



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

액추에이터 변형 모델을 이용한  
휴머노이드 보행 제어 개선

Improvement of Humanoid Gait Control  
using Actuator Deformation Model

2017 년 2 월

서울대학교 대학원

융합과학부 지능형융합시스템 전공

김 지 섭

# 액츄에이터 변형 모델을 이용한 휴머노이드 보행 제어 개선



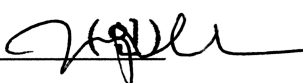
## Improvement of Humanoid Gait Control using Actuator Deformation Model

지도교수 박재홍

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함  
2017년 2월

서울대학교 대학원  
융합과학부 지능형융합시스템 전공  
김지섭

김지섭의 공학석사학위논문을 인준함  
2017년 2월

위원장	전동석	
부위원장	박재홍	
위원	곽노준	

## 초 록

최근 많은 휴머노이드들이 산업 현장과 일상 생활에 사용이 가능한 모델을 목표로 개발되고 있다. 작은 휴머노이드와 달리 산업 현장과 일상 생활 등에 활용이 가능한 휴머노이드에서는 액츄에이터가 필연적으로 가지고 있는 탄성이 휴머노이드 제어에 무시할 수 없는 영향을 미친다. 특히, 이렇게 액츄에이터에 존재하는 탄성은 로봇의 정적 및 동적 성능에 부정적인 영향을 미치게 된다. 더 나아가 휴머노이드 보행의 경우, 액츄에이터의 탄성은 휴머노이드의 성능 뿐 아니라 보행 시 가장 중요한 안정성에도 문제를 일으킬 수 있다. 이 문제를 해결하고자 본 논문에서는 먼저 액츄에이터 변형을 모델링하였다. 또한 본 논문에서 제안하는 액츄에이터 변형 모델에 기반하여 보행 제어 성능과 안정성을 향상시키기 위한 보상 방법 및 변형이 발생한 후의 실제 출력단값 추정 기법을 제안한다. 제안된 알고리즘은 휴머노이드 로봇에 구현되었으며 보행 안정성에 대한 실험을 통해 성능을 검증하였다.

**주요어** : 휴머노이드, 보행, 안정성, 액츄에이터, 감속기, 탄성, 변형, 상태 추정

**학 번** : 2014-24843

# 목 차

I. 서 론 .....	1
1.1 연구 목적 .....	1
1.2 관련 연구 .....	4
II. 기존 제어의 문제점 .....	7
2.1 액츄에이터의 탄성 .....	7
2.2 탄성이 휴머노이드 보행에 주는 영향 .....	9
2.2.1 Local reference 프레임과 지지발 프레임 불일치	9
2.2.2 예상치 못한 휴머노이드의 움직임 .....	10
2.2.3 보행 상태 전이구간의 불안정성 .....	11
2.2.4 COM 경로의 불연속성으로 인한 문제 .....	11
III. 제안된 보상기의 설계 .....	13
3.1 선형 탄성 모델 .....	14
3.2 중력에 의한 부하토크 계산 .....	15
3.3 보상기 설계 .....	16
3.3.1 입력 보상기 설계 .....	16
3.3.2 출력 보상기 설계 .....	16

IV. 실험 결과 .....	19
4.1 실험에 사용된 시스템 사양 .....	19
4.2 1자유도 테스트 베드를 이용한 실험 .....	23
4.3 휴머노이드를 이용한 실험 .....	25
4.4 기존 방식 추정기와 출력 보상기 비교 ...	29
V. 결 론 .....	31
참고문헌 .....	33
Abstract .....	37

## 그림 목 차

그림 1. 다양한 휴머노이드 로봇들 .....	1
그림 2. 제안된 보상기가 적용된 보행 제어 흐름도 .....	2
그림 3. 시뮬레이션과 실제 로봇의 자세 비교 .....	5
그림 4. 일반적인 액츄에이터 모듈의 구조 .....	7
그림 5. 다양한 감속기가 적용된 액츄에이터 모듈 .....	7
그림 6. 액츄에이터의 탄성이 보행에 미치는 영향 .....	10
그림 7. 1자유도 테스트베드 .....	19
그림 8. Dynamixel PRO(H54-200-S500-R)의 Datasheet ·	20
그림 9. 휴머노이드 THORMANG .....	21
그림 10. 관절 배치도 .....	21
그림 11. THORMANG 시스템 구조도 .....	22
그림 12. 1자유도 테스트베드를 이용한 실험결과 .....	24
그림 13. 휴머노이드 골반의 각도 오차 .....	27
그림 14. 측정된 ZMP의 위치 .....	28
그림 15. 기존 추정 방식과 제안한 추정 방식의 비교 .....	29

# I. 서 론

## 1.1 연구 목적

최근 몇 년 동안 많은 휴머노이드 로봇이 산업 및 사회 환경에서 다양한 역할을 할 수 있도록 활발한 개발이 이루어지고 있다[1]. 그림 1에는 현재까지 개발된 다양한 휴머노이드를 소개하였다. 휴머노이드 로봇을 이용한 연구 중에서는 로봇이 다양한 상태의 지면을 넘어짐이나 불안정함 없이 통과할 수 있도록 하는 이족 보행에 초점을 맞춘 연구가 많이 이루어지고 있다. DARPA Robotics Challenge(DRC) Finals 2015에서 볼 수 있듯, 많은 양의 연구에도 불구하고 실제 환경에서의 이족 보행은 여전히 매우 어려운 주제다[2].

로봇과 환경 모델에 존재하는 많은 불확실성이 실제 환경에서의 이족 보행 구현을 어렵게 한다. 환경의 불확실성은 평탄하지 않은 지형, 알지 못하는 외란, 그리고 예측할 수 없으나 보행 및 로봇의 작업에 영향을 줄 수 있는 다양한 환경적 요소에 의해 발생한다. 또한, 로봇 모델에는

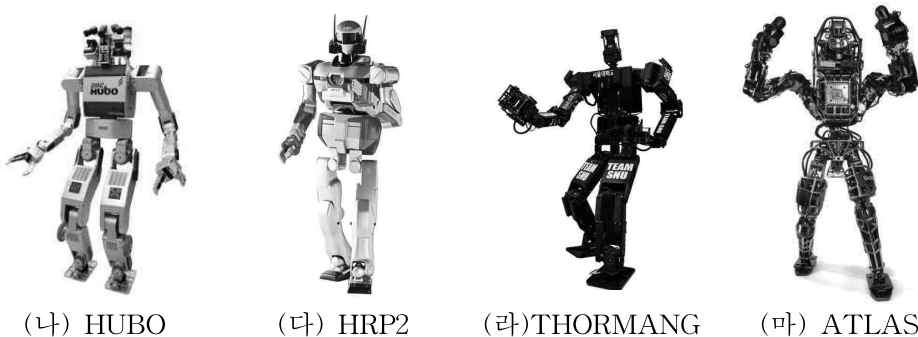


그림 1. 다양한 휴머노이드 로봇들



실제 로봇을 기반으로 구한 동적 요소와 정적 요소들에 불확실성이 내재되어 있다[3][4][5]. 이러한 다양한 불확실성들 중에서, 액츄에이터의 탄성은 이족 보행의 성능과 안정성을 저해할 가능성이 높은 요소임에도 로봇의 모델링 과정에서 자주 고려되지 않는 요소이다. 따라서 본 논문에서는 먼저, 이족 보행 시 액츄에이터의 탄성이 유발하는 문제를 보행 제어 프레임워크 레벨에서부터 최종적으로 발생하는 보행 시 불균형과 불안정성 문제까지 꼼꼼히 설명하고자 한다. 다음으로는 액츄에이터의 탄성이 가지는 특성을 조사하여 액츄에이터 탄성 모델을 제안하고자 한다. 또한, 이 모델을 기반으로 하여 제어 과정 중 액츄에이터의 탄성으로 인한 불안정성 및 로봇 제어 성능 하락을 극복할 수 있는 보상기를 그림 2와 같이 제안하고자 한다. 입력 보상기는 액츄에이터가 제어 목표 경로를 추종하는 성능의 향상을 목표로 한 보상기이다. 출력 보상기는 제어

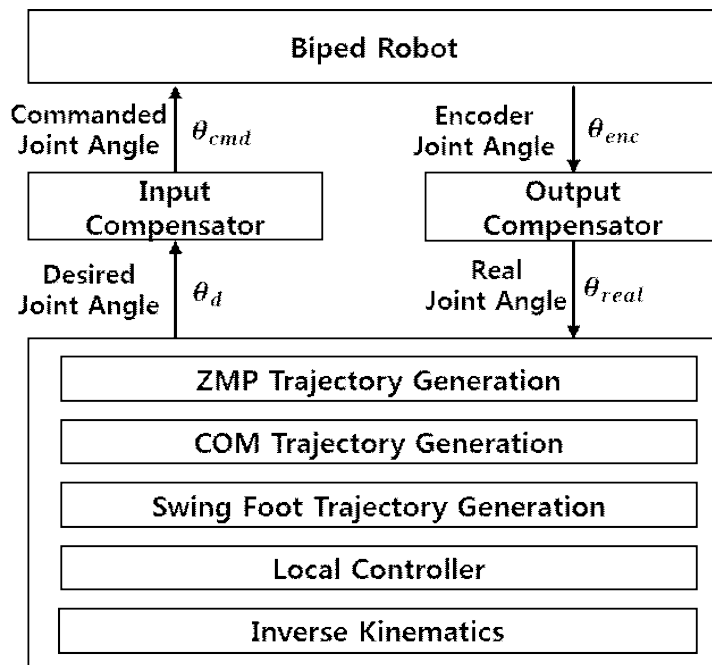


그림 2. 제안된 보상기가 적용된 보행 제어 흐름도

결과 값이 실제 휴머노이드 관절각 값을 반영하도록 하는 상태 추정기 역할이다. 제안된 보상기의 효과는 단일 액추에이터로 구성된 1자유도 테스트베드에서 먼저 구현 및 성능 입증의 뒤 휴머노이드 로봇에 구현하여 그 성능을 입증하였다.

## 1.2 관련 연구

액츄에이터에 있는 탄성의 주요한 요인으로는 모터와 액츄에이터 출력단 사이에 존재하는 감속기가 있다. 이 구조는 실제 액츄에이터 제어 시에 액츄에이터 출력단 값과 모터의 출력단 값 사이에 차이를 발생시킨다 [6]. 이 때 액츄에이터의 구조에서 엔코더는 일반적으로 모터에만 붙어있게 되므로 실제 액츄에이터 출력단 값은 정확한 측정이 불가능하다. 따라서 액츄에이터의 탄성은 로봇의 목표 경로 추종 성능을 감소시킨다. 기존 연구들 중에는 매니퓰레이터에서 탄성에 의한 변형과, 변형까지 고려한 제어기 설계를 통해 제어 성능을 향상시키려는 연구가 있었다 [7][8][9]. 선행연구에서는 토크 센서(Joint Torque Sensor)와 탄성 모델을 이용해 액츄에이터에 발생한 변형을 추정하는 방법에 대한 연구를 하였다. 또한 추정 결과를 이용하여 수정된 제어 명령 값을 생성하는 방식으로 변형을 극복하고자 하였다[7]. 또 다른 선행연구에서는 토크 센서를 사용하는 대신 중력에 의한 부하토크를 계산하여 변형을 추정하는데 활용하였다[8]. [9]의 연구에서는 변형에 의한 성능 감소를 극복하기 위해 제안된 제어기의 안정성에 관하여 연구를 하였다. 연구 [8][9]에서는 중력에 의한 부하토크를 변형의 원인으로 한정하여 변형 모델을 이용한 제어방식을 제안하였으나 정적인 상태에서의 제어 정확도에 초점을 맞춘 연구이고 제어 결과 값에 대한 추정 또한 정적인 상태에 대한 추정만을 진행하였다.

휴머노이드에서 액츄에이터의 탄성은 매니퓰레이터에서와는 달리 액츄에이터의 탄성이 제어의 성능뿐만 아니라 이족 보행의 안정성 문제에까지 영향을 미친다. 예를 들어 그림 3에서와 같이, 제어 명령 값이 왼쪽의 시뮬레이션 결과처럼 로봇의 골반이 완벽히 지면에 수평을 유지하도록

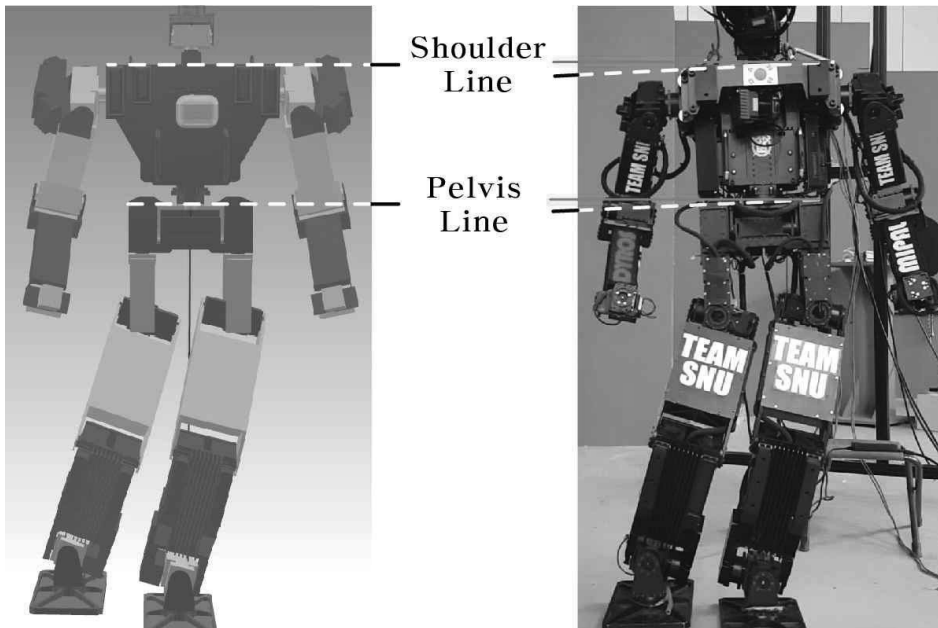


그림 3. 시뮬레이션과 실제 로봇의 자세 비교

하는 값이 입력 되어도 실제 로봇에서는 액츄에이터의 탄성으로 인해 로봇의 골반이 지면에 수평하지 못하게 되는 상황이 발생하게 된다. 만약 제어 목표 값과 실제 액츄에이터 출력단 값의 차이가 커지게 된다면 진행발의 제어가 의도치 않았던 움직임을 보이거나 로봇의 기준 좌표를 정확히 측정하지 못하게 되어 이후의 제어 결과값이 점점 더 부정확해지는 상황이 발생하게 된다.

액츄에이터의 탄성으로 인해 휴머노이드에 발생하는 문제 중 하나인 골반의 기울어짐 문제를 해결하기 위해 다양한 선행 연구가 있었다. [10]에서는 Laser Range Finder(LRF)를 골반의 좌우 끝에 장착하여 골반의 기울어짐 정도를 측정한 뒤 이를 보상하는 방법으로 문제를 해결하고자 하였다. 그 외에도 비전 카메라를 이용하여 로봇의 액츄에이터들에 발생한 변형과 그로 인한 ZMP(Zero Moment Point)를 측정한 뒤 이 측정값을 기초로 로봇에 발생한 불안정성을 해결하고자 하는 선행 연구가 있다

[11]. 혹은, 토크 센서를 다리의 각 관절 부분에 부착한 뒤 측정값을 이용하여 측정값에 기초하여 추정된 액츄에이터 변형값 만큼을 보상해주는 방식의 제어를 제안한 연구도 있다[12]. 주목할 점은, 앞서 언급한 연구는 휴머노이드의 각 액츄에이터에 부수적인 센서를 덧붙여야만 가능한 제어 방식이라는 점이다. 그렇지 않다면 간단한 적은 수의 센서를 통해 얻은 측정값만으로 휴머노이드 다리의 액츄에이터들에 발생한 변형을 추정하는 방식의 선행연구이지만 이 방식 또한 완벽한 추정은 불가능하다. 이 선행연구들은 또한, 액츄에이터의 탄성이 보행에 어떠한 영향을 미치는지 자세한 분석이 언급되어 있지 않다. 한 연구에서는 탄성이 ZMP의 움직임에 복잡하게 만들고 이러한 현상은 목표 ZMP 경로의 추종을 어렵게 만든다고 간단히 언급되어 있다[10]. 또는, 발의 움직임 오차를 줄이기 위해 탄성에 의한 영향이 보상되어야 할 필요가 있다 라고만 언급이 되어 있다[12].

## II. 기존 제어의 문제점

### 2.1 액츄에이터의 탄성

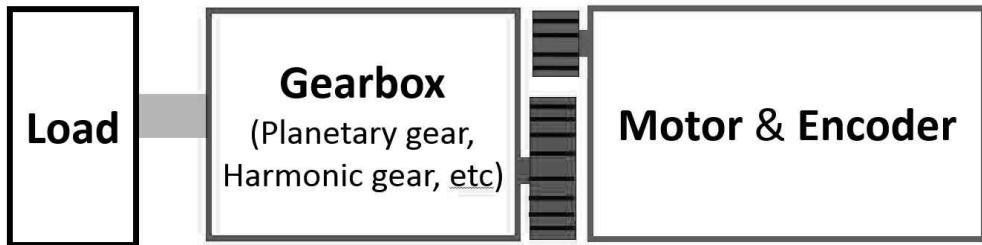


그림 4. 일반적인 액츄에이터 모듈의 구조

일반적으로, 액츄에이터 모듈의 구조는 그림 4와 같다. 액츄에이터 모듈은 모터와 엔코더가 같이 부착되어 있는 부분과, 출력 토크를 증폭시켜 주는 감속기 부분으로 나누어져 있다. 제어기는 엔코더 값을 통해 모터의 제어 결과 값을 받게 되는데 엔코더는 모터에 붙어있으므로 실질적으로는 감속기 출력단의 값이 아닌, 감속기 입력단의 값이 측정되어 제어 결과 값으로 활용된다고 볼 수 있다.

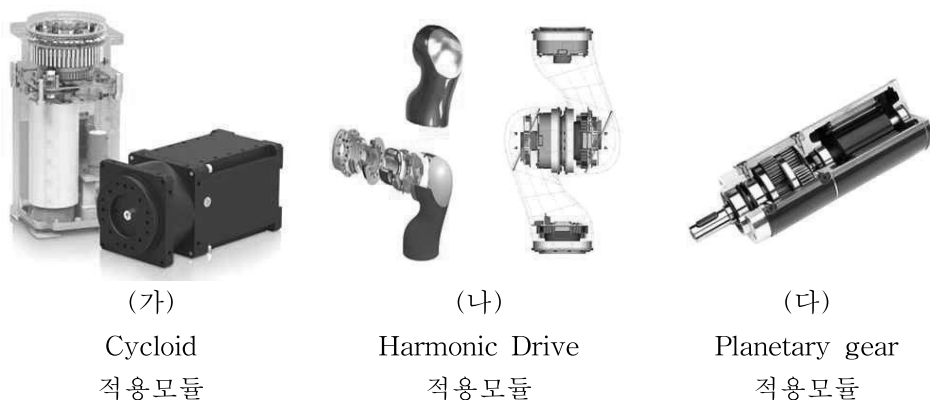


그림 5. 다양한 감속기가 적용된 액츄에이터 모듈

현재 실제로 다양한 분야에 쓰이는 액츄에이터와 그 액츄에이터에 적용되어 있는 감속기를 그림 5에 소개하였다. 먼저 Cycloid 모듈이 적용되어 있는 Dynamixel pro 액츄에이터 모듈(그림 5(가))은 한국의 Robotis 社의 제품이며, 교육 및 연구용 로봇에 두루 쓰이고 있다. Harmonic Drive 모듈이 적용되어 있는 독일항공우주연구소(DLR: Deutschland für Luft-und Raumfahrt)에서 만들어진 LWR(Light Weight Robot)모듈(그림 5(나))은 로봇 자중 당 하중 이송 능력이 가장 크다고 알려진 액츄에이터 모듈로 유명하며 현재 다양한 매니플레이터에 적용되어 연구용에 활용되어지고 있는 액츄에이터다. 이 외에도 일반적인 planetary gear로 구성된 감속기 모듈이 적용된 액츄에이터(그림 5(다)) 등을 통해 다양한 종류의 감속기가 현재 사용되는 다양한 액츄에이터 내부에 적용되어 있음을 살펴볼 수 있다. 이처럼 감속기는 일반적으로 그림 5에서 볼 수 있듯이 Cycloid, Harmonic Drive, 또는 Planetary gear 등 다양한 기어 모듈을 사용한다. 이 때 각각의 감속기를 구성하는 부품들은 탄성을 가진다[13][14]. 따라서 액츄에이터에 하중이 가해질 때, 탄성에 의해 감속기 내부에 변형이 발생하게 되고 이 변형은 감속기 출력단의 값을 감속기 입력단의 값과 다르게 만든다. 그러나 우리가 제어기에서 사용하는 제어 결과 값은 액츄에이터의 실제 상태인 감속기 출력단의 값이 아닌, 감속기 입력단의 값인 엔코더 값이므로 이 방식은 로봇의 정적인 혹은 동적인 움직임에 영향을 미치게 된다.

## 2.2 탄성이 휴머노이드 보행에 주는 영향

### 2.2.1 Local reference 프레임과 지지발 프레임 불일치

많은 전형적인 보행 제어는 ZMP와 역기구학을 기반으로 하여 다음과 같은 세 부분으로 진행된다. 원하는 ZMP 경로를 만족시키는 COM(Center of Mass) 경로를 global 프레임( $\Sigma_O$ ) 기준으로 생성, 진행 발의 경로를 global 프레임( $\Sigma_O$ ) 기준으로 생성, 최종적으로 이 경로를 기반으로 역기구학을 푸는 로봇 제어기로 이루어져 있다(그림 2).

휴머노이드 로봇은 다양한 매니플레이터와 달리 floating base 시스템이다. fixed base 시스템은 fixed 된 지점을 기준 프레임으로 잡아 시스템을 표현하면 되지만 floating base 시스템은 시스템의 자세와 경로를 묘사하기 위한 local reference 프레임( $\Sigma_L$ )이 필요하다. 일반적으로 휴머노이드 제어에서 local reference 프레임( $\Sigma_L$ )은 지지발의 위치에 잡게 된다. local reference 프레임( $\Sigma_L$ )은 다리의 관절각 값과 로봇의 골반에 부착되어 있는 IMU(Inertial Measurement Unit)에서 출력되는 orientation 값을 이용해 계산할 수 있다. 그러나 액추에이터에 발생한 값을 알 수 없는 변형은 계산된 local reference 프레임( $\Sigma_L$ )이 실제 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )의 위치 및 orientation과 달라지는 문제를 발생시킨다. 그림 6(나)에서는 엉덩이의 roll 관절 변형이 로봇의 골반을 roll 축 방향으로 기울어지게 만드는 것을 확인할 수 있다. 이러한 상황에서 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )과 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 사이의 오차 벡터는 다음과 같이 표현이 가능하다.

$$e = \left[ 0 \quad 2L \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} \quad 2L \sin^2 \frac{\theta}{2} \right]^T, \quad (1)$$



이 때,  $L$ 은 다리의 길이이고,  $\theta$ 는 엉덩이의 roll 관절에 발생한 변형의 크기이다. 그림 6(나)에서 유도가 가능한 이 오차 벡터는 엉덩이의 roll 관절이 변형이 발생하는 유일한 관절로 가정했을 때의 상황이다. 그러나 실제 휴머노이드 보행에서는 모든 관절에서 변형이 발생한다. 결과적으로 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )과 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 사이에 무시할 수 없는 오차가 발생한다. 중요한 점은 이 오차가 관절에 발생한 변형의 크기에 기반한 값이어서 결과적으로 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )과 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 사이의 오차는 계산이 불가능하다.

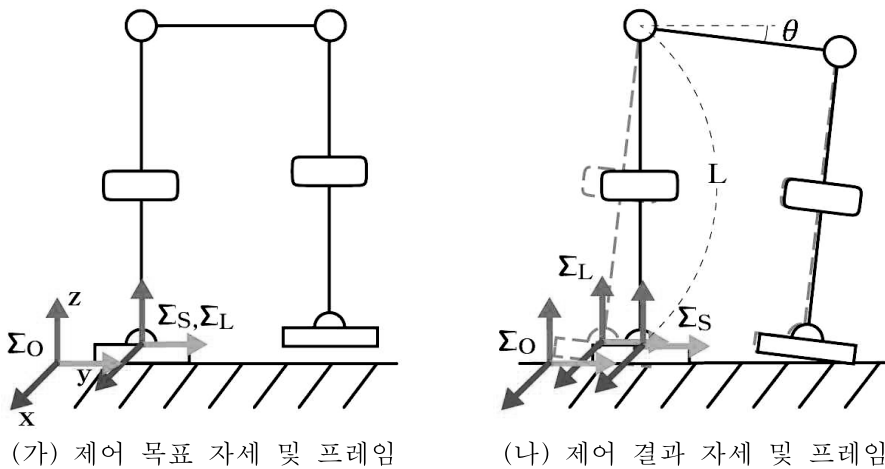


그림 6. 액추에이터의 탄성이 보행에 미치는 영향

## 2.2.2 예상치 못한 휴머노이드의 움직임

각 관절에 발생하는 변형은 엔코더 값을 통해서 알 수 없다. 결과적으로, 이 계산 불가능한 오차는 예상치 못한 휴머노이드 움직임의 원인이 된다. 휴머노이드 보행 제어를 위해 모든 global 프레임( $\Sigma_0$ ) 기준으로

생성한 경로들은 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 변환된다. 최종적으로 휴머노이드에는 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 원하는 동작을 생성할 수 있는 제어 목표 값이 입력이 되게 된다. 그러나 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )과 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 사이에 오차가 발생하면, local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 생성 및 수행된 동작이 지지발 프레임( $\Sigma_S$ ) 기준으로는 목표했던 동작이 아니게 된다. 결국, 휴머노이드는 의도하지 않은 움직임을 보이게 된다. 특히, 단발지지 구간에서 휴머노이드의 움직임이 처음 생성한 COM 경로를 제대로 추종하지 못하거나 실제 관절각이 의도했던 각 관절각과 다른 상태가 되게 되면 휴머노이드 보행과정 중 예상치 못한 접촉이 발생할 수 있다.

### 2.2.3 보행 상태 전이구간의 불안정성

단발지지 구간에서 뿐만이 아니라, 단발지지 구간에서 양발지지 구간으로 전이되는 구간에서도 문제가 발생한다. 그림 6에서 볼 수 있는 것처럼, 보행 상태 전이구간에서 진행발과 지면의 접촉이 목표했던 시점보다 이른 시점에 발생하는 것은 매우 큰 문제 중 하나다. 이러한 예상치 못한 접촉에 의해 발생한 접촉력은 로봇의 보행에 예상치 못한 불안정성 까지도 야기할 수 있다.

### 2.2.4 COM 경로의 불연속성으로 인한 문제

휴머노이드에는 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 원하는 동작을 생성할 수 있는 제어 목표 값이 입력이 되게 된다. 그러나 지지발 프레임( $\Sigma_S$ )과 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 사이에 오차가 발생하면, local

reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 생성 및 수행된 동작이 지지발 프레임( $\Sigma_S$ ) 기준으로는 목표했던 동작이 아니게 된다. 이로 인한 또 다른 문제는 진행발의 착지지점이 목표했던 착지지점과 다른 지점에 착지하게 되는 것이다. 그 결과 이전 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 생성된 COM 경로와 다음 local reference 프레임( $\Sigma_L$ ) 기준으로 생성된 COM 경로 사이에 불연속인 구간이 발생하게 된다. 이 불연속인 구간은 양발 지지 구간 중 local reference 프레임( $\Sigma_L$ )이 바뀌는 시점에 휴머노이드에 예상하지 못한 동작을 발생시킨다. 이 동작은 휴머노이드의 COM 추종 제어기[15][16]의 제어 성능에 영향을 미치고 더 나아가 휴머노이드의 보행 안정성에 영향을 미치게 된다.

### III. 제안된 보상기의 설계

본 장에서는 제안된 선형 탄성 모델을 이용하여 그림 2에 묘사한 입력 및 출력 보상기의 설계 방법을 소개한다. 먼저, 감속기 출력단에 추가적인 엔코더 부착이나 기타 다른 센서의 추가 없이 액츄에이터의 변형을 추정하기 위해 선형 탄성 모델을 제안하였다. 다음으로는, 보행 중 접촉 상태에 대한 로봇의 운동 방정식을 통해 각 관절에 걸리는 부하 토크, 특히 중력에 의한 토크를 계산하는 방법을 소개하였다[17]. 최종적으로, 입력 보상기는 제안된 선형 탄성 모델 및 추정된 각 관절의 부하 토크를 사용하여 각 관절의 변형을 보상하도록 설계되었다. 따라서 입력 보상기는 액츄에이터에 생긴 변형을 보상하여 액츄에이터의 제어 목표 값 추종 능력이 향상되도록 하는 새로운 제어 명령을 생성한다. 또한 출력 보상기는 액츄에이터에서 출력되는 엔코더 값과 선형 탄성 모델 및 1차 선형 근사 기법 혹은 뉴턴 방법(Newton's Method)을 이용하여 실제 관절각을 추정한다. 선형 탄성 모델, 부하 토크의 추정, 그리고 입력과 출력 보상기의 세부 내용은 다음과 같다.

### 3.1 선형 탄성 모델

엔코더 값과 실제 관절각 값 사이의 차이는 백래쉬(backlash), 감속기 내부의 마찰, 탄성 등에 의해 발생한다. 본 논문에서는 값의 차이를 발생시키는 요인을 탄성과 부하토크에 의한 변형으로 보고 선형 탄성 모델을 이용해 액추에이터의 변형을 추정하고자 한다. 따라서, 액추에이터의 변형  $\delta\theta = \theta_{enc} - \theta_{joint}$  는 다음과 같이 부하토크( $\tau$ )의 함수로 표현이 가능하다.

$$\delta\theta = f(\tau) = k_{joint}^{-1}\tau . \quad (2)$$

이 때, 위치 제어 액추에이터에서 각 관절에 걸리는 부하 토크는 관절에 토크 센서를 부착하지 않으면 일반적으로 측정이 불가능하다. 따라서 휴머노이드의 모델을 기반으로 계산이 가능한 중력에 의한 토크( $\tau_g$ )를 이용하여 각 관절에서 발생한 변형을 계산하면 다음과 같다.

$$\delta\theta = f(\tau) = k_{joint}^{-1}\tau_g . \quad (3)$$

이 변형 값 추정 방법은 로봇에 동적 효과가 있을 때는 완벽한 추정이 아니다. 그러나 중력에 의한 토크로 발생한 변형을 보상하는 것만으로도 로봇의 성능을 매우 향상시킬 수 있다. 이 결과는 실험을 통해 증명되었고 뒤에 나올 실험 결과에 후술하도록 하겠다.

### 3.2 중력에 의한 부하토크 계산

본 논문에서는 중력에 의한 부하토크가 발생시킨 변형만 보상하고자 한다. 중력에 의한 부하토크는 [18]에서 소개된 식 (4) 와 같이 구한다.

$$\tau_g = J_r^T F_r + J_l^T F_l \quad (4)$$

이 때,  $\tau_g \in R^n$ 은 추정된 중력에 의한 부하토크,  $J_r, J_l \in R^{3 \times n}$ 은 각각 COM에서 오른쪽 발과 왼쪽 발의 접촉 위치까지의 자코비안(Jacobian)이다. 단발지지 상태에서 중력에 의한 부하토크는 쉽게 계산된다. 양발지지 상태에서 중력에 의한 부하토크는 COM과 지지발 사이의 위치 비율에 따른 접촉력 분배를 통해 다음과 같이 구할 수 있다.

$$F_r = \mu F, \quad F_l = (1 - \mu)F \quad (5)$$

$$\mu = \left| \frac{P_{COM} - P_l}{P_r - P_l} \right| \quad (6)$$

이 때,  $F$ 는 휴머노이드의 전체 무게이고,  $P_{COM}$ ,  $P_r$ , and  $P_l$ 은 각각 COM의 위치, 오른쪽 발의 위치, 왼쪽 발의 위치를 나타낸다.  $\mu$ 는 휴머노이드가 왼쪽 발과 오른쪽 발 단발지지 상태일 때 각각 0과 1의 값을 가진다. 또한, 휴머노이드가 양발지지 상태일 때,  $\mu$ 는 0과 1 사이의 값을 가진다.

### 3.3 보상기 설계

#### 3.3.1 입력 보상기 설계

입력 보상기는 변형이 발생한 이후의 감속기의 출력단 값 즉, 관절각 값이 제어 목표 값( $\theta_d$ )을 따라갈 수 있도록 하는 제어 명령 값( $\theta_{cmd}$ )을 계산한다. 이 제어 명령 값이 위치제어 모터에 제어 명령으로 입력된다. 위치 제어 액츄에이터 기반의 로봇은 액츄에이터 출력 값인 엔코더 값( $\theta_{enc}$ )과 액츄에이터에 입력되는 제어 명령 값이 거의 같다고 가정할 수 있다. 따라서 식(3)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\delta\theta = k_{joint}^{-1}\tau_g(\theta_{joint}) = \theta_{cmd} - \theta_{joint} . \quad (7)$$

또한 식 (7)은 식 (8)과 같이 정리할 수 있다.

$$\theta_{cmd} = \theta_{joint} + k_{joint}^{-1}\tau_g(\theta_{joint}) . \quad (8)$$

따라서  $\theta_{joint}$ 가 제어 목표 값을 추종하기 위한 제어 명령 값은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\theta_{cmd} = \theta_d + k_{joint}^{-1}\tau_g(\theta_d) . \quad (9)$$

#### 3.3.2 출력 보상기 설계

출력 보상기는 액츄에이터의 출력단 값( $\theta_{joint}$ )을 엔코더 값( $\theta_{enc}$ )과 액츄

에이터의 선형 탄성 모델에서 추정된 감속기의 stiffness( $k_{joint}$ )를 이용해서 추정한다.

액츄에이터의 출력단 값은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\theta_{joint} = \theta_{enc} - k_{joint}^{-1} \tau_g(\theta_{joint}) . \quad (10)$$

식 (10)에서  $\tau_g(\theta_{joint})$ 를  $\theta_{enc}$ 를 기준으로 하여 1차 테일러 전개(1st Taylor expansion)을 하면 식 (11)을 얻을 수 있다.

$$\tau_g(\theta_{joint}) = \tau_g(\theta_{enc}) + \tau_g'(\theta_{enc})(\theta_{joint} - \theta_{enc}) . \quad (11)$$

이 식에서  $\tau_g'(\theta_{enc})$ 는  $\tau_g$ 를  $\theta_{enc}$ 에 대해 편미분한 값이다. 식 (11)을 식 (10)에 대입하면  $\theta_{joint}$ 에 관해 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\theta_{joint} = \theta_{enc} - \frac{\tau_g(\theta_{enc})}{k_{joint} + \tau_g'(\theta_{enc})} . \quad (12)$$

혹은, 조금 더 정확한 액츄에이터 출력단 값의 추정을 위해 뉴턴 방법(Newton's Method)을 사용할 수도 있다. 뉴턴 방법을 통한 출력단 값의 추정을 위해 식 (13)과 같은 새로운 함수를 정의한다.

$$N(\theta_{joint}) = \theta_{enc} - k_{joint}^{-1} \tau_g(\theta_{joint}) - \theta_{joint} . \quad (13)$$

식 (13)이 0이 되도록 만드는  $\theta_{joint}$ 를 뉴턴 방법을 통해 구하면 이 값이 우리가 추정하고자 했던 액츄에이터 출력단 값이 된다.

식 (9)와 (12)는 각각 액츄에이터의 변형을 모델링한 선형 탄성 모델을 기반으로 하여 구한 입력 및 출력 보상기이다.





## IV. 실험 결과

### 4.1 실험에 사용된 시스템 사양

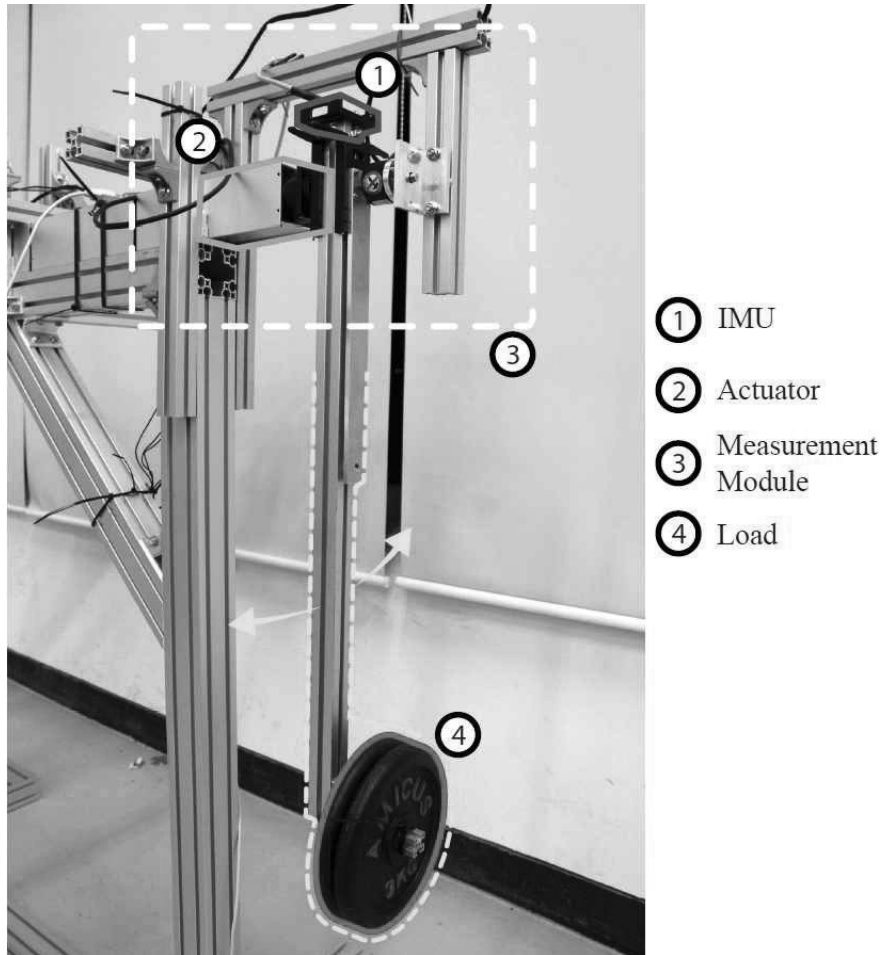


그림 7. 1자유도 테스트베드

그림 7은 액츄에이터의 stiffness( $k_{joint}$ )를 구하고 설계된 보상기의 성능 검증을 위한 1자유도 테스트베드다. 1자유도 테스트베드는 액츄에이터



그림 9는 보상기 적용 실험을 진행한 휴머노이드 THORMANG이다. 휴머노이드 THORMANG은 32개의 액츄에이터 모듈로 이루어져 있다. 각각의 팔에 8개, 머리에 2개, 상체에 2개, 그리고 각각의 다리에 6개의 액츄에이터가 들어가 있다. 그림 10에는 THORMANG의 전신 관절 배치가 묘사되어 있다. THORMANG의 하체를 구성하는 12개의 액츄에이터 모듈은 Dynamixel PRO(H54-200-S500-R)로 동일하다. THORMANG의 키는 1.47m 이고 무게는 57kg이다. 또한 휴머노이드 골반의 orientation 측정을 위해 IMU(3DM-GX4-25)가 부착되어 있다. 액츄에이터는 총 4개의 RS-485 통신선을 이용해 제어기와 통신한다. 제어 주기는 250Hz이다[20].



그림 9. 휴머노이드 THORMANG

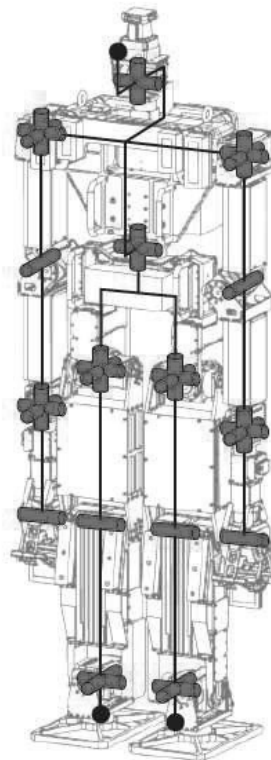


그림 10. 관절 배치도[20]

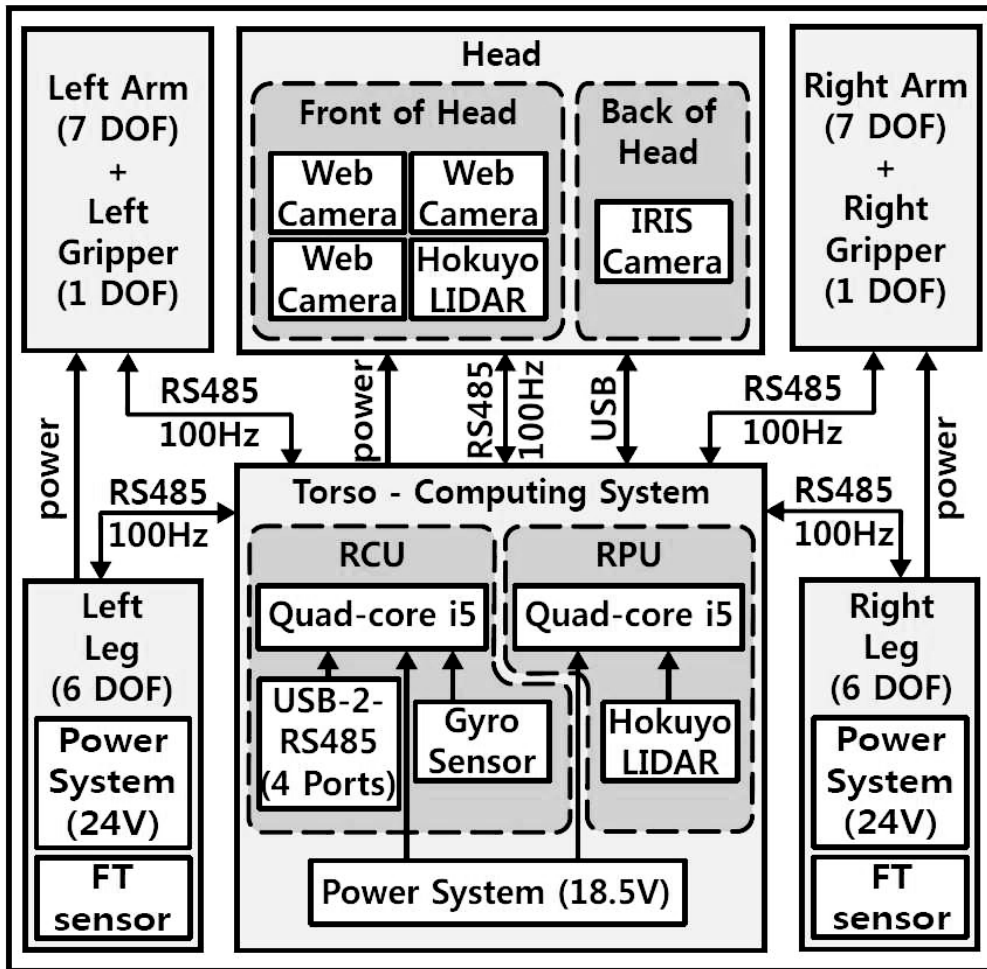


그림 11. THORMANG 시스템 구조도[20]

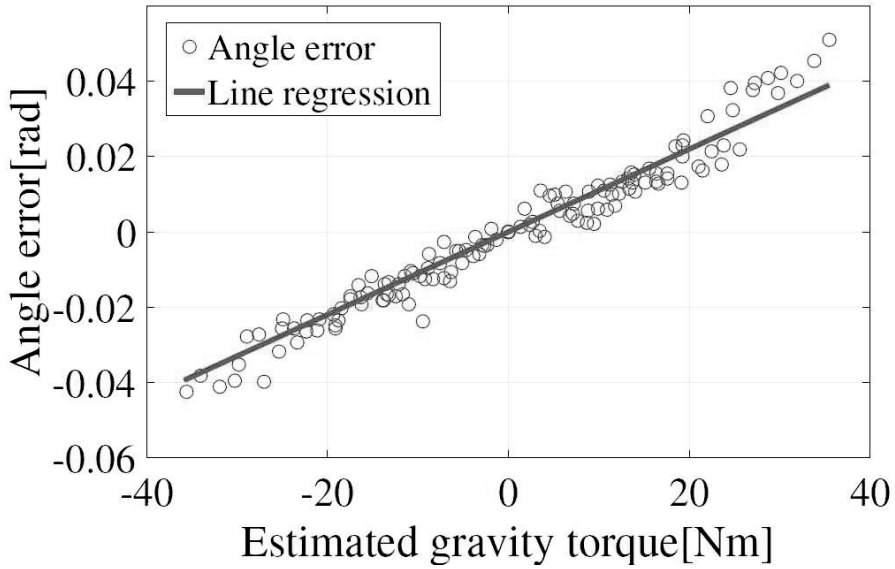
그림 11에는 휴머노이드 THORMANG의 전체적인 시스템 구성이 묘사되어 있다.

## 4.2 1자유도 테스트 베드를 이용한 실험

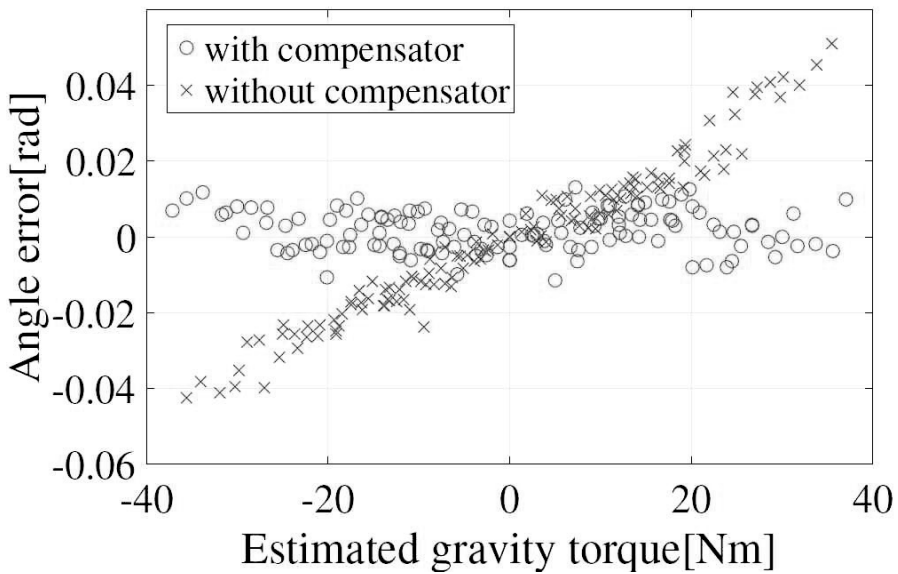
중력에 의한 부하 토크와 액츄에이터의 변형 값 사이의 관계를 구하기 위해 무게추를 다양한 각도에 위치시킨 채 변형 값을 측정하였다. 그림 12(가)는 액츄에이터 변형 값과 중력에 의한 부하토크 사이에 강한 선형 관계가 있음을 보여준다. 이 실험을 통해서 액츄에이터 모듈의 stiffness ( $k_{joint}$ )가 1001Nm/rad 임을 알 수 있다. 따라서 액츄에이터의 변형은 식 (3)에서와 같이 선형 모델로 모델링함이 타당함을 알 수 있다.

그림 12(가)를 통해서 구한 액츄에이터 모듈의 stiffness를 이용하면 입력 및 출력 보상기를 설계할 수 있다. 그림 12(나)에는 1자유도 테스트 베드에 설계된 입력 및 출력 보상기 적용 전, 후의 실험 결과가 묘사되어 있다. 그림 12(나)에서 볼 수 있듯이 보상기 적용 전의 제어 목표 값과 액츄에이터 출력단 값 사이의 오차는  $-0.0562 \sim 0.0417\text{rad}$  임을 확인할 수 있다. 반면에 보상기 적용 후의 오차는  $-0.0037 \sim 0.0071\text{rad}$ 으로 줄었음을 확인할 수 있다. 결론적으로, 본 논문에서 제안하는 보상기를 이용하면 액츄에이터의 탄성에 의한 제어 정확도 감소 문제를 줄일 수 있다.

또한 이 실험 결과를 통해 3.1에서 했던 가정인 중력에 의한 부하토크만을 이용한 보상기도 유효함을 확인할 수 있다.



(가) 중력에 의한 부하토크와 액츄에이터의 변형값 사이의 관계



(나) 설계된 보상기 적용 전,후 제어 목표값과 출력단값 사이의 오차

그림 12. 1자유도 테스트베드를 이용한 실험결과

### 4.3 휴머노이드를 이용한 실험

본 논문에서 제안한 보상기의 성능을 휴머노이드 THORMANG을 이용해서 검증하였다. 실험을 위해 먼저 기존의 보행 제어기[20]에 보상기를 적용하였다. 보상기 적용 여부에 따라 보행 안정성이 어느 정도 변화하는지에 초점이 맞춰진 실험이므로 보상기는 12자유도를 가진 휴머노이드의 하반신에만 적용하였다. 1자유도 테스트베드에서 사용한 액츄에이터 모듈과 휴머노이드 THORMANG에 적용된 12개의 액츄에이터 모듈이 모두 같은 모델의 액츄에이터 모듈이므로 액츄에이터의 stiffness( $k_{joint}$ )는 1자유도 테스트베드에서 얻은 값을 사용하였다. 평지인 환경에서 보행 실험을 진행하였고 먼저 quasi-static 보행인 느린 보행(24sec/step) 조건에서 보상기 적용 여부에 따른 보행 안정성 변화를 관찰하였다. 다음으로는 빠른 보행(3sec/step) 조건에서 보상기 적용 여부에 따른 보행 안정성 변화를 관찰하였다. 실험에서 언급하는 한 스텝(step)은 순차적으로 양발지지-단발지지-양발지지 로 구성되어 있다. 느린 보행 조건에서는 양발지지시간이 7초, 단발지지시간이 10초인 스텝을 사용하여 보행 안정성을 실험하였고 빠른 보행 조건에서는 양발지지시간이 1.1초, 단발지지시간이 0.8초인 스텝을 사용하여 보행 안정성을 실험하였다.

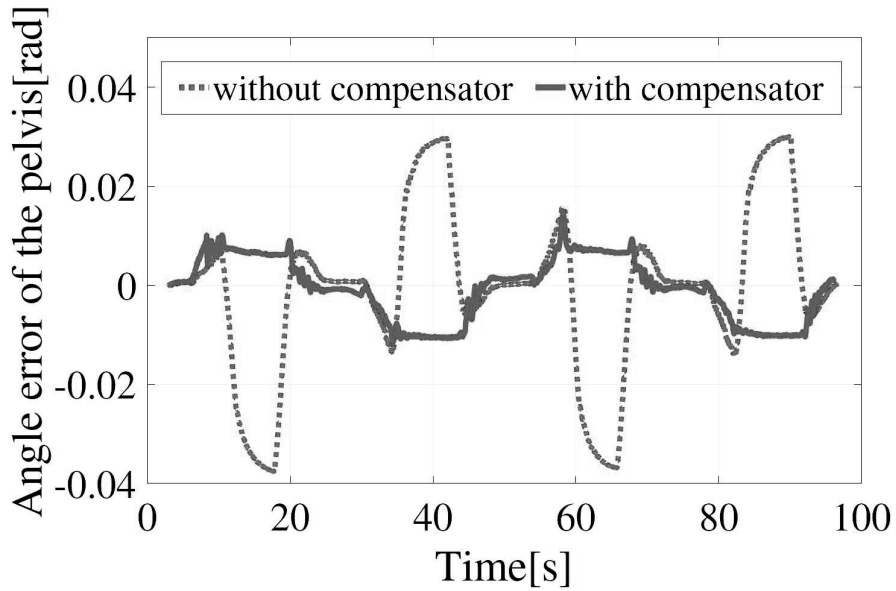
실험에서는 먼저, 로봇 골반의 각도 측정을 통해 제안된 보상기의 성능을 평가하였다. 실험에 사용한 휴머노이드 보행 제어기는 로봇의 골반이 항상 지면과 평행할 수 있도록 제어 명령을 생성한다. 따라서 로봇 골반 각도와 지면의 각도와의 차이가 보상기의 성능을 나타내는 지표 중 하나다. 두 번째로는, Force/Torque sensor를 활용하여 보행 중 측정된 ZMP의 비교를 통해 보상기 적용 여부에 따른 보행 안정성이 얼마나 향상되었는지 비교해보았다. 즉, 보상기 적용 여부에 따라 측정된 ZMP가 목표



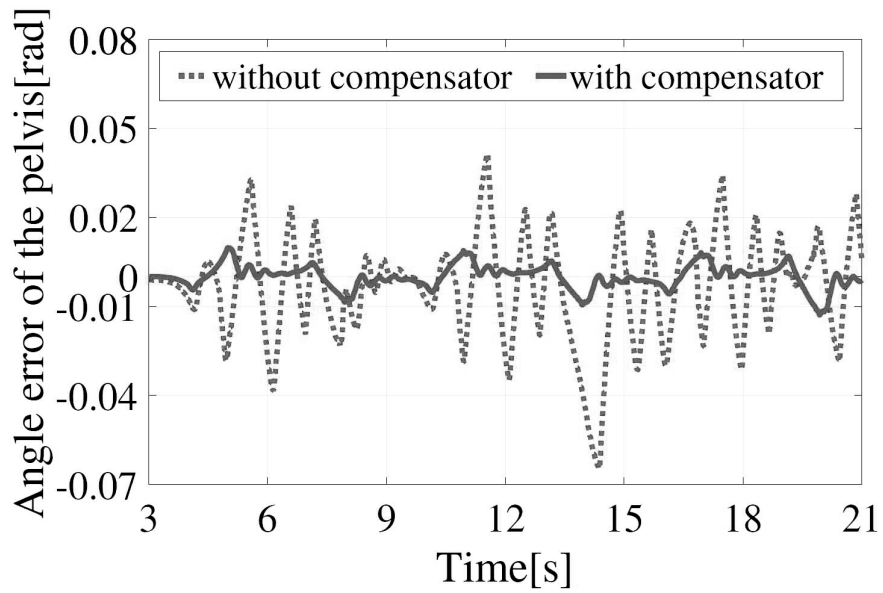
ZMP 경로를 잘 따라가는지 확인해보는 과정을 통해 로봇의 액츄에이터들이 제어 목표 값을 잘 따라갔으며 보행 안정성이 개선되었는지를 확인해보았다.

그림 13은 각각의 보행 조건에서 골반과 지면 사이의 각도 차이를 나타낸 그래프이다. 이 각도 차이는 골반에 달려 있는 IMU를 통해서 측정하였고 골반의 제어 목표 orientation은 지면에 평행한 상태다. 그림 13에서는 제안된 보상기가 적용되었을 때 골반의 각도 오차가 현저히 줄어들었음을 확인할 수 있다. 그림 13(가)에서 골반의 각도 오차가 보상기 적용 전 0.04rad에서 보상기 적용 후 0.01rad 미만으로 줄어들었음을 확인할 수 있다. 특히 그림 13(나)를 통해서 dynamic motion이 같이 발생하는 빠른 보행 조건에서도 제안된 보상기가 효과가 있음을 확인할 수 있다. 빠른 보행에서도 보상기가 적용된 상태에서는 각도 오차가 0.01rad 미만으로 억제되고 진동 또한 현저히 줄어들었음을 볼 수 있다.

그림 14는 각각의 보행 조건에서 측정된 ZMP를 나타낸 그래프이다. 그림 14(가)에서는 느린 보행 조건에서 보상기 적용 후 보행 상태전이 구간과 단발지지구간의 목표 ZMP 경로 추종 능력이 향상되었음을 확인할 수 있다. 그림 14(나)에서는 빠른 보행 조건에서 보상기가 적용되지 않았을 경우 보행 상태전이 구간과 단발지지구간 등에서 의도하지 않은 ZMP의 진동이 발생함을 관찰할 수 있다. 반면에 보상기가 적용된 빠른 보행 조건에서는 의도하지 않은 ZMP 진동이 사라지고 목표 ZMP 경로 추종 능력이 향상되었음을 확인할 수 있다.

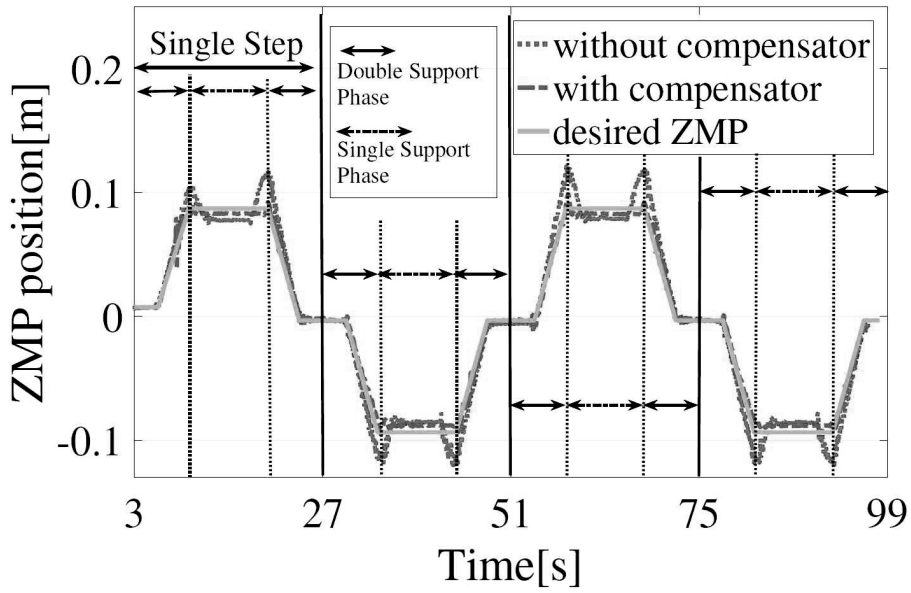


(가) 느린 보행 (24sec/step)

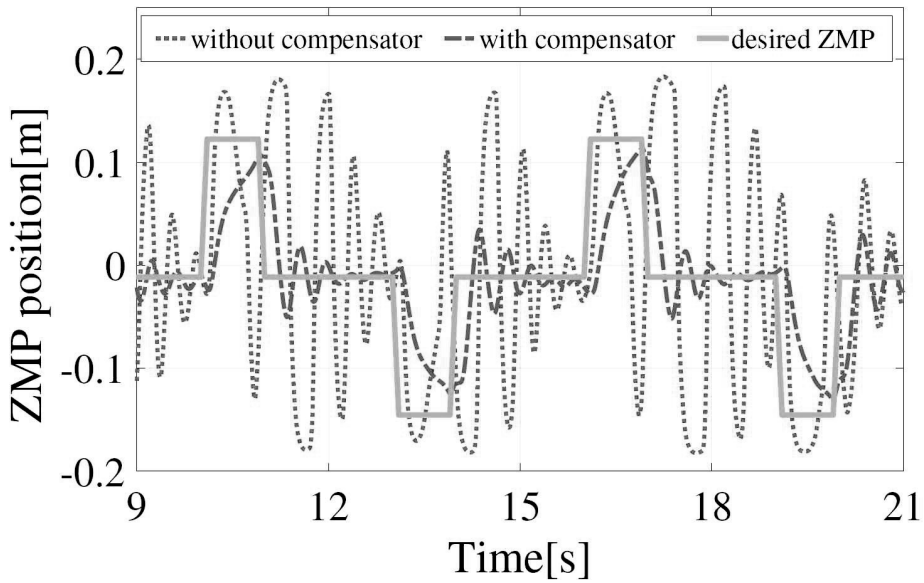


(나) 빠른 보행 (3sec/step)

그림 13. 휴머노이드 골반의 각도 오차



(가) 느린 보행 (24sec/step)



(나) 빠른 보행 (3sec/step)

그림 14. 측정된 ZMP의 위치

#### 4.4 기존 방식 추정기와 출력 보상기 비교

선행 연구에서 현재 출력단 값을 추정하는 방식은 식 (10)에서  $\tau_g(\theta_{joint})$  대신  $\tau_g(\theta_d)$  를 사용하는 방식이다. 즉 본 논문에서 제안한 1차 테일러 전개나 뉴턴 방법을 사용하지 않고 기존에 알고 있는 값인 엔코더 값( $\theta_{enc}$ ) 과 제어목표 값( $\theta_d$ )만으로 쉽게 추정할 수 있는 방식이다. 그러나 이 방식의 추정은 로봇이 완전히 정상상태에 있을 때  $\theta_d = \theta_{joint}$  인 상황에서만 성립하는 추정이다. 반면에 본 논문에서 제안한 출력 보상기의 출력단 값 추정 방식은 1차 테일러 전개나 뉴턴 방법을 사용하여 모든 동적인 상태에서의 출력단 값 추정도 대응이 가능한 방식이다.

그림 15는 중력에 의한 부하토크에 대해 기존 추정방식으로 얻은 출력단 값과 본 논문의 추정방식을 사용해 얻은 출력단 값 차이를 나타낸 그래프이다. 본 논문에서 제안한 출력 보상기의 추정 방식이 기존 추정방식에 비해 중력에 의한 부하토크에 따라 최대 0.004rad 까지 더 정확함을 알 수 있다.

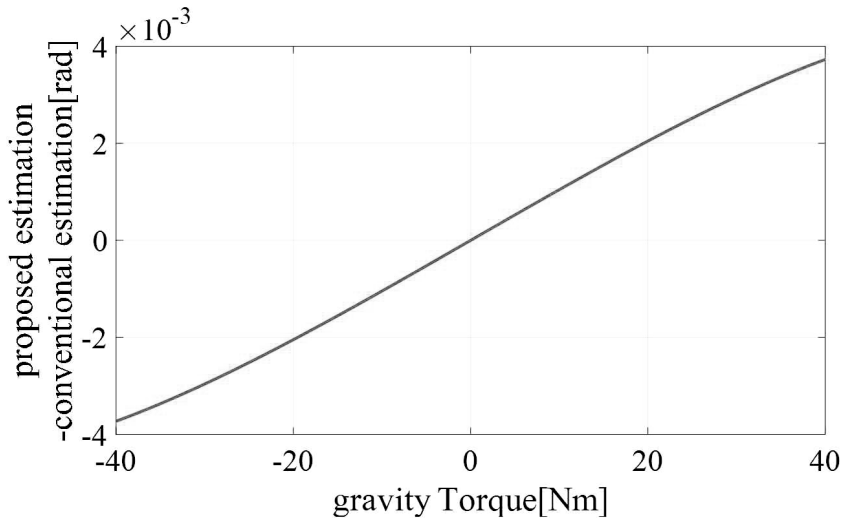


그림 15. 기존 추정 방식과 제안한 추정 방식의 비교



## V. 결 론

본 논문에서는 1자유도 테스트베드를 이용한 실험을 통해 얻은 선형 탄성 모델에 기반하여 액츄에이터의 탄성으로 인한 제어 정확도 하락 문제를 해결하기 위한 보상기를 제안하였다. 보상기 설계에 필요한 각 관절에 걸리는 부하토크는 휴머노이드 모델을 이용하여 각 관절에 걸리는 중력에 의한 부하토크 추정 결과를 사용하였다. 또한 제안한 보상기를 1자유도 테스트베드와 휴머노이드 THORMANG에 적용하여 보상기의 성능을 검증하였다. 특히, 휴머노이드의 보행 조건을 quasi-static 조건인 느린 보행과 dynamic motion이 생기게 되는 빠른 보행 두 가지 조건 모두에서 실험을 하였고 각각의 조건에서 모두 보상기의 적용이 로봇의 제어 성능 및 보행의 안정성을 향상시킴을 확인하였다.

제안된 모델과 보상기의 주요한 학술적 가치는 다음과 같다. 먼저, 제안된 선형 탄성 모델은 부가적인 센서 없이 액츄에이터에 발생한 변형의 정도를 추정할 수 있게 해준다. 이 모델의 적합성은 반복적인 실험을 통해 증명하였다. 두 번째로, 각 관절에 걸리는 부하토크 또한 휴머노이드 모델을 기반으로 하여 추정한다. 따라서 위치 제어 액츄에이터가 적용된 휴머노이드에서도 토크 센서 없이 각 관절에 걸리는 부하토크를 추정할 수 있다. 세 번째로, 본 논문에서 제안하는 보상기를 통해 휴머노이드 보행이 안정해짐을 확인하였다. 특히 본 논문에서는 중력에 의한 부하토크를 이용한 보상기를 설계하여 휴머노이드 보행에 적용하였음에도 quasi-static 보행인 느린 보행(24sec/step) 뿐만 아니라 dynamic motion이 포함되는 빠른 보행(3sec/step)에서도 충분히 안정적인 보행을 보여줄 수 있었다. 마지막으로, 본 논문에서 제안하는 출력 보상기는 일종의 추정기로 이전의 논문들에서 제안한 간단한 방식의 출력단 값 추

정이 아닌 더욱 정확한 액츄에이터 출력단 값의 추정이 가능한 방법을 제안하였다.

본 논문에서는 중력에 의한 부하토크에 의한 변형을 보상하는 방법에 대해서 주요하게 논의하였다. 향후 연구로는 Dynamic motion이 포함되는 다양한 보행과 작업 환경에 대해서 보상기를 적용하는 방법에 대한 연구를 통해 본 논문의 연구를 더욱 확장해 나가고자 한다.

## 참 고 문 헌

- [1] M. Vukobratovi'c, "Humanoid robotics, past, present state, future," Director Robotics Center, Mihailo Pupin Institute, vol. 11000, pp. 13 - 27, 2006.
  
- [2] E. Guizzo and E. Ackerman, "The hard lessons of darpa's robotics challenge [news]," Spectrum, IEEE, vol. 52, no. 8, pp. 11 - 13, 2015.
  
- [3] S. Abiko and K. Yoshida, "Adaptive reaction control for space robotic applications with dynamic model uncertainty," Advanced Robotics, vol. 24, no. 8-9, pp. 1099 - 1126, 2010.
  
- [4] S.-H. Hyon and G. Cheng, "Disturbance rejection for biped humanoids," in Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on. IEEE, 2007, pp. 2668 - 2675.
  
- [5] M. Morisawa, S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Miura, and K. Yokoi, "Balance control based on capture point error compensation for biped walking on uneven terrain," in Humanoid Robots (Humanoids), 2012 12th IEEE-RAS International Conference on. IEEE, 2012, pp. 734 - 740.
  
- [6] E. Rigaud and J. Sabot, "Effect of elasticity of shafts, bearings,



casing and couplings on the critical rotational speeds of a gearbox,” arXiv preprint physics/0701038, 2007.

- [7] C. Ott, A. Albu-Schaffer, A. Kugi, and G. Hirzinger, “On the passivitybased impedance control of flexible joint robots,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 2, pp. 416 - 429, 2008.
- [8] A. De Luca, B. Siciliano, and L. Zollo, “Pd control with on-line gravity compensation for robots with elastic joints: Theory and experiments,” *Automatica*, vol. 41, no. 10, pp. 1809 - 1819, 2005.
- [9] P. Tomei, “A simple pd controller for robots with elastic joints,” *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 36, no. 10, pp. 1208 - 1213, 1991.
- [10] N. Oda and H. Nakane, “An approach of motion compensation for biped walking robots with structural deformation,” in *Advanced Motion Control, 2008. AMC’08. 10th IEEE International Workshop on*. IEEE, 2008, pp. 278 - 283.
- [11] N. Oda and J. Yoneda, “Experimental evaluation of vision-based zmp detection for biped walking robot,” in *Industrial Electronics (ISIE), 2013 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2013, pp. 1 - 6.

- [12] M. Johnson, B. Shrewsbury, S. Bertrand, T. Wu, D. Duran, M. Floyd, P. Abeles, D. Stephen, N. Mertins, A. Lesman, et al., “Team ihmc’s lessons learned from the darpa robotics challenge trials,” *Journal of Field Robotics*, vol. 32, no. 2, pp. 192 - 208, 2015.
- [13] G. Legnani and R. Faglia, “Harmonic drive transmissions: the effects of their elasticity, clearance and irregularity on the dynamic behaviour of an actual scara robot,” *Robotica*, vol. 10, no. 04, pp. 369 - 375, 1992.
- [14] J. W. Sensinger and J. H. Lipsey, “Cycloid vs. harmonic drives for use in high ratio, single stage robotic transmissions,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on. IEEE*, 2012, pp. 4130 - 4135.
- [15] Y. Choi, D. Kim, Y. Oh, and B.-J. You, “Posture/walking control for humanoid robot based on kinematic resolution of com jacobian with embedded motion,” *Robotics, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 6, pp. 1285 - 1293, 2007.
- [16] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi, and H. Hirukawa, “Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point,” in *Robotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA’03. IEEE*
- [17] J. Park and O. Khatib, “Contact consistent control framework for

humanoid robots,” in Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE, 2006, pp. 1963 - 1969.

[18] S.-H. Hyon, J. G. Hale, and G. Cheng, “Full-body compliant human - humanoid interaction: balancing in the presence of unknown external forces,” IEEE Transactions on Robotics, vol. 23, no. 5, pp. 884 - 898, 2007.

[19] <http://support.robotis.com/>

[20] S. Kim, M. Kim, J. Lee, S. Hwang, J. Chae, B. Park, H. Cho, J. Sim, J. Jung, H. Lee, et al., “Approach of team snu to the darpa robotics challenge finals,” in Humanoid Robots (Humanoids), 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on. IEEE, 2015, pp. 777 - 784.

Abstract

# Improvement of Humanoid Gait Control using Actuator Deformation Model

Jeeseop Kim

Department of Intelligent Systems  
Graduate School of Convergence Science and Technology  
Seoul National University

Recently, many humanoids are being developed with the aim of a model that can be used in industry and social environment. In humanoids, unlike small humanoids, which can be used in industrial fields and social environment, the inevitable elasticity of actuators has a undeniable effect on humanoid control. In particular, the elasticity of the actuator has a negative effect on the static and dynamic performance of the robot. Furthermore, in the case of humanoid walking, the elasticity of the actuator may cause problems not only in the performance of the humanoid but also in the most important stability in walking. To solve this problem, we first modeled the actuator deformation. Also we proposed a compensating method to

improve the stability of the gait control based on the actuator deformation model proposed in this paper. The proposed algorithm is implemented in a humanoid robot and its performance is verified by experiments on gait stability.

***Keywords*** : Humanoid, Gait, Control, Stability, Actuator, elasticity, Gear Deformation, Estimation

***Student Number*** : 2014-24843