린더벽 사이의 오일 누유에 의한 토크 변화율을 의미하며, 세 번째 항은 밸브 열림양에 따른 토크 변화율을 뜻한다. 여기서, 사실, 선형 유압 구동기의 선형힘을 토크로 전달시키는 데에 필요한 모멘트암이 링크의 회전 각도에 따라 조금씩 변화하므로 위의 모델에서 계수 a_1 , a_2 , 그리고 a_3 들은 관절 각도에 대한 함수로 표현된다. 만약, 모멘트 암을 고려하지 않는다면, 선형 유압 구동기의 운동방정식은 다음과 같이 표현된다.

$$\dot{F} = b_1\dot{\theta} + b_2F + b_3u \quad (2)$$

여기서, F 는 구동기에 의한 선형힘이고 b_1 , b_2 , 그리고 b_3 는 모두 상수이다. 만약, 가변 모멘트암 $L(\theta)$ 을 식 (2)의 양변에 곱한다면, 아래와 같은 식으로 쓸 수 있다.

$$L(\theta)\dot{F} = L(\theta)b_1\dot{\theta} + L(\theta)b_2F + L(\theta)b_3u \quad (3)$$

다시, 식 $\tau = L(\theta)F$ 을 이용하여 위의 식을 최종적으로 아래 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$\dot{\tau} = L(\theta)b_1\dot{\theta} + b_2\tau + L(\theta)b_3u \quad (4)$$

따라서, 첫째와 셋째 항은 관절 각도에 따라 변하게 된다. 그러나, 본 논문에서는 관절 각도에 따른 모멘트암의 변화가 그리 크지 않고 LTI (Linear Time Invariant) 선형 모델로 가정하기 위해 모멘트암이 일정하다고 가정하였고, 따라서 계수들 역시 상수로 가정하였다. 이러한 과정과 실험을 통하여 하체부의 유압 구동기들을 실린더 용량에 따라 다음과 같은 두 가지의 운동 방정식으로 구분하였다.

- 1) 발목 유압 구동기: $\dot{\tau} = -3078.9\dot{\theta} - 4.43\tau + 1.44u$
- 2) 나머지 구동기들: $\dot{\tau} = -4441.3\dot{\theta} - 14.14\tau + 1.97u$ (5)

예를 들면, 그림 5는 엉덩이 피치 관절의 밸브 명령 입력과 관절 출력 토크의 실험적 보데 선도(bode plot)과 수학적 모델간의 비교를 보여주며 매우 일치하는 것을 알 수 있다.

위에서 제시된 질량-댐퍼 모델의 운동 방정식과 유압 구동기의 운동 방정식을 이용하여, 사코스 휴머노이드 로봇 하체부의 관절에 대해서 선형 상태 공간 모델을 얻어낼 수 있다. 두 가지 질량-댐퍼 모델 중 더블 링크 질량-댐퍼 모델은 엉덩이 피치와 무릎 피치 관절 세트와 엉덩이 요와 발목 요 관절 세트에 적용되며, 단일 링크 질량-댐퍼 모델은 하체부의 나머지 관절들에 적용된다. 이렇게, 더블 링크 질량-댐퍼 모델을 두 개의 관절에 적용하는 이유는 유압 구동기는 모터/감속기 조합의 구동기와 달리 높은 감속비의 감속기가 없기 때문에 외부 링크의 운동이 각각의 관절에 외란으로 크게 작

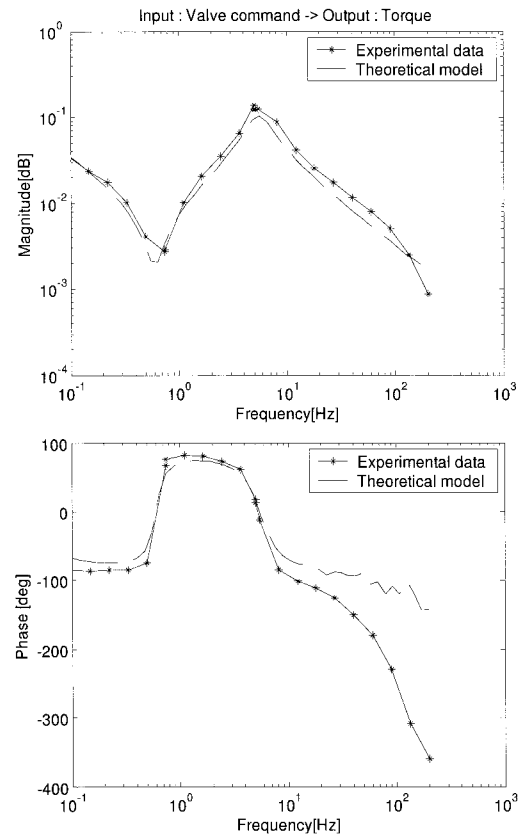


그림 5. Hip pitch 관절의 실험적 데이터와 이론적 모델의 Bode plot 비교(토크/밸브명령).

Fig. 5. Comparison of the Bode plot of the experimental data and the model for hip pitch joint (Torque/Valve command).

용하기 때문이다. 일반적으로 모터/감속기를 사용하는 로봇의 경우, 관절 위치 제어로서 PD제어기를 이용한 독립 관절 제어를 사용하여 다수의 관절의 위치 제어를 쉽게 수행할 수 있다. 이러한 이유는 감속기가 외부 링크의 움직임에 의한 외란이 내부의 모터로 전달되는 것을 매우 약화시키기 때문이다. 그러나 유압 구동기의 경우, 감속기의 부재에 의해 다수의 관절이 직렬로 연결될 경우, 링크간의 움직임이 서로에게 큰 외란으로 작용하여 PD 제어기를 이용한 단순 독립 관절 제어를 이용하여 정확하고 빠른 속도의 위치제어가 매우 힘들다. 특히, 사코스 휴머노이드 로봇의 허벅지와 종아리의 질량이 대등하므로 엉덩이 피치/무릎 피치 관절세트와 엉덩이 요/발목 요 관절 세트를 더블 링크 질량-댐퍼 모델을 적용하였다. 다음 식은 엉덩이 피치/무릎 피치 관절세트와 발목 피치 관절의 LTI 선형 상태 공간 모델을 예로 보여준다.

1) 엉덩이 피치/무릎 피치 관절 세트:

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}} &= \mathbf{Ax} + \mathbf{Bu}, \\ \mathbf{x} &= [\theta_1 \quad \dot{\theta}_1 \quad \tau_1 \quad \theta_2 \quad \dot{\theta}_2 \quad \tau_2]^T, \quad \mathbf{u} = [u_1 \quad u_2]^T \end{aligned} \quad (6)$$

여기서,

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \dot{\theta}_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \tau_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \dot{\theta}_2} & \frac{\partial \ddot{\theta}_1}{\partial \tau_2} \\ 0 & -4441.3 & -14.14 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \dot{\theta}_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \tau_1} & \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \dot{\theta}_2} & \frac{\partial \ddot{\theta}_2}{\partial \tau_2} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -4441.3 & -14.14 \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1.97 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 1.97 \end{bmatrix}$$

2) 발목 피치 관절:

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{Ax} + \mathbf{Bu}, \quad \mathbf{x} = [\theta \quad \dot{\theta} \quad \tau]^T \quad (7)$$

여기서,

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -\frac{g}{l} & -\frac{c}{ml^2} & \frac{1}{ml^2} \\ 0 & -3078.9 & -4.43 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1.44 \end{bmatrix}$$

식 (6)에서 상태변수들은 각각의 관절에서 각도, 각속도, 및 토크이며 제어 입력들은 각 관절에 장착된 유압 구동기의 밸브 명령으로 이루어진다. 상태 행렬 \mathbf{A} 의 둘째와 다섯째행들은 더블 링크 질량-댐퍼 모델의 평형점 $\theta = 0$ 에서의 선형화된 강체 운동 방정식 $\ddot{\theta} = \mathbf{M}(\theta)^{-1}(\tau - \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta}) - \mathbf{G}(\theta))$ 의 편미분으로부터 얻어지고, 셋째와 여섯째 행은 유압 구동기의 운동 방정식으로부터 얻어진다. 입력 행렬 \mathbf{B} 의 셋째와 여

셋째 행 역시 유압 구동기의 운동 방정식으로부터 얻어진다. 식 (7)에서 상태 변수 역시 관절 각도, 각속도 및 토크이며 상태 행렬 \mathbf{A} 의 둘째행은 단일 질량-댐퍼 모델의 강체 운동 방정식이며 셋째 행과 입력 행렬 \mathbf{B} 의 셋째행은 역시 유압 구동기의 운동 방정식이다. 실제, 사코스 휴머노이드 로봇은 하체의 모든 관절에 각도와 토크를 측정할 수 있는 포텐쇼미터와 로드셀이 장착되어있으므로 식 (6)과 (7)에서의 상태 변수들은 모두 측정 가능하다.

2. 상태 귀환 제어기의 설계

본 논문에서는 유압식 사코스 휴머노이드 로봇의 하체부 관절의 원활한 위치 제어를 위해 상태 귀환 제어기를 제안하였다. 두 개의 관절 세트와 단일 관절의 경우에 대해서 각각 다음과 같은 제어 법칙을 제안하였다.

1) 두 개의 관절 세트의 경우:

$$\begin{aligned} \mathbf{u} &= -\mathbf{Kx} + \mathbf{K}_{ff}\mathbf{r} \\ \mathbf{K} &= \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & k_{14} & k_{15} & k_{16} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} & k_{25} & k_{26} \end{bmatrix}, \\ \mathbf{K}_{ff} &= \begin{bmatrix} k_{17} & k_{18} \\ k_{27} & k_{28} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{r} = \begin{bmatrix} \theta_{d1} \\ \theta_{d2} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (8)$$

2) 단일 관절의 경우:

$$\begin{aligned} u &= -\mathbf{Kx} + k_{ff}r \\ \mathbf{K} &= [k_1 \quad k_2 \quad k_3], \quad r = \theta_d \end{aligned} \quad (9)$$

위의 식 (8), (9)에서 \mathbf{K} 는 상태 귀환 게인이고, \mathbf{K}_{ff} 와 k_{ff} 는 피드포워드(feedforward) 게인을 나타낸다. \mathbf{r} 과 r 은 참조 명령이다. 상태 귀환 게인은 위치, 속도, 토크에 관련한 세 가지 종류의 게인들로 구성된다. 위치 게인은 강성(stiffness)을 위한 것이고, 속도 게인은 댐핑(damping)을 위한 것이며, 토크 게인은 유연성(compliance)을 위한 것이다. 여기서, 토크 게인은 유압 구동기의 시스템 특성상 위치 게인을 매우 낮게 설정한다고 해도 관절을 유연하게 만드는 즉, 역구동성을 높이는 데 한계가 있기 때문에 필수적이다. 예를 들어, 위치 게인을 낮게 설정한다는 것은, 위치 오차를 보상하기 위한 밸브 열림 정도가 상대적으로 작은 것이지 유압 라인의 압력이 줄어드는 것이 아니다. 따라서, 역구동이 원활하도록 유연성을 주기 위해서는 토크 귀환을 이용한 제어가 필요하다.

상태 귀환 제어 게인을 선정하기 위해 MATLAB을 이용하여 LQR 설계를 수행하였다. 이렇게 선정된 게인들은 모델에

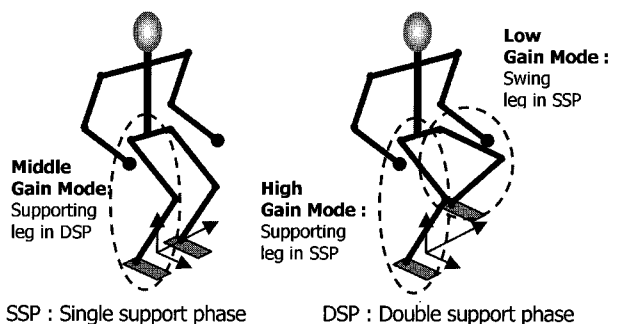


그림 6. 세가지 게인 모드.
Fig. 6. Three gain modes.

고려되지 않은 동역학을 보상하기 위해 그림 1의 전신 동역학 시뮬레이터를 이용하여 관절 위치 제어 시뮬레이션을 수행함으로써 다시 세밀하게 조정된다. 유압식 이족 휴머노이드 로봇과 같이 감속기가 없어서 외란에 영향을 직접적으로 받는 관절의 경우, 보행 시 지면 접촉과 스윙이 반복되기 때문에 항상 일정한 상태 귀환 계인은 정확하고 신속한 관절 위치 제어에 적합하지 않다. 또한, 다리의 지면 접촉의 유무에 따라 주축 관절이 바뀌므로 각 관절에 대한 관성 모멘트의 변화를 초래한다. 그러므로, 본 논문에서는 사코스 휴머노이드 로봇의 하체부에 대해 두 발의 지면과의 접촉 상황에 따라 세 가지 계인 모드를 그림 6과 같이 정의하였다.

낮은 계인 모드(low gain mode)는 한발 지지 상태에서 외부 하중이 없는 스윙다리의 상태 귀환 계인을 가리키고 높은 계인 모드(high gain mode)는 한발 지지 상태에서 지지다리의 상태 귀환 계인을 가리킨다. 높은 계인 모드의 경우, 가장 큰 하중이 다리에 작용하여 상태 귀환 계인에서 위치 계인값이 다른 모드에 비해 가장 높아야 하며 낮은 계인 모드는 역시 다른 모드에 비해 가장 작은 위치 계인값을 가져야 한다. 중간 계인 모드(middle gain mode)는 양발 지지 상태에서 두 지지 다리들의 상태 귀환 계인을 가리킨다. 이러한 경우, 동적 하중이 로봇의 중량보다 작으나 영은 아니다. 따라서, 상태 귀환 계인의 위치 계인값이 가장 높은 값과 낮은 값 사이의 값을 가져야 한다. 결국, 각 다리의 관절들은 세가지 종류의 계인을 상황에 따라 갖게 된다.

다른 대안적인 접근 방식으로는 계인 스위칭없이 밸브에 대해 피드포워드 명령을 사용할 수도 있다. 그러나, 이 접근법은 로봇에 부과되는 동적 하중과 관성 좌표계에서 휴머노이드 로봇의 자세를 정확하게 측정해야 하는 어려움이 있다. 따라서, 본 논문에서는 관절 위치 제어를 위해 계인 스위칭 접근 방식을 선택하였다.

우선, 낮은 계인 모드에서의 하체부 관절들의 상태 귀환 계인들을 설정하기 위해, 위에서 얻은 하체부 관절들의 LTI 선형 상태 공간식과 MATLAB을 이용하였다. Q 와 R 행렬들을 적절히 선정하고 LQR 설계를 통하여 모든 하체부 관절의 낮은 계인 모드에서의 상태 귀환 계인들을 설정하였다. 다음은 Q 와 R 행렬의 초기 설정값을 예로 보여준다.

1) 두 개의 관절 세트의 경우:

$$Q = \text{diag}[10^{10} \ 10^6 \ 10^4 \ 10^{10} \ 10^6 \ 10^4], \text{ and}$$

$$R = \text{diag}[10^{-1} \ 10^{-1}] \quad (10)$$

2) 단일 관절의 경우:

$$Q = \text{diag}[10^{10} \ 10^6 \ 10^4] \text{ and } R = 10^{-1} \quad (11)$$

이렇게 설정된 낮은 계인 모드에서의 계인값들은 전신 동역학 시뮬레이터를 이용하여 공중에서 여러 가지 보행 패턴을 시뮬레이션함으로써 정밀하게 다시 튜닝된다.

낮은 계인 모드에서의 상태 귀환 계인들을 최종적으로 모두 결정한 후에, 이러한 계인값들을 기반으로하여 중간 계인 모드와 높은 계인 모드에서의 상태 귀환 계인들을 여러 가지 동역학 시뮬레이션을 통하여 구한다. 계인 정밀 튜닝에 대한

표 2. 발목 피치 관절의 세가지 계인모드.

Table 2. Three gain modes for right ankle pitch joint.

	High Gain Mode	Middle Gain Mode	Low Gain Mode
k_1	945422.80	630281.87	315140.93
k_2	1971.27	1182.76	1182.76
k_3	162.73	271.21	271.21
k_{ff}	940695.69	627130.46	318292.34

방법론에 대해서 설명하자면, 첫 번째로 중간 계인 모드를 만들기 위해 전신 동역학 시뮬레이터에서 사코스 휴머노이드 로봇을 두 발 지지 상태로 만든 후, 일정 보행 주기를 갖는 업/다운 모션을 실행시켰다. 이 때, 모든 관절 각도의 추종 오차가 1도 이내로 충분히 작을때까지 위치 계인값을 증가시켰으며, 위치 계인값을 증가시키는 과정에서 바람직하지 않은 낮은 주파수 대역의 진동이 발생하면 속도 계인값을 증가시켰다. 만약 속도 계인값이 너무 높아 높은 주파수 대역의 진동이 발생하면 다시 속도 계인을 적절하게 낮춤과 동시에 토크 계인값을 증가시킴으로써 진동을 방지하였다. 최종적으로, 정상 상태 오차를 보상하기 위하여 식 (8), (9)에서의 피드포워드 계인을 조정하였다. 같은 방식으로 높은 계인 모드는 시뮬레이터에서 사코스 휴머노이드 로봇을 한 발 지지 상태에서 업/다운 모션 시뮬레이션을 수행함으로써, 지지 다리 관절들의 상태 귀환 계인들을 모두 결정하였다. 최종적으로 하체부 모든 관절에서 각각 세 가지 종류의 상태 귀환 계인들을 설정하였다. 참고로, 표 2는 발목 피치 관절의 세가지 계인 모드를 예로 보여준다.

3. 온라인 계인 스위칭 알고리즘

본 논문에서는 계인 모드간의 부드러운 스위칭을 위해 효과적인 알고리즘을 개발하였다. 특징으로써, 두 다리간의 동적 하중 분포를 알아내기 위해 지면 반발 분포 하중의 중심 위치인 ZMP를 이용하였다 (그림 7). ZMP는 로봇의 발바닥에 장착된 힘/모멘트 센서를 통해 쉽게 계산이 가능하다.

계인 스위칭 알고리즘의 원리는 ZMP의 위치에 따라 세가지 계인 모드와 모드간의 보간을 이용하여 적절하게 계인을 분배하였다. 그림 8은 점선으로 도시된 세 가지 계인 스위칭 경계들을 지면에 투영된 발바닥(실선)과 함께 나타내었다. 그림에서 D 는 ZMP 좌표계의 원점과 발목 관절사이의 측방향 거리를 나타낸다. ZMP 좌표계의 원점은 지면에 투영된 두 발목의 중심에 위치한다. 그림에서와 같이 경계선 1과 3은 원점에서 오른쪽, 왼쪽으로 0.8D 만큼 떨어져 위치하고 경계

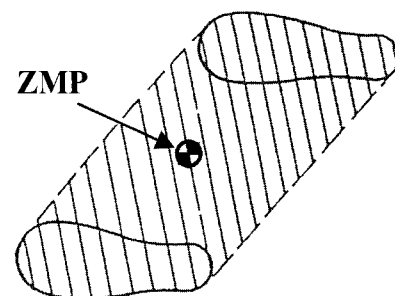


그림 7. 두 발 지지 상태에서의 ZMP.
Fig. 7. ZMP during double support phase.

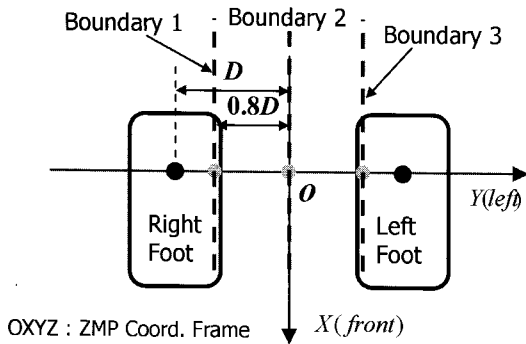


그림 8. 게인 스위칭 경계선들.
Fig. 8. Gain switching boundaries.

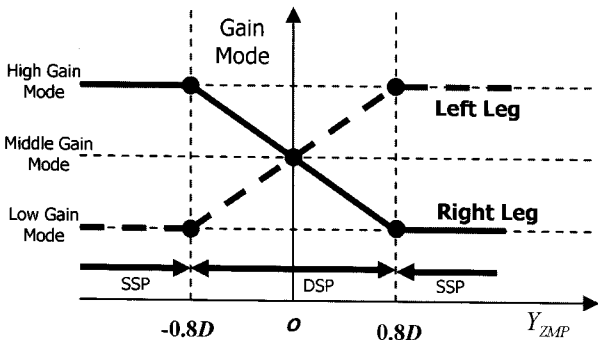


그림 9. 온라인 게인 스위칭 알고리즘의 개략도.
Fig. 9. Schematic of online gain switching algorithm.

선 2는 원점에 위치한다.

그림 9는 온라인 게인 스위칭 알고리즘의 개략도를 나타낸다. 그림에서 만약, ZMP가 $0.8D$ 보다 크면, 동적 하중이 왼발에 치우쳐져 있다는 것이므로 왼발은 높은 게인 모드가 되고, 오른발은 낮은 게인 모드가 된다. 이와 반대로, ZMP가 $-0.8D$ 보다 작으면, 왼발은 낮은 게인 모드가 되고, 오른발은 높은 게인 모드가 된다. 만약, ZMP가 정확히 경계선 2 위에 존재한다면, 양 발은 모두 중간 게인 모드가 된다. 그런데, ZMP가 0과 $0.8D$ 사이에 있거나 0과 $-0.8D$ 사이에 있다면, 부드러운 게인 모드의 스위칭을 위해 각 게인 모드의 게인값들(위치게인, 속도게인 및 토크게인)을 선형적으로 보간하여 양 발의 관절들에 적용한다. 경계선 1과 3의 위치를 $0.8D$ 로 설정한 이유는 많은 횟수의 시뮬레이션을 통하여 발목위치와 ZMP 원점 사이 거리의 약 80%가 적당하다고 판단되었기 때문이다. 또한, 스윙발의 지면 착지 시 불안정하고 급격한 게인 변화를 방지하기 위해 ZMP 계산 결과 이후에 5Hz의 차단주파수를 가지고 있는 저주파수 대역 통과 필터를 거쳐서 ZMP의 위치를 산출하였다. 이러한 게인 스위칭 알고리즘을 통하여 사코스 휴머노이드 로봇은 운동시 하체부의 상태 귀환 게인들을 항상 부드럽고 편하며 효과적으로 변경할 수 있다.

IV. 동역학 시뮬레이션

1. 시뮬레이터

우리는 제안된 게인 스위칭 알고리즘의 효용성과 성능을 시험하기 위해 동역학 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 1에서 보는것과 같이, 실제 사코스 휴머노이드 로봇과 일치하는 전

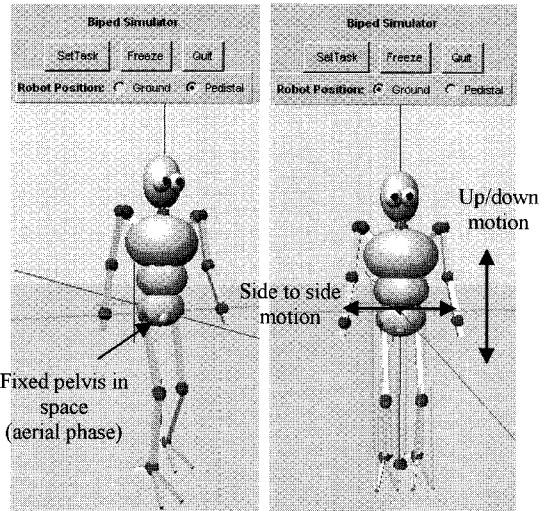


그림 10. 전신 동역학 시뮬레이션: 공중에서의 보행 패턴 수행(왼쪽), 지면위에서의 몸통 좌우 및 상하 주기 운동 수행(오른쪽).

Fig. 10. Full body dynamic simulations : walking pattern motion (left), torso up/down and side to side motions(right).

신 시뮬레이션 로봇 모델을 만들기 위하여 3차원 CAD 데이터와 The SL simulation and Real-Time Control Software Package [13]를 사용하였다. 지면 접촉 모델로서 소프트웨어에서 제공하는 감쇠-스프링 정적 마찰 모델이 적용되었고, 하체부의 모든 관절에 선형 유압 구동기의 운동 방정식이 적용되었다. 관절 위치 제어를 위해 3장에서 설계된 상태 귀환 제어기가 하체부에 사용되었고, 상체부의 경우 통상적인 PD 서보 제어가 사용되었다.

2. 지면 접촉이 존재하지 않는 상태에서의 관절 위치 제어

하체부의 낮은 게인 모드에서 상태 귀환 제어기의 성능을 시험하기 위해서 지면 접촉 없이 시뮬레이션 로봇의 골반 중심을 3차원 공간에 완벽히 고정시킨 후 공중에의 관절 위치 제어가 수행되었다(그림 10 참조). 관절 위치 제어에 필요한 참조 관절 위치들은 로봇에게 주어질 보행 패턴과 역기구학을 통하여 얻어졌다. 보행 걸음새의 사양은 1초의 스텝 시간, 0.2m의 스텝 길이, $\pm 0.07m$ 의 골반의, 좌우 스윙 진폭, 0.035m의 발의 최대 수직 상승 높이를 가진다. 또한, 하체부의 모든 관절은 낮은 게인 모드로 유지되었다. 그림 11은 보행 걸음새에 따른 왼 다리의 참조 관절 위치 궤적과 실제 관절 위치 궤적을 나타낸다. LHR, LHP, LHY, LKP, LAY, LAP와 LAR 은 각각 왼 엉덩이 롤, 왼 엉덩이 피치, 왼 엉덩이 요, 왼 무릎 피치, 왼 발목 요, 왼 발목 피치 그리고 왼 발목 물관절을 뜻한다. 그림에서와 같이 점선으로 그려진 참조 관절 위치 궤적과 실선으로 그려진 실제 관절 위치 궤적은 거의 겹쳐져있다. 참고로, 10배 확대한 추종 오차를 그래프에 같이 파선으로 도시하였으며, 표 3에 각 관절에서 최대 및 평균 추종 오차를 나타내었다. 최대 추종오차는 약 0.9도 이내, 평균 추종 오차는 약 0.3도 이내로 나타났으며, 이는 모두 1도 이내로 엉덩이 피치 관절의 전체 운동 범위에서 약 3% 이내의 오차에 해당한다. 3%의 추종오차는 추종 제어 시 통상적인 수렴 범위에 해당하므로 외부 접촉이 없는 낮은 게인 모드에서의

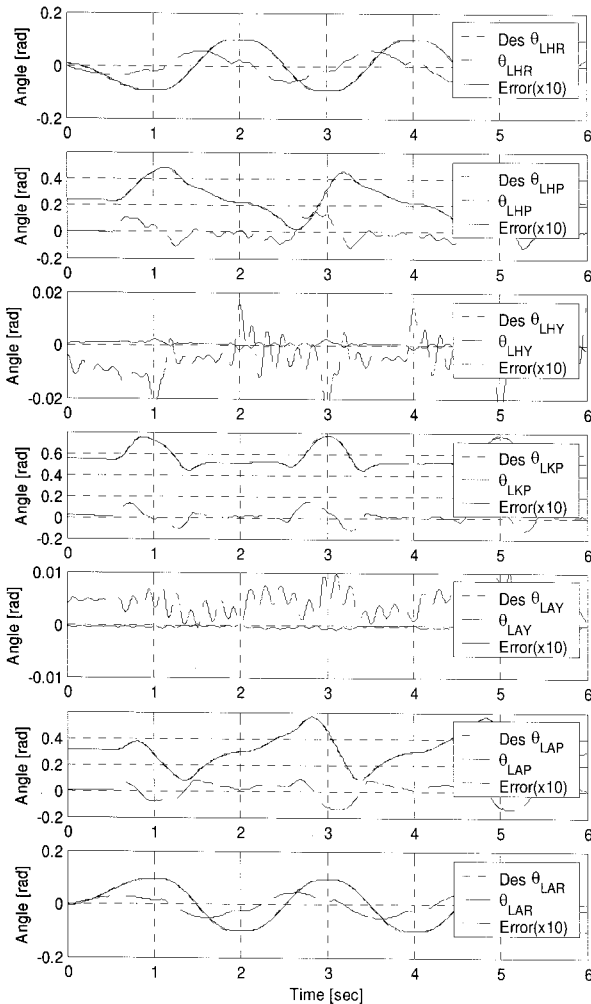


그림 11. 낮은 게인 모드에서의 보행 운동시 관절 위치 제어 시뮬레이션 결과.

Fig. 11. Simulation results of joint position control in low gain mode.

표 3. 낮은 게인 모드에서의 보행 운동시 최대 및 평균 추종 오차.

Table 3. Maximum and average tracking errors during walking motion in the low gain mode.

Joint	Max. Tracking Error	Avg. Tracking Error
Left Hip Roll (LHR)	0.0064 rad	0.0032 rad
Left Hip Pitch (LHP)	0.0157 rad	0.0045 rad
Left Hip Yaw (LHY)	0.0024 rad	0.0007 rad
Left Knee Pitch (LKP)	0.0152 rad	0.0040 rad
Left Ankle Yaw (LAY)	0.0010 rad	0.0004 rad
Left Ankle Pitch (LAP)	0.0142 rad	0.0052 rad
Left Ankle Roll (LAR)	0.0052 rad	0.0028 rad

하체부 유압구동식 관절들의 추종 제어 성능은 매우 성공적이며 뛰어난 추종 결과를 나타내었다.

3. 지면 접촉이 존재하는 상태에서의 관절 위치 제어

지면 접촉이 있는 상태에서의 유압 구동식 하체부의 관절 위치 제어 성능과 온라인 게인 스위칭 알고리즘을 시험해보기 위해 양 발 지지 상태에서의 동역학 시뮬레이션을 수행하

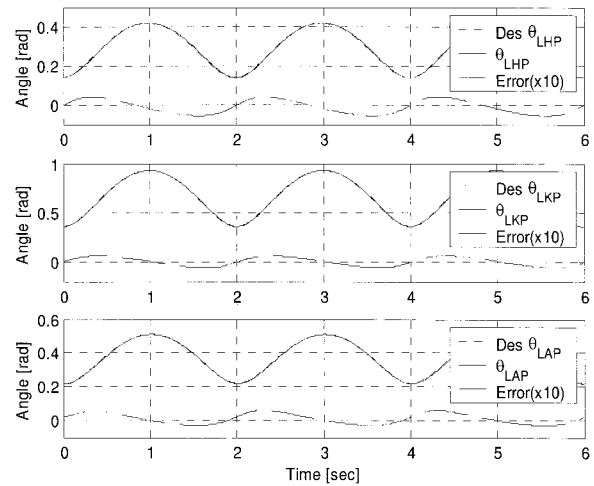


그림 12. 중간 게인 모드에서의 몸통 상하 주기 운동시 관절 위치 제어 시뮬레이션 결과.

Fig. 12. Simulation result of joint position control during up-down motion in the middle gain mode.

표 4. 중간 게인 모드에서의 몸통 상하 주기 운동시 최대 및 평균 추종 오차.

Table 4. Maximum and average tracking errors during up/down motion in the middle gain mode.

Joint	Max. Tracking Error	Avg. Tracking Error
Left Hip Pitch (LHP)	0.0056 rad	0.0032 rad
Left Knee Pitch (LKP)	0.0059 rad	0.0038 rad
Left Ankle Pitch (LAP)	0.0060 rad	0.0027 rad

였다. 첫 번째로, 몸통 상하 주기 모션을 수행함으로써 중간 게인 모드에서의 관절 위치 제어 성능을 시험하였고, 몸통 좌우 주기 모션을 수행함으로써 ZMP를 이용한 원활한 게인 스위칭과 게인 모드의 변화에도 일관적인 관절 위치 제어 성능 역시 시험하였다(그림 10 참조). 보행 패턴을 고려하여 몸통 상하 주기 운동의 피크간의 진폭은 0.08m이고 몸통 좌우 주기 운동의 피크간의 진폭은 0.1m로 설정하였으며 또한, 두 가지 운동 모두 0.5Hz의 주파수를 갖는다.

동역학 시뮬레이션 결과로써 그림 12는 몸통 상하 주기 운동시 필요한 하체부의 세가지 피치 관절(LHP, LKP, LAP)에서의 참조 관절 위치 궤적과 실제 관절 위치 궤적을 도시하였고 또한 최대 및 평균 추종 오차를 표 4에 나타내었다. 그림 12에서 알 수 있듯이, 참조 관절 궤적과 실제 관절 궤적은 거의 일치하며, 최대 추종 오차는 약 0.34도 이내, 평균 추종 오차는 약 0.22도 이내이다. 이는 발목 피치 관절의 전체 운동 범위에서 2% 이내에 해당하므로 중간 게인 모드에서의 관절 위치 제어 역시 매우 뛰어난 성능을 보였다.

다음으로, 온라인 게인 스위칭 알고리즘의 유무에 따라 몸통 좌우 주기 운동시 관절 위치 제어 성능을 평가 하였다. 그림 13은 사코스 휴머노이드 로봇의 원다리 7개의 모든 관절에서의 참조 관절 궤적(점선)과 온라인 게인 스위칭 알고리즘 유무에 따른 실제 관절 궤적들(실선 및 파선)을 비교하였다. 또한, 게인 스위칭 알고리즘에 필요한 측방향 ZMP 위치 궤적도 맨 아래에 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이, 몸

표 5. 몸통 좌우 주기 운동시 온라인 게인 스위칭 유무에 따른 최대 및 평균 추종 오차.

Table 5. Maximum and average tracking errors during side to side motion with or without online gain switching(GS).

Joint	Max. Tracking Error (rad)		Avg. Tracking Error (rad)	
	w/o GS	with GS	w/o GS	with GS
Left Hip Roll (LHR)	0.0084	0.0030	0.0033	0.0010
Left Hip Pitch (LHP)	0.0036	0.0007	0.0009	0.0004
Left Hip Yaw (LHY)	0.0206	0.0036	0.0067	0.0014
Left Knee Pitch (LKP)	0.0128	0.0015	0.0054	0.0002
Left Ankle Yaw (LAY)	0.0162	0.0018	0.0030	0.0006
Left Ankle Pitch (LAP)	0.0370	0.0024	0.0072	0.0013
Left Ankle Roll (LAR)	0.0491	0.0057	0.0131	0.0012

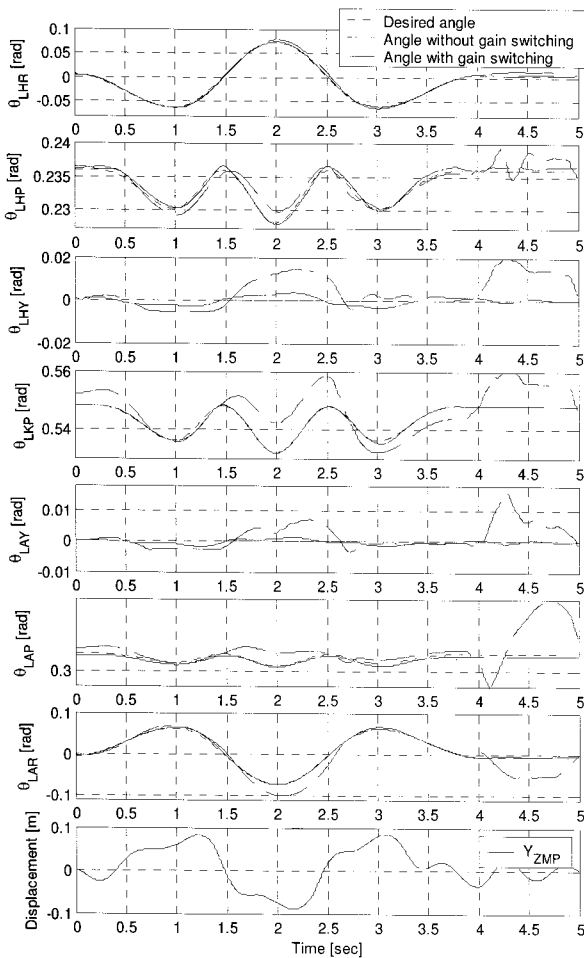


그림 13. 몸통 좌우 주기 운동시 온라인 게인 스위칭 유무에 따른 관절 위치 제어 시뮬레이션 결과 비교.

Fig. 13. Comparison of simulation results of joint position control during side to side motion with or without online gain switching.

통 좌우 움직임에 의해 측방향 ZMP가 -0.1m과 0.1m사이에서 변화가 심하다. 0.1m이면 거의 모든 하중이 왼발에 집중되었음을 의미한다. 이렇게 양 발사이의 하중 변화가 적지 않음에도 불구하고 ZMP에 따른 게인 스위칭을 수행하였을 경우 점선으로 도시된 참조 관절 위치 궤적과 실선으로 도시된 실제 관절 위치 궤적들은 모두 거의 일치한다. 반면에, 게인 스

위칭을 사용하지 않은 경우, 파선으로 나타낸 실제 관절 위치 궤적은 큰 추종 오차를 가진다. 시뮬레이션과정에서, 게인 스위칭 알고리즘을 사용하지 않았을 경우는, 모든 하체부 유압 관절들의 상태 귀환 제어 게인들은 중간 게인 모드로 고정되었다. 표 5는 온라인 게인 스위칭 유무에 따른 각 관절의 최대 및 평균 추종 오차를 보여준다. 게인 스위칭이 없을 시 최대 추종 오차는 2.81도 이내, 평균 추종 오차는 0.75도 이내이다. 발목 볼 관절을 예로 고려했을 때 최대 추종 오차는 운동 범위의 약 33%에 해당하므로 매우 낮은 관절 위치 제어 성능을 보여준다. 평균 추종 오차가 비교적 낮은 이유는 중간 게인 모드가 비교적 넓은 범위에서 적용되기 때문이다. 반면에, ZMP의 위치에 따라 온라인 게인 스위칭 알고리즘을 사용하였을 경우, 최대 추종 오차가 약 0.33도 이내 평균 추종 오차가 0.08도 이내로 매우 뛰어난 관절 위치 제어 성능을 보여준다. 이는 수치적으로 약 10배의 추종 정확도의 향상을 의미한다. 발목 볼관절에서 0.33도는 운동 궤적 범위의 약 3.8%에 해당한다. 큰 하중 분포의 변화에도 4% 미만의 최대 추종 오차를 고려했을 때 추종 제어 성능이 매우 높다고 할 수 있다.

결국, 그림 13의 맨 아래 그래프에서 보는 것과 같이 측방향 ZMP 위치에 따라 상태 귀환 게인을 온라인상에서 부드럽게 변화시킴으로써 유압식 하체부의 관절의 위치를 지면 접촉 유무와 상관없이 항상 효과적으로 제어 가능하다는 것을 시뮬레이션을 통해 성공적으로 검증하였다.

V. 결론

본 논문은 유압 구동식 이족 휴머노이드 로봇에 대해 온라인 게인 스위칭 알고리즘을 이용한 효과적인 하체부 관절 위치 제어에 대해서 연구하였다. 통상적인 PD 서보 제어와 달리 관절의 각도, 각속도, 토크 피드백을 이용한 상태 귀환 제어를 사용하여 관절 위치 제어를 수행하였다. 이러한 상태 귀환 제어를 설계하기 위해 유압 구동기의 운동 방정식을 실험적으로 구하였고, 두 가지 이론적인 질량-댐퍼 모델을 제시하여 각 관절의 선형 상태 공간 모델을 확립한 후 LQR 설계 및 반복 튜닝을 이용하여 상태 귀환 게인을 설정하였다. 또한, 지면 반발력의 상태에 따라, 세가지 게인 모드를 제시하였고, 온라인 게인 스위칭을 위해 측방향 ZMP를 이용하여 양 발에 작용하는 동적 하중의 분포를 예측함으로써 부드럽고 효과적으로 상태 귀환 제어 게인을 변환시켰다. 제시된 알고리즘의 검증을 위해 연구용 플랫폼으로 선정된 사코스 휴머노이드 로봇의 물리적 수치 및 실험적 유압 구동기의 동역학 방정식을 로봇 시뮬레이터에 적용한 후, 여러 동작에 대한 동역학 시뮬레이션을 통하여 알고리즘의 성능을 입증하였다.

본 연구를 수행하는 과정에서 중요한 사실은 통상적인 PD 서보 제어를 이용한 다축 유압식 구동기들의 서보 제어는 게인을 쉽게 높일 수 없고 게인 설정이 매우 어렵다는 점에서 추종 제어 성능과 속도가 떨어짐을 알 수 있었다. 실제 시뮬레이션 과정에서, PD 서보 제어에 의한 하체부 제어시 높은 제어 게인과 빠른 움직임 명령은 너무 쉽게 링크간의 공진을 일으켰다. 또한, 유압 구동기의 상태 귀환 제어에 있어서 관절에 유연성을 가능케 하는 토크 피드백이 매우 중요한 역할

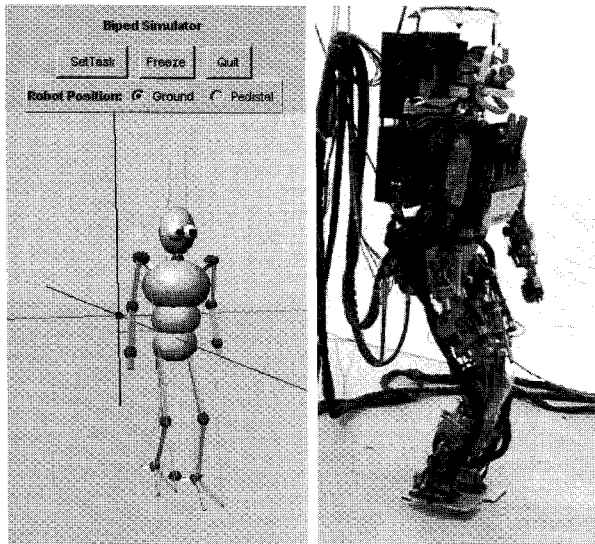


그림 14. 온라인 게인 스위칭을 이용한 유압식 사코스 휴머노이드 로봇의 이족 보행 시뮬레이션 및 실험 사진.

Fig. 14. Photographs of biped walking simulation and experiment of hydraulic Sarcos humanoid robot using online gain switching algorithm.

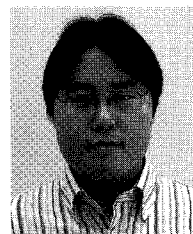
을 한다는 것 역시 알 수 있었다. 이러한 토크 측정은 로봇 시뮬레이터에 적용된 선형 유압 구동기의 동역학 방정식에서 어렵지 않게 측정할 수 있다. 또한, 실제 사코스 휴머노이드 로봇의 경우, 선형 유압 구동기의 로드(rod)에 로드셀이 장착되어 있거나 로드셀을 공간상 장착하기 어려운 경우 링크에 직접 스트레인 게이지를 붙여서 관절 토크를 쉽게 측정하도록 하였다. 또한, ZMP의 경우, 발바닥에 각각 장착된 6축 힘/모멘트 센서를 통해 쉽게 측정 가능하다.

본 연구는 유압식 이족 휴머노이드 로봇인 사코스 휴머노이드 로봇의 안전한 보행을 위한 원활한 관절 위치 제어를 위하여 수행되었다. 사실, 현재, 본 알고리즘은 시뮬레이터뿐만 아니라 실제 유압식 사코스 휴머노이드 로봇에 적용되어 전신 동역학 시뮬레이션과 실제 실험에 있어서 이미 모두 안전한 이족 보행에 성공하였다(그림 14). 이러한 실제 유압식 휴머노이드 로봇의 안전한 보행 제어 전략에 관한 연구 논문은 추후 발표될 예정이며, 앞으로 상태 귀환 제어 게인 선정을 위한 자동화 알고리즘 및 더욱 정교한 게인 모드 스위칭 알고리즘에 대해서 계속적으로 연구할 계획이다.

참고문헌

- [1] Y. Sakagami, R. Watanabe, C. Aoyama, S. Matsunaga, N. Higaki, and K. Fujimura, "The intelligent ASIMO: system overview and integration," *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2478-2483, 2002.
- [2] K. Akachi, K. Kaneko, N. Kanehira, S. Ota, G. Miyamori, M. Hirata, S. Kajita, and F. Kanehiro, "Development of humanoid robot HRP-3P," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 50-55, 2005.
- [3] J. Y. Kim, I. W. Park, J. Lee, M. S. Kim, B. K. Cho, and J. H. Oh, "System design and dynamic walking of humanoid robot KHR-2," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 1443-1448, 2005.

- [4] M. Gienger, K. Löffler, and F. Pfeiffer, "Towards the design of biped jogging robot," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 4140-4145, 2001.
- [5] Y. Ogura, H. Aikawa, H. Lim, and A. Takahashi, "Development of a human-like walking robot having two 7-DOF legs and a 2-DOF waist," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 134-139, 2004.
- [6] S. O. Anderson, M. Wisse, C. G. Atkeson, J. K. Hodgins, G. J. Zeglin, and B. Moyer, "Powered biped based on passive dynamic principles," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 110-116, 2005.
- [7] S. O. Anderson, C. G. Atkeson, and J. K. Hodgins, "Coordinating feet in bipedal balance," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 1-5, 2006.
- [8] S. H. Hyon and Gordon Cheng, "Passivity-based full-body force control for humanoids and application to dynamic balancing and locomotion," *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4915-4922, 2006.
- [9] G. Cheng, S. H. Hyon, J. Morimoto, A. Ude, G. Colvin, and W. Scroggin, "CB: A humanoid research platform for exploring neuroscience," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 182-187, 2006.
- [10] S. H. Hyon and G. Cheng, "Gravity compensation and full-body balancing for humanoid robots," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 214-221, 2006.
- [11] M. A. Jarrah and O. M. Al-Jarrah, "Position control of a robot manipulation using continuous gain scheduling," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 170-175, 1999.
- [12] B. Paijmans, W. Symens, H. V. Brussel, and J. Swevers, "Gain-scheduling control for mechanics systems with position dependent dynamics," *Proc. Int. Conf. on Noise and Vibration Engineering*, pp. 93-105, 2006.
- [13] S. Schaal. "The SL simulation and real-time control software package," Technical report, University of Southern California, 2004. URL <http://www-clmc.usc.edu/publications/S/schaal-TRSL.pdf>.
- [14] M. Vukobratovic and B. Borovac, "Zero Moment Point-thirty five years of its life," *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 1, no. 1, pp. 157-173, 2004.
- [15] D. C. Bentevegna, C. G. Atkeson, and J. Y. Kim, "Compliant control of a hydraulic humanoid joint," *Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robotics*, pp. 483-489, 2007.



김 정 업

1976년 12월 7일생. 1999년 인하대학교 기계공학과(공학사). 2001년 인하대학교 기계공학과(공학석사). 2006년 KAIST 기계공학과(공학박사). KAIST 후보시리즈(KHR-2, HUBO, Albert HUBO, HUBO FX-1) 개발. 2006년 KAIST 휴머노이드

로봇 연구센터(HUBO Lab.) 포스트닥터. 2007년 미국 카네기 멜론 대학교 로봇 연구소 포스트 닥터. 유압식 휴머노이드 로봇 제어. 2008년~현재 국립서울산업대학교 기계설계자동화 공학부 조교수. 관심 분야는 휴머노이드 로봇의 설계 및 제작, 다관절 로봇의 동역학 운동 제어, 센서 퓨전, 영상 처리, 인간 모션 캡처 기술.

**Jessica K. Hodgins**

1981년 미국 예일대학교 수학과(학사).
1989년 미국 카네기 멜론 대학교 로봇
연구소(공학박사). 1989년~1990년 미국
MIT 인공지능연구실 포스트 닥터. 1990
년~1991년 IBM 연구원. 1992년~1999년
미국 조지아텍 전산학과 부교수. 2000년
~현재 미국 카네기 멜론 대학교 로봇 연구소 교수. 현재, 로
봇 연구소 부소장 및 피츠버그 디즈니 연구소의 단기 소장.
관심분야는 컴퓨터 애니메이션, 모델링 및 렌더링, 휴머노이
드 로봇 제어, 인간-로봇 상호 작용.