대한기계학회 주최

제10회 전국학생설계경진대회(2020년)

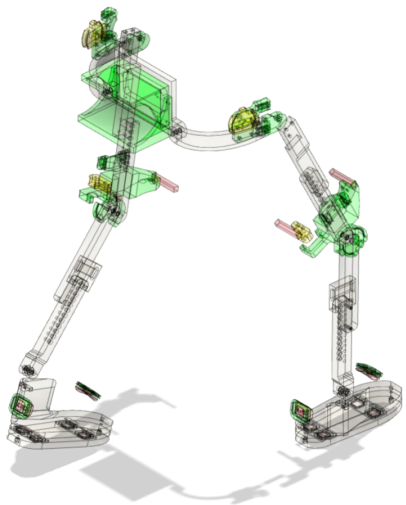
설계 최종 보고서

참가부	대학부 (●)				
참가분야	공모주제 (●) / 자유주제 ( )				
참가팀명	세얼간이				
설계제목	노인의 보행 보조를 위한 하지 외골격				
지도교수/교사	(소속) 경희대학교 공과대학 기계공학과 (성명) 정인화 (이메일) ijung@khu.ac.kr				
대표자 (신청인)	성명	소속	연락처 (휴대폰)	E-mail	주소
	최혁재	경희대학교 기계공학과			

참가팀원 인적사항

NO	성명	소속 / 학년	E-MAIL
1	최혁재	경희대학교 기계공학과 / 4학년	hidingk1023@naver.com
2	유준	경희대학교 전자공학과 / 3학년	classyjun@naver.com
3	정태웅	경희대학교 전자공학과 / 2학년	guana19@naver.com
4			
5			
6			

설계 요약문

참가분야	공모주제 (●) / 자유주제 ( )
참가팀명	세얼간이
설계제목	노인의 보행 보조를 위한 하지 외골격
대표자명	최혁재
요약문	노인들은 사회적으로 비생산적 계층으로 분류되고 있으며, 심지어는 향후 국가 경쟁력을 약화시키는 비효율적 요인 중 하나로 인식되고 있다. 기술의 발달, 고령화의 심화, 노인의 사회참여 욕구 증가는 보행 보조기기 시장의 성장을 가속시킬 것이라 생각한다. 그러나 기존의 외골격들은 구조적인 한계로 인해 지극히 제한적인 목적으로만 사용되거나 실생활에 적용되지 못하고 있다. 따라서 우리는 노년층의 불완전한 보행에 현실적으로 도움이 될 수 있는 제품을 개발함과 동시에 무릎질환을 앓고 있는 노인의 재활치료를 돕기 위한 '동력 하지 외골격 보조기기'를 만들었다.(Fig. 1) 해당 제품의 개발은 '보행'을 필두로 한 전반적인 노인의 운동능력을 향상시킬 것이며 이는 노인들의 삶의 질 제고로 이어질 것이다. 또한, 궁극적으로는 그들이 생산적 주체로 사회에 다시 한 번 자리 잡을 기회를 제공할 것이다.  < Fig. 1 >
설계프로젝트의 입상 이력	※ 교외 출품실적이 있는 경우 작성 - 출품작명 : - 출품대회명 : - 수상 내역 : ※ 기 입상 프로젝트의 설계내용 및 차별설에 관한 세부사항은 별지(자유양식)를 사용하여 기술할 것

노인의 보행 보조를 위한 하지 외골격

최혁재 · 유준 · 정태웅 ·정인화†

*경희대학교 기계공학과, *경희대학교 전자공학과

Development of lower limb exoskeleton for elderly's gait assistance

Hyuk-Jae Choi*, Jun Yu*, Tae-Woong Jung*, In-Wha Jung*†

* School of Mechanical Engineering, Kyung Hee University

* School of Eletronic Engineering, Kyung Hee University

Key Words: Load Cell Sensor(로드셀 센서), Measurement of load pattern during gait cycle(보행 중 부하 패턴 측정), Measurement of Muscle expansion pattern(근육 팽창 패턴 측정), Motor Control(모터제어), Structure Design(구조 설계)

초록: 본 발명품은 총 16개의 센서를 통해 착용자의 보행 의도를 정확히 파악 가능하며, 보조가 필요한 순간에 적절한 동력을 무릎에 전달해 주는 하지 외골격 이다. 본 발명품에 사용된 동력부는 상용 자전거 브레이크와 변속기 와이어를 혼합하여 사용했기 때문에 백래시(backlash)가 거의 없다. 또한 안전계수(safety factor)와 허용응력(allowable stress)을 기반으로 충격하중(impulsive load)을 고려한 구조설계를 진행 했기 때문에 안전성을 확보하였다.

Abstract: This invention is capable of accurately predicting the wearer's next movement by calculating the data from 16 sensors. Therefore it can deliver adequate power to the wearer's knee when assistance is needed. The power section used in this invention has very little backlash because it is a mixture of commercial bicycle brakes and transmission wires. In addition, safety was ensured by conducting a structural design considering the impact load based on the safety factor and allowable stress.

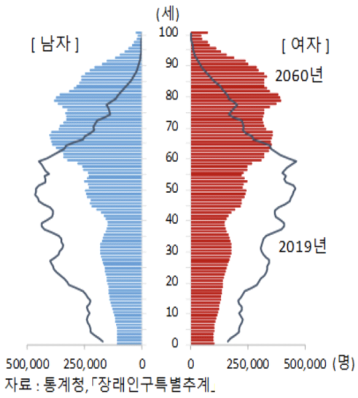
1. 서 론

최근 통계청에 따르면 65세 이상의 고령 인구는 2018년 738만 1천명으로 집계되었으며, 전체 인구 대비 비중도 12.8%에서 35.6%로 확대되고, 현재 인구구조에 따르면 한국은 65세 이상 인구 비율이 '7% 이상 14% 미만 사이'인 고령화 사회이지만 이 비율은 2018년 14.3%, 2025년 20.0%로 확대되 한국은 차례로 고령사회, 초고령사회에 진입하게 된다(Fig. 2)[1]. 이렇게 노인의 인구 증가는 빠르게 진행되고 있으며, 건강보험심사평가원의 통계자료[2]에 따르면 2019년 무릎질환으로 진료받은 환자의 수는 296만 8567명 이다. 환자 수가 260만 8507명이던 2015년에 비해서 꾸준하게 증가하고 있는 질병이다(Fig. 3). 그러므로 자연스럽게 실버산업의 복지, 의료기기 등 다양한 분야가 눈에 띄게 성장세를 보이고 있지만(Fig. 4), 실질적으로는 많이 사용하지 않는 것으로 파악되고 있는데 주된 원인으로는 '구입비용 때문에', '적합한 보조기기가 없어서' 로 조사되었다.[3] 따라서 우리는 범용성과 비용절감을 위해 허벅지에 모터를 달아 착용자의 신체 치수에 맞게 자동 조절 기능을 넣었고, 동시에 동력 보조 부위를 무릎으로 한정하여 구조를 단순화시켜 비용절감을 가능하게 하였다.

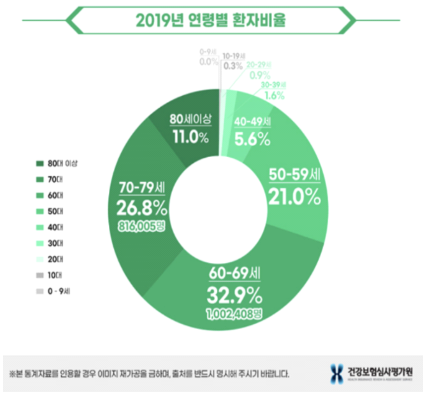
† Corresponding Author, ijung@khu.ac.kr

Ⓒ 2020 The Korean Society of Mechanical Engineers

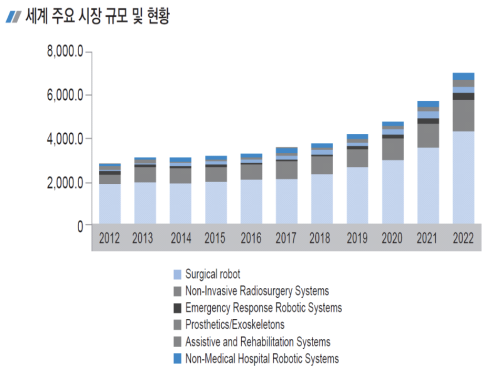
< 인구 피라미드 >



< Fig.2 >



< Fig.3 >



< Fig.4 >

2. 설계핵심내용

2.1 설계 문제의 정의

우리나라는 전 세계적 추세 대비 압도적으로 빠른 속도로 인구가 고령화되어 가고 있다. 이에 따라 인간의 필수 행동인 보행을 보조하기 위한 기기들의 시장 수요와 공급도 함께 증가하고 있는 추세이다. 이러한 노인들을 위한 보행 보조기기는 보행능력이 잔존한 경우와 그 능력이 완전히 상실된 경우로 구분된다. 보행능력이 완전히 상실되었을 경우에는 수동휠체어와 전동휠체어를 사용한다. 하지만 대다수의 노인들은 기초적인 보행에 필요한 능력이 있기 때문에 외부적인 보행 보조기기인 '동력 하지 외골격"이 더 적합하다. 하지만 현존하는 보행 보조 목적의 하지 외골격은 여러 문제가 있으며 이는 다음과 같다.

(1) 착용자의 움직임을 충분히 복제하지 못하며 적절한 보조를 가해주지 못한다.

이를 해결하기 위해 발바닥, 발뒤꿈치, 발등, 허벅지에 압력센서를 장착한다. 선형적으로 출력되는 정밀한 데이터를 계산하여 착용자의 움직임을 충분히 읽을 수 있도록 하였다. 여러 부위에 장착된 압력센서로 착용자의 정확한 움직임을 파악 할 수 있기 때문에 그에 따른 적절한 동력보조가 가능하다.

(2) 범용성이 낮다.

현존하는 보행 보조 목적의 하지 외골격은 다양한 신체치수를 가진 착용자들이 사용할 수 있도록, 센싱 부위를 발바닥으로 한정하여 행동 패턴 인식을 통해 제어하려는 경향이 많다. 이러한 제약을 극복한 외골격들 또한 특수 목적을 갖는 경우가 대다수 이므로 범용성이 낮다. 허벅지 근육은 활동 시 가장 두드러지는 변화를 나타내기 때문에[1] 해당 부위에 압력센서와 서보모터를 장착한다. 사용자의 신체 치수에 맞게 압력센서의 출력 데이터를 활용하여 서보모터를 제어하므로 낮은 범용성을 해결 할 수 있게 된다.

(3) 하지 전체 보조로 인한 복잡도 증가와 그에 따른 제조단가 상승

현존하는 대표적인 보행 보조 목적의 하지 외골격인 HAL을 예로 들자면 무릎과 고관절 모두 보조하며 이를 위해 허벅지와 정강이를 동시에 센싱하고 있다. 또한 다리의 전체적인 자유도를 관장하는 두 개의 주요 관절을 모두 동력 보조하기 때문에 아주 높은 센싱 정확도와 복잡한 알고리즘을 필요로 한다. 때문에 높은 제조 단가를 지니게 된다. 우리의 하지 외골격은 하지 전체 보조가 아닌 무릎을 부분적 보조하기 때문에 현존하는 하지 외골격보다 제조 단가와 복잡도 측면에서 장점을 지니고 있다.

2.2 상세 설계 과정

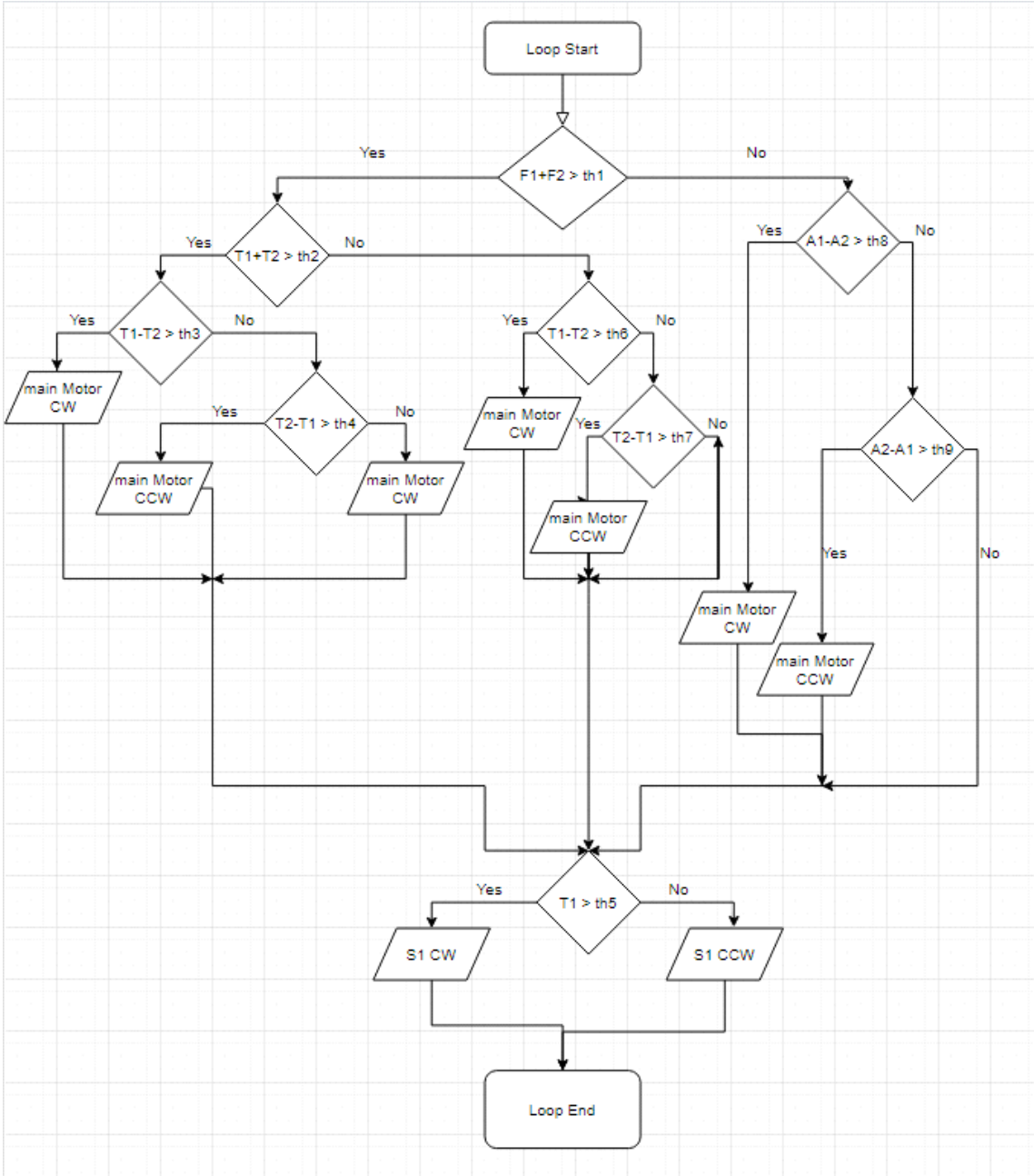
2.2.1 알고리즘

F1, F2 : 발바닥 아래의 로드셀 (발바닥의 앞뒤 접촉부에 2개씩 한쪽발에 총 4개)
A1, A2 : 발과 발목 사이의 발 고정부에 앞뒤로 장착되어 착용자의 평상시 움직임을 읽는 로드셀
T1, T2 : 허벅지 앞뒤로 장착되어 근육의 수축팽창과 착용자의 움직임을 읽는 로드셀
S1 : T1의 값을 모니터링하여 착용자의 허벅지에 적절한 출력으로 부하를 가하는 서보모터
th1~9 : 센서의 출력값 또는 저장된 변수로 착용자나 장치의 상태를 판단하기 위해 설정한 임계값

장치는 착용과 설정이 완료되면 위 플로우 차트에 나타난 루프를 반복하며 동작하게 된다. 사용자의 의도를 파악하기 위해 가장먼저 사용되는 최상위 센서는 발바닥아래에 장착되는 2개의 로드셀이며 F1+F2의 값이 임계치를 넘는지를 기준으로 착용자가 지면에 힘을 가하여 일정수준이상의 일을 하고자 하는지를 판단한다. 이때, F1+F2의 값이 임계치보다 낮다면 착용자가 다리를 땅에 접촉하고 있지 않거나 힘을 가하고자 하지 않는 상태인 것으로 판단하여 A1과 A2센서 값의 비교를 통해 착용자의 움직임을 복제하도록 한다.

F1+F2의 값이 임계치보다 높다면 착용자가 지면에 힘을 가하는 상황으로 판단한다. 동시에 T1+T2의 값이 임계치보다 높다면 착용자가 지면에 가한 힘으로 일을 하고자 하는 상황으로 판단하여 동력보조를 실시한다. 이때, T1과 T2의 값이 특정 임계치보다 작거나 낮다면 착용자가 동력보조를 받는 도중에 특정방향으로 운동하고자 하는 것으로 판단하여 상황에 맞는 동작을 실시한다. 만약 T1+T2의 값이 임계치보다 낮다면 착용자가 지면에 힘을 가하고는 있으나 일을 하고자 하는 상황은 아닌 것으로 판단하여 T1과 T2의 비교를 통한 동작복제만을 실시한다.

최초에 장치를 착용할 경우 S1의 서보모터가 작동하여 T1의 값이 착용자의 허벅지에 적절한 수준으로 맞춰지도록 T1이 연결된 장치를 구동하며 임계값을 설정한다. 이후 구동 중 T1의 값이 설정된 적절한 임계값을 넘어설 경우 S1이 작동하여 착용자의 허벅지에 과도한 압박이 가해지지 않도록 한다.



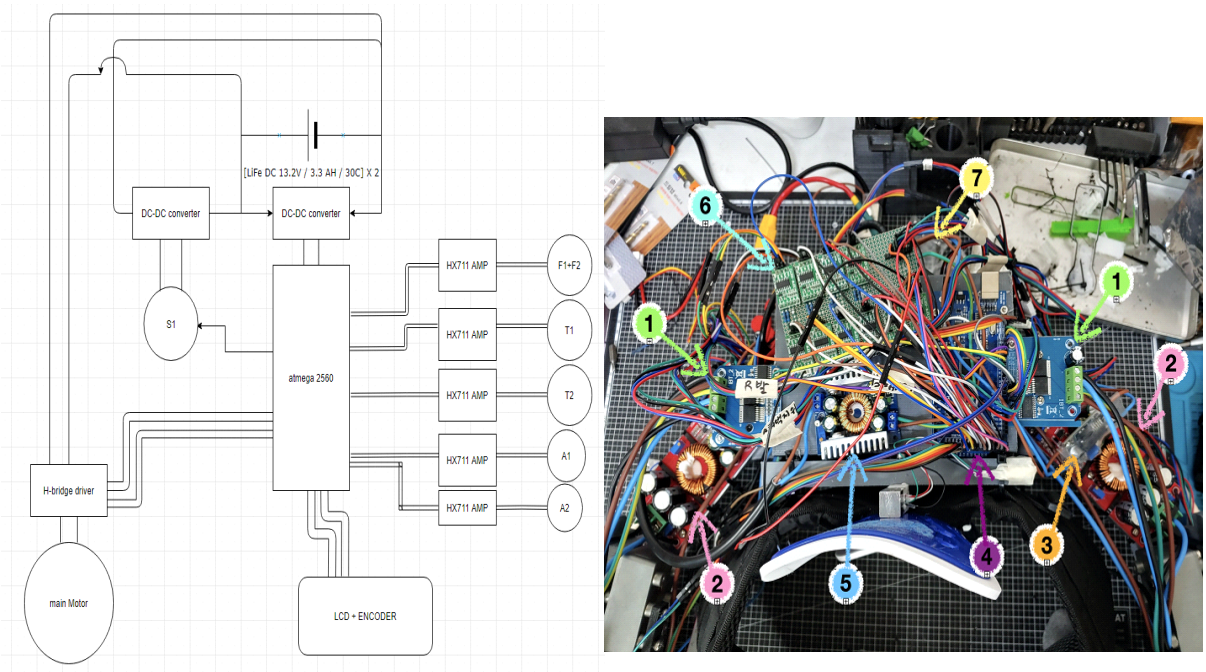
< Fig.5 >

2.2.2 회로도

최종적으로 제작된 장치의 회로도는 다음과 같다. Fig.6는 장치의 회로도 중 한쪽다리에 해당하는 회로이며 양측 다리에 공통으로 작용하는 메인보드와 주 전원장치, LCD컨트롤러를 포함하여 작성하였다. 주 전원장치인 4S3P 리튬인산철 배터리팩의 공칭전압은 13.2V이며, 양측의 다리에 이러한 배터리팩이 하나씩 장착되어 무게를 분산시킨다. 사용된 배터리는 30C의 방전율을 가지므로 안전한 상태에서 최대로 방전가능한 전류의 양은 198A에 달하여 불규칙적인 부하에 대처해야하는 동력외골격의 요구사항에 적절히 부합한다. 배터리팩은 각 팩에 연결된 4S BMS를 통해 안전하게 제어된다. 장치에 적용중인 서보모터와 제어보드의 전원으로 사용하기 위해선 각각의 허용범위에 해당하는 DC전력으로 변환해줄 필요가 있으므로 이를 위해 DC-DC converter모듈로 승압 및 강압한다. 착용자의 허벅지와 발, 종아리에 장착되는 로드셀들은 내부적으로 휘트스톤 브릿지를 형성하고 있으며, 이때 센서의 변형에 따른 저항값의 미세한 변화를 측정해야 하므로, 제어보드와 로드셀의 사이에는 개별적으로 증폭

회로를 설치한다. 또한, 착용자의 지형극복을 보조하기 위한 메인모터는 구동시 최대 200W 가량의 전력을 소모하므로 추가적인 제어보드가 필요하다. 이에 모터 드라이버를 사용하여 배터리팩의 전원을 직접 공급하며 PWM 제어가 가능하도록 하였다. 제어보드에 연결된 LCD는 착용자의 초기설정을 돕는 안내, 긴급정지, 센서의 출력 등을 표시한다.

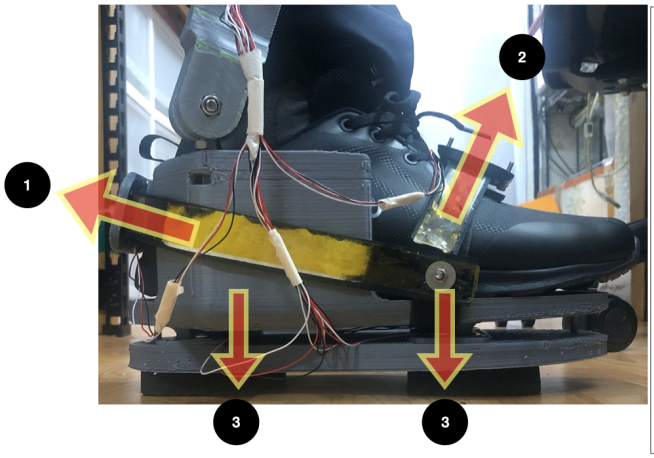
Fig.6의 1번은 24v 43A의 제어가 가능한 H브릿지 모터 드라이버이며 2번은 여기에 공급할 24V출력의 dc converter이다. 3번은 4번메인보드에 적절한 전원을 공급하는 강압용 컨버터이며 5번은 서보모터에 전원을 공급하는 강압용 컨버터이다. 6번은 로드셀들의 출력을 증폭하는 증폭기 모듈이며 7번은 전체 장치에 흐르는 전력을 측정하기 위한 션트저항이다.



< Fig.6 >

2.2.3 발부분 설계

Fig.7의 1,2,3은 각각 표기된 부위에 설치된 로드셀이다. 그리고 Fig.8은 Fig.7의 설계형상을 3D로 나타낸 모델링이다. Fig.7에서 3의 로드셀은 발바닥을 통해 착용자가 지면에 가하는 힘을 모니터링 하여 착용자의 보행의도를 파악한다. 3의 로드셀에서 측정한 값이 임계치 이하로 낮다면 착용자가 지면에 발을 대고 있지 않거나 아주 약하게 접촉한 상태에서 자유롭게 발을 움직이는 단계로 판단한다. 이 경우 착용자가 자유롭게 발을 움직이기 위해선 1,2의 로드셀에 운동하고자 하는 방향으로 미세한 힘을 가하게 되므로 이를 측정하여 동작을 복제한다. 또한, 로드엔드 베어링을 발목부분에 사용하여 발목의 자유도를 확보하였다.



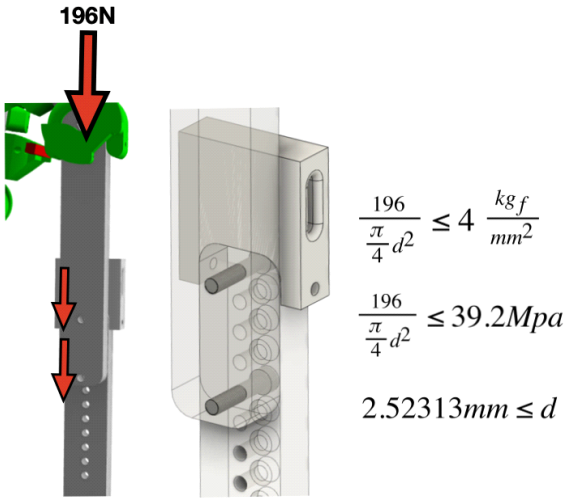
< Fig.7 >

< Fig.8 >

2.2.4 볼트 설계

전체 장치의 무게를 10kgf라 가정하고 장치를 착용한 상태로 사용할 때 가해지는 충격(하중)을 고려해 장치의 하중을 20kgf로 설정하여 설계를 진행하였다. 즉, 196N의 하중이 길이조절부에 있는 나사가 받는 전단 하중이 되며, 나사 하나만 있을 경우 그 나사가 최대 전단하중(196N)을 받게 될 것이다. 만일 이 나사 하나가 최대 전단하중을 견디게 된다면 나사 2개 이상부터는 더욱 더 안전한 디바이스가 될 것이라 생각하고 나사 하나만 있을 때 지름을 구해보았다. 즉 Fig.9 처럼 만일 나사 2개가 있다면, 하중이 분산되어 훨씬 안전할 거라 판단하여 설계가 진행되었다.

볼트의 허용전단응력이 4kgf/mm^2 (39.2MPa)일때, 허용전단응력보다 작거나 같다고 두고 볼트의 지름을 구해보면, 2.52313mm이 나오게 된다. M8 볼트의 골지름이 6.647mm로서, 2.52313mm보다 크기 때문에 M8볼트를 사용한다면 허용전단응력내에서 안전하게 탄성적으로 거동한다고 볼 수 있다.



< Fig.9 >

그리고, 해당 장치는 정적하중보다 동적하중의 영향을 더 많이 받기 때문에 볼트 설계시 탄성 에너지(U)를 고려하였다. 오른쪽 수식의 E는 재료가 갖고 있는 고유한 성질이고, A는 일정(골지름 = 6.647mm)하기 때문에 L(볼트의 길이)가 길수록 탄성 에너지(U)가 증가해 동적인 하중에 더 적합한 설계가 된다 판단 하였다. 또한, Fig.10의 식을 한번 더 보면, 해당 장치의 안전을 위해 골지름을 6.647mm보다 무작정 크게 할 수 없음을 알 수 있다. 면적 A가 증가하게 되면 탄성에너지 U가 작아지기 때문에, 볼트의 면적

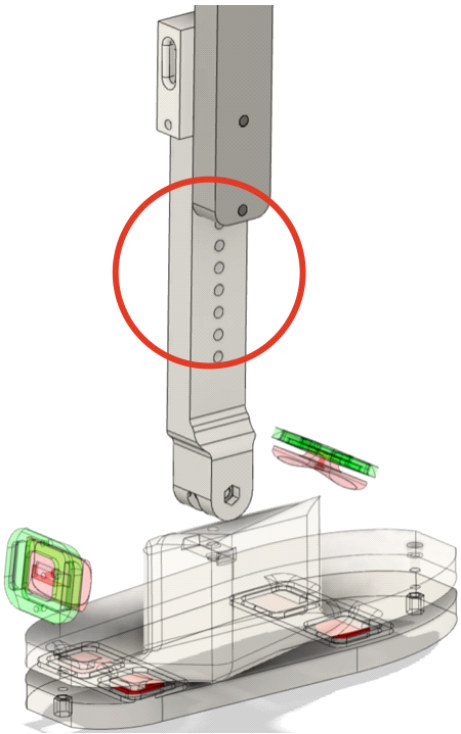
을 무작정 크게 했다면 오히려 더 동적하중에 취약했을 것이다.

$$U = \frac{P^2 \cdot L}{2 \cdot A \cdot E}$$

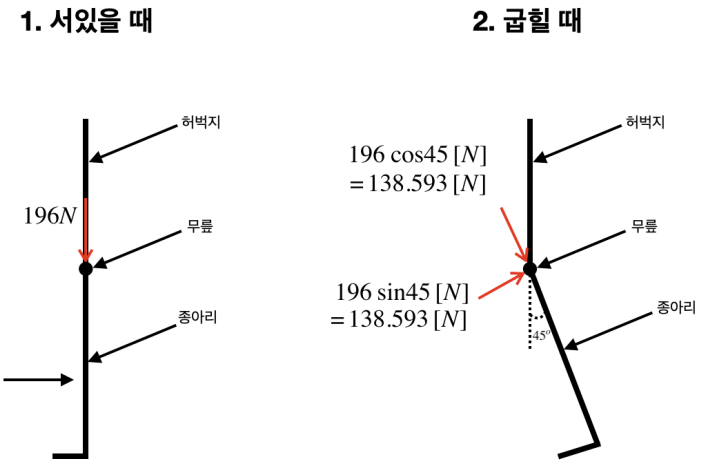
< Fig.10 >

2.2.5 Main Beam 설계

Main Beam은 아래 Fig.11 의 빨간색 원인 부분이다.
Main Beam에 가해지는 하중을 통해 허용응력값을 도출하기 위해서
Fig.12 와 같이 서있을 때와 굽힐 때를 나눠서 구분하였다.



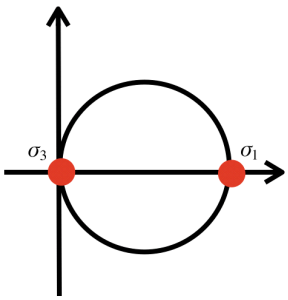
< Fig.11>

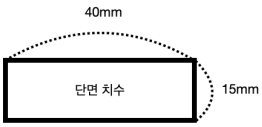


< Fig.12 >

196N이 수직하중으로 작용할 때 발생하는 응력을 Fig.13에 Mohr circle로 나타내었고, 해당 응력값을 토대로 Von Mises 유효응력 0.326667MPa을 구하였다. 사용한 재료인 ABS는 항복강도가 43MPa이므로, 위 식을 통해 안전계수를 도출해 보면 131.633이 나오게 된다. 이는 유효 응력값이 매우 작게 나와 안전계수값이 너무 높게 형성된 것을 알 수 있다. Fig.14는 수직하중에 따른 응력값을 ABAQUS CAE프로그램을 통해 나타내 보았다.

1. 서있을 때

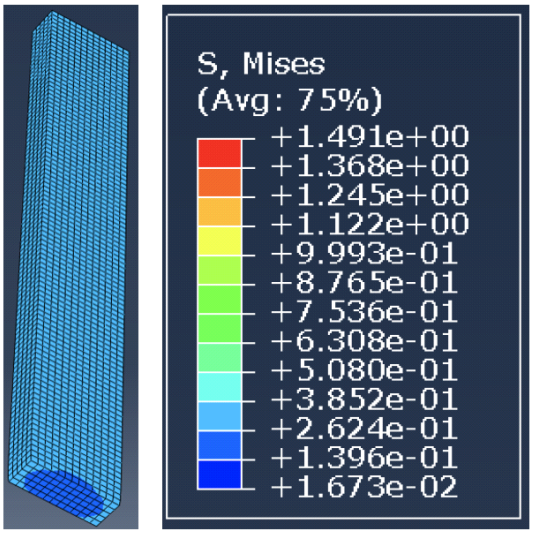




Von Mises 유효응력 $\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2}$

N (*Safety Factor*) = $\frac{\sigma_Y}{\sigma'}$

< Fig.13 >

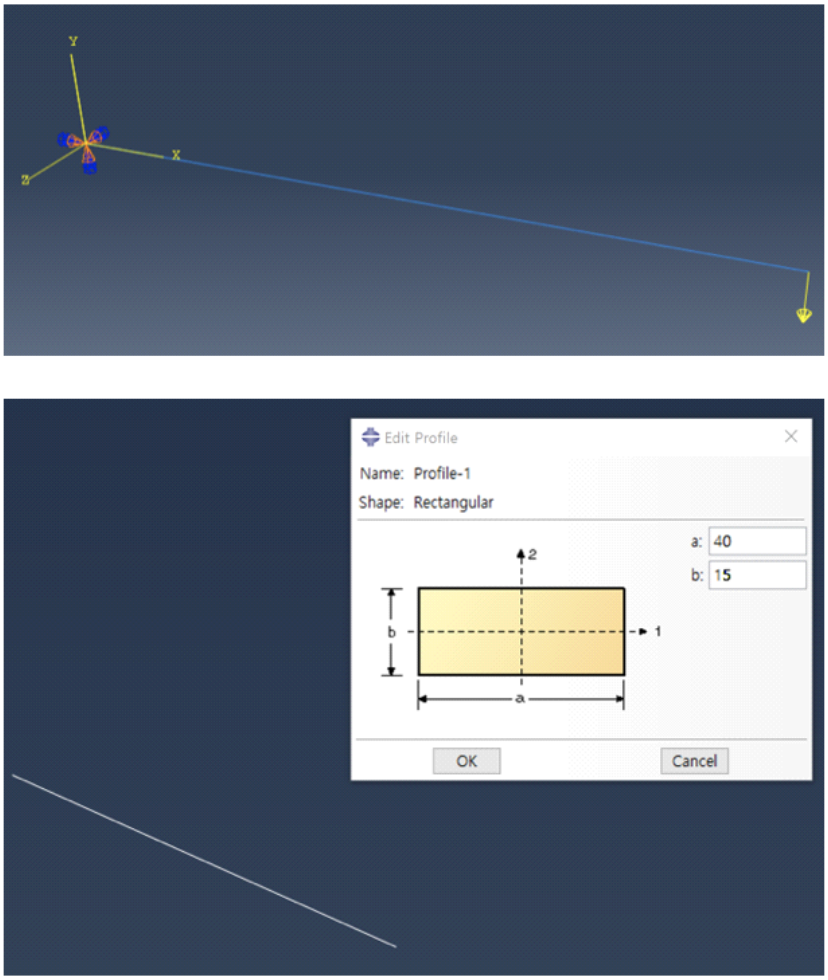


< Fig.14>

굽힐 때는 138.593N의 굽힘하중이 MainBeam에 작용한다. 굽힘응력을 제일 위 식으로 부터 구하였고, 굽힘하중이 작용할 때 단면 중앙에서 발생하는 최대 수평전단응력을 구해 보았다. 이때의 최대 수평전단응력 0.346483MPa은 굽힘응력에 의해 너무 작은 값이라 무시하고 Fig.15에 Mohr circle을 그려보았다. 최소주응력과 최대주응력을 Von Mises 유효응력식에 대입하여 안전계수를 도출해 보면 4.13이 나왔다. 4.13이라는 안전계수와 ABS재료의 항복강도를 통해 허용응력을 구해보면 10.4116MPa이 나오게 된다.

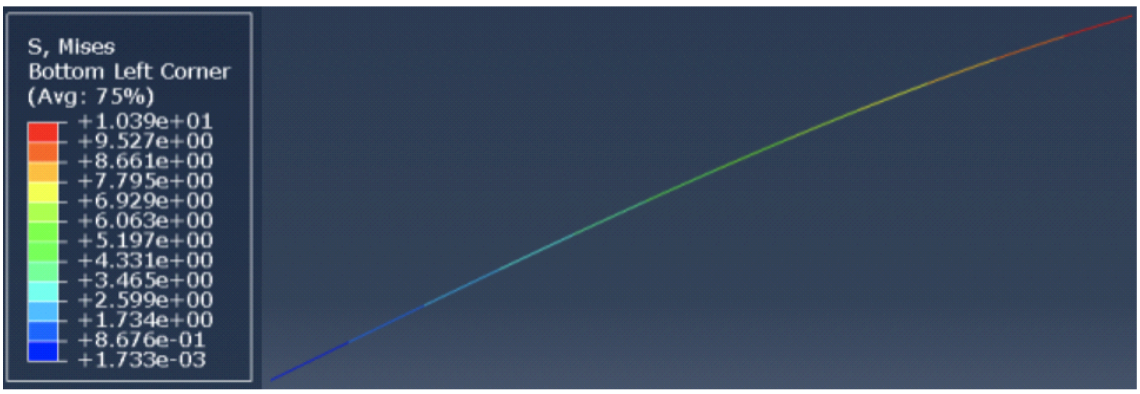
< Fig.15 >

Fig.16은 굽힘하중 138.593N이 MainBeam에 작용할 때 굽힘응력 이론값(10.3945MPa)이 맞는지 ABAQUS CAE프로그램의 정적해석을 통해 구해보는 과정이며, 1D Beam으로 가정하였기 때문에 단면설정과 Boundary condition, 하중을 부여한 사진이다.



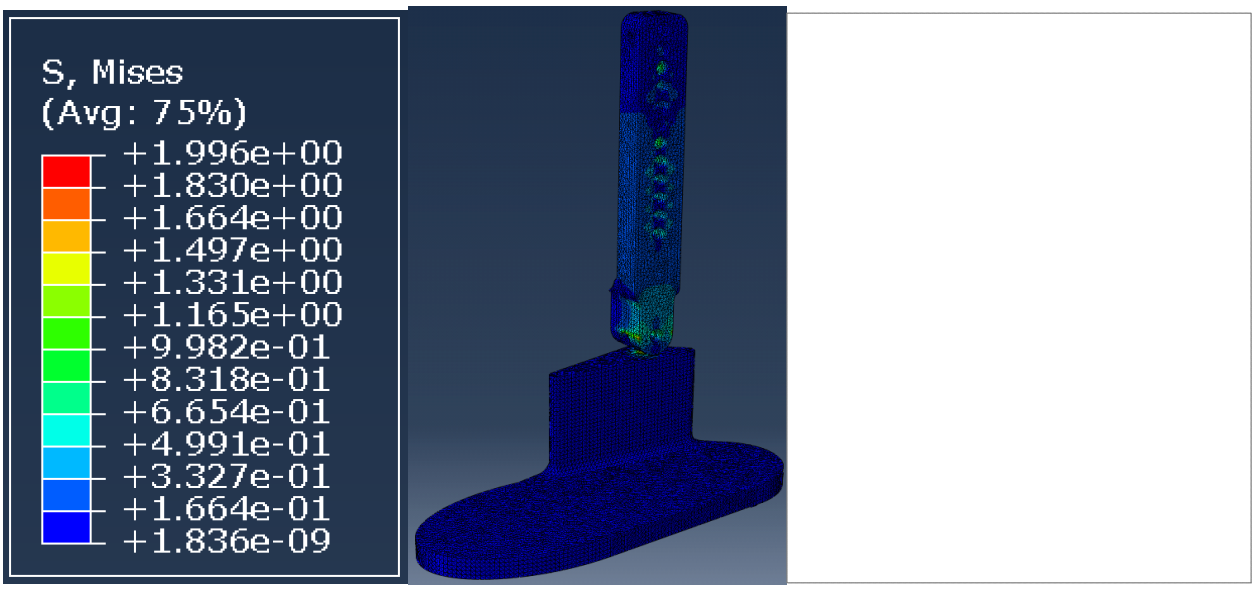
< Fig.16 >

Fig.17은 정적 해석을 토대로 나온 사진이다. 시뮬레이션 결과, 이론으로 구한 굽힘 하중의 최대 굽힘 응력 10.3945MPa과 해석을 통해 나온 최대 굽힘응력이 같은 값임을 알 수 있었다.



< Fig.17 >

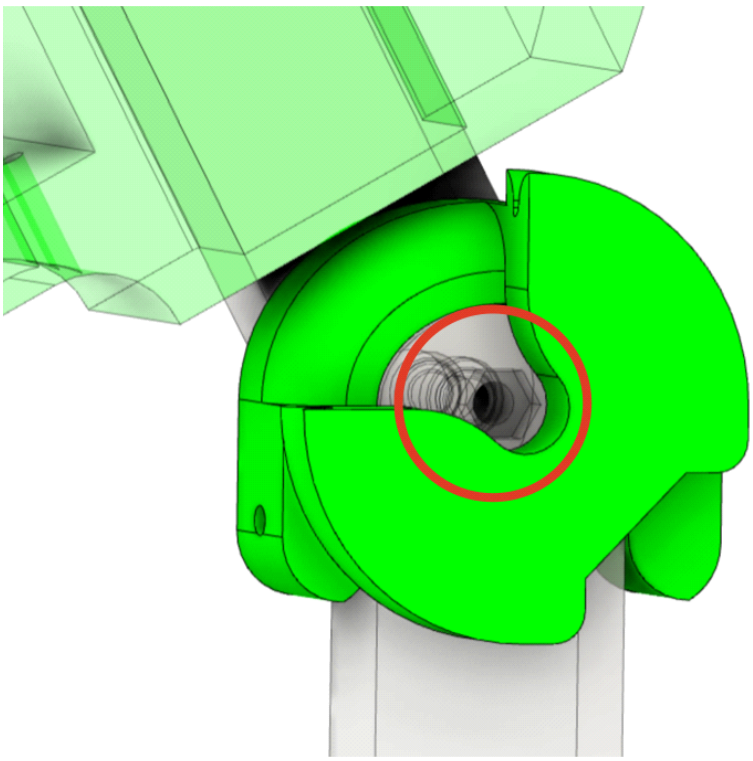
Fig.18은 힘을 제일 많이 받아 취약할 것 같은 부분의 형상을 CAE로 해석해본 사진이다. 위에서 구한 허용응력값 보다 최대발생응력(1.996MPa)이 작기 때문에 구조적으로 안전한 것을 알 수 있었다.



< Fig.18 >

2.2.6 축 지름 설계

축지름은 Fig.19의 빨간색 원과 같으며 축의 경우 비틀림과 굽힘을 동시에 받는다.



< Fig.19 >

Fig.20은 굽힘을 받을 때 모멘트(M)의 값인 7840[N * mm]를 구하는 과정이다.

< Fig.20 >

Fig.21과 같은 방법으로 토크를 구했으며 Fig.22는 비틀림이 작용할 때의 전단응력, 굽힘이 작용할 때의 굽힘응력을 통해 2차원 Mohr Circle을 그려 보았다.

비틀림

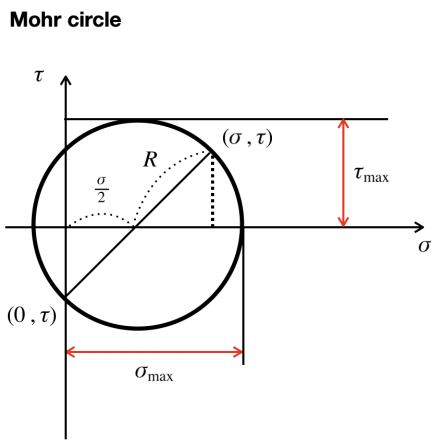
$$T=974000\cdot\frac{H_{kw}}{N_{rpm}}[kg_f\cdot mm] \qquad T=\frac{(\tau\times I_p)}{r}[N\cdot mm]$$

$$9554940\cdot\frac{H_{kw}}{N_{rpm}}[N\cdot mm]=\frac{(\tau\times I_p)}{r}[N\cdot mm]$$

$$\tau=\frac{r}{I_p}\cdot 9554940\cdot\frac{H_{kw}}{N_{rpm}}[Mpa] \longrightarrow \boxed{\tau=\frac{(16\cdot T)}{\pi\cdot D^3}}$$

$$T=974000\cdot\frac{0.026}{60}\cdot 9.81\,[N\cdot mm]=4140.47\,[N\cdot mm]$$

< Fig.21>



< Fig.22>

Mohr circle을 통해 각각의 최대 응력을 구해보았고, 상당비틀림모멘트와 상당굽힘모멘트를 구하였다. 그리하여, 최대전단응력과 최대수직응력을 상당비틀림모멘트와 상당굽힘모멘트를 포함한 식으로 나타내었고, 각각의 최대응력을 허용응력으로 제한하여 지름을 구하면 순수 비틀림이 작용할때의 지름 D, 순

수 굽힘이 작용할때의 지름 D가 나오게 된다. 그리하여 두개의 지름중 큰 값인 D = 6.6470038144mm을 축지름으로 사용하였다.

$$\tau_{\max}=\sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2+\tau^2} \qquad T_e=\sqrt{M^2+T^2} \qquad D_{Te}=\sqrt[3]{\frac{(16\cdot T_e)}{\pi\cdot\tau_a}} \qquad D_{Te}=6.6470018879mm$$

$$\sigma_{\max}=\frac{\sigma}{2}+\sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2+\tau^2} \qquad M_e=\frac{1}{2}\cdot\left(M+\sqrt{M^2+T^2}\right) \qquad D_{Me}=\sqrt[3]{\frac{(32\cdot M_e)}{\pi\cdot\sigma_a}} \qquad D_{Me}=6.6470038144mm$$

$$T_e=8866.18\,[N\cdot mm]$$

$$M_e=8353.09\,[N\cdot mm]$$

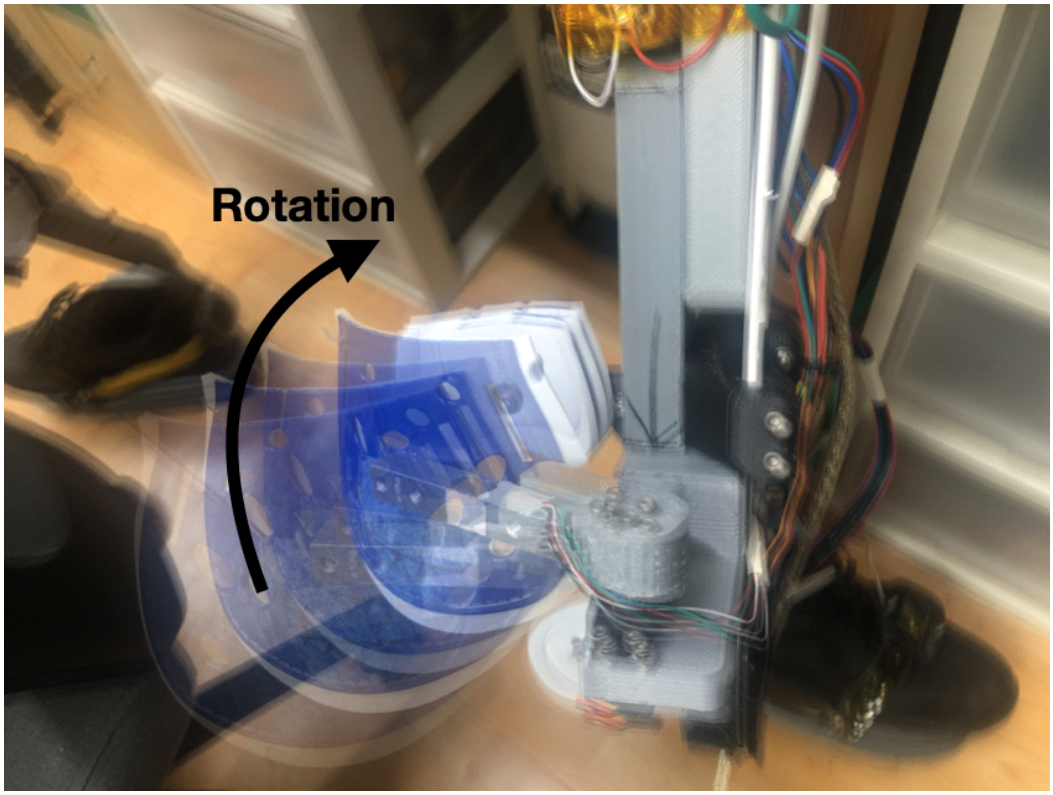
$$\tau_{\max}=\frac{16}{(\pi\cdot D^3)}\cdot T_e \longrightarrow \tau_{\max}=153.755\,\frac{N}{mm^2} \qquad D=\max\left|\sqrt[3]{\frac{(32\cdot M_e)}{\pi\cdot\sigma_a}},\sqrt[3]{\frac{(16\cdot T_e)}{\pi\cdot\tau_a}}\right|$$

$$\sigma_{\max}=\frac{32}{(\pi\cdot D^3)}\cdot M_e \longrightarrow \sigma_{\max}=289.714\,\frac{N}{mm^2} \qquad D=6.6470038144mm$$

< Fig.23 >

2.2.7 서보모터 설계

Fig.24는 허벅지의 로드셀이 착용자의 허벅지에 적절한 힘을 가하도록 제어하는 서보모터 모듈이다. 이 장치는 최초 착용시 표시된 회전방향으로 작동하여 적절한 강도로 착용자의 무릎에 힘을 가하는 위치를 파악한 후 임계값을 도출하여 이를 넘는 힘이 착용자에게 가해지지 않도록 한다.



< Fig.24 >

2.3 제약조건과 그 해결 과정

1. **동력 전달 방법**

백래시 없이 순간적으로 필요한 동력을 무릎에 전달하는 방법이 필요했다.

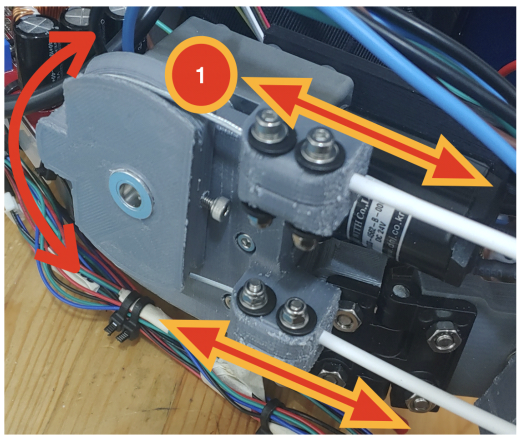
이를 해결하기 위해 Fig.25, Fig.26과 같이 자전거에 사용되는 브레이크 와이어와 변속기 와이어를 혼합하여 사용하였다. 브레이크 와이어는 자체적으로 4.3mm의 백래시가 있었으며 변속기 와이어는 5mm의 백래시가 있었다. 이 둘을 같이 사용해 보니 0.5mm정도로 육안으로 확인이 불가능한 백래시가 발생했다. 그러므로 브레이크 와이어와 변속기 와이어를 혼합하여 사용하기로 하였다.

2. 동력 전달 기구

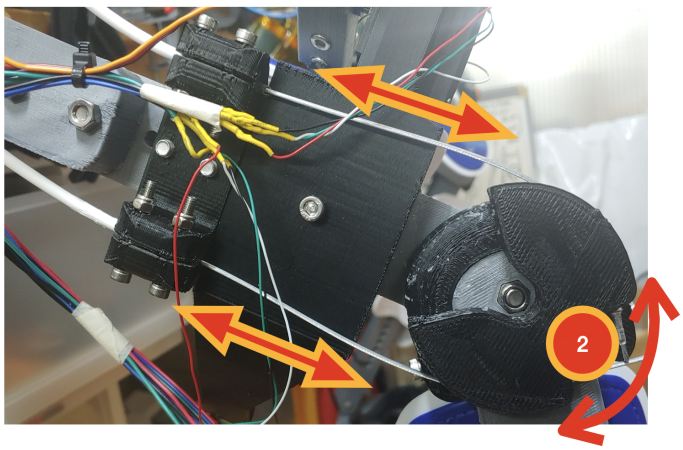
와이어를 이용해 동력을 전달할 때 사용되는 구조가 필요했다. 이를 해결하기 위해 회전운동 -> 직선운동 -> 회전운동(Fig.25, Fig.26) 순서로 동력 전달이 가능하게 하는 구조를 3D프린터로 설계 및 제작하였다. 또한 동력 발생부와 동력 작용부의 회전판 반경 비율을 1:1로 하였기 때문에 힘의 균등성을 확보하였고, 이 덕분에 3D프린터로 출력시 내구도 충족 확보에 용이하였다. Fig.25에서 1번은 고관절 부분에 위치한 동력 발생부 이고, Fig.26의 2번은 무릎부분에 위치한 동력 작용부이다.

3. 배터리 잔량 확인

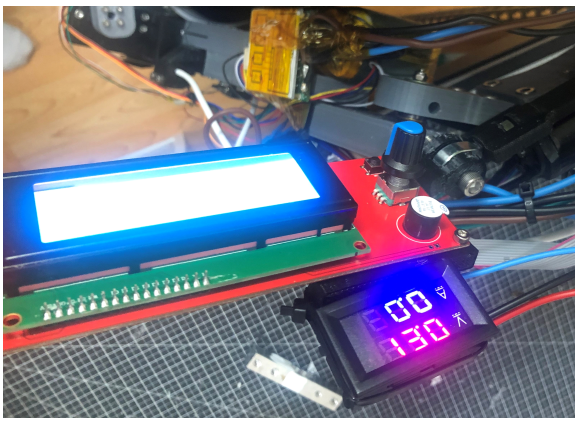
외골격을 착용하고 움직이는 도중에 배터리 용량이 부족해서 멈춰버린다면 착용자에게 엄청난 부담일 것이다. 이를 해결하기 위해 외골격 우측에 배터리 잔량 확인을 위한 구조를 설계(Fig.27) 후 3D프린터로 출력하여 LCD패널과 함께 부착하였다. 이때 착용자가 다양한 각도에서 LCD패널을 확인할 수 있도록 로드엔드 베어링을 사용하였다.



< Fig.25 >



< Fig.26 >



< Fig.27 >

2.4 설계기술 구현을 위한 비용 및 경제성

위와 같이 설계한 외골격을 실물로 구현하는데 총 66만 6520원이 들었다(Fig.28). 이는 본 장치와 가장 유사하다고 할 수 있는 Cyberdyne, HAL® 사의 로봇의 가격인 $14,000 and $19,000보다 훨씬 저렴한 금액이다.[4] HAL사의 제품들은 하지의 다양한 부분을 보조해 주기 때문에 구조상 복잡하고 가격이 높게 형성되어 있지만 우리는 핵심적인 부분만 정확히 제어하여 구조를 단순화 하였고 비용을 효과적으로 줄일 수 있었다.

< Fig.28 >

2.5 타 제품에 대한 분석 및 회피전략

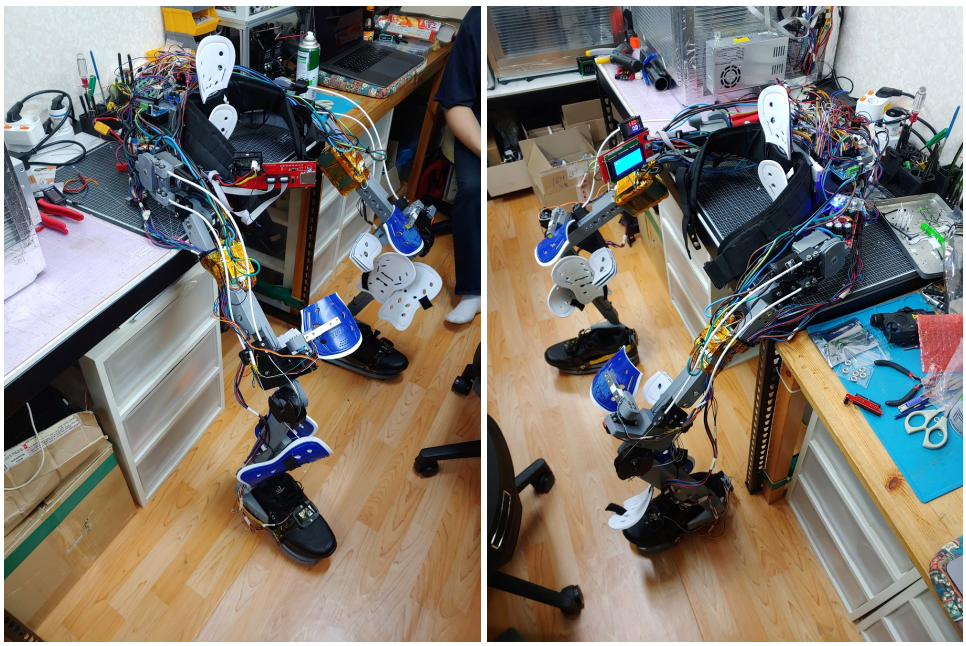
Conor James Walsh 등[5] 의An autonomous, underactuated exoskeleton for load carrying augmentation 논문은 백팩의 하중을 지면으로 보내어 등에 짊어진 무거운 하중을 보조하는 논문이며, 우리의 기술은 무거운 하중을 짊어 질 때가 아닌, 평상시 걸을때 무릎에 걸리는 부하를 억제하고 , 외력보조를 통해 지형극복을 돕는다.

Asbeck, A.T. Dyer ,Larusson A.F, Walsh C.J[6] 의 Biologically-inspired soft exosuit 논문에서는
발목부분의 와이어와 허벅지에 부착된 webbing의 장력을 통해 보행을 보조하지만 우리의 기술은 보행또는 계단과 같은 곳을 오를 때 무릎에 가해지는 부하를 선택적으로 보조한다.

3. 결과 및 토의

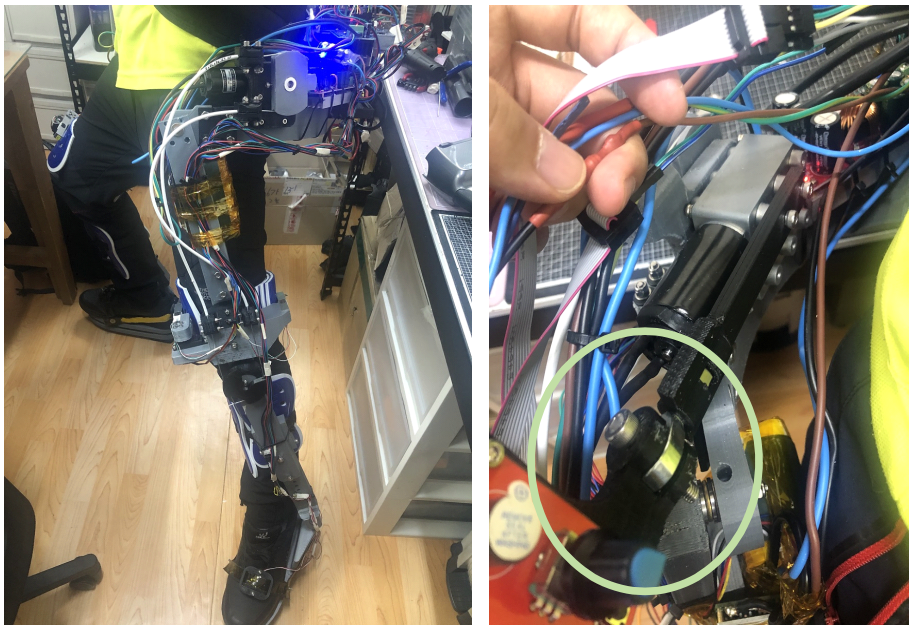
3.1 전체 완성된 작품의 외형

Fig.29는 완성된 장치의 전체적인 외형이다.



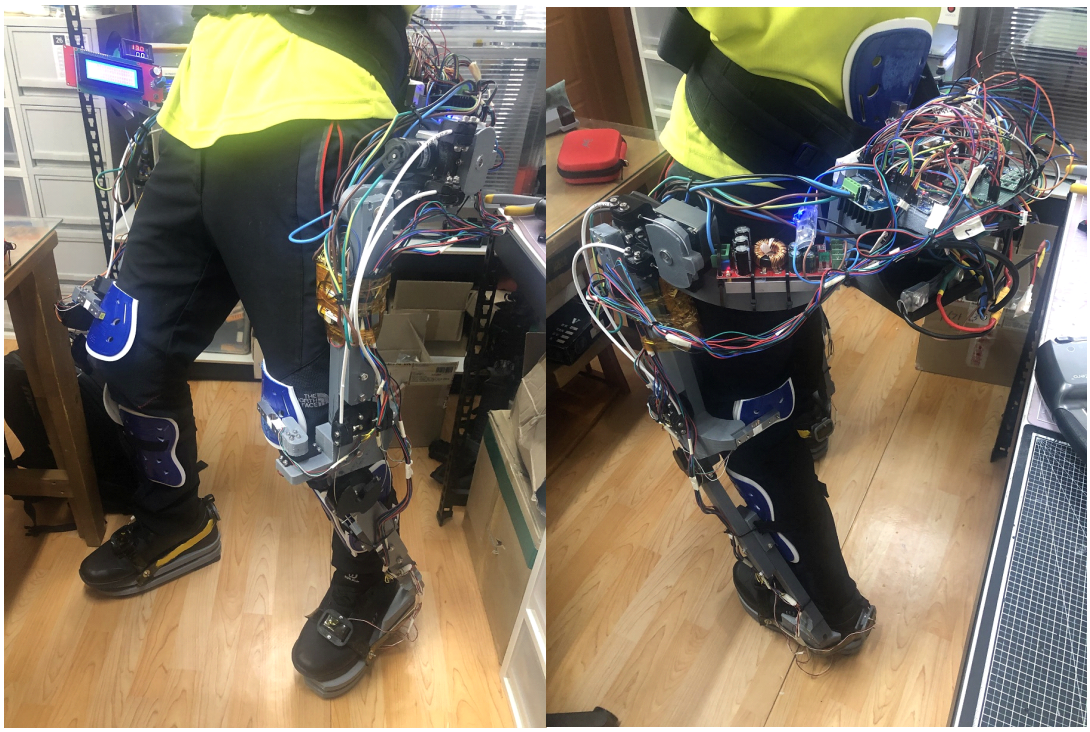
< Fig.29 >

Fig.30의 좌측 사진은 장치를 착용한 모습이다. 우측사진의 LCD 연결부는 로드엔드 베어링을 통해 자유롭게 위치를 조정할 수 있음을 나타낸다.



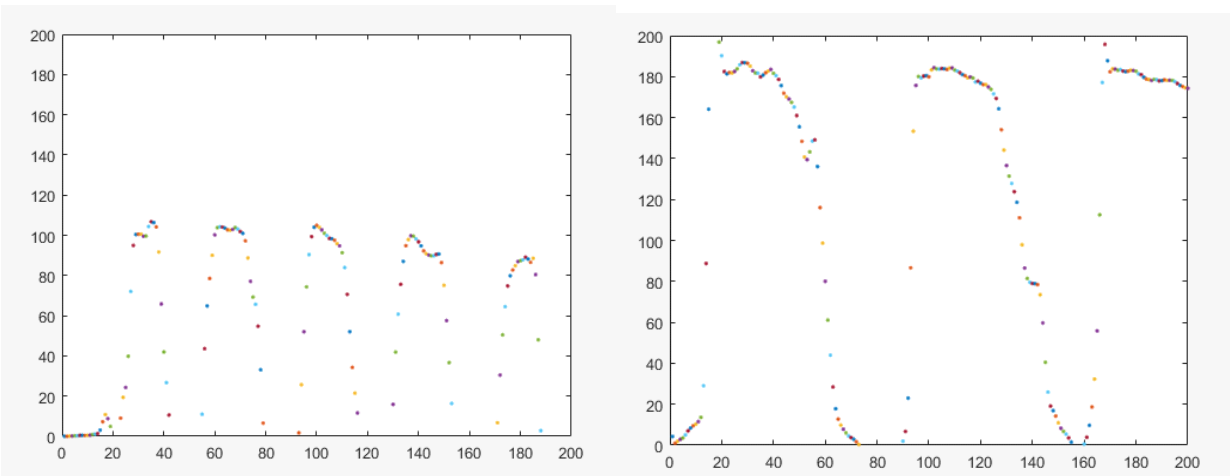
< Fig.30 >

Fig.31은 착용한 상태에서의 전후방의 모습이다.



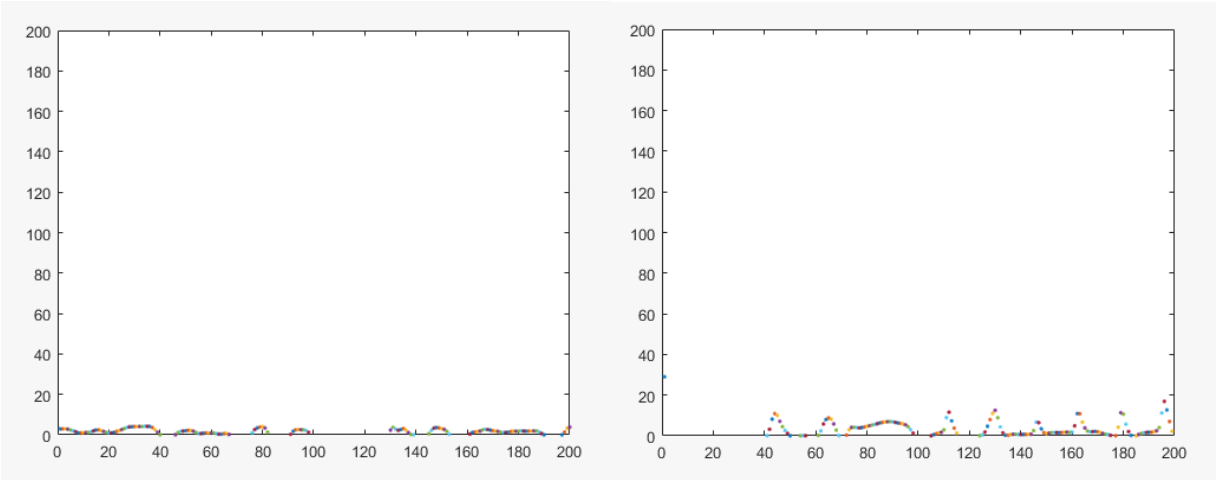
< Fig.31 >

Fig.32는 장치를 착용후 평지를 보행할때의 왼발바닥 센서의 값이며 좌측은 평지, 우측은 계단의 경우이다. 이처럼 부하가 큰 작업을 할 경우에 센서값이 뚜렷하게 차이가 났다.



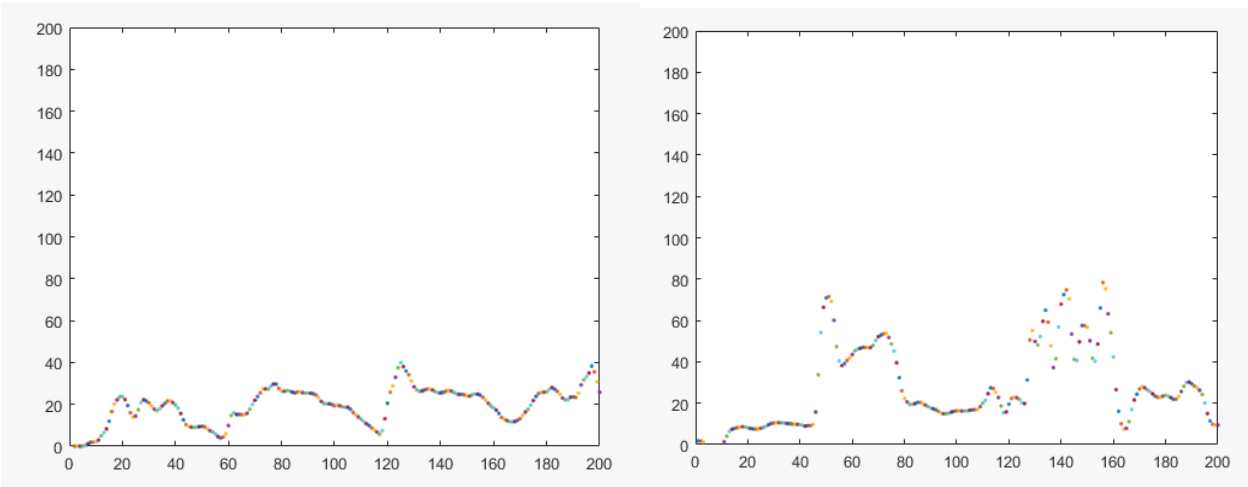
< Fig.32 >

Fig.33은 평지를 보행할 때의 발목센서의 값이다. 좌측 사진은 발목뒤 센서를 나타내며, 우측 사진은 발목앞센서를 나타낸다. 이를 종합적으로 볼 때 전진하는 동작 중, 발목 앞센서에서 뚜렷한 값이 나타나는 것을 확인하였다.



< Fig.33 >

Fig.34는 계단을 올라갈 때 허벅지 뒤 센서의 데이터 값이며 좌측은 일반적인 경우, 우측은 동력보조를 하는 경우의 값이며 좌우의 비교를 통해 적절한 순간에 적절한 양의 보조가 가해짐을 알 수 있다.



< Fig.34 >

3.2 최종 설계 결과물의 장단점 & 의의

1. 착용자의 운동의도와 보조상태를 측정하는데 필수적인 16개의 부위에만 센서를 장착하도록 하여 복잡성과 오류발생가능성을 억제함으로써 착용자의 의도에 부합하는 핵심적인 보조가 가능하다.
2. 동력전달을 담당하는 와이어의 경우, 실험을 통해 백래시가 최소한으로 억제되는 조합으로 선정하였기 때문에 적절한 순간에 동력보조가 가능하다.
3. 배터리 잔량과 작동상태가 화면에 표시되어 있기 때문에 장치의 상태를 실시간으로 확인가능하다.
4. 60만원 대에 3D프린터로 제작이 가능했기 때문에 사출 또는 적층방식을 통해 폴리머재질로 제작하기에 적합하여 제조단가를 낮출 수 있다.
5. 허벅지에 달려있는 서보모터가 착용자의 신체 치수에 맞게 작동하기 때문에 범용성이 높다.
6. 160WH의 고방전 인산철 배터리를 탑재하였기 때문에 1시간 가량 작동가능 할 것으로 예상되며 외골격의 특성상 급격히 변화하는 부하에 대응하기 적절하고, 안전성이 매우 높다 .

7. 외부적으로 전선과 전자모듈 등으로 인해 복잡한 구조를 보인다. 주변 사물에 걸리거나 충격을 받는 등 돌발상황이 발생했을 때의 안전성을 위해 구조의 간소화가 필요해 보인다.
8. 구조상 가장 취약할 거라 예상되었던 부분에서 허용응력보다 낮은 값의 최대발생응력이 발생하므로 구조를 조금 더 얇게 만들 수 있을 것으로 보인다.

4. 결 론

60만원대의 가격으로 무릎보조만을 위한 하지외골격을 제작하였다. 로드셀에 치구를 붙여서 굉장히 정확한 데이터 값을 얻을 수 있었다. 이를 기반으로 착용자의 정확한 움직임을 읽을 수 있었고 덕분에 정밀한 동력 보조가 가능했다. 또한, 와이어를 구동부의 작동원으로 사용하였는데 백래시가 육안으로 보기에도 거의 없었기 때문에 즉각적인 동력 보조가 가능했다. 이를 활용한다면 무릎 질환을 앓고 있는 환자의 재활치료와 보행에 어려움을 겪고 있는 고령자가 요양원과 가정 등에서 보행 및 지형극복능력을 되찾도록 하는 등의 목적에 충분히 유용하게 사용될 것이라 생각한다.

후 기

사람의 움직임을 센서로 정확히 파악하기 위해 수많은 치구를 뽑고, 데이터를 얻으며 비교 및 수정작업을 진행했다. 각 부위의 센서로 최초에 선정했던 FSR은 출력값이 전혀 선형적이지 못하여 다양한 형태의 치구를 출력하며 수주간 실험했음에도 사용을 완전히 포기해야했으며, 한정된 기간안에 인체의 하지 전체의 크기에 대응할만한 구조물을 설계에 수정을 가하며 계속해서 출력하는 것은 시간적으로나 체력적으로나 굉장히 힘든 일이었다. 특히 인체의 관절구조를 회전축의 외부의 구조물에 대응시키면서도 다양한 신체치수를 가질 착용자의 움직임을 제한하지 않도록 하는 것은 몇 년간의 설계 경험이 무색해질 만큼 새롭고 난감한 문제였다. 그만큼 어려웠지만 도전하기에 상당히 좋은 주제였고, 서로를 믿고 의지하며 지금까지 올 수 있었다. 또한, 다양한 지원과 조언을 아끼지 않은 지도교수님과 공학교육 혁신센터의 관계자 분들께 너무나 감사하다. 배움 자체에 행복해 했다는 기억은 평생 잊지 못할 추억이 될 것이다.

참고문헌

(1) 통계청, 장래인구특별추계 : 2017~2060년, 통계청 보도자료, pp. 12~ 18
(2) 건강보험심사평가원, 생활 속 질병통계 100선, GOOOFJ1-2018-20, pp. 66
(3) 김성희, 2014 장애인 실태조사, 보건복지부 정책보고서(2014-73), pp. 262~275. 2014.
(4) Knobbe Martens, Cyberdyne Bringing HAL Cyborg Exoskeleton to US Market, 2018
(5) Conor James Walsh, Kenneth Pasch, ScD, PE, Hugh Herr, 2006, “An autonomous, underactuated exoskeleton for load carrying augmentation” ,pp.1-6
(6) Asbeck, A.T. Dyer ,Larusson A.F, Walsh C.J, 2013, “Biologically-inspired soft exosuit.”, pp.1-8,24-26