



저작자표시-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 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

중력보상기를 적용한 하지근력보조기구의
최적설계에 관한 연구

A Study on the Optimum Design of Exoskeleton

Applied to a Gravity Compensator

지도교수 최형식



2009년 2월

한국해양대학교 대학원

기계공학과

김동호

本 論 文 을 金 東 浩 의 工 學 碩 士 學 位 論 文 으 로 認 准 함 .

위 원 장 조 종 래 (인)

위 원 최 형 식 (인)

위 원 정 재 현 (인)



2009년 2월

한국해양대학교 대학원

목 차

Abstract

그림목차

표목차

제 1 장	서 론	9
1.1	연구 배경	9
1.2	연구 동향	10
1.3	연구 목적	12
제 2 장	토션바를 이용한 중력보상기 구성과 성능	14
2.1	기존의 중력보상기	14
2.2	토션바를 적용한 중력보상기 구성	15
2.3	토션바를 적용한 중력보상기의 역학해석	16
제 3 장	중력보상기 적용 근력보조기구의 구성	20
3.1	사용대상 및 관절운동 범위 조사	20
3.2	하지 근력보조기구의 시스템 구성	24
3.3	하지 근력보조기구의 관절 기구부 구성	27
3.3.1	고관절 기구부 구성	27
3.3.2	무릎관절 기구부 구성	29
3.3.3	가변링크 구성	31
제 4 장	중력보상기를 적용한 관절의 작용토크 해석	34
4.1	중력보상기를 적용한 관절의 작용 토크 해석	34
4.1.1	각 관절의 관성모멘트 가정 및 해석	34
4.1.2	각 관절의 각속도 및 각가속도 해석	37
4.1.3	각 관절의 관성력에 의한 토크해석	38
4.1.4	하중으로 발생하는 각 관절의 토크 해석	40
4.1.5	중력보상기 보상력 적용 토크 해석	42

제 5 장 결론 및 향후계획 45
참고문헌 46



A Study on the Optimum Design of Exoskeleton Applied to a Gravity Compensator

KIM DONGHO

Department of Mechanical Engineering
Graduate School, Korea Maritime University



Abstract

This paper is about the design of a new gravity compensator for the exo-skeleton device. The exo-skeleton device is developed for increasing the torque of the human body joint for the purpose of helping the disabled or military soldiers. So far, most exo-skeleton device has been 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 exo-skeleton device applying the gravity compensator is proposed to reduce the torque load applied to human body joint. The applied gravity compensator is designed using a torsional bar spring, and its structure and characteristics are studied. The performance of the gravity compensator is studied through a kinematics simulation. Also the design of the exo-skeleton device is presented.

그림 목 차

Fig. 1.1 Statistical data of industrial disaster	10
Fig. 1.2 A study trend of exoskeleton	12
Fig. 2.1 Structure of a spring gravity compensator	14
Fig. 2.2 deg-moment graph	15
Fig. 2.3 Joint link with Gravity compensator	15
Fig. 2.4 Operational structure of the torsion bar	16
Fig. 2.5 Performance test of gravity compensator	18
Fig. 2.6 Test result of gravity compensator	19
Fig. 3.1 Design condition.....	20
Fig. 3.2 An itemized list of the lower body	21
Fig. 3.3 Joint structure of exoskeleton	24
Fig. 3.4 Design of the exoskeleton	25
Fig. 3.5 Sketch of the coax joint	27
Fig. 3.6 2D model of the coax joint	28
Fig. 3.7 Sketch of the knee joint	29
Fig. 3.8 2D model of the knee joint	30
Fig. 3.9 Design of the variable link	31
Fig. 3.10 Inside of bar	32
Fig. 3.11 3D model of the	33
Fig. 3.12 Parallel crank structure for support device	34
Fig. 4.1 Z_2 for the coxa joint	35
Fig. 4.2 Z_3 for the knee joint	37
Fig. 4.3 Time-Angular Velocity Graph	39
Fig. 4.4 Time-Torque for Z_2 axis of coxa	39
Fig. 4.5 Time-Torque for Z_3 axis of knee	40
Fig. 4.6 Angle-Torque for Z_2 axis of coxa-2	40
Fig. 4.7 Angle-Torque Z_3 axis of knee-3	41
Fig. 4.8 Time-Torque Z_3 axis of knee-3	41
Fig. 4.9 Rotation Angle-Torque Z_3 axis of knee-3	41
Fig. 4.10 Angle-Torque for Θ	42
Fig. 4.11 Time-Torque for Z_2 axis of coax	43



표 목 차

Table 2.1 Test result of gravity compensator	18
Table 3.1 Size of the human body	22
Table 3.2 A motion scope for the human body	22
Table 3.3 Degree of freedom of the exoskeleton	24
Table 3.4 Specification of exo skeleton	25
Table 3.5 Limits angle of the joint for coxa	28
Table 3.6 Limits angle of the joint for knee	30
Table 4.1 Parameters of the Driving Joint	35
Table 4.2 Moment of Inertia of the Driving Joint	36
Table 4.3 Angular Velocity Acceleration of the Driving Joint	38
Table 4.4 Torque of the Driving Joint	39
Table 4.5 Parameters of the Driving Joint	40
Table 4.6 Parameters of the torsion bar	42
Table 4.7 rms and max Torque of the Driving Joint	43
Table 4.8 rms and max Torque of the decrement	44



제 1 장 서 론

1.1 연구배경

현대의 산업은 분업화 및 자동화 되어가고 있다. 분업화와 자동화를 통하여 작업의 수행속도 향상과 불량률을 낮추어 산업의 발전에 기여하였다. 하지만 생산의 효율성을 고려한 연구는 인간의 안전측면보다 기계의 성능측면만을 발전시키었고 그 결과 자동화 시스템 안에서 근로자들은 기계에 맞춘 요소로 전락되었다. 더욱이 자동화와 분업화를 통한 생산 시스템으로 인하여 근로자는 반복 단순 작업을 하게 하였고 장시간의 노동은 근로자의 척추, 목등의 통증과 같은 근골격계 질환을 유발하고 있다.

이러한 근골격계 만성 질환은 선진국에서는 이미 발생하여 사회적 문제로 제기되어왔다. 우리나라의 경우 산업진흥청 자료에 따르면 직업 관련성 근골격계 질환 발생건수는 2000년 이후 급증세를 보이고 있다. 특히 최근 3년간 산업재해 통계를 보면 3만 1441명의 업무상 질병자중 65.8%인 2만 689명이 근골격계 질환자인 것으로 나타났다. 또한 근골격계 질환의 발병사례도 매년 급증하고 있다. 이러한 근골격계 질환의 경우 전체 산업 중에 제조업 분야에서 두드러지게 발병되어 근로자와 회사에 문제로 대두되고 있다. 하지만 보건교육이나 법적인 보호를 제대로 받지 못하여 근로자의 부담은 커질뿐더러 회사의 사정상 고가의 로봇이나 자동화 기기가 설치되기 힘들거나 업무의 특성으로 인하여 인간이 필요한 경우 불가피하게 근로자들이 작업을 담당할 수밖에 없다.

최근엔 인간공학의 중요성들이 산업현장에 반영되어 현장의 환경은 이전보다 근로자의 신체를 고려하지만 아직도 많은 인간공학적 문제는 근로자들의 무지와 회사의 경제적 부담으로 기피하게 된다. 하지만 건강상의 문제가 야기됨에 따라 이러한 것에 대한 공학적 대안들이 제시되어야 한다.



Fig. 1.1 Statistical data of industrial disaster

1.2 연구동향

다양한 인간공학적 문제의 대안 중 한 가지로써 작업자의 행동을 분석하여 신체적 피로로부터 작업자를 보조할 수 있는 연구 내용의 일환으로 근력보조기구를 이용하여 작업자 신체에 부담을 적게 하는 방법을 통하여 작업자를 보호하는 방법이 제시되고 있다. 근력을 보조할 수 있는 근력보조기구에 대한 연구가 국내외에서 활발히 진행중이다.

근력보조기구의 국내 연구로서는 재활공학연구소에서 하반신 마비환자의 보행을 위하여 왕복보행보조기 및 왕복보행보장구의 고관절 위치에 공압 구동기를 부착하여 보행을 보조하는 동력보행 보조기 및 왕복보행보장구를 사용하여 보행시 고관절 굴곡근에 전기 자극을 가하여 보행을 보조하는 하이브리드 보행보조기 각각에 대하여 에너지 소모도를 분석한 결과 동력보행보조기가 가장 적은 에너지소비 및 정상보행에 가까운 보행 궤적을 발생시킨다는 결과를 제시하였다.[1] 하지부분의 착용형 능동 orthosis device를 개발하였다. 제안된 장치는 구동기, 제어기, 배터리를 포함하는 부분을 모바일 장치에 실어 장치의 무게를 경감시키는 구조를 가지고 있다. 골반 및 무릎에 flexion/extension 운동의 능동 구동이 들어가고 발목의 회전은 고정되고, 다른 쪽은 모두 수동으로 구동되었다. 사용자의 보행 의도는 조인트 각도 센서 및 근육에 부착된 압력센서에 의해 측정되었다.[2] 경상대 및 광주과기원에서는 지면에 고정된 발과 발목 능동보장구를 개발하였고, 제안된 장치는 공압으로 구동되는 4축 디바이스로 앞발과 뒷발이 부착된 플랫폼에 각각 2자유도 운동을 발생시켜 발목 및 발의 운동이 가능하게 하였으며 정상 보행 때 발생하는 발목 및 발의 다양한 운동의 재현을 가능하게 하였다.[3] KAIST에서는 mobile 로봇 형태로 환자의 상태에 따라 사용자의 무게를

적절히 조절할 수 있는 무게 지지대 기능을 가지는 보행 보조용 로봇을 개발하였지만, 사용자의 보행 교정을 위한 능동제어가 적용되지 않았다.[4] 서울대학교 조선해양공학과에서는 근골격계 질환 예방을 위한 조선용 작업 지원 로봇으로 blasting 작업 시 작업자에게 가해지는 반력을 상쇄시켜, 작업자로 하여금 근육에 무리가 가지 않을 정도의 적은 힘으로도 작업이 가능한 조선용 작업 지원 로봇의 개념 설계를 수행하였다.[5]

외국의 근력 보조기 연구는 보행이 불편한 노약자나 신체 장애인뿐 아니라 일반인에게까지 확대하여 연구 개발하고 있다. 하지 외골격장치로 대표적인 시스템은 미국 버클리 소재 캘리포니아 대학의 BLEEX시스템으로 알려져 있다. BLEEX는 군사용 목적으로 DAPRA에서 지원하는 프로그램으로 사용자가 입은 배낭에 작용하는 가반하중을 경감시키기 위한 목적으로 개발된 외골격 장치이다.[5] 미국의 Sarcos Research Corporation에서도 회전형 타입의 유압실린더를 이용하여 84kg까지 가반하중이 가능한 외골격 장치를 개발하였고, 외골격장치와 발을 인터페이스하기 위해 힘 센서를 포함한 딱딱한 발판이 이용되었다.[6]

MIT biomechanics 연구 그룹에서는 보다 가볍고 효과적인 장치를 개발하기 위하여 반 수동 외골격장치를 개발하였다. 제안된 장치는 보행동안 축적된 에너지의 조절된 방출로 반 수동으로 가반 무게를 지탱하도록 설계되었고 골반과 발목은 스프링장치로 에너지를 축적하고, 무릎에는 MR 댐퍼가 사용되었다.[7]

일본 츠크바대학에서 개발된 외골격형 HAL 시스템은 버클리, Saros, MIT 의 외골격 장치와는 틀리게 하중을 지면으로 연결된 기구부를 통해 전달하지 않고 골반, 무릎, 발목조인트에 장착된 조인트 토크를 조절하여 가반하중을 상쇄시켰다.[8] Lokomat, and LOPES 등은 환자의 보행재활을 위해 트레드 밀과 외골격형 로봇, 무게 지지대의 조합으로 환자의 보행훈련을 할 수 있도록 하였다.[9] Belforte 등은 왕복보행 보조기에 공압을 이용하여 골반 및 무릎에 능동구동조인트를 적용한 동력보행보장구를 제시하였다.[10]



Fig. 1.2 A study trend of exoskeleton

위에서 제시된 외골격 장치들은 보행이 기구부에 의존하다 보니 보행안정성을 위해 힘 증폭용 착용형 외골격장치의 경우 배낭에 가반된 하중을 상쇄하기 위해서 지면과 병렬로 연결된 외골격장치가 독립적으로 가반 하중을 지지하는 개념을 가진다. 하지만, 이때 가반하중 및 외골격장치의 무게로 인해 사용자의 무게중심이 뒤로 이동하게 되어 사용자의 보행이 부자연스러워지고 많은 양의 에너지를 소비하는 문제점을 가진다.[11~14] 지면에 고정된 외골격 장치의 경우에는 무게 지지대의 사용으로 사용자의 균형을 유지할 수 있지만 사용자가 환자이거나 재활치료중인 경우에만 사용할 수 있어 지속적인 재활 및 현장에서 작업이나 일상의 보행에 도움을 주는 역할을 할 수는 없다. 또한 착용용 외골격장치의 기존 제어방법을 살펴볼 때 미국에서 개발된 장치들은 사용자에게 부착된 각 관절장치의 제어를 각 관절에 가해지는 사용자의 관절 토크를 측정하여 토크에 비례하게 외골격장치의 힘을 증폭시키는 방법을 사용한다. 일본에서 개발된 HAL 시스템의 경우는 EMG생체신호를 이용하여 보행자의 의도를 파악하여 보행제어신호를 발생시키지만[14~17] 위 2가지 방법 모두 산업현장에서의 근로자들의 활동을 오히려 제약하여 적용하기는 어렵다.

1.3 연구 목적

국내외에서 활발히 연구되어지는 근력보조기구는 군사용이나 재활 치료 장치로써 산업현장에 사용하기에는 한계적인 면이 있다. 현재 연구가 진행되는 근력보조기구의 경우 구동기나 센서를 이용하기 때문에 전기적 제어부를 가지므로 전원 공급에 대한 제약을 가지게 된다. 이러한 제약은 산업현장에서 적용하기엔 번거로움을 동반하므로 적

은 전원 공급을 하거나 아예 전원을 사용하는 장치는 매우 실용적일 것이다.

본 연구에서는 토션바의 복원력을 이용하여 중력으로 발생된 인체에 가해지는 부하를 보상하는 중력보상기를 적용한 하지근력보조기구에 대한 설계 내용을 설명한다. 또한 하지근력보조기구에 적용하여 보상력을 발생시키는 토션바의 특성 연구를 통하여 설계시 최적화된 성능을 발휘할 수 있는 설계 연구를 하였다. 또한 한국인 표준 신체 통계를 조사하여 착용할 사람의 근사적 접근을 통하여 중력보상기를 적용한 프로토타입을 설계하였다. 설계한 하지보조기구의 부하저감을 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 그 타당성을 검증하였다.



제2장 토션바를 이용한 중력보상기 구성과 성능

2.1 기존의 중력보상기

스프링을 이용한 기존의 중력보상기 경우 압축스프링의 압축변위에 따른 복원력을 이용하여 관절의 각도 변화 시 생기는 부하토크를 감쇄시켜 줌으로써 관절 구동기의 구동전류를 줄여주는 효과를 얻을 수 있었다.

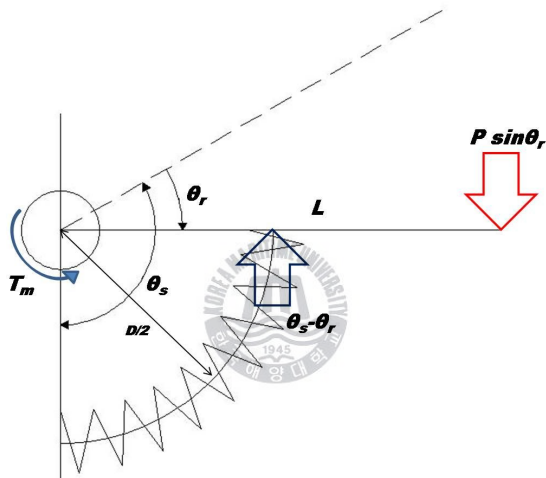


Fig. 2.1 Structure of a spring gravity compensator

Fig. 2.1 에서는 기존의 중력보상기가 설치된 관절기구부의 역학관계를 표현하였다. 여기서 P 는 회전관절의 링크에 가해지는 외부 부하를 나타낸다. 외부부하 P 와 링크 길이 L , 로봇의 관절각 θ , 중력보상기의 회전 반경 D 에 따라 중력 보상기의 보상 성능이 달라진다.

압축스프링을 이용하였기 때문에 각 변위에 따른 보상력은 Fig. 2.2와 같이 선형성을 가지게 된다.

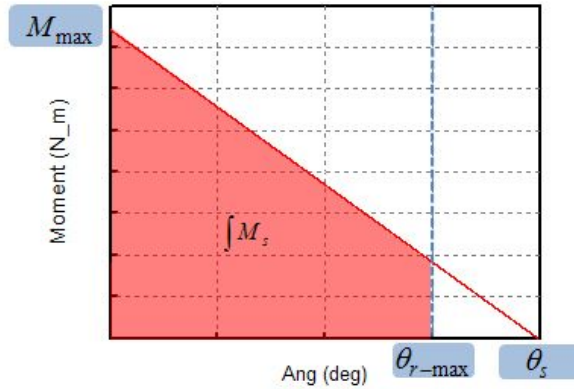


Fig. 2.2 rotation angle-moment graph

하지만 보상력을 발생시키기 위해서 기구부에 사용되는 스프링의 직경이나 중력보상기의 격벽으로 인한 관절각의 제약이 뒤따르기 때문에 특정 제한 각을 가지는 기구부에만 적용이 가능하다. 그러므로 인체에 적용시 관절의 폭넓은 움직임을 제약하기에 적용에 어려움이 있다.



2.2 토션바를 적용한 중력보상기 구성

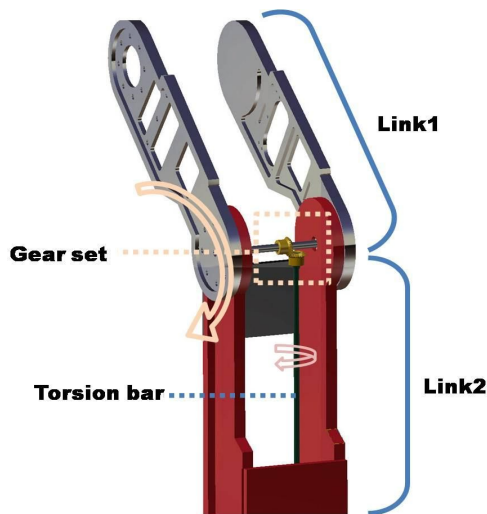


Fig. 2.3 Joint link with gravity compensator.

이전의 중력보상기와 다른 형태인 토션바를 적용한 중력보상기의 형태는 그림 Fig. 2.3 과 같다. 링크와 기어타입으로 구성된 관절 기구부는 링크의 회전으로 발생하는 토크를 회전축의 기어를 통해 연결된 토션바의 비틀림을 통하여 그 힘을 감쇠한다. 기존의 중력보상기의 경우 고려해야할 설계적 제약들을 줄여줄 뿐만 아니라 제한 각의 범위가 기존의 압축스프링을 이용한 중력보상기보다 크다. 또한 관절 기구부 설계 시 링크 길이에 맞추어 토션바를 선정하여 링크에 적용함으로써 하지근력보조기구를 간단하게 구성할 수 있는 장점을 가진다.

2.3 토션바를 적용한 중력보상기의 역학해석 및 실험

중력보상기의 보상력을 결정하는 토션바의 역학관계를 통한 계산은 기구부 설계에 있어서 기본적인 설계인자를 제공한다. 근력보조기구를 구성하는 링크에 가해지는 부하를 중력보상기의 토션바가 감쇄하는 역학관계는 Fig. 2.4 와 같이 정의된다.

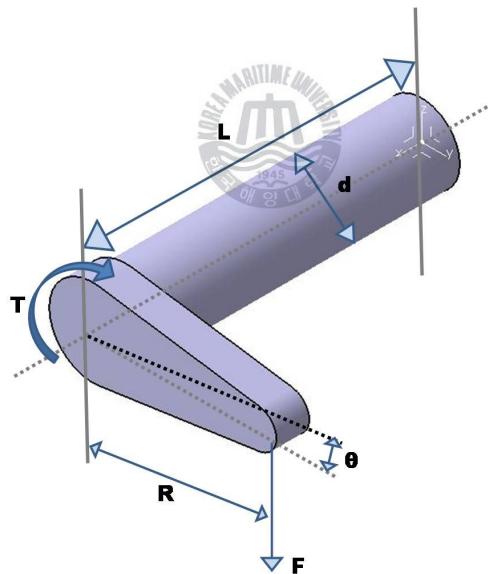


Fig. 2.4 Operational structure of the torsion bar

$$T = FR \cos \theta \tag{2.1}$$

여기서 T 는 토션바의 비틀림으로 발생하는 보상 토크이다. F 는 링크에 걸리는 하중이다. R 은 토션바와 결합된 링크와 하중 F 가 걸리는 거리이다. 토션바의 회전각도 $\Delta\theta$ 에 비례하여 보상력이 발생한다.

$$\tau_{\max} = \frac{16T}{\pi d^3} \quad (2.2)$$

여기서 τ_{\max} 는 토션바 재질에 따른 허용전단응력이다. 보상토크 T 와 허용전단응력에 따라 토션바의 직경 d 를 정할 수 있다.

$$\theta = \frac{32}{\pi d^4} \cdot \frac{T \cdot L}{G} \quad (2.3)$$

중력보상기의 보상력과 허용 각도와와의 관계는 식(2.3.3)으로 정리된다. L 은 토션바의 길이이다.

식(2.1)~(2.3)은 회전관절부에 중력보상기의 적용으로 인한 보상력과 설계 인자들간의 관계를 나타낸다. 토션바의 특성 값들을 통하여 나온 값들을 종합하여 중력보상기의 용량을 결정하며 이를 하지근력보조기구에 적용된다.

고안된 중력보상기를 최적으로 설계하여 근력보조장치에 적용하면 구동기를 사용하지 않고 회전각에 따른 토크를 보상할 수 있다. 따라서 중력보상기에 적용되는 토션바의 특성실험이 뒤따라야 한다.

본 논문에서는 토션바의 성능과 기계적 특성을 알아보기 위하여 실험 장치를 제작, 성능 실험을 진행하였다.

일반적으로 토션바의 재료는 JIS G 4801의 SUP 9,9A가 일반적이면 표면은 연삭가공을 한다. 토션바에 비틀림력을 가하여 영구변형을 일으켜서 산성한을 높이는 세팅량은 겹침판 스프링이나 코일스프링에 비하면 극히 커서 전단변형 $r=0.002$ 정도가 좋고 이에 따라서 바에는 연구변형 $ra=0.005\sim 0.008$ 이 주어진다. 또 스프링강을 대신하여 S45C를 써서 고주파 담금질한 토션바도 쓰인다.

본 연구의 특성 실험 경우 Fig. 2.5와 같이 토션바의 실험 장치 구성을 하였다. 실험은 링크간의 회전에 따라 베벨기어를 통하여 토션바에 비틀림을 주게 한다. 링크간의 각 변위에 따라 토션바에 얼마만큼 보상이 존재하는지 측정한다.

실험에 사용된 토션바는 길이 307mm 지름 6mm의 스프링 강이며 회전관절에 무게 추를 달아 링크에 걸리는 하중의 변화에 따라 토션바의 비틀림 각을 측정하였다. 측정된

값을 이론 값과 비교하여 토션바의 특성을 알아보았다.

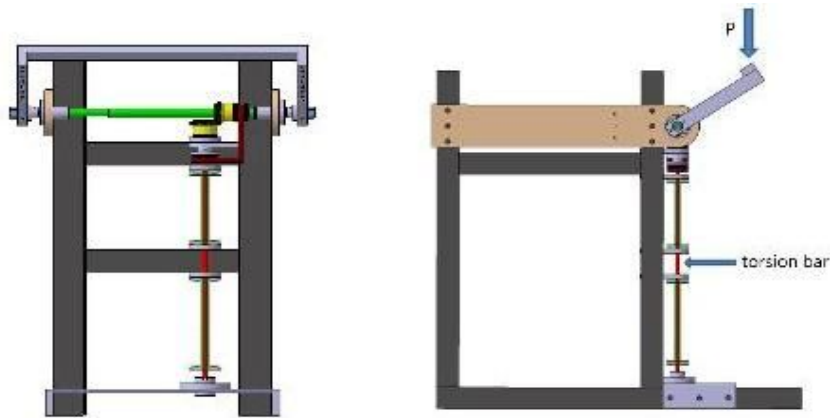


Fig. 2.5 Test equipment of gravity compensator

Table 2.1은 실험 결과와 계산된 이론적 수치를 비교하여 나타낸 것이고 Fig. 2.6은 결과 그래프이다.

Table 2.1 Test result of gravity compensator test

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°

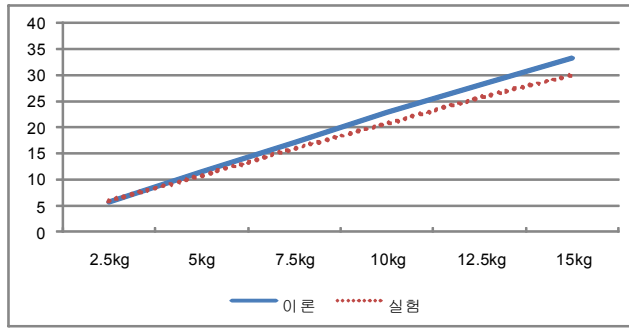


Fig. 2.6 The result of gravity compensator

본 실험의 결과값을 통하여 외부 하중 증가에 따른 토션바의 각도 변화는 역학 관계식을 기초로 한 값과 거의 일치한다는 것을 확인하였다. 이러한 선형적인 실험 결과는 토션바의 비틀림을 중력보상기의 보상력으로 이용한 하지근력보조기구의 해석 및 설계의 가능성을 확인하였다.



제3장 중력보상기 기반의 하지근력보조기구 구성

3.1 하지근력보조기구의 사용대상 및 관절운동 범위 선정

하지근력보조기구를 설계하기 전에 기구를 사용할 인체정보를 결정해야 한다. 로봇의 경우 각 관절의 길이와 무게로 인한 구동기 선정이 필수이듯 근력보조기구의 경우 사람에게 직접 착용하기 때문에 사용대상을 선정하고 선정자의 인체정보를 통하여 근력보조기구를 설계하는 것이 실제 적용에 유리하다. 또한 인체의 관절운동을 제약하거나 필요 이상의 회전 각도를 가지게 될 경우 실험자나 사용자에게 불편함을 제공할 수 있으므로 통계적인 자료와 실측자료를 겸하여 설계 적용해야 한다.



통계자료를 통하여 신체정보를 하지근력 보조기구에 적용한 설계

Fig. 3.1 Design condition

하지근력보조기구를 설계하기 위하여 사이즈코리아에서 인체정적치수를 검색하여 하체 관련치수를 찾아 근력보조기구의 효율성을 높일 수 있는 기초자료를 수집하였으며 설계에 필요한 신체자료를 분석하였다. 조사 대상은 25~29세 남성을 기준으로 한 자료이다.

-하체관련 정적치수 항목 설명

- ① 살높이 : 바닥면에서 살점까지 수직거리
- ② 앉은오금높이 :바닥면에서 앉은오금까지 수직거리
- ③ 앉은무릎높이 :바닥면에서 무릎뼈위점까지의 수직거리
- ④ 무릎높이 : 바닥면에서 정강뼈위점까지의 수직거리
- ⑤ 살앞뒤길이 :허리앞점에서 살점을 지나 허리뒤점까지의 길이
- ⑥ 앉은엉덩이오금수평길이 : 엉덩이 뒷부분을 수직판 표면에 접촉시킨 상태에서 수직판에서 앉은오금점까지의 수평거리
- ⑦ 앉은엉덩이너비 :엉덩이 혹은 양쪽 넓다리 사이의 최대 수평거리

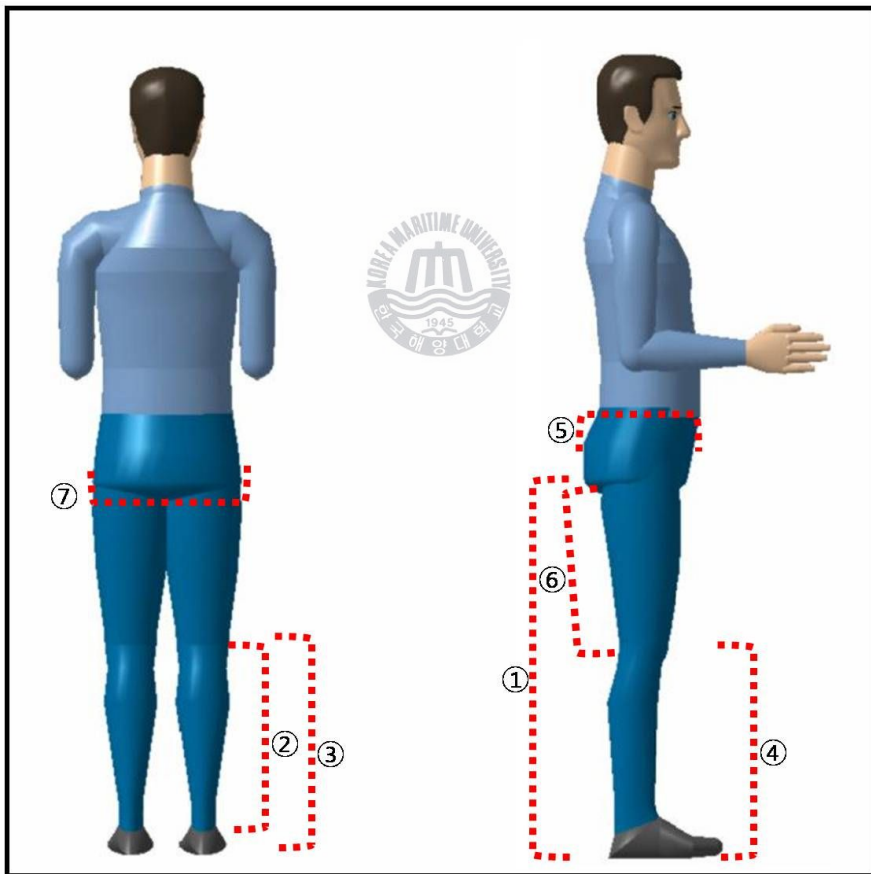


Fig. 3.2 An itemized list of the lower body

Table 3.1 Size of the human body

항목	측정수	평균	표준편차	최소값	최대값
살높이	676	753.03	50.03	625	900
앉은오금높이	676	388.55	26.02	316	476
앉은무릎높이	676	496.68	28.53	408	595
무릎높이	676	423	27.51	340	500
살앞뒤길이	676	745.62	57.85	624	952
앉은엉덩이오금수평 길이	676	457.69	27.57	365	562
앉은엉덩이너비	676	348.59	19.42	296	448

한국 성인(19~65세) 남성의 평균 몸무게는 69.5kg으로 가장 몸무게가 많은 연령은 25~39세로 나타났다.

인체의 움직임의 범위에 따라 근력보조장치의 허용각 설정을 하기 위해서 동일한 기관에서 인체의 동적범위 자료를 확인하였다.

-인체의 동적범위 항목 설명

다리굽힘범위 : 오른쪽 고관절의 굽힘 각도

다리벌림범위 : 오른쪽 고관절의 벌림 각도

무릎굽힘범위 : 오른쪽 무릎의 굽힘 각도

다리펴범위 : 오른쪽 고관절의 펴 각도



Table 3.2 A Motion scope for the human body

항목	측정수	평균	표준편차	최소값	최대값
다리굽힘범위	80	59.46	9.61	38	91
다리벌림범위	80	50.39	9.75	25	72
무릎굽힘범위	80	70.01	21.06	18	109
다리펴범위	80	44.56	8.36	20	69

하체의 치수와 동적범위의 자료를 통하여 근력보조기구의 설계에 대한 선행 조사를 통하여 전체적인 크기를 정하였다.



3.2 하지 근력보조기구의 시스템 구성

중력보상기를 적용한 하지근력보조기구의 전체 기구부 구성은 다음과 같다. 전체 근력보조기구의 높이는 825mm 폭은 304mm 무게는 2.6kg이다. 총 6 자유도를 갖는 하지근력보조 기구이다. 사용자가 착용하였을 때 기초적인 보행과 특정 자세에서 관절에 무리를 주는 외력을 자연스럽게 보조할 수 있는 구조로 설계하였다.

Fig. 3.3과 같이 다리의 6자유도 중 피치 운동을 하는 4개의 관절에 새롭게 고안한 중력보상기를 적용하였다.

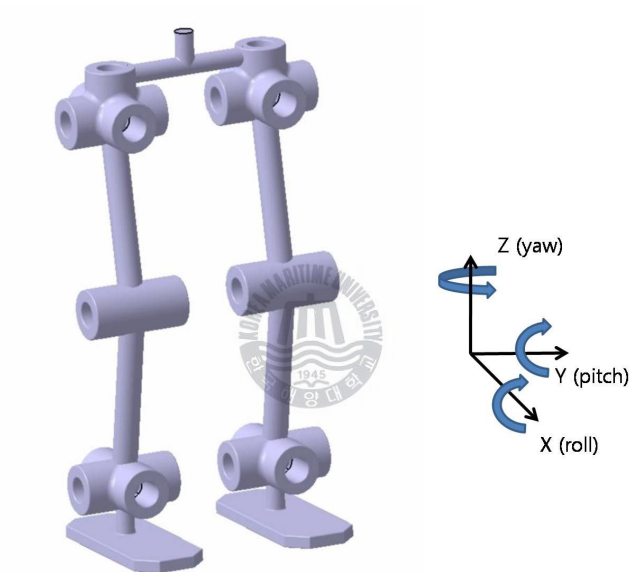


Fig. 3.3 Joint structure of the exoskeleton

Table 3.3 Degree of freedom of the exoskeleton

Total	12DOF	
leg	Left	6DOF (coxa 3+ knee 1+ ankle2)
	Right	6DOF (coxa 3+ knee 1+ anke2)

Table 3.3은 하지근력보조장치의 자유도를 나타낸 표이다.

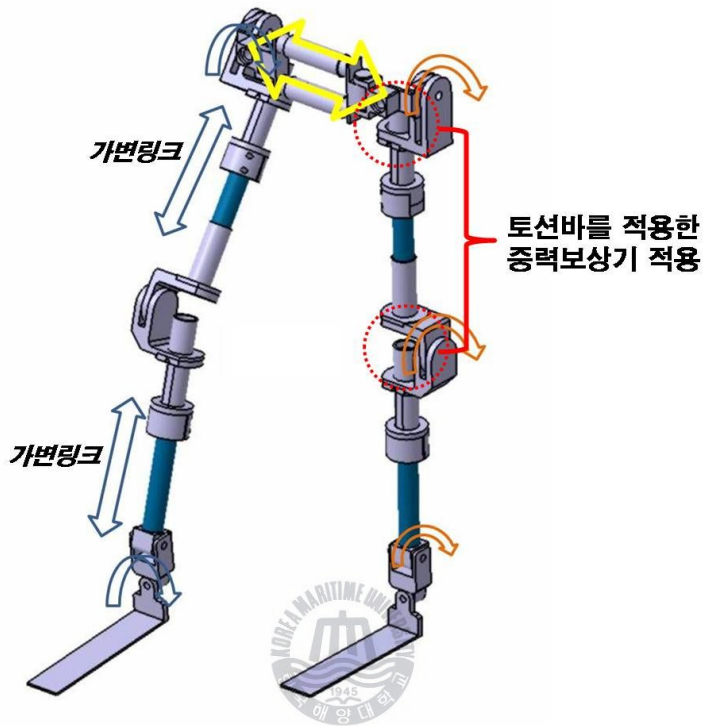


Fig. 3.4 Joint structure with gravity compensator

Table 3.4 Specification of exoskeleton

Height	825[mm]	
weight	2.6[kg]	
Gravity compensator	Left leg	gear set+torsion bar
	Right leg	gear set+torsion bar

근력보조기구는 기초적인 보행과 특정 자세에서 관절에 무리를 주는 외력을 자연스럽게 보조할 수 있는 기구부를 가져야 한다. Fig. 3.4는 하지근력보조기구의 전체적인 형태이다. 신체가 다양한 사용자들을 고려해야하므로 인체 관절의 회전중심에 근력보조기구의 회전중심을 조정할 수 있는 가변링크를 적용하고 양쪽 무릎과 고관절엔 고안한

중력보상기를 적용하였다. 또한 무게를 줄이고 전체적인 형태의 조잡함을 피하기 위하여 중공 바(bar)를 이용하여 토선바 가이드 역할과 형태를 잡아주는 링크로 기구부를 설계하였다. Table 3.4는 설계된 하지근력보조장치의 스펙이다.



3.3 하지 근력보조기구의 관절기구부 구성

3.3.1 고관절 기구부 구성

하지근력보조기구의 고관절 기구부는 Fig. 3.5와 같이 2자유도를 가지며 자연스러운 움직임을 가질 수 있도록 구성되어있다. 운동 범위의 경우 인체의 엉덩이 부분 관절 운동에 따른 제한각 통계자료를 적용하였으며 피치 운동을 하는 제 2축에는 새롭게 고안한 중력보상기를 적용하였다. 또한 기구부를 슬림하게 설계하여 미관이나 좁은 곳에서 사용할 때 불편을 줄이도록 설계하였다.

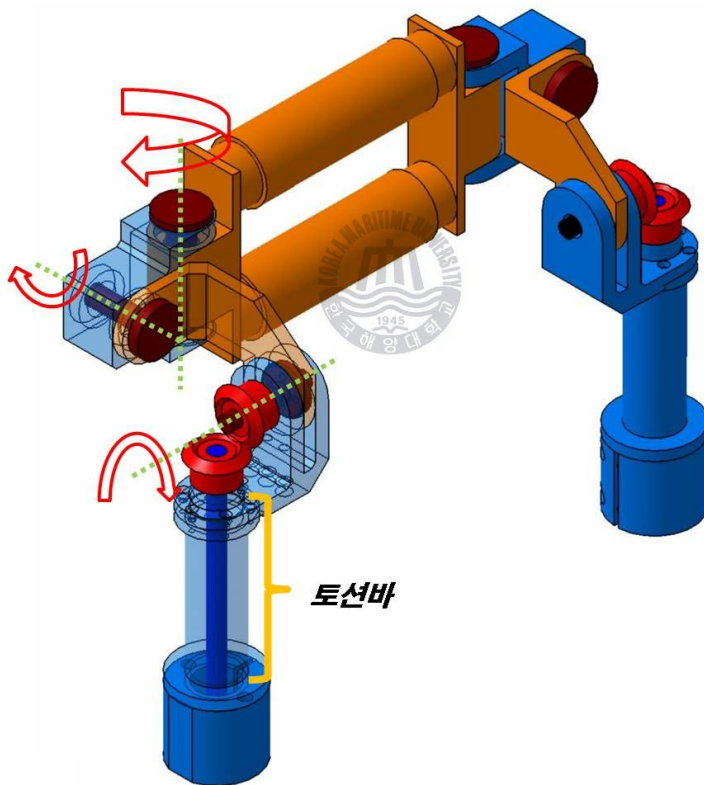


Fig. 3.5 Sketch of the coax joint

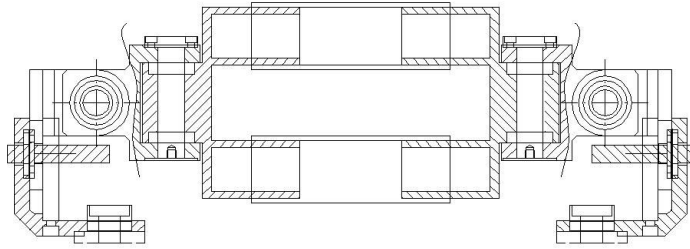


Fig. 3.6 2D model of the coxa joint

Table 3.5는 무릎관절의 운동범위를 결정한 것이다.

Table 3.5 Limits angle of the joint for coxa

	제한각[°]	편차
인체	106	18
기구부	142	-



3.3.2 무릎관절 및 발목관절 기구부 구성

하지근력보조기구의 무릎관절 및 발목관절 기구부는 Fig. 3.7과 같이 각각 1자유도(무릎) 2자유도(발목)를 가지며 무릎관절의 경우 운동범위가 크기 때문에 토션바의 비틀림을 통한 보상력을 크게 하였다.

무릎관절의 경우 바의 길이를 조정할 수 있도록 하였으며 기어세트를 이용하여 토션바의 비틀림력을 통한 중력보상이 가능하도록 설계하였다. 발목관절의 경우 인체의 움직임을 근사적으로 따라 움직일 수 있게 하기 위해 2자유도를 선택하여 기구부를 구성하였다.



Fig. 3.7 Sketch of the knee joint

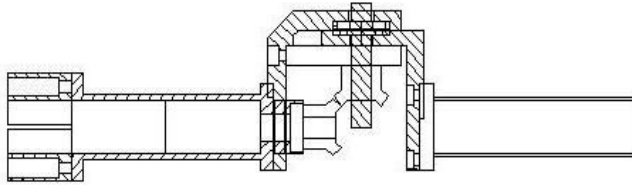


Fig. 3.8 2D model of the knee joint

Table 3.6 Limits angle of the joint for knee

	제한각[°]	편차
인체	70	21
기구부	90	-

Table 3.6은 무릎관절의 운동범위를 결정한 것이다. 인체의 통계 자료를 통하여 인체 회전각보다 기구부의 각을 크게 하여서 제약적인 움직임으로 인한 불편함을 줄이도록 하였다.

3.3.3 가변링크설계

하지근력보조장치의 경우 적용 대상의 신체조건이 다양하므로 앞서 조사한 신체치수 조사를 통하여 평균적인 링크길이를 결정한 후 지주스탠드(*Blocks for post*)를 사용하여 다양한 사용자에게 맞추어 조정할 수 있는 가변형 링크를 설계하였다. Fig. 3.9에서 보는 바와 같이 링크는 바와 브라켓으로 구성되어있으며 브라켓에 면압식으로 바를 잡아 줄 수 있는 지주스탠드(*Blocks for posts*)를 사용하여 바의 길이를 조정한 후 간단하게 고정하여 사용자의 편의를 고려하였다.

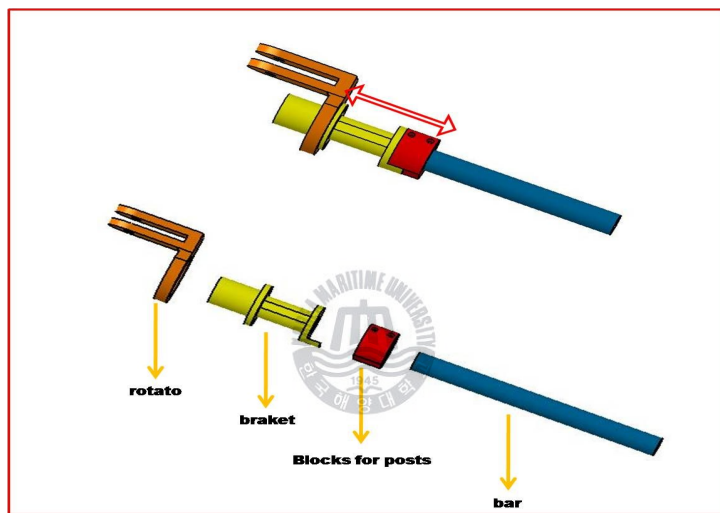


Fig. 3.9 Design of the variable link

또한 가변형 링크의 bar 안에 토션바를 고정하여 토션바의 외력으로 발생하는 비틀림을 잡았으며 갑작스런 토션바의 파단이나 손상으로 발생할 수 있는 유해요소들을 제거하였다. 이런 접근방법을 통하여 Fig. 3.8과 같이 근력보조기구의 다양한 기능으로 많은 부품이나 기구부의 조잡함을 피할 수 있도록 통합적인 설계를 하였다.

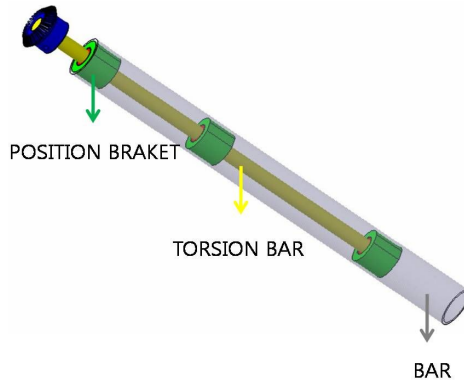


Fig. 3.10 Inside of bar

근력보조장치의 경우 협소한 작업환경에서 사용을 고려해야 한다. 기구부가 장착되었을 경우 전체적으로 너비 넓어지지 않으며 사용자의 하지 관절 뒤에 장착되어 사용자의 몸의 폭에 해당하는 크기를 가진다. 장치의 위치를 통하여 부하를 효과적으로 기구부에 전달할 수 있다.

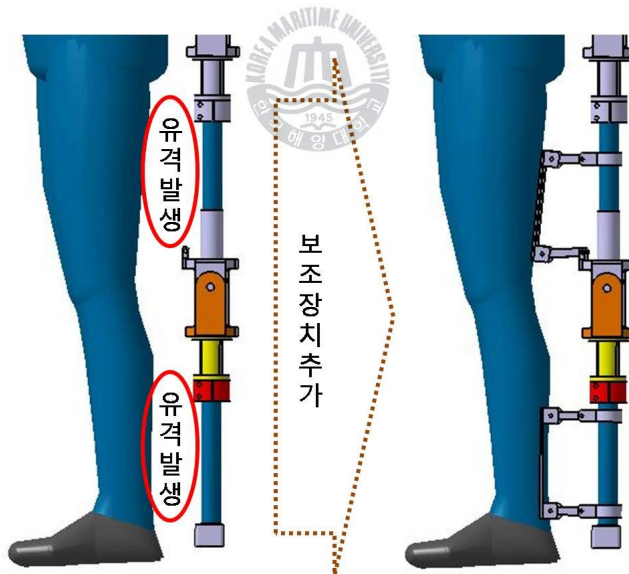


Fig. 3.11 3D model of the coax joint

중력보상기가 적용된 근력보조장치 설계에 가장 중요한 것은 착용감과 밀착이다. 인체의 경우 곡선이 많아 이를 만족한 기구부를 설계하기란 쉽지 않다. 보상력과 안전성

을 높이기 위해서 이를 적용한 근력보조장치 링크를 설계 후 인체와 근력보조기구에 부득이하게 생기는 간격을 줄이기 위해서 사점을 제거한 크랭크를 변형하여 적용하였다. 변형 크랭크 메커니즘을 통하여 회전중심이 다른 인체와 기구부의 관절 운동으로 발생하는 쓸림 현상을 방지할 수 있다. 또한 구동기 없이 중력보상기가 적용된 기구부에 인체에서 발생하는 부하를 중력보상기가 장착된 링크에 전달하여 착용감과 보상력을 만족할 수 있다.

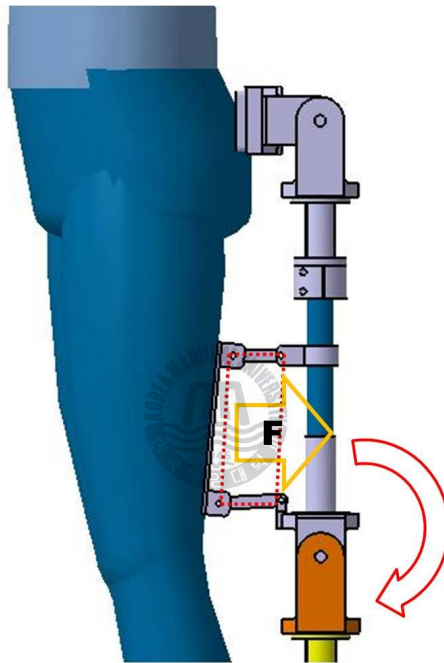


Fig. 3.12 Parallel crank structure for support device

제4장 중력보상기를 적용한 관절 부하토크 해석

이 장에서는 하지근력보조기구가 움직일 때 운동하는 각 관절의 유동적인 부하토크를 구하는 일반적인 방정식을 구하여 전체 시스템에 대한 기구학적 해석을 하였다. 각 관절이 기구적인 연쇄 동작을 하므로 하나의 독립적인 구동이라고 보기엔 어렵다. 따라서 모든 관절이 동시에 운동하며, 동작에 따른 각 관절의 부하토크를 계산하여 선택된 토션바의 적합성을 알아보려고 한다.

4.1 중력보상기를 적용한 관절의 작용 토크 해석

4.1.1 각 관절의 관성모멘트 가정 및 해석

하지근력보조장치의 무릎 관절과 고관절의 pitch운동 축에 중력보상기를 적용하였다. 적용관절을 중심으로 발생하는 관성모멘트를 근사적으로 단순화한 모델에 적용하여 계산한다.

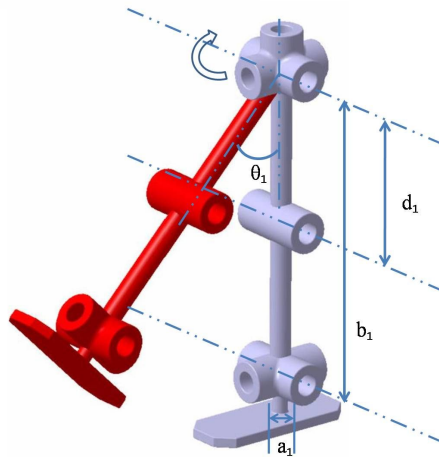


Fig. 4.1 Z_2 for the coxa joint

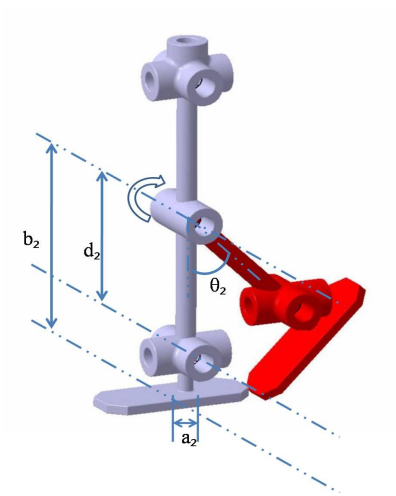


Fig. 4.2 Z_3 for the knee joint

지지축에 작용하는 부하토크 해석시 근육보조장치에 걸리는 부하를 사용자의 평균 몸무게를 65kg으로 상체 무게의 경우 30kg으로 가정하여 계산하였다. Fig. 4.1~4.2의 회전중심, 질량중심 회전하는 링크의 해당길이, d_i 는 회전중심과 질량중심의 거리, 회전축을 중심으로 움직인 최대 각 변위를 나타낸다.

다음 표는 해석하는 링크의 해당 파라미터 값을 나타낸 것이다.

Table. 4.1 Parameters of the driving joint

i	관절	a_i [mm]	b_i [mm]	θ	d_i [mm]	m_i [kg]
2	고관절	24	774.66	35	317.33	61.109
3	무릎관절	24	429.48	35	198.74	60.554

각 링크의 관성모멘트를 구하기 앞서 다음과 같은 가정 하에서 계산을 한다.

총 회전각도 : 35°

총 회전시간 : 1s

회전축 마찰저항 토크 : 0.5 Nm

회전축이 질량중심과 일치 할 때 Z축에 대한 관성 모멘트는 식 4.1.1로 정의 된다.

(4.1.1)

회전축이 질량중심에서 거리가 d만큼 떨어져 있을 때 Z축에 대한 관성모멘트는 식 4.1.2로 정의 된다.

(4.1.2)

Table 4.2는 식 4.1.1과 식 4.1.2를 통해 얻어진 각 중력보상기 적용링크의 관성모멘트 값을 나타낸 것이다.



Table 4.2 Moment of Inertia of the driving joint

i	I_z	I_e
2	3.058	9.211
3	0.928	3.197

4.1.2 각 관절의 각속도 및 각가속도 해석

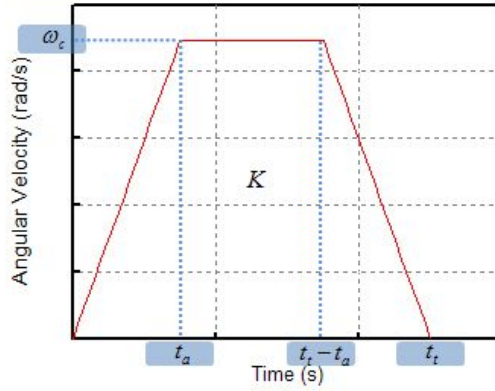


Fig. 4.3 Time-Angular Velocity Graph

Fig. 4.3의 그래프 내부 면적은 각 관절의 총 회전각도 $K(rad)$ 와 같다. 인간의 10걸음을 시간을 측정 후 한 걸음당 걸리는 시간을 정하여 임의 한 사이클에 걸리는 총 시간을 임의 구간을 가지고 가감속 시간을 각각 $t_a(s)$ 로, 총 보행시간을 $t_t(s)$ 라고 가정하였을 때 다음과 같은 식이 성립한다. ω_c 는 각속도, a 는 각가속도이다.

$$K = \frac{t_a \omega_c}{2} + (t_t - 2t_a) \omega_c + \frac{t_a \omega_c}{2} [rad] \quad (4.1.3)$$

$$\omega_c = \frac{K}{t_t - t_a} [rad/s] \quad (4.1.4)$$

$$\alpha = \frac{\omega_c}{t_a} [rad/s^2] \quad (4.1.5)$$

Table 4.3은 식 4.1.3~4.1.5를 통해 얻어진 중력보상기 적용 관절의 각속도, 각가속도 값을 나타낸다.

Table 4.3 Angular Velocity Acceleration of the Driving Joint

i	K	t_i [s]	t_a [s]	w_c	a
2	0.6108652	1	0.2	0.76358	3.8179
3	0.6108652	1	0.2	0.76358	3.8179

4.1.3 각 관절의 관성력에 의한 토크해석

관성력으로 인해 발생하는 토크, 가속에 필요한 토크, 등속에 필요한 토크, 감속에 필요한 토크는 다음과 같다.

$$M \quad (4.1.6)$$



$$T_{a+} = T_i + T_f \quad (4.1.7)$$

$$T_c = T_f = 0.5N \cdot m \quad (4.1.8)$$

$$T_{a-} = T_f - T_i \quad (4.1.9)$$

여기서 I_e 는 관성모멘트이고 M 은 관성에 의한 힘이다.

Table 4.4는 식 4.1.6~4.1.9를 통해 얻어진 각 관절 운동시 발생하는 토크값을 나타낸 것이다.

Table 4.4 Torque of the Driving Joint

i	T_i [Nm]	T_{a+} [Nm]	T_c [Nm]	T_{a-} [Nm]
1	35.166	35.666	0.5	-34.666
2	12.205	12.705	0.5	-11.705

Fig. 4.4와 4.5는 각 회전중심 Z_i 축에 대한 Time-Torque 그래프를 나타낸다.

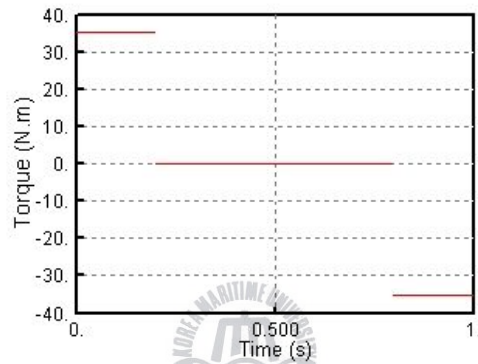


Fig. 4.4 Time-Torque for Z_2 axis of coax2

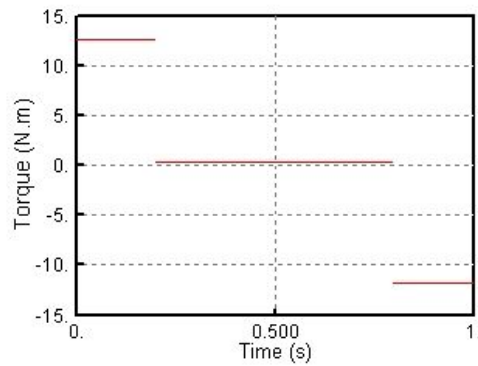


Fig. 4.5 Time-Torque for Z_3 axis of knee

4.1.4 하중으로 발생하는 각 관절의 토크해석

하지근력보조장치 구조의 무게로 발생하는 각 링크의 토크는 식 4.1.10으로 구할 수 있다.

$$\tau$$

$$(4.1.10)$$

Table 4.5 Parameters of the Driving Joint

i	관절	θ [°]	d[mm]	m[kg]
2	고관절	0~35	317.33	61.109
3	무릎관절	0~35	198.74	60.557

Fig 4.6~4.9 는 각 회전중심 Z_i 축에 대한 구조의 무게에 의해 발생하는 Rotation Angle-Torque 그래프를 나타낸 것이고 다음 Time-Torque 그래프는 앞 절에서 관성모멘트와 각가속도의 관계에서 도출한 토크 값과 가감을 하기 위해 가로축을 시간 값으로 환산한 그래프다.

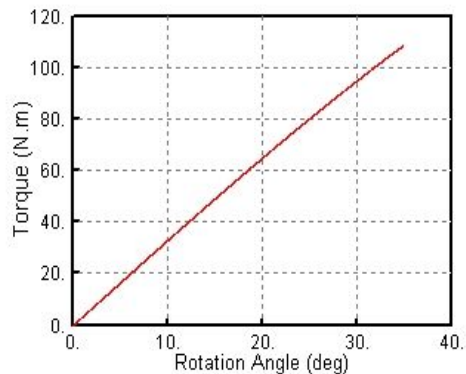
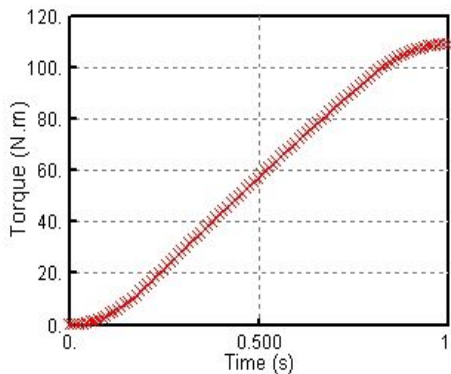


Fig. 4.6 time-torque for Z_2 axis of coxa-2

Fig. 4.7 Rotation Angle-torque for Z_2 axis of coxa-2

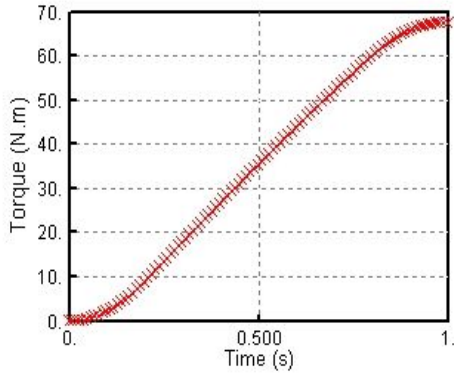


Fig. 4.8 time-torque Z₃ axis of knee-3

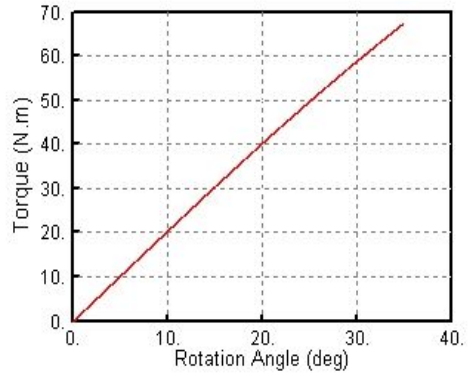


Fig. 4.9 Rotation Angle-torque Z₃ axis of knee-3



4.1.5 중력보상기 보상력 적용 토크 해석

토션바의 길이 L , 토션바의 허용 전단응력 G , 제작된 토션바의 직경 d , 각 관절의 회전각도 θ , 토션바의 비틀림으로 인해 발생하는 토크를 T_{tor} 라고 할 때 식 4.1.11과 같이 나타낼 수 있다.

$$T_{tor} = \frac{G\pi d^4 \theta}{32L} \tag{4.1.11}$$

Table 4.6은 각 관절에 적용된 토션바(torsion bar)의 파라미터(parameter) 값을 나타낸다.

Table 4.6 Parameters of the torsion bar

허용전단응력 [kgf/mm ²]	전단성계수 [kgf/mm ²]	직경 [mm]	길이 [mm]
55	21000	20	100

Fig. 4.10은 각도에 따른 토션바의 비틀림으로 축적된 에너지량 이다.

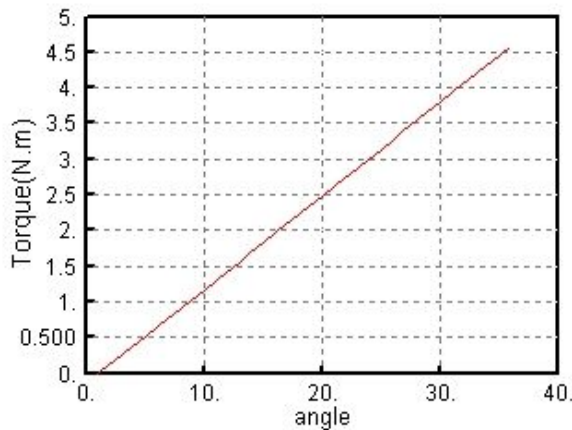


Fig. 4.10 Angle-torque for θ

Table 4.7은 중력보상기가 적용된 관절에 걸리는 평균토크, 최대토크 값을 나타낸 것이다.

Table 4.7 rms and max Torque of the Driving Joint

i	관절	운동방향	평균
2	고관절	pitch	55.92
3	무릎관절	pitch	34.93

Fig. 4.11과 12는 중력보상기를 적용하였을때와 적용하지 않았을때의 토크를 비교한 값이다.

(X선:중력보상기 미적용, 실선: 중력보상기 적용)

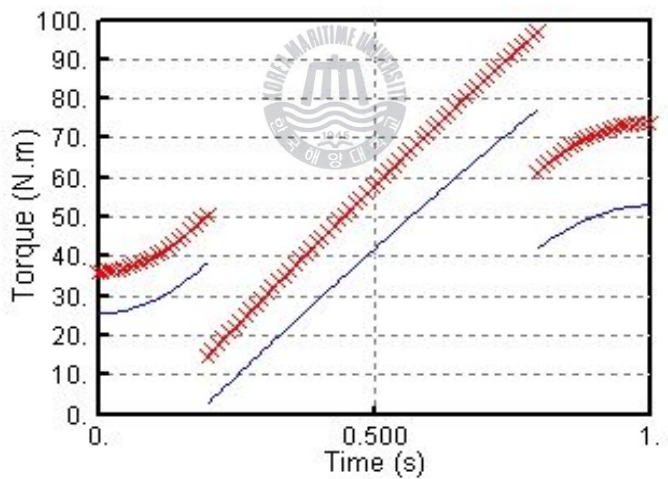


Fig. 4.11 Time-torque for Z_2 axis of coax

(X선:중력보상기 미적용, 실선: 중력보상기 적용)

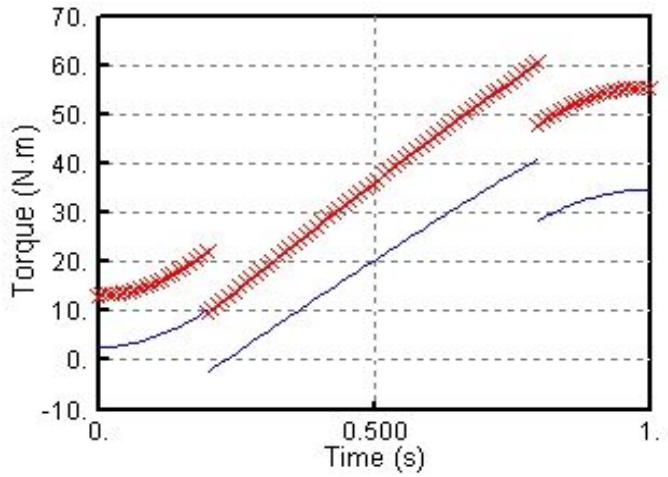


Fig. 4.12 Time-torque for Z_3 axis of knee

Table 4.8 rms and max Torque of the decrement

i	관절	운동방향	평균감소량
2	고관절	pitch	27.36%
3	무릎관절	pitch	43%

시뮬레이션을 통하여 중력보상기의 보상력을 적용 시켜본 결과 관절각의 운동범위에 따른 보상력은 고관절의 경우 평균 27.36%를 가지며 무릎관절의 경우 평균 43% 감소율을 가진다.

제5장 결론 및 향후계획

본 연구에서는 하지근력보조기구 장치에 대한 연구로써 이미 재활 치료용으로 사용되는 근력보조기구를 산업에서 단순 반복 작업을 하는 노동자들이 사용할 수 있도록 기구학적인 접근방법을 통하여 개선하였다.

재활치료나 군사용으로 이미 연구된 근력보조기구의 경우 전자전기 제어부의 전원공급으로 제약되는 문제를 토션바를 적용한 중력보상기를 기구부 링크에 접목하였고 보상력과 운동범위를 결정하는 요소인 토션바의 특성을 실험을 통하여 해석이 가능한 기구부를 설계하고 제작하였다. 시뮬레이션을 통하여 새로운 형태의 중력보상기의 보상력으로 인한 감소율을 기반으로 토션바를 선정하였으며 고관절과 무릎관절의 pitch 운동에 따른 보상력 시뮬레이션 결과 각각 27.36%, 43%의 부하에 따른 감소효과를 가지는 것을 확인할 수 있었다.

작용감과 신체의 다양한 치수에 대응할 수 있도록 다양한 메커니즘을 통하여 해결책을 제시하였으며 기구부의 회전반경과 인체의 회전반경을 고려하여 실험자나 사용자들이 착용하였을 때 불편함을 줄일 수 있도록 하였다.

향후에는 중력보상기를 적용한 링크-관절 조인트의 역학해석을 통해 적용한 중력보상기의 성능을 예측할 수 있는 시뮬레이션 작업과 사용 목적에 따라 다양한 토션바를 제작하여 상황에 따른 다양한 보상력을 가질수 있는 연구가 뒤따라야 한다.

또한 하지근력보조기구의 기구부 및 중력보상기의 FEM해석을 통해 강도와 강성에서 안정된 설계가 진행되었음을 확인해야 한다.

참고문헌

- [1]H. Kazerooni, Ryan Steger and Lihua Huang, 2006, "Hybrid Control of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)", The International Journal of Robotics Research vol. 25, no.5-6, pp. 561-573
- [2]Yoshiyuki Sankai, 2006, "Leading Edge of Cyernics: Robot Suit HAL", Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference 2006, Bexco, BuSan, Korea, pp. 1-2,
- [3]Hirokazu Seki and Susumu Tadakuma, 2004 "Minimum Jerk Control of Power Assisting Robot Based on Human Arm Behavior Characteristic", International Conference on Systems Manand Cybernetics, Hague, Netherlands, pp.722-727.
- [4] John J. Craig, Introduction to Robotics Mechanics and Control, 3tded.,Pearson Education Inc., NewJersey, 2005.
- [5] Joel C. Perry and Jacob Rosen, "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton," International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Pisa, Tuscany, Italy, Feb. 2006.
- [6] H. Kazerooni, Ryan Steger and Lihua Huang, "Hybrid Control of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)", The International Journal of Robotics Research vol. 25, no. 5-6, pp. 561-573, May-June 2006.
- [7] Yoshiyuki Sankai, "Leading Edge of Cyernics: Robot Suit HAL", Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference 2006, Bexco, BuSan, Korea, pp. 1-2, Oct., 2006.
- [8] Kazuo Kiguchi, Mohammad Habibur Rahman and Takefumi Yamaguchi, "Adaptation Strategy for the 3DOF Exoskeleton for Upper-Limb Motion Assist", International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, pp.2296-2301, April, 2005.
- [9] Julie A. Adams "Critical Considerations for Human-Robot Interface Development", 2002AAAI Fall Symposium : Human Robot Interaction Technical Report, pp. 1-8 Nov., 2002.
- [10] Hirokazu Seki and Susumu Tadakuma "Minimum Jerk Control of Power Assisting Robot Based on Human Arm Behavior Characteristic", International Conference on Systems : Manand Cybernetics, Hague, Netherlands, pp.722-727, Oct., 2004.

- [11] Wusheng C, Tianmiao W, Jing X, 2004, "Haptic Interaction with Virtual Environment Using an Arm Type Exoskeleton Device", International Conference on Robotics
- [12] Paul B, Eric L, 2006 "HAPTIC COBOT EXOSKELETON: CONCEPT AND MECHANISM DESIGN, ASME International Design Engineering Technical Conference, pp. 1-10
- [13] Lilley J M, Arie T, Chilvers C E D, Special Review. Accidents involving older people: A review of the literature, *Age Ageing*, Vol. 24, pp. 346-365.
- [14] Vellas B, Albaredo J L, Sleep disorders and insomnia in the elderly, *Facts Res Gerontol*, Vol. 7, pp. 77-87.
- [15] Pinholt E M, Kroenke K, Hanley J F, Kussman M J, Twyman, P L, Carpenter J L, Functional assessment of the elderly. A comparison of standard instruments with clinical judgement, *Arch Intern Med*, Vol. 147, pp. 484-488.
- [16] Lukert B P, Osteoporosis: A review and update. *Arch Phys Med Rehab*, Vol. 63, pp.480-487.
- [17] Baloh R W, Jacobson K M, Socotch, T M, The effect of aging on visual-vestibular responses, *Exp Br Res*, Vol. 95, pp. 509-516.

감사의 글

2010년이 되었습니다. 실험실과 인연이 닿은지도 벌써 4년이 되어가네요. 이제 조금더 넓은 곳으로 가게 되는 설렘과 기대가 있습니다. 그리고 정 든 동지를 떠나는 아쉬움과 미안함도 함께 가지게 됩니다.

작은 이별의 시간이 되어서야 사람의 고마움을 가지게 되는 것 같습니다.

함께 시작을 했던 우현이형, 재관이형, 진일 형, 형석이형 동기란 이름으로 나의 편이 되어주었던 분들이라 제일 먼저 감사를 드립니다. 형석이형은 함께 졸업하지 못해서 아쉽네요.

그리고 이제 2학년이 되는 호성 형과 성을 형 해용 형 지광 형 앞으로 남은 학기 동안 보람찬 시간들 보내시고 어떨 땐 고된 시간도 보내시겠지만 건투를 빕니다. 나이 어린 녀석 대하기 힘들었어도 늘 커피는 먼저 뽑아주시었던거 고맙습니다.

대학원에 진학하는 태웅이와 종수. 학부때부터 열심히 해왔으니 좋은 결과와 좋은 시간들을 가질거라 믿습니다.

마지막으로 준영 햄, 상기, 태배기, 명만이 나의 대학원 마지막 헤이헤진 생활을 보고 배울까봐 살짝 긴장도 하지만 뜻있는 곳에 왔으니 멋진 길을 찾길 기원합니다.

저에게 늘 든든한 버팀목이 되어 주셨던 실험실 OB선배님들께 감사를 드립니다. 특히 가까이서 자주 둘러봐 주신 용현 선배와 영식 선배님! 아껴주셨던 마음 잘 간직하고, 이 곳에 올 때 마다 꼭 연락드리겠습니다.

대학 생활중 나의 전부였던 검도부, IVF 동아리 분들에게도 감사를 드립니다. 감사할 분이 너무 많아 논문보다 길어질 것 같네요...

마지막으로 무한 사랑을 주셨던 가족과 기회를 주신 최형식 교수님께 감사함으로 글을 줄이겠습니다.

-김동호 Dream-