

# 중력보상기 기반의 하지용 외골격 장치 설계 연구

## Study of a Gravity Compensator for the Lower Body

최형식<sup>1,✉</sup>, 김동호<sup>2</sup>, 전지광<sup>2</sup>

Hyeung Sik Choi<sup>1,✉</sup>, Dong Ho Kim<sup>2</sup> and Ji Kwang Jeon<sup>2</sup>

1 한국해양대학교 기계정보공학부 (Department of Mechanical and Information Engineering, Korea Maritime Univ.)

2 한국해양대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Korea Maritime Univ.)

✉ Corresponding author: hchoi@hhu.ac.kr, Tel: 051-410-4297

Manuscript received: 2010.7.22 / Accepted: 2011.1.25

*This paper is about the design of a new gravity compensator for the lower body exo-skeleton device. The exo-skeleton devices is for increasing the torque of the human body joint for the purpose of helping the disabled, workers in the industry, and military soldiers. So far, most of studied exo-skeleton devices are actuated by the motors, but motors are limited in energy such that a short durability is always a big problem. In this paper, a new gravity compensator is proposed to reduce the torque load applied to human body joints due to gravity. The gravity compensator is designed using a torsional bar spring, and its structure and characteristics are studied through the test and computer simulation. A design concept on the exo-skeleton device using the gravity compensator is presented. An analysis and computer simulation on the torque reduction of the proposed exo-skeleton device that applies and non-applies the gravity compensator are performed.*

Keywords : Tortion Bar (토션 바), Gravity Compensator (중력보상기), Exo-skeleton (외골격)

### 1. 서론

전체 고령인구의 대다수가 만성퇴행성 질환으로 인한 신체장애를 겪고 있는 실정으로 쾌적한 노후를 영위하기 위한 실버 재활 및 복지 관련 연구개발의 필요성이 강조되고 있으며, 복지 선진국에서는 실버산업이 매우 중요한 고부가가치 기술 집약형 산업으로 자리 잡고 있다. 또한, 산업체에서는 숙련공의 고령화에 따른 인력수급 문제나 무거운 작업물을 장기간 이송함으로써 발생하는 근골격계 질환 같은 산업 재해문제 등으로 작업효율이 저하되어 생산성을 낮추는 요인이 되어서 이들의 재해 방지나 건강유지에 많은 관심이 증가하고 있다. 이러한 고령, 신체 장애자 및 산업계 종사자

들의 근력증강이나 보행 및 작업 보조를 위한 외골격장치에 대한 연구가 매우 활발히 진행되고 이 분야의 연구와 관심이 더욱 증가하고 있다.

이외에도 외골격장치는 군사용이나 재활치료에 적용되어 연구되고 있다. 서강대에서는 노인들을 대상으로 하지부분의 착용형 능동 orthosis device 를 개발하는 선도적 연구를 행하였다. 하지만, 보행의도를 전적으로 신호처리에 의존함으로써 환자마다 틀린 마비정도로 인해 사용자의 정확한 보행의도를 획득하기는 어려운 단점이 있다.<sup>1</sup> KAIST 에서 환자에 가해지는 중량을 조절 가능한 중량 지지대기능을 가진 걸음보조용 로봇에 대한 연구를 수행하였다.<sup>2</sup> 서울대 조선해양공학과에서 조선소의 블라스팅 작업시에 작업자의 근 골격계 질환예방

을 위한 작업지원 로봇의 개념설계를 수행하였다.<sup>3</sup> 한양대에서 공사현장에서 작업자들의 근 골격계 질환예방을 위해 근력을 증강하는 모터기반의 웨어러블 로봇에 대한 연구를 수행하였다.<sup>4</sup>

국외에서는 하지용 근골격장치에 대한 많은 연구를 해오고 있다. 대표적인 것으로 버클리 대학에서는 군사적 목적으로 사용자의 배낭 중량을 경감시키기 위해 유압으로 작동되는 BLEEX 시스템에 대한 심도있는 연구를 수행하여 적용 단계에 이르고 있다.<sup>5</sup> 또한, 유압으로 동작되는 실린더를 적용하여 80kg 이상의 중량을 경감할 수 있는 웨어러블 장치에 대한 연구개발을 Sarcos Research Corporation 에서 수행하였다.<sup>6</sup> MIT 의 바이오메카트로닉스 그룹에서는 에너지 축적을 위해 골반과 발목에 스프링 장치를 설치한 반수동 경량 외골격 장치를 연구하였다.<sup>7</sup> 그리고 일본에서는 츠크바대학교에서 노약자 및 장애인 보행 지원을 위한 하지 웨어러블 로봇 HAL 개발하여 실용화하고 있다.<sup>8</sup> 그리고 가나가와 공업 대학교 Wakisaka 는 공압을 이용하여 사람을 들어 올리는 동작을 위한 웨어러블 로봇을 개발하였다.

현재 연구가 진행되는 외골격장치의 경우에 구동기나 센서를 이용하기 때문에 전원 공급에 대한 제약은 가지게 된다. 이러한 제약은 산업현장이나 필드에서 사용하기엔 전원공급의 문제를 동반하므로 적은 전원 공급을 하는 연구는 매우 중요한 이슈이다.

본 연구에서는 스프링의 복원력을 이용하며 중력으로 인하여 인체에 가해지는 부하를 보상하는 중력보상기를 활용한 새로운 개념의 하지용 외골격 장치에 대한 연구를 하였다. 이 연구의 선행연구로는 압축스프링을 이용한 모듈형태의 중력보상기를 이족보행로봇에 적용하여 관절구동기에 가해지는 부하토크를 대폭 감소시킨 연구가 있다.<sup>9</sup> 하지용 외골격 장치의 관절부에 토션바를 이용한 새로운 구조의 중력보상기 연구와 이를 적용한 하지용 외골격 장치의 설계에 대한 연구를 수행하였다.

## 2. 토션바를 이용한 중력보상기 구성과 성능

### 2.1 토션바를 적용한 중력보상기 구조

토션바를 적용한 중력보상기(이하 중력보상기)의 구조는 다음 Fig. 1 과 같이 링크와 링크 사이에서 일어나는 관절의 회전운동을 토션바의 비틀림탄성력을 이용하여 외부에서 중력 방향으로 가해

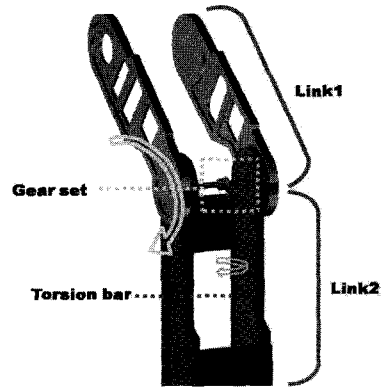


Fig. 1 Joint Link with gravity compensator

지는 힘을 감쇄시키는 구조이다.

외부 부하에 대한 중력보상기의 보상력을 결정하고 이에 해당하는 토션바의 직경과 길이를 포함하는 기구부를 설계함으로써 간단하게 관절에 적용할 수 있어 수직하중으로 인한 모멘트력을 받는 외골격 장치의 회전관절 기구부에 적용하기 위해 모터와 함께 사용하거나 독자적인 관절 구동기로 구성한다.

보상력을 결정하기 위해 토션바의 특성에 대한 역학관계 해석이 필요하다. 본 연구에서는 일반적으로 토션바로 사용하는 원기둥 형태의 토션바를 사용하였다. 기구부를 구성하는 링크에 가해지는 부하와 토션바의 역학관계는 Fig. 2 와 같이 표현된다.

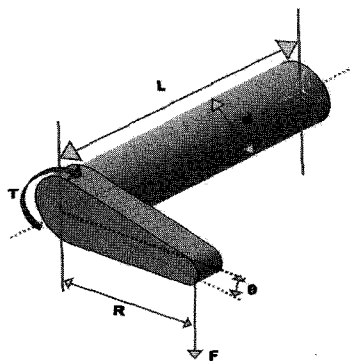


Fig. 2 Operational structure of the torsion bar

$$T = FR \cos \theta \quad (1)$$

여기서  $F$  는 링크에 걸리는 비틀림력이고,  $R$  은 토션바와 결합된 링크와 하중  $F$  가 걸리는 거리이며

T 는 토션바에 걸리는 힘이다. 토션바의 회전각도  $\theta$  에 비례하여 보상력이 발생한다.

중력보상기의 보상력과 허용 각도와와의 관계는 Eq. (2)로 표현된다.

$$\theta = \frac{32}{\pi d} \cdot \frac{TL}{G} \quad (2)$$

여기서 L 은 토션바의 길이, G 는 전탄성계수이고 d 는 토션바의 지름이다. 하지만, Eq. (1) 및 (2)의 보상토크는 다음의 전단응력  $\tau_{max}$  내에서 이루어져야 한다. 제약조건 식은 다음과 같으며  $I_p$  는 극 2 차 단면계수 이다.

$$\tau_{max} = \frac{Tr_{max}}{I_p} = \frac{16}{\pi d^3} \quad (3)$$

역으로 보상토크와 허용전단응력에 따라 토션바의 직경 를 정할 수 있다. Eq. (1)-(3)은 회전판 절부에 중력보상기의 적용으로 인한 보상력과 설계 인자들간의 관계를 나타낸다. 토션바의 특성값들에 의해 중력보상기의 토크 보상 성능이 결정된다.

고안된 중력보상기를 최적으로 설계하여 외골격 장치에 적용하면 구동기를 사용하지 않고도 회전각에 따른 토크를 크게 보상할 수 있다. 본 연구에서는 중력보상기의 성능을 검증하기 위하여 기본적인 실험 장치를 구축하고 실험하였다.

### 2.2 중력보상기의 특성 실험

토션바의 성능과 기계적 특성을 파악하기 위하여 실험 장치를 제작하여 성능 실험을 진행하였다. 실험에 사용된 토션바는 길이 307mm 지름 6mm 로 스프링 강이다. 이는 인체에 적용할 때 다리 길이에 적합하고 지름이 크지 않아 착용하기에 적합한 사이즈이다. 이를 하중이 걸리는 링크와 헬리컬 베벨기어로 연결하여 링크에 걸리는 하중의 변화에 따라 토션바의 비틀림 각을 측정하여 이를 계산된 이론 값과 비교하여 제작된 토션바에 걸리는 부하에 따른 각도변화를 측정하였다.

Table 1 은 실험 결과와 식(3)에 의해 계산된 이론적 수치를 비교하여 나타낸 것이고 Fig. 3 은 결과를 나타낸 그래프이다. 하중은 Table 1 과 같이 점진적으로 증가시키며 실험하였다.

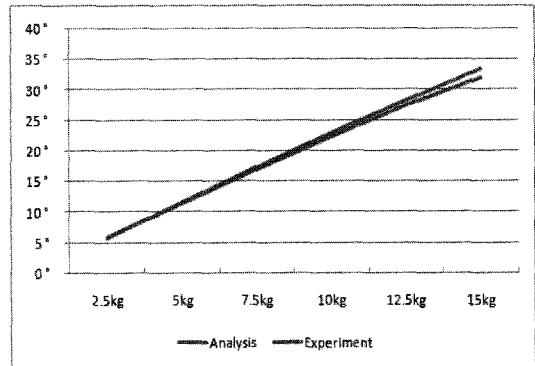


Fig. 3 Test result of gravity compensator

실험값을 통하여 외부하중(Load) 증가에 따른 토션바의 각도 변화는 역학식을 기초로 한 값과 유사함을 확인하였다. 각도가 증가함에 따라 부하가 선형적으로 증가하는 것은 탄소강 계수 G 값의 차이로 인한 것으로 추정되며 선형적으로 역으로 G 의 값을 보정하여 적용하면 오차는 제거된다. 실험결과와 같이 선형적인 실험결과로 토션바를 기구부에 적용하여 중력보상기의 보상력을 이용한 하지근력보조기구의 해석 및 설계의 가능성을 확인하였다.

Table 1 Test result of gravity compensator

Load(kgf)	Theoretical	Test
2.5	5.83°	5.94°
5	11.63°	10.7°
7.5	17.34°	16.1°
10	22.91°	20.9°
12.5	28.28°	25.9°
15	33.42°	30.1°

### 3. 중력보상기를 적용한 하지용 외골격 장치의 설계

#### 3.1 중력보상기 적용 하지용 외골격장치

중력보상기를 적용한 하지용 외골격 장치의 자유도를 나타내는 전체 기구부 구성은 Fig. 4 와 같다.

전체 외골격 장치의 높이는 825mm 폭은 304mm 무게는 2.6kg 인 총 6 자유도를 가지는 외골격 장치이다. 사용자가 착용하였을 때 기초적인 보행시에 관절에 무리를 주는 외력을 자연스럽게 보조할 수 있는 구조로 설계하였다.

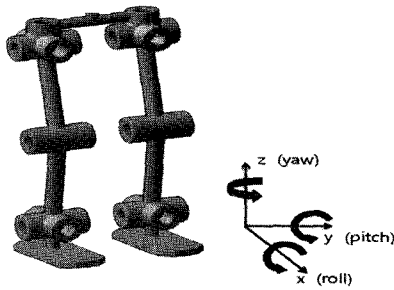


Fig. 4 6 d.o.f exoskeleton of lower body

신체가 다양한 사용자들을 고려해야하므로 인체 관절의 회전 중심에 외골격 장치의 회전 중심을 조정할 수 있는 가변링크를 적용하고 양쪽 무릎과 고관절엔 중력보상기를 적용하여 설계한 것은 Fig. 5 와 같다. 무게를 줄이기 위해 중공 바(bar)를 이용하여 토션바 가이드 역할과 형태를 잡아주는 링크로 기구부를 설계하였다. Table 2 는 설계된 하지용 외골격 장치의 규격이다.

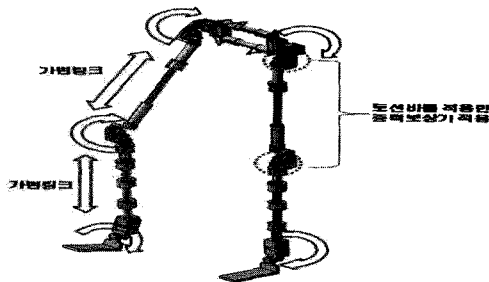


Fig. 5 Design of the exoskeleton for lower body

Table 2 Specification of exoskeleton of the lower body

Height	825(mm)	
Weight	2.6(kg)	
Gravity compensator	Left leg	gear set+torsion bar
	Right leg	gear set+torsion bar

### 3.2 고관절 기구부 구성

하지용 외골격 장치의 고관절 기구부는 Fig. 6 과 같이 2 자유도를 가지며 자연스러운 동작을 구사할 수 있도록 구성되어 있다. 동작범위의 경우 인체의 엉덩이 부분 관절운동에 따른 제한 각 통계자료를 적용하였으며 피치 운동을 하는 제 2 축에는 중력보상기를 적용하였다. 고관절의 회전반

경은 142° 로 통계적 데이터인 평균값 106° 보다 여유있게 설계하였다.

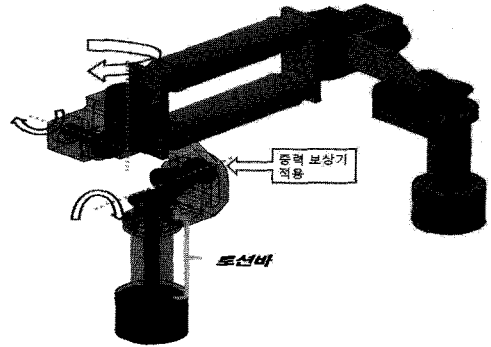


Fig. 6 Modeling of the coax joint

### 3.3 무릎관절 및 발목관절 기구부 구성

하지근력보조기구의 무릎관절 및 발목관절 기구부는 Fig. 7 과 같이 각각 1 자유도(무릎) 2 자유도(발목)를 가지며 무릎관절의 경우 동작범위가 크기 때문에 토션바의 비틀림을 통한 보상력을 크게 하였다.

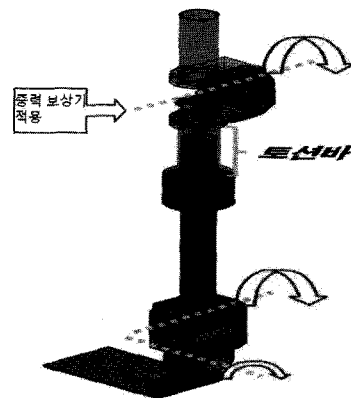


Fig. 7 Modeling of the knee joint

무릎관절의 경우 바의 길이를 조정할 수 있도록 하였으며 기어세트를 이용하여 토션바의 비틀림력을 통한 중력보상이 가능하게 설계하였다. 발목관절의 경우 인체의 움직임을 근사적으로 따라 움직일 수 있게 하기 위해 2 자유도를 선택하여 기구부를 구성하였다. 무릎관절의 회전반경은 원활한 동작을 위하여 인체의 통계 자료를 통하여 90° 로 설계하여 인체회전각인 70° 보다 크게 설계하였다.

4. 중력보상기를 적용한 하지용 외골격 장치의 해석

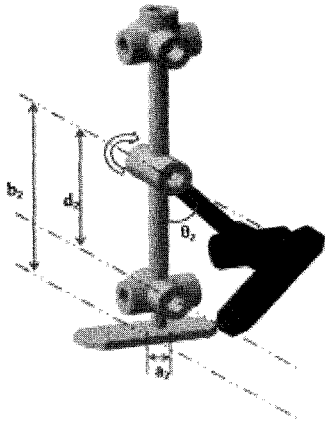


Fig. 8 Torque analysis of the coxa joint

하지용 외골격 장치를 착용하고 보행할 때 중력 보상기가 설치된 고관절과 무릎관절에 가해지는 유동적인 부하토크를 구하는 일반적인 방정식과 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 중력보상기가 설치된 관절과 그렇지 않은 관절에 가해지는 부하토크를 해석하고 비교하였다. 이를 위하여 적용관절을 중심으로 발생하는 관성모멘트를 근사적으로 단순화한 모델에 적용하여 계산한다. 지지축에 작용하 부하토크 해석시 외골격 장치에 걸리는 부하를 사용자의 체중을 65kg 으로 가정하고 한쪽다리로 지지할 때의 동작을 경로를 따라 동작하는 것으로 단순화하여 시뮬레이션 하였다.

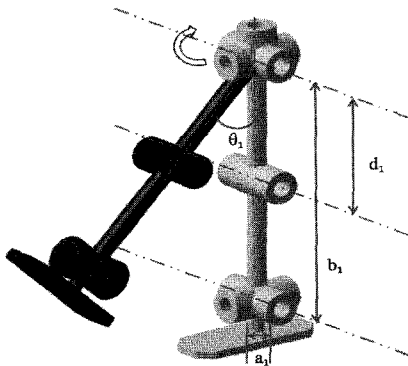


Fig. 9 Torque analysis for the knee joint

중력보상기를 고관절 및 무릎관절에만 적용하고 이들의 독립적인 동작에 대해서 시뮬레이션을

행하였다. Fig. 9 및 10 은 이들 동작을 단순화한 형태로 무릎과 고관절 부의 움직임을 나타낸다.

Table 3 Parameters of the driving joint

i	joint	$a_i$ [mm]	$b_i$ [mm]	$\Theta_i$	$d_i$ [mm]	$m_i$ [kg]
1	Pelvis	24	774.7	35	317.33	60.1
2	Knee	24	429.5	35	198.74	61.6

Fig. 8-9 의  $b_i$  는 회전하는 링크의 해당길이,  $d_i$  는 회전중심과 질량중심의 거리,  $\Theta_i$  는 회전축을 중심으로 움직인 최대 각 변위를 나타낸다. Table 3 는 해석하는 링크의 해당 파라미터 값을 나타낸 것이다. 각 링크의 관성모멘트를 구하기 위해서 각 관절들의 회전각도는  $35^\circ$  , 동작시간은 1second 이고 회전축 마찰저항 토크는 0.5 Nm 로 가정하였다.

회전축이 질량중심과 일치 할 때 Z 축에 대한 관성 모멘트는 Eq.(4)로 정의된다.

$$\theta = \frac{1}{12} m(a^2 + b^2) + md^2 \quad (4)$$

Eq. (4)를 통해 계산한 각 중력보상기 적용링크의 관성모멘트 값은 고관절과 무릎관절에 대해 각각  $I_{e1} = 9.21$ ,  $I_{e2} = 3.20$  이다.

4.1 관절의 각속도 및 각가속도 해석

보행 시의 관절의 각속도를 일반적으로 많이 적용하는 Fig. 10 과 같은 사다리꼴 궤적을 적용하였다. 한 걸음당 걸리는 시간을 정하여 임의 한 사이클에 걸리는 총 시간을 임의 구간을 가지고 가감속 시간을 각각  $t_a$ (s)로, 총 보행시간을  $t_s$ (s)라고 정의하면 다음과 같은 식이 성립한다.

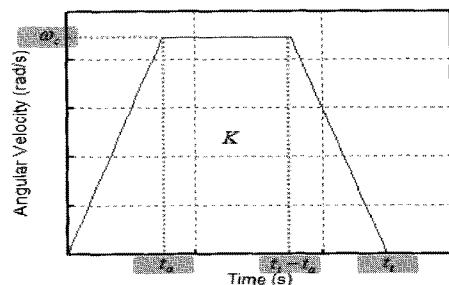


Fig. 10 Time-angular velocity graph

$$K = \frac{t_a \omega_c}{2} + (t_i - 2t_a)\omega_c + \frac{t_a \omega_c}{2} [\text{rad}] \quad (5)$$

$$\omega_c = \frac{K}{t_i - t_a} [\text{rad} / \text{s}] \quad (6)$$

$$\alpha_c = \frac{\omega_c}{t_i} [\text{rad} / \text{s}^2] \quad (7)$$

여기서  $K$  는 총 이동각,  $\omega_c$  는 각속도,  $\alpha_c$  는 각가속도이다. Table 4 는 Eq. (5)~(7)을 통해 얻어진 중력보상기 적용 관절의 각속도, 각가속도 값을 나타낸다.

Table 4 Angular velocity and acceleration of the joint

i	K[rad]	t <sub>i</sub> [s]	t <sub>a</sub> [s]	ω <sub>c</sub> [rad/s]	a[rad/s <sup>2</sup> ]
2	0.6109	1	0.2	0.7636	3.818
3	0.6109	1	0.2	0.7636	3.818

### 4.2 각 관절의 관성력에 의한 토크

각 관절에 작용하는 토크는 크게 가속운동, 등속운동, 감속운동에 대한 토크로 3 단계로 분류할 수 있다. 관성력으로 인해 발생하는 토크( $T_i$ ), 가속에 필요한 토크( $T_{a+}$ ), 등속에 필요한 토크( $T_c = T_f$ ), 감속에 필요한 토크( $T_{a-}$ )는 다음과 같다.

$$T_i = I_s \alpha_i + I_s \omega^2 [N \cdot m] \quad (8)$$

$$T_{a+} = T_i + T_f [N \cdot m] \quad (9)$$

$$T_c = T_f = 0.5 [N \cdot m] \quad (10)$$

$$T_{a-} = T_f - T_i [N \cdot m] \quad (11)$$

### 4.3 중력보상기 적용 및 미적용 관절의 부하 토크해석

토크션바의 길이  $L$ , 토크션바의 전탄성계수  $G$  제작용 토크션바의 직경  $d$ , 각 관절의 회전각도  $\theta$ , 토크션바의 비틀림으로 인해 발생하는 토크를  $T$  라고 할 때 이의 관계를 Eq. (12)와 같이 나타낼 수 있다.

$$T = \frac{G \pi d^4 \theta}{32 L} \quad (12)$$

Table 5 는 각 관절에 적용된 토크션바의 파라미터 값을 나타낸다.

Table 5 Parameters of the torsion bar

$T_{max}$ [kgf/mm <sup>2</sup> ]	$G$ [kgf/mm <sup>2</sup> ]	$d$ [mm]	$L$ [mm]
55	21000	20	100

Eq. (8)~(11)에 따라 고관절 및 무릎관절의 Fig. 8 과 Fig. 9 와 같은 동작에 대한 부하토크를 시뮬레이션하였다. 시뮬레이션에 사용된 궤적은 사다리꼴 속도 궤적 함수로 로봇의 궤적 시뮬레이션에 일반적으로 많이 사용하는 함수이다.<sup>11</sup> Fig. 11 및 12 에서 초기 및 말기 0.2 초 간은 가속 및 감속 구간이고 중간은 정속구간이다. Fig. 11 와 12 은 이러한 궤적을 따라 고관절 및 무릎관절이 운동한다고 가정할 때, 각 관절에 중력보상기를 적용한 경우와 하지 않은 경우에 대해 관절에 가해지는 부하토크를 계산한 것이다. Fig. 11 및 12 에서 중력보상기를 적용한 경우에 관절에 가해지는 부하토크가 상대적으로 적음을 알 수 있다. 이를 평균적으로 계산한 것을 Table 6 에 나타내었다. 시뮬레이션을 통하여 나타난 관절각의 운동범위에 따른 중력보상기의 보상력은 고관절의 경우 평균 27.36%를 가지며 무릎관절의 경우 평균 43%의 큰 감소율을 가짐을 확인할 수 있다.

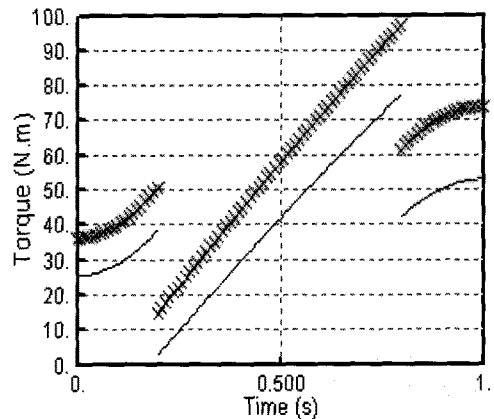


Fig. 11 Graph of torque analysis of coax joint (Slashed line:non-applying GC, Straight line: Applying GC)

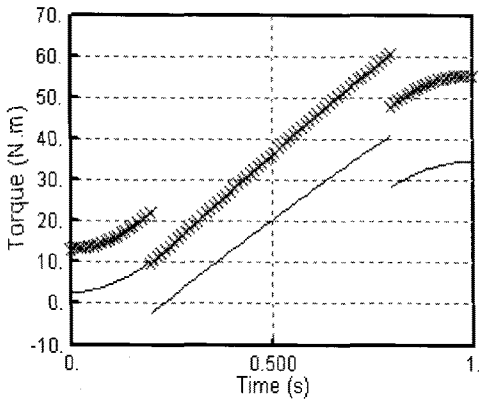


Fig. 12 Graph of torque analysis of knee joint (Slashed line:non-applying GC, Straight line: Applying GC)

Table 6 rms and max Torque of the decrement

i	Joint	Motion	rms torque decrement
1	Pelvis	pitch	27.36%
2	Knee	pitch	43%

### 5. 결론

본 연구에서는 재활치료나 군사용으로 이미 연구된 근력보조기구 구동기의 전원공급의 한계에 대한 문제를 고안한 중력보상기를 적용함으로써 보완하고자 한다. 고안한 중력보상기는 토션바의 토션 스프링력을 이용하여 중력으로 인하여 근력보조기구에 가해지는 토크를 보상하는 장치이다. 이를 위해 중력보상기의 보상력과 동작범위를 결정하는 요소인 토션바의 특성을 연구하였다.

중력보상기를 고관절과 무릎관절에 적용한 하지근력보조 장치를 설계하고 이의 성능을 확인하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 동역학적 해석을 수행하였다. 65kg 의 하중을 갖는 인간이 착용한 경우 고관절과 무릎관절의 pitch 운동에 따른 보상력 시뮬레이션 결과, 중력보상기를 적용한 하지근력보조 장치의 경우 적용하지 않은 경우에 비해 각각 27.36%, 43%의 부하에 따른 감소효과를 가지는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 적용한 중력보상기가 모터와 같은 능동 관절구동기 없이도 관절에 가해지는 부하토크를 크게 감소시킬 수 있음을 확인하였다.

향후 제작한 하지근력보조 장치를 적용한 실험 연구를 통하여 시뮬레이션 결과를 검증할 계획이다.

### 후 기

이 논문은 2010 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2010-0004372).

### 참고문헌

1. Kong, K. and Jeon, D., "A Study on the Control of a New Tendon-Driven Exoskeletal Power Assistive Device," IJCAE, Vol. 11, No. 11, pp. 936-942, 2005.
2. Lee, C., Jeong, I., Seo, K. and Lee, L., "Development of Rehabilitation Robot System for Walking Aid," IEEE Int. Conf. on Rob. & Auto., pp. 2468-2473, 2004.
3. No, M. I., Lee, K. Y., Lee, J. W. and Lee, J. S., "Conceptual Design of Support Robot for shipbuilding to prevent musculoskeletal disorders," 2007 Korea CAD/CAM Conference, pp. 726-734, 2007.
4. Yoon, J., Ryu, J. and Lim, K., "A Novel Reconfigurable Ankle Rehabilitation Robot for Various Exercise Modes," J. of Robotic System, Vol. 22, No. s1, pp. 15-33, 2006.
5. Kazerooni, H., "Human Power Extender: An Example of Human-Machine Interaction via the Transfer of Power and Information Signals," 5th International Workshop on Advanced Motion Control, pp. 565-572, 1998.
6. US Army Research Laboratory, "ARO in review," 2006.
7. Walsh, C. J., Pasch, K. and Herr, H., "An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation," Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots Systems, pp. 1410-1415, 2006.
8. Kawamoto, H. and Sankai, Y., "Comfortable Power Assist Control Method for Walking Aid by HAL-3," IEEE Int. Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 4, pp. 55-62, 2002.
9. Wakisaka, T., Furuya, N., Inoue, Y. and Shiokawa, T., "Automated Construction System for High-rise Reinforced Concrete Buildings," Automation in Construction, Vol. 9, No. 3, pp. 229-250, 2000.
10. Cho, H. S., Na, W. H., Kim, D. H. and Choo, W. W., "A study on the Biped Walking Robot applying a

Gravity Compensator," J. of KSPE, Vol. 27, No. 7, pp. 55-62, 2010.

11. Spong, M. W. and Vidyasagar, M., "Robot Dynamics and Control," John Wiley & Sons, 1989.