

충격 감소 및 중력 보상을 위한 이족보행로봇의 무릎-골반 관절 설계

Design of Knee-Pelvis Joint in the Biped Robot for Shock Reduction and Gravity Compensation

김 영 민* · 김 용 태*
(Young-Min Kim · Yong-Tae Kim)

Abstract - In the paper, a design method of knee and pelvis joint in the biped robot is proposed for shock absorption and gravity compensation. Similarly to the human's body, the knee joints of the biped robot support most body weight and get a shock from the landing motion of the foot on the floor. The torque of joint motor is also increased sharply to keep the balance of the robot. Knee and pelvis joints with the spring are designed to compensate the gravity force and reduce the contact shock of the robot. To verify the efficiency of the proposed design method, we develop a biped robot with the joint mechanism using springs. At first, we experiment with the developed robot on the static motions such as the bent-knee posture both without load and with load on the flat ground, and the balance posture on the incline plane. The current of knee joint is measured to analyze the impact force and energy consumption of the joint motors. Also, we observe the motor current of knee and pelvis joints for the walking motion of the biped robot. The current responses of joint motors show that the proposed method has an effect on shock reduction and gravity compensation, and improve the energy efficiency of walking motions for the biped robot.

Key Words : Biped Robot, Shock Reduction, Gravity Compensation, Knee Joint, Pelvis Joint, Energy Consumption

1. 서 론

산업기술의 발달로 자동화 및 무인화를 위한 지능로봇에 대한 연구 개발이 증가하고 있다. 지정된 장소에서 정해진 일만 수행하는 머니플레이터 형태뿐만 아니라, 바퀴를 이용한 주행로봇, 다리를 이용한 보행로봇 등의 형태로 개발되어 다양한 분야에 적용되고 있다. 그 중에서도 이족보행로봇은 인간에게 친근감을 주며, 인간의 힘만으로 진행하기 어려운 작업에 협력하거나 대신 수행할 수 있다. 현재 다양한 지면 환경에서의 안정적인 보행과 보행 속도 증가 등의 연구가 진행되고 있으며, 3차원 환경에서 주변 상황을 인지하고 그에 맞는 행동 계획을 만드는 연구도 진행되고 있다[1-2].

이족보행로봇은 인간의 보행과 동일한 형태를 지니며, 보행시 무게를 분산시키지 못하고, 무릎 관절에 체중의 대부분이 실리게 된다. 특히 로봇이 운반 작업으로 사용될 경우에 무릎에서 짐의 많은 하중을 지지하게 되므로 무릎 관절에 가해지는 충격과 중력에 대한 보상장치가 필요하다. 이족보행로봇은 장시간 동작할 경

우에 하체 관절의 오동작 및 파손을 일으키며, 이로 인해 로봇의 낙상이 발생하여 전체 시스템이 손상되므로 이를 방지하는 설계를 요구한다.

인간의 경우에는 대퇴골 주위를 감싸고 있는 대퇴근이 발달하여 무릎 관절로 물리는 체중을 지지하고 무릎으로 전해지는 충격을 흡수한다. 그러나 대부분의 이족보행로봇은 인간의 관절 형태만을 모방하여, 관절에서의 충격을 흡수하는 방법은 적용되고 있지 않다. 그러므로 인간의 근육을 대체할 수 있는 형태의 관절 구조의 설계가 필요하다[3].

외부 충격으로 인한 로봇시스템의 손상을 방지하기 위해 힘 센서를 장착하여 외력을 측정하는 형태의 연구들과 용수철과 같은 탄성체를 이용하여 충격에 대응할 수 있는 연구, 머니플레이터 자체의 충격 완충 특성을 적용하여 충격을 흡수하는 연구가 진행되었다[4-5]. 다른 방향으로 이족보행로봇이 걸을 때 지면으로부터의 충격을 흡수하기 위해 지면에 대한 최적의 발 설계와 발가락 관절 설계 방법에 대한 연구가 있다[6]. 하지만 지면으로부터의 충격은 발에서만 끝나지 않고 무릎까지 영향을 주기 때문에 무릎의 충격을 흡수 또는 완화시킬 수 있는 연구가 필요하다[7].

중력으로 인하여 무릎 관절로 물리는 체중은 에너지 소비 측면에서도 문제점으로 나타난다. 이족보행로봇의 내장된 형태의 전원은 로봇의 동작 시간을 제한하므로, 작동 시간 증가를 위해 로봇의 소비 에너지 절감에 대한 중요성이 부각되고 있다[8]. 이족보행로봇은 안정적인 보행을 위해 무릎 관절 구동기에서 많은 토크를 사용하게 된다. 토크의 증가는 소모 에너지를 증가시키며, 전

* Corresponding Author : Dept. of Electrical, Electronic and Control Engineering, Hankyong National University, Korea.

E-mail:ytkim@hknu.ac.kr

* Dept. of Electrical, Electronic and Control Engineering, Hankyong National University, Korea.

Received : July 07, 2014; Accepted : December 15, 2014

체적으로 에너지 사용 효율성을 감소시킨다. 그리고 중력의 작용으로 항상 구동기에 토크가 걸려 있게 되므로 이를 보상하여 에너지 소모를 줄이는 관절 구조의 설계가 필요하다.

본 논문에서는 이족보행로봇의 체중에 의해 무릎과 골반이 받는 충격을 감소시키고, 물건 운반 시 하중에 의해 무릎 관절이 받는 충격을 완화시켜 에너지 사용 효율성을 증가시킬 수 있는 무릎 및 골반 관절 설계 방법을 제안하였다. 실제 제작된 이족보행로봇을 사용한 실험으로 제안된 설계 방법을 검증하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 먼저 2장에서 이족보행 로봇의 시스템 구성과 기구학 모델을 설명하고, 3장에서는 중력과 충격 보상을 위해 용수철을 사용한 무릎-골반 관절을 설계하는 방법을 제안하였다. 4장에서는 제안한 설계 방법으로 제작된 이족보행로봇의 다양한 동작 실험을 통한 소비 에너지 저감 성능을 보였으며, 5장에서는 결론을 맺었다.

2. 이족보행로봇의 구성

2.1 이족로봇시스템 구성

이족보행로봇은 그림 1과 같이 주제어기, 모션 제어기, 24개의 DC모터와 센서 모듈로 구성된다. 주제어기는 리눅스 기반의 임베디드 보드를 사용하여 전체 동작과, 모션 제어기를 제어한다. 모션 제어기는 Cortex-M3 계열 마이크로컨트롤러 보드이며, 기구학을 계산하여 모터들을 실시간으로 제어하고, 모터 위치와 센서 모듈에서 받은 데이터들을 처리한다.

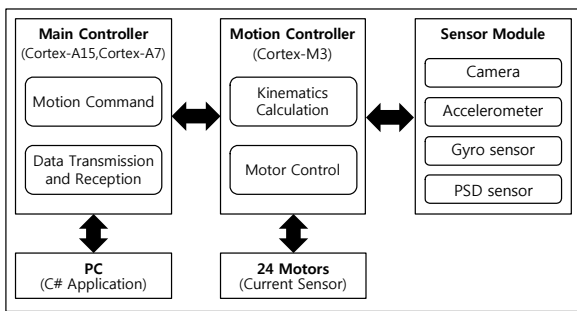


그림 1 이족보행로봇의 전체 시스템 구성도
Fig. 1 Overall system configuration of the biped robot

이족보행로봇의 기구부는 인간의 팔, 다리, 목 관절을 모방하여 그림 2와 같이 설계하였다. 로봇의 상체는 팔과 목으로 구성되며, 팔은 좌, 우 각각 5자유도를 가지고, 목은 2자유도를 설계하였다. 하체는 좌, 우 각각 6개의 모터를 사용하여 골반 3자유도, 무릎 1자유도, 발목 2자유도를 가진다. 제작한 로봇의 높이는 약 68cm이고, 전체 로봇의 무게는 4.84kg이다.

2.1 이족보행로봇의 역기구학

이족로봇의 좌표계는 로봇의 앞뒤 방향을 X 축, 좌우 방향을

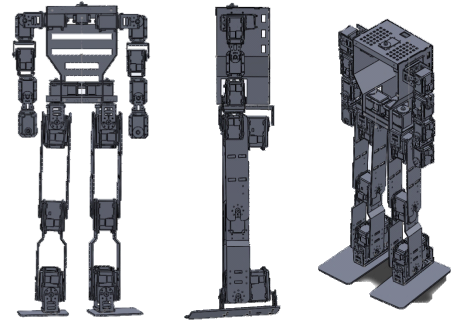


그림 2 이족보행로봇의 설계도면
Fig. 2 Design drawings of the biped robot

Y 축, 상하 방향을 Z 축으로 설정하여 그림 3과 같은 세 가지 형태의 모션을 기본 동작으로 구성하였으며, 각 동작별로 골반, 무릎, 발목의 각도는 역기구학을 통해 계산하였다. 본 논문에서는 그림 3의 모션을 조합하여 실험에 사용될 동작 및 보행 동작을 구현하였다.

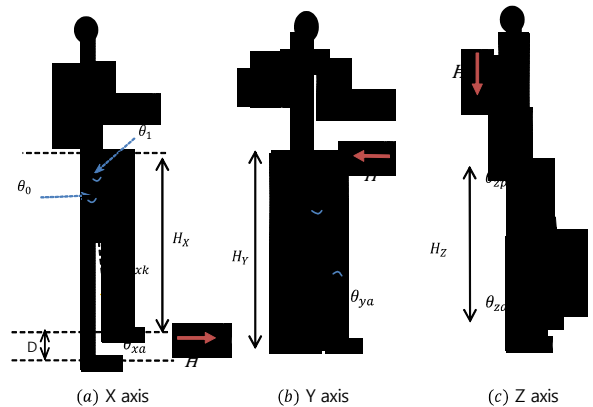


그림 3 이족보행로봇의 역기구학
Fig. 3 Inverse kinematics of the biped robot

그림 3(a)에서 θ_{xp} , θ_{xk} , θ_{xa} 는 앞뒤 방향 움직임 x 로 인해 움직이는 골반, 무릎, 발목의 모터의 각도이다. 다음의 식 1과 식 2와 같이 θ_0 와 θ_1 을 설정하면, θ_{xp} 는 θ_0 와 θ_1 을 더하여 계산할 수 있고, θ_{xa} 는 발목이 움직이는 각도로 θ_1 과 θ_0 의 차이로 구한다.

$$\theta_0 = \tan^{-1} \frac{X}{2L - D} \tag{1}$$

$$\theta_1 = \cos^{-1} \frac{H_x}{2L} \tag{2}$$

θ_{xk} 는 삼각형의 성질을 이용하여 $2\theta_1$ 로 나타낼 수 있다.

그림 3(b)에서 θ_{yp} 와 θ_{ya} 는 좌우 방향 움직임 y 로 인해 움직이는 골반과 발목의 각도이다. θ_{yp} 와 θ_{ya} 는 다음의 식 3과 같이

표현된다.

$$\theta_{yp} = \theta_{ya} = \sin^{-1} \frac{Y}{2L} \quad (3)$$

그림 3(c)는 무릎 굽히기 자세로 로봇의 안정적인 정적 상태 구현과 보행을 시작하기 전과 후의 정지 상태 구현을 위해 사용하였다. θ_{zp} , θ_{zk} , θ_{za} 는 상하 방향 움직임 z 로 인해 움직이는 골반, 무릎, 발목의 각도로서 다음의 식 4와 식 5로 표현할 수 있다.

$$\theta_{zp} = \theta_{za} = \cos^{-1} \frac{H_z}{2L} \quad (4)$$

$$\theta_{zk} = 2\theta_{zp} \quad (5)$$

3. 이족보행로봇의 무릎-골반 관절 설계

3.1 이족로봇의 중력 보상

이족보행로봇의 관절을 이루는 구동기가 소비하는 전체 에너지 중에서 로봇 자체의 무게로 인해 소비하는 에너지의 비중이 하중을 옮길 때 필요한 에너지의 비중보다 높다[9]. 로봇 자체 무게 및 하중에 의한 중력 보상을 위해 다음의 그림 4와 같이 용수철을 이용하여 무릎 관절을 설계한다.

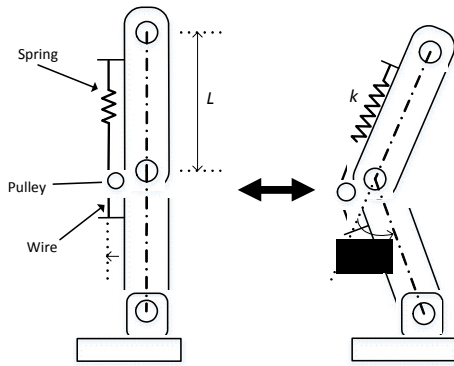


그림 4 무릎 관절의 중력 보상 설계

Fig. 4 Gravity compensation design of knee joint

로봇 체중 m , 로봇 허벅지 길이 L , 무릎 각도 θ_{zk} 을 이용하면, 중력 보상 효과가 적용되지 않은 무릎 관절 구동기의 토크 τ_{knee} 는 다음의 식 6과 같이 표현된다.

$$\tau_{knee} = -\frac{mgL}{2} \sin \frac{\theta_{zk}}{2} \quad (6)$$

무릎 관절 구동기의 축과 용수철의 최단거리를 a , 용수철의 탄성계수를 k 라 하면 용수철을 이용한 중력 보상 힘 τ_{comp} 는 다음의 식 7과 같이 표현된다.

$$\tau_{comp} = -2ka^2 \sin \frac{\theta_{zk}}{2} \quad (7)$$

식 6과 식 7에 언급된 두 힘의 차를 통해 중력을 보상한 무릎 관절 구동기의 토크 $\Delta\tau_{knee}$ 는 다음의 식 8로 나타낼 수 있다 [10].

$$\begin{aligned} \Delta\tau_{knee} &= \tau_{knee} - \tau_{comp} \\ &= -\frac{mgL}{2} \sin \frac{\theta_{zk}}{2} + 2ka^2 \sin \frac{\theta_{zk}}{2} \end{aligned} \quad (8)$$

모터 토크상수를 α , 전류를 I 라 하면, 구동기 토크 T 는 다음의 식 9와 같이 표현된다.

$$T = \alpha I \quad (9)$$

중력 보상이 적용되지 않았을 때의 전류 I_{knee} 와 중력 보상으로 인해 감소하는 전류 I_{comp} 의 차이가 모터에서 실제로 소비하는 전류이다. ΔI_{knee} 를 실제 소비하는 전류라고 하면, 식 8을 이용하여 다음의 식 10과 같이 표현할 수 있다.

$$\Delta I_{knee} = \frac{\Delta\tau_{knee}}{\alpha} \quad (10)$$

3.2 용수철을 사용한 무릎 관절 설계

본 논문에서는 용수철을 사용하여 중력을 보상하고 상하 방향의 충격을 흡수할 수 있도록 다음 그림 5와 같이 무릎 관절을 설계하였다. 와이어를 이용해 용수철이 고정된 위치에서 길이만 변할 수 있는 형태로 제작하였다. 제안한 방법은 로봇이 무릎을 굽히면 용수철이 무릎 관절 구동기가 사용하는 토크의 방향과 동일한 방향으로 복원력을 만들어 무릎 관절 구동기의 토크를 감소시킨다. 또한 중력 방향의 무게에 대해 무릎 관절 구동기가 지지해야 할 토크를 용수철이 보상함으로써 중력을 보상하고, 구동기로 전해지는 충격을 감소시키고 동시에 파손 가능성을 낮추며, 전력 소모를 낮추어 에너지 사용 효율성을 증가시킨다.

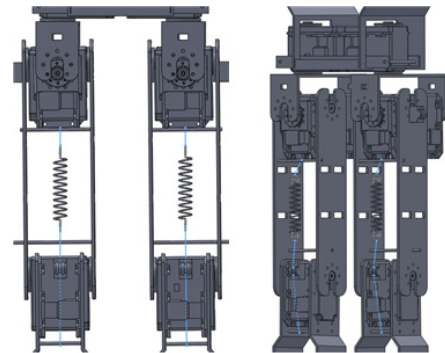


그림 5 용수철을 사용한 무릎 관절 설계

Fig. 5 Design of knee joint using spring

3.3 용수철을 적용한 골반 관절 설계

이족보행로봇의 전체 크기를 증가시키면 상체 및 하체의 무게가 증가하고, 길이가 커져서 관성이 증가하게 된다. 하모니 드라이브를 사용하지 않으면, 골반 관절 구동기의 축이 다리 무게의 증가를 버티지 못하고 휘어져서 발이 디터야 할 곳에 디디지 못해 보행의 안정성을 감소시키거나 로봇의 낙상을 일으킨다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 다음의 그림 6과 같이 용수철을 사용한 골반 관절의 설계 방법을 제안하였다. 골반 프레임과 정강이 프레임에 고리를 만들어 용수철을 고정시키면 용수철이 중력으로 인해 골반 관절 구동기의 축이 로봇의 안쪽으로 휘는 것을 방지한다.

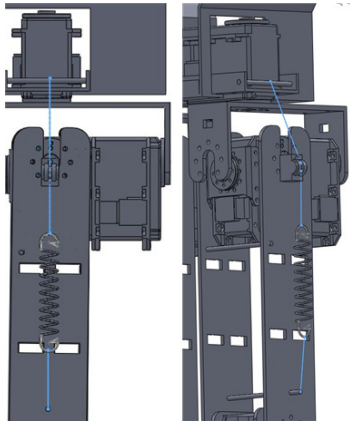


그림 6 용수철을 이용한 골반 관절 설계
Fig. 6 Design of pelvis joint using spring

4. 실험 결과

본 논문은 제안한 설계 방법의 효율성을 증명하기 위해 평지에서 무릎 굽히기 자세를 취한 동작과 무릎 굽힌 자세에 하중이 실린 동작, 경사면에서 무릎 굽힌 동작, 마지막으로 이족 보행 동작 등의 4가지 동작에서 소비에너지 측정 실험을 하였다. 에너지 소모량을 측정하기 위해 각 상황에서 무릎 관절 구동기의 전

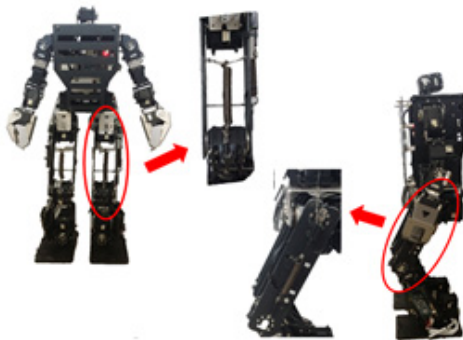


그림 7 이족보행로봇의 무릎 굽히기 자세
Fig. 7 Bent knee posture of the biped robot

류 값을 측정하고 분석하였다.

무릎 굽히기 자세는 다음의 그림 7과 같이 구현하였다. 하중에 대한 실험은 그림 8과 같이 모래주머니를 사용하였으며, 로봇의 상체에 1.35kg 무게의 모래주머니 2개를 얹어 2.7kg의 하중을 부여하였다. 무릎 굽히기 자세에서 무릎을 굽힌 높이차로 측정값이 변할 수 있으므로 z값은 30mm로 고정하였다.



그림 8 상체에 하중을 부여한 로봇자세
Fig. 8 Robot posture with load on the upper body

그림 9와 그림 10은 로봇이 무릎을 굽히는 동작 실험에서 왼쪽 및 오른쪽 무릎 관절 모터의 전류 값의 변화를 보여준다. 용수철을 사용한 제안된 설계 방법이 공중에 있던 로봇 발을 지면으로 내리면서 발바닥과 지면의 접촉으로 생기는 충격과 상체에 하중이 실리면서 생기는 충격을 감소시키는 것을 그래프의 피크값의 감소를 통해 보여 준다. 또한 로봇발이 지면에 착지한 후부터 안정된 상태일 때도 전체적으로 전류가 적게 소모되는 것을 확인한다.

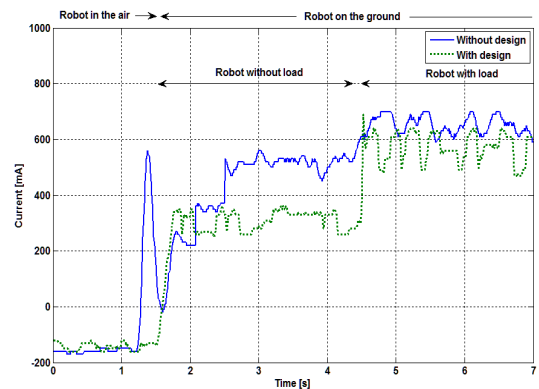


그림 9 평지에서 무릎을 굽힌 동작일 때 왼쪽 무릎 관절 모터의 전류값
Fig. 9 Current response of the joint motor on left knee for the bent knee motion on the flat ground

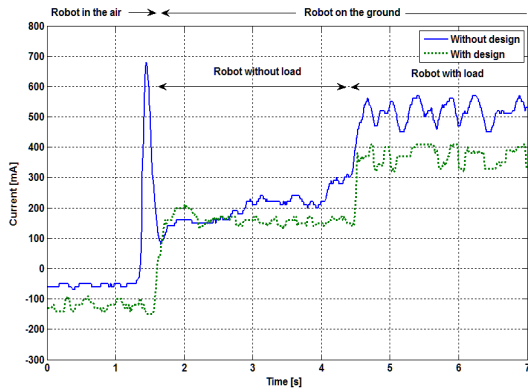


그림 10 평지에서 무릎을 굽힌 동작일 때 오른쪽 무릎 관절 모터의 전류값

Fig. 10 Current response of the joint motor on Right knee for the bent knee motion on the flat ground

그림 11은 경사면 위에서 보행을 실험하는 모습이다. 이족 보행 로봇은 그림 3(c)의 자세에서 발목의 각도 θ_{za} 을 증가시켜 경사면 위에서 무게 중심을 안정적으로 유지한다. 지면부터 발목이 이루는 각도는 약 12° 이다.

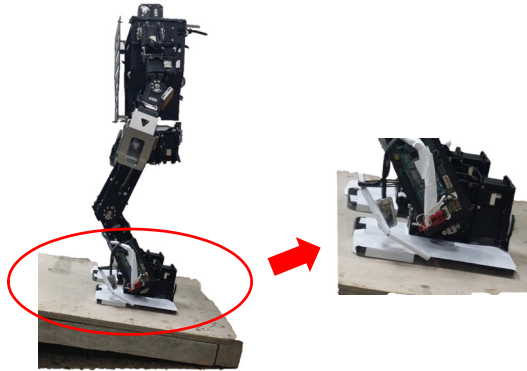


그림 11 경사면 위에서 무릎을 굽힌 자세

Fig. 11 Bent knee posture on the incline plane

그림 12와 그림 13은 로봇이 경사면에서 무릎을 굽힌 동작일 때 왼쪽 및 오른쪽 무릎 관절 모터의 전류 값의 변화를 나타낸다. 제안한 설계 방법은 들려 있던 로봇 발을 지면으로 내릴 때 발바닥과 지면의 접촉으로 생기는 충격을 감소시키는 것을 보여준다. 그리고 로봇 발이 지면에 착지한 후 안정된 상태일 때 전류를 적게 소모하고 변화량도 감소시켜 경사면에서도 정적인 상태의 안정성을 향상시키는 것을 보여준다.

평지에서 측정한 전류와 경사면에서 측정한 전류를 비교해보면 경사면에서 구동기가 소비하는 전류의 평균값이 더 적다는 것을 볼 수 있다. 그 이유는 로봇이 경사면에서의 무게중심을 유지하기 위해 발목을 앞으로 움직여 몸 전체를 지지하고 있기 때문에 로봇의 무게가 발목과 무릎으로 분산되지 못하고 발목으로 집

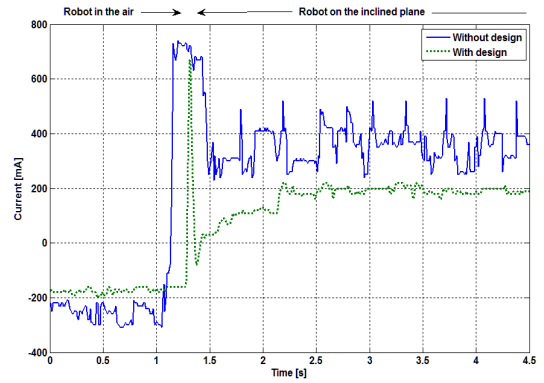


그림 12 경사면에서 무릎을 굽힌 동작일 때의 왼쪽 무릎 관절 모터의 전류값

Fig. 12 Current response of the joint motor on left knee for the bent knee motion on the incline plane

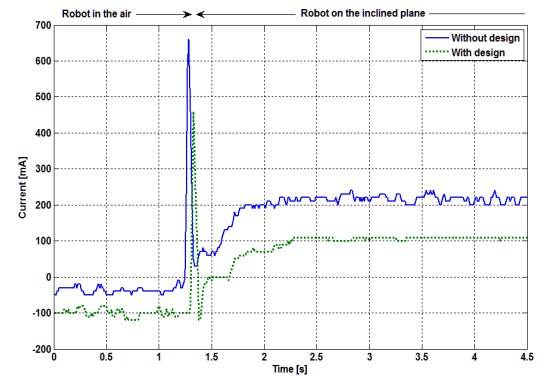


그림 13 경사면에서 무릎을 굽힌 동작일 때의 오른쪽 무릎 관절 모터의 전류값

Fig. 13 Current response of the joint motor on right knee for the bent knee motion on the incline plane

중되었기 때문이다.

본 논문에서 제안한 무릎 관절과 골반 관절 설계를 적용한 이족로봇을 사용하여 보행 실험을 하였다. 제안한 설계 방법을 적용하여 실험을 통해 로봇이 보행하는 동안 무릎과 골반 관절의 충격을 줄이고, 구동기가 소모하는 에너지의 감소에 대해 확인한다. 그림 14와 그림 15는 이족로봇이 보행할 때 무릎 관절 모터가 소모하는 전류 변화를 나타낸 그래프이다. 사용되는 최대 전류값은 설계가 적용되지 않았을 때가 가장 크고, 무릎 관절과 골반 관절 설계가 같이 적용되었을 때가 가장 적은 것을 보여준다. 설계 방법에 따른 왼쪽 및 오른쪽 무릎 모터가 네 주기(4 cycle) 동안 소모한 전류의 평균은 표 1과 같다. 이족로봇의 보행 실험을 통해 제안한 설계를 적용한 무릎 관절 모터가 전류를 더 적게 소비하는 것을 확인하였다.

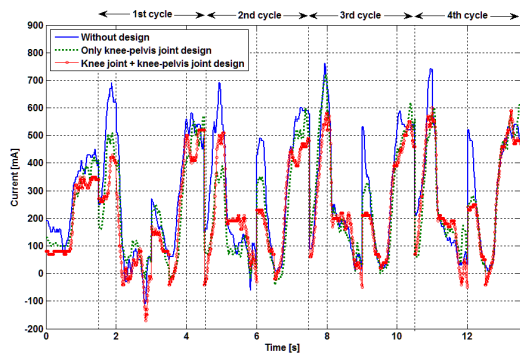


그림 14 보행 동작일 때의 왼쪽 무릎 관절 모터의 전류값
 Fig. 14 Current response of the joint motor on left knee for the walking motion

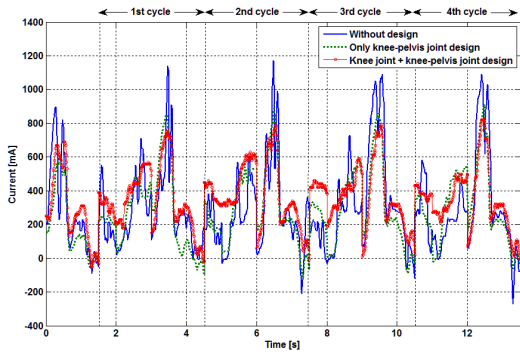


그림 15 보행 동작일 때의 오른쪽 무릎 관절 모터의 전류값
 Fig. 15 Current response of the joint motor on right knee for the walking motion

표 1 이족보행 동작시 무릎 관절 모터의 소모 전류 비교
 Table 1 Comparison of motor currents of the knee joint for the biped walking motion

구 분	설계 미적용	골반 관절 설계 적용	무릎 관절과 골반 관절 설계 적용
왼쪽 무릎 모터 소모 평균 전류[mA]	287.5	244.9	237.0
오른쪽 무릎 모터 평균 소모 전류[mA]	362.8	305.9	303.4
무릎 모터 평균 소모 전류의 합[mA]	650.3	550.8	540.4

본 논문에서 제안한 골반 관절 구조를 적용하여 골반 모터의 충격 감소와 에너지 감소 효과를 관찰하였다. 그림 16과 그림 17은 로봇이 보행할 때 Y축을 움직이는 왼쪽 및 오른쪽 골반 관

절 모터가 소모하는 전류를 나타낸 그래프이다. 제안한 골반 관절 설계를 적용하여 골반 모터가 소모하는 전류의 최대값이 적어지는 것을 볼 수 있다. 설계 방법에 따른 왼쪽 및 오른쪽 골반 모터의 네 주기(4 cycle)동안 소모한 전류의 평균은 표 2과 같다. 이족로봇이 보행할 때 제안한 골반 설계 방법을 통해 골반 모터의 에너지 소모량을 줄일 수 있다.

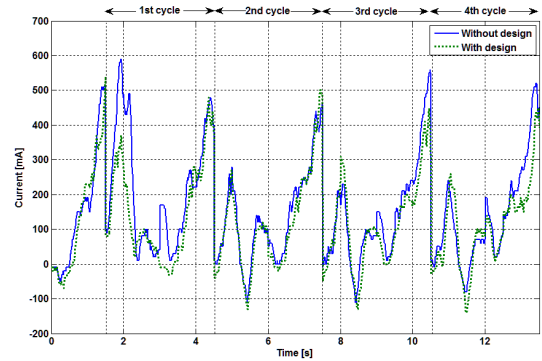


그림 16 보행 동작일 때의 왼쪽 골반 Y축 관절 모터의 전류값
 Fig. 16 Current response of the Y-axis motor on left pelvis for the walking motion

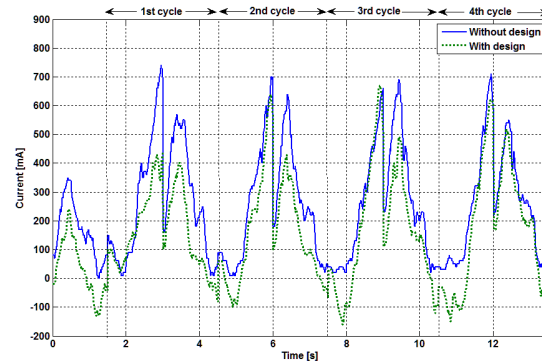


그림 17 보행 동작일 때의 오른쪽 골반 Y축 관절 모터의 전류값
 Fig. 17 Current response of the Y-axis motor on right pelvis for the walking motion

표 2 이족보행 동작시 골반 Y축 관절 모터의 소모 전류 비교
 Table 2 Comparison of motor currents of the Y-axis pelvis joint for the biped walking motion

구 분	설계 미적용	골반 관절 설계 적용
왼쪽 골반 Y 축 모터 평균 소모 전류[mA]	165.0	136.7
오른쪽 골반 Y 축 모터 평균 소모 전류[mA]	263.2	199.1
골반 Y 축 모터 평균 소모 전류합 [mA]	428.2	335.8

이족보행로봇의 여러 가지 자세에서 각 관절의 모터 각도는 일반적으로 좌우 대칭이다. 그러나 로봇에 내장된 부품의 무게, 왼팔과 오른팔의 위치 차이, 바닥 환경, 하체를 이루고 있는 관절 모터의 내부 상태, 하중이 실렸을 때는 고르지 못한 하중 배치 등에 실험 환경에 따라 비대칭을 이루게 되어 좌우 모터의 전류 값은 동일하지 않으며, 오른쪽 모터들의 에너지 소모량이 많은 것을 실험 결과를 통해 알 수 있었다.

5. 결 론

본 논문에서는 용수철의 복원력을 이용하여 충격 감소와 중력 보상을 위한 이족보행로봇의 무릎 관절과 골반 관절 설계 방법을 제안하였다. 제안한 설계 방법의 효율성을 검증하기 위해서 먼저 정적인 상태에서 무릎을 굽힌 자세를 구현하여 평지에서 체중을 지지하는 상황과 하중이 부여된 상황, 경사면 위의 자세에서 무릎 관절 모터의 전류 측정 실험을 하였다. 정적인 상태에서 제안한 설계 방법을 적용했을 때 전류의 최대값 및 사용량을 고찰하여 충격 감소 및 중력 보상 효과를 검증하였다. 그리고 로봇의 이족 보행 동작에서 무릎 관절과 골반 관절 모터가 소모하는 전류를 측정하여 전류의 최대값과 보행하는 동안 소모하는 전류량을 비교하여 동적인 상태에서도 제안한 방법의 충격 흡수와 중력 보상 효과를 확인하였다. 또한 충격 흡수와 중력 보상 효과를 통해 제안한 설계 기법의 에너지 사용의 효율성이 증가하는 것을 살펴보았다.

감사의 글

이 논문은 2014년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2010-0023291)

References

[1] Bo-Hoon Lee, Jong-Han Park, Chang-Seok Lee, and Yong-Tae Kim "Robust Walking Algorithm of Biped Robot on Uneven Terrain," IEIE Trans, vol. 48, No. 4, pp.33-39, July 2011.

[2] Su-Hee Noh and Yong-Tae Kim "Behavior Planning for Humanoid Robot using Behavior Primitive," KIIS Trans, vol. 19, No. 1, pp.108-114, February 2009.

[3] Young-Min Kim, Yong-Tae Kim, "Design of Knee Joint of the Biped Robot for Shock Absorption", Information and Control Systems Symposium, April 2014.

[4] Seung-Yup Lee, Byeong-Sang Kim, Jae-Bok Song, and Soo-Won Chae, "Force Control of Robot Fingers using Series Elastic Actuators," ICROS Trans, vol. 18, No. 10, pp.964-969, October 2012.

[5] K. Bae, D. Hong, B. Chu, K. Jung, and Y. Chu, "Development of Pre-acting Shock Absorbing Using

Robot Manipulator," KSPE Annual Spring Conf, pp. 577-578, June 2009.

[6] Sang-Hak Sung, Yongsheng Zhao and Young-Il Youm, "Design of shock absorption arch-structure foot," Korea Automatic Control Conf, pp.211-215, September 2009.

[7] Byoung-Ho Kim, "Contact Repulsion of Robotic Foot and Its Influence on Knee Joint," KIIS Annual Fall Conf, vol. 22, No. 2, pp.53-54, November 2012.

[8] Chang-Seok, Doo-Young Na and Yong-Tae Kim, "Low-Power Walking Compensation method for Biped Robot Based on Consumption Energy Analysis," KIIS Trans, vol. 20, No. 6, pp.793-798, December 2010.

[9] Changhyun Cho, Gi-Hun Yang, Dong-Eun Choi and Sungchul Kang, "Design of a 2-dofs Manipulator with gravity compensators," KSME Annual Fall Conf, pp. 1409-1413, November 2010.

[10] Satoru Shirata, Atsushi Konno and Masaru Uchiyama, "Design and Evaluation of a Gravity Compensation Mechanism for a Humanoid Robot," IEEE/RSJ Intelligent Robots and Systems, pp.3635-3640, November 2007.

저 자 소 개



김 영 민(Young-Min Kim)

2014년: 한경대학교 정보제어공학과 졸업(학사)
 2014년: 한경대학교 전기전자제어공학과 석사과정
 관심분야 : 지능로봇, 지능시스템
 E-mail: ymkim@hknu.ac.kr



김 용 태(Yong-Tae Kim)

1991년: 연세대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1993년: KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학석사)
 1998년: KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학박사)
 1998년~2000년: (주)삼성전자
 2006년: Univ. of Illinois at Urbana-Champaign 방문연구
 2002년~현재: 국립 한경대학교 전기전자제어공학과 교수
 관심분야 : 지능로봇, 지능시스템, 지능제어, 물류 자동화
 E-mail: ytkim@hknu.ac.kr