Journal of Korea Robotics Society (2013) 8(1):008-019
http://dx.doi.org/10.7746/jkros.2013.8.1.008 ISSN: 1975-6291 / eISSN: 2287-3961

보행 재활 로봇 개발을 위한 1자유도 무릎 관절 설계

Design of an 1 DOF Assistive Knee Joint for a Gait Rehabilitation Robot

이 상 협[1], 신 성 열[2], 이 준 원[2], 김 창 환[2]

Sanghyeop Lee[1], Sung Yul Shin[2], Jun won Lee[2], Changhwan Kim[2,†]

Abstract One of the important issues for structural and electrical specifications in developing a robot is to determine lengths of links and motor specifications, which need to be appropriate to the purpose of robot. These issues become more critical for a gait rehabilitation robot, since a patient wears the robot. Prior to developing an entire gait rehabilitation robot, designing of a 1DOF assistive knee joint of the robot is considered in this paper. Human gait motions were used to determine an allowable range of knee joint that was rotated with a linear type actuator (ball-screw type) and links. The lengths of each link were determined by using an optimization process, minimizing the stroke of actuator and the total energy (kinetic and potential energy). Kinetic analysis was performed in order to determine maximum rotational speed and maximum torque of the motor for tracking gait trajectory properly. The prototype of 1 DOF assistive knee joint was built and examined with a impedance controller.

Keywords: Gait rehabilitation robot, Optimization, Assistive knee joint

1. 서 론

1.1 로봇의 설계 방법

로봇 공학 분야에서 로봇을 설계하기 위해서는 사용 목적에 맞게 로봇의 사양을 선택하는 것이나 전자 장치의 설계, 제어 방법의 선택 등과 같은 많은 고려 사항들이 존재한다. 그 중에서 로봇의 각 링크 길이와 모터의 사양을 결정하는 문제는 로봇의 작업 능력 및 작업 가능 영역과 직접적으로 연관되어 있기 때문에 로봇을 설계하기 전 우선적으로 결정해야 한다. 이런 문제를 해결하기 위해서 여러 가지 방법이 사용되는데, 예를 들어 로봇이 수행해야하는 작업의 종류나 로봇이 놓이는 위치, 주위 환경이나 상황을 고려하여 문제를 해결할 수 있다. 최적화 방법을 통해 링크의 길이를 결정한 후 상황에 맞게 기구학이나 동역학을 분석하여 적합한 모터의 사양을 찾을 수도 있다. 최형식 등[1]은 배관 검사 및 청소 로봇의 개발을 위해 작업을 수행할 배관의 환경을 고려하여 기구 구조를 정한 후 압력생성기구부의 마찰력을 이겨내기 위한 동역학 해석을 기반으로 모터의 사양을 결정하였다. 박찬훈 등[2]은 산업용 양팔을 설계하기 위해 로봇이 수행할 작업과 시장 상황들을 고려하여 문제를 해결하였다.

1.2 보행 재활 로봇 시스템

본 논문에서는 보행 재활 로봇 설계의 전 단계로써 재활 로봇에 적용할 기술들을 미리 적용하여 시험해보고, 보행 재활 로봇을 설계하기 위한 기초 데이터를 획득하기 위한 1자유도 로봇의 설계 과정을 다룰 것이다. 보행 재활 로봇의 경우 최근 고령화와 뇌졸중과 같은 뇌질환의 증가에 따라 많이 연구되고 있는 부분이며 하지 재활 로봇은 크게 보행 재활 로봇과 특정 부위를 재활하는 로봇으로 크게 구분이 가능하다[3-8,14-17].

1.2.1 보행 재활 로봇

Banala 등[6]은 외골격형의 ALEX를 설계, 제작하고

Received : Sep. 4. 2012; Reviewed : Oct. 9. 2012; Accepted : Jan. 12. 2013
[1] Sanghyeop Lee is student of University of Science and Technology (UST). He is now with Center for Bionics, Korea Institute of Science and Technology, Seoul, 130-650, Korea. (sanghyeoplee1985@gmail.com)
[2] Sung Yul Shin, Jun won Lee and ChangHwan Kim are now with Center for Bionics, Korea Institute of Science and Technology, Seoul, 130-650, Korea.(syshin0228@gmail.com, p3man4@gmail.com, ckim@kist.re.kr)
† Corresponding author: Center for Bionicsm Korea Institute of Science and Technology, Seoul, 130-650, Korea (ckim@kist.re.kr)
Copyright©KROS

Force field controller를 이용해 실제 뇌졸중 환자를 대상으로 치료 효과에 관한 유효한 결과를 만들어 내었다. 최근에는 Winfree 등[7]에 의해 ALEX의 단점을 보완하여 자유도를 늘리고 엑츄에이터와 제어 방법을 향상시킨 ALEX Ⅱ가 만들어지고 있다. 로봇을 이용한 보행 재활에 가장 많이 사용되고 있는 Lokomat (Hocoma AG, Switzerland)을 이용하여 Alexander 등[8]은 Path Control 방법을 통해 보행 재활이 필요한 환자와 로봇이 서로 상호작용을 하여 재활 효과를 극대화하려는 연구가 진행되고 있다.

1.2.2 근력 증가 로봇 및 무릎 재활 로봇

1 자유도 무릎 관절 로봇과 유사한 구조를 가지며 하지 일부분만을 감싸는 형태의 로봇인 BLEEX[14,15]의 경우 사람의 골격을 모방하여 무거운 물체를 쉽게 들 수 있게 제작된 근력 증가 로봇이다. BLEEX의 설계를 위해 임상 보행 분석 데이터를 이용하여 사람의 관절 가동 범위과 근력을 분석하여 유압식 엑츄에이터의 사양을 결정하고, 엑츄에이터를 이용해 만들어지는 토크의 크기를 분석하였다. Erhan Akdoğan 등[16]에 의해 설계된 무릎 재활 로봇인 Physiotherabot은 2자유도 로봇으로 무릎 재활에 사용되는 재활 방법인 등척성, 등속성, 등장성 운동를 수행하기 위한 로봇이다. Physiotherabot의 경우 환자와의 상호 작용이 로봇 제어 알고리즘에 포함되어 있지 않고 기본적인 재활 방법들을 그대로 모방하여 하지 재활을 수행한다. 김규정 등[17]에 의해 만들어진 지속적 수동적 운동 기구는 무릎 재활을 위해 실제 사람의 무릎 움직임을 모델링하여 로봇으로 구현한 기구이다. 이 로봇은 무릎의 다 자유도 움직임을 분석하여 무릎의 움직임을 그대로 로봇에 반영하였다.

1.3 1 자유도 무릎 관절 로봇

1 자유도 무릎 관절 로봇은 무릎의 움직임을 1 자유도로 한정하여 기구의 구조를 단순화시켰으며, 보행에 필요한 토크를 낼 수 있는 용량을 가지는 큰 부피의 모터 대신 볼-스크류 형태의 엑츄에이터를 사용하여 부피를 최소화시켰다. 또한 힘 센서를 부착하여 향후 환자가 만들어 내는 힘을 측정하여 실시간으로 힘 정보를 제어기에 반영해 환자의 상태를 로봇에 반영할 것이다. 그리고 일반인의 보행 궤적 데이터를 바탕으로 결정된 링크 구조와 모터 사양이 보행 재활 로봇에 좀 더 적합한 구조를 가진다.

본 논문은 2장에서 일반인의 보행 궤적을 분석할 것이며 3장에서는 로봇에 대한 간략하게 설명할 것이다. 4장에서는 링크와 모터 사양을 최적화 방법을 통해 결정할 것이며 5장과 6장에서는 제작된 로봇을 구동한 결과와 결론을 나타낼 것이다.

2. 일반인의 보행 궤적 분석

본 로봇의 목적이 선행 기술의 적용 및 시험이지만 기구 구조 자체는 실제 재활 로봇의 무릎 구조로 사용이 될 것이고, 로봇의 구동에 필요한 궤적 입력을 모션 캡처를 통해 얻은 일반인의 보행 패턴을 사용할 것이기 때문에 건강한 일반인의 보행 궤적을 고려하는 것이 타당하다. 이러한 관점에서 각 링크 길이의 최적 결정을 위해 3 km/h의 속도로 설정된 트레드밀 위에서 보행에 문제가 없는 20대 이상 일반인 남자 14명, 여자 5명 총 19명의 보행 궤적을 모션 캡처를 통해 수집한 후 무릎 관절의 움직임만을 추출하여 각변위와 각속도를 계산하였다. 여기서 건강한 일반인의 보행 속도인 5 km/h[9]로 지정하지 않고 그보다 낮은 3 km/h로 설정한 것은 보행 재활 치료 대상이 보행 장애를 가지고 있는 환자이며, 환자가 건강한 일반인의 보행 속도에 맞추어 재활 훈련을 반복적으로 수행할 경우 환자에게 무리가 갈 수도 있기 때문이다.

보행 데이터 수집 실험은 피험자가 트레드밀 위에서 정상적인 보행을 할 것이라는 가정 하에 수행하는 실험이다. 하지만 실험 과정에서 피험자가 실험 상황이라는 것을 인지하고 있는 상황이기 때문에 정상적인 보행 패턴이 나오기 어려울 수도 있다는 한계를 가지고 있다. 그래서 이 문제를 최소화하기 위해 전체 데이터 수집 시간인 20초 동안의 데이터를 그대로 사용하지 않고, 보행 주기를 기준으로 하여 무릎의 관절 각변위를 추출한 후 각 보행 주기에 대한 평균값을 사용하였다.

각 피험자마다의 한 주기 보행 시간을 알기 위해 Fig. 1의 그림과 같이 오른발을 기준으로 하여 오른발 뒤꿈치에 부착된 마커의 위치가 걷는 방향으로 가장 전방에 도달했을 때를 보행시 처음 뒤꿈치 닿기로 정의하여 보행 주기 시간을 추출하였다. 그리고 동일한 시간에 대해서 보행 특징들을 분석하기 위해 전체 피험자의 한 주기 평균 보행 시간을 1초로 일반화하여 나타내었다.

궤적의 형태를 보게 되면 전체 피험자의 평균 보행 궤적이 거의 동일하게 나타나지만 몇 몇의 보행 궤적이 다른 피험자의 보행 궤적과 비교하여 큰 차이를 가지는 것을 Fig. 2를 통해 알 수 있다. 이는 앞에서 언급된 보행 데이터 수집 실험의 한계, 모션 캡처 데이터를 받을 때 붙이는 마커가 정확히 지정된 위치에 붙일 수 없다는 문제 그리고 각 피험

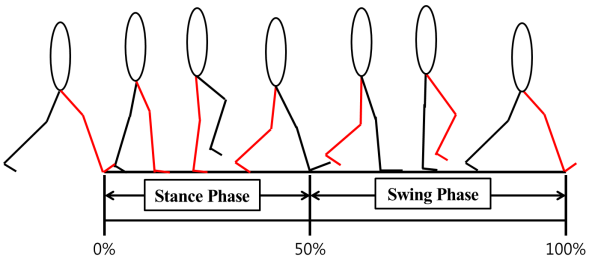

Fig. 1. Pattern of typical gait cycle. Based on the right foot (red), one gait cycle is completed when the same side of the heel make contact with ground surface once again.

자마다의 상이한 보행 주기로 인한 데이터 추출시의 오차 문제 등의 문제로 인해 발생한다. 이런 문제와 관련되어 수집된 데이터는 이상값으로 취급하여 제거해야 한다. 하지만 환자의 불완전한 보행 능력으로 인해 Fig. 2의 파란색 O 선과 같이 움직일 수 있기 때문에 오차가 발생한 데이터들을 이상값으로 제외하지 않고 19명 피험자 전체의 보행 데이터를 보행 궤적 분석에 사용하였다.

로봇에 탑승하게 될 환자의 체형과 보행 능력을 모두 예측할 수 없기 때문에 수집된 보행 궤적 중 가장 큰 각 변위와 각속도를 가지는 궤적을 선택하여 대부분의 환자군을 포함할 수 있게 설계를 진행하는 것이 타당할 것이다. 그러므로 본 연구에서 다루고 있는 1 자유도 로봇의 경우 일반인 19명의 보행 궤적 중 Fig. 3과 같은 궤적을 가지는 이상값 한명을 선택하여 설계를 진행하였다. 여기서 이상값의 선정은 전체 피험자의 평균 궤적에 대한 각 피험자 보행 궤적의 평균제곱근오차 (RMSE)를 기준으로 하였으며, 피험자들 중 가장 큰 값을 가지는 피험자를 이상값으로 선정하였다.

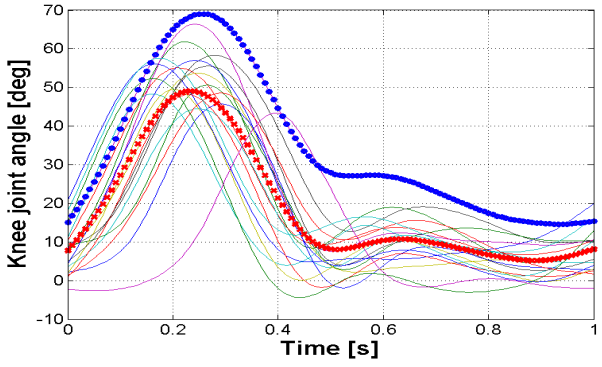

Fig. 2. The average gait pattern of knee joint angle displacement of subjects over 20 seconds (Solid line). x-dotted red line: the average knee joint angle displacement of whole subjects, o-dotted blue line: the maximum knee joint angle of subjects

Fig. 3을 보게 되면 무릎 관절 각도의 값이 15° - 69°사이에서 변화하는 것을 볼 수 있으며, 각속도는 최대 300 °/s로 움직이는 것을 알 수 있다. 위의 보행 데이터를 바탕으로 1자유도 로봇은 각 변위가 0° - 70°를 움직일 수 있으며 최대 300 °/s의 각속도를 낼 수 있는 구조를 설계 목표로 선정하였다.

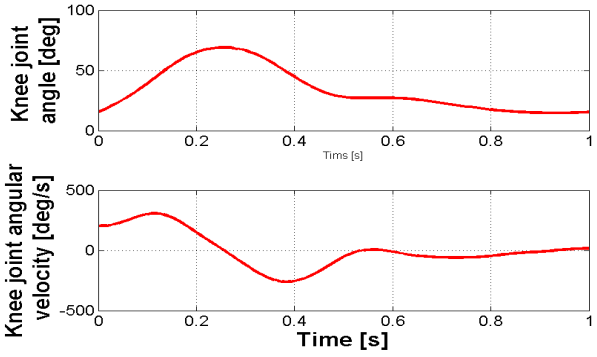

Fig. 3. The knee joint angle displacement (top) and angular velocity (bottom) of the outlier (the subject corresponding to the o-dotted blue line in Fig. 2.)

3. 전체 로봇 구조

로봇의 대략적인 구조와 명칭 그리고 착용 예상 모습을 각각 Fig. 4와 Fig. 5에 나타내었다. Fig.4와 같은 두 개의 링크를 가지는 로봇 구조에서 사용할 수 있는 엑츄에이터는 회전 모터와 볼-스크류 형태가 있다. 회전 모터의 경우 보행 시에 발생하는 최고 0.4 Nm/Kg의 무릎 관절 토크[10]와 Fig. 3과 같이 약 300 °/s의 각속도를 가지는 보행을 충분히 재현해 주기 위해서는 큰 용량이 필요하고 기어가 부착되어야 해서 시스템의 부피가 커지게 되는 문제점이 발생한다. 하지만 모터를 사용하는 방법은 로봇의 구조를 간단하게 설계할 수 있고 기구학 해석이나 동역학 해석을 쉽게 만들어 준다는 장점을 가지고 있다.

볼-스크류를 사용하는 방법은 높은 토크와 빠른 각속도를 가져야 할 때 모터에 비해 상대적으로 부피를 줄 일 수 있고, 볼-스크류의 너트와 스크류가 기어와 같은 역할을 하여 추가적인 기어가 필요하지 않다는 장점이 있다. 또한 볼-스크류는 초기에 설계된 회전 범위 이상 움직일 수 없기 때문에 관절에 상해를 줄 수 있는 과신전 (hyperextension)이 발생하지 않는다. 그렇기 때문에 360°의 회전 범위를 가지는 회전 모터에 비해 환자 보호 관점에서 볼-스크류가 안전

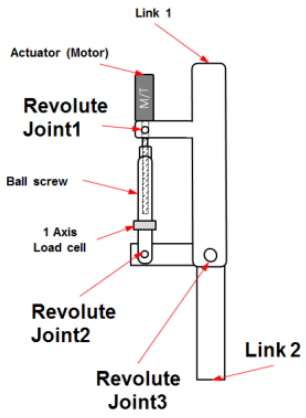

Fig. 4. 1 DOF robot system

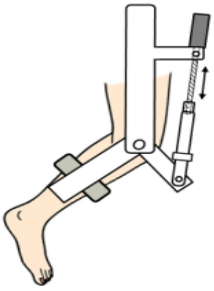

Fig. 5. Expected look of the subject with the robot system

하다고 할 수 있다. 하지만 위와 같은 장점에도 불구하고 볼-스크류 타입은 직선 운동만을 하기 때문에 링크를 회전시키기 위해 하나의 조인트로 연결된 단순한 두 개의 링크 구조에 더해 회전시킬 링크와 볼-스크류를 연결할 또 다른 링크가 추가적으로 필요하게 된다. 그렇게 되면 회전 모터로 연결된 구조에 비해 기구학 해석이나 동역학 해석이 더욱 어려워지는 단점을 가지게 된다. 또한 모터만 장착된 로봇의 경우 모터의 특성만을 고려하면 되지만 볼-스크류가 같이 장착되어 있는 로봇의 경우 모터의 특성과 더불어 효율이나 정확성, 발열과 같은 볼-스크류의 동작 특성까지도 고려를 해야지 정확한 로봇 제어가 가능하다는 단점이 있다.

결과적으로 볼-스크류의 장, 단점 그리고 직결 모터의 장, 단점과 로봇의 동작 방식, 로봇이 사용될 장소 등을 종합하여 고려한 결과 볼-스크류의 작은 부피와 안전성에 대한 장점을 활용하기 위해 본 논문에서는 로봇의 구동을 위해 볼-스크류 방식을 채택하였다.

볼-스크류와 모터는 커플링을 통해 연결되며, 모터의 회전 운동을 직선 운동으로 전환하여 링크 2를 회전시킨다. 로봇과 환자의 상호 작용을 위해 볼-스크류와 링크 2사이에 1축 로드셀을 장착하였으며, 링크 1은 착용자 (환자)에게 고정될 것이므로 링크 2만이 링크1에 대해 상대 운동을 하게 된다.

4. 최적 설계 및 모터 사양의 결정

4.1 각 링크 길이 값의 최적 설계

로봇을 설계하기 위해서는 각 기구부의 길이가 정의되어야 한다. 각 기구부에 부여된 변수들은 Fig. 6과 같이 정의하였으며, 각 링크들의 질량과 질량 중심의 위치는 Table 1에 기술하였다. Table 1의 수치들은 각 기구부 길이 및 모터 사양 결정을 위해 사용자의 신체 치수와 각 기구부의 무게를 예상하여 정해진 값으로 실제 설계될 로봇과는 다를 수 있다. 그리고 볼-스크류를 구성하는 너트와 스크류는 계산의 편의를 위해 1.0 Kg으로 선정하였으며, 링크 2의 무게 m_3를 5 Kg라고 가정하고, 본 시스템은 환자가 의자에 앉은 상태에서 착용하여 작동되기 때문에 100 kg의 몸무게를 가지고 있는 사람의 종아리와 발의 무게만을 고려하였으며 그 때의 무게 m_h을 6.1 Kg으로 가정하여 이 둘을 합하여 결정하였다[11]. 본 연구에서 설계할 1DOF 로봇의 경우 움직이지 않는 지지대에 고정되어 사용될 예정이므로 링크 1의 무

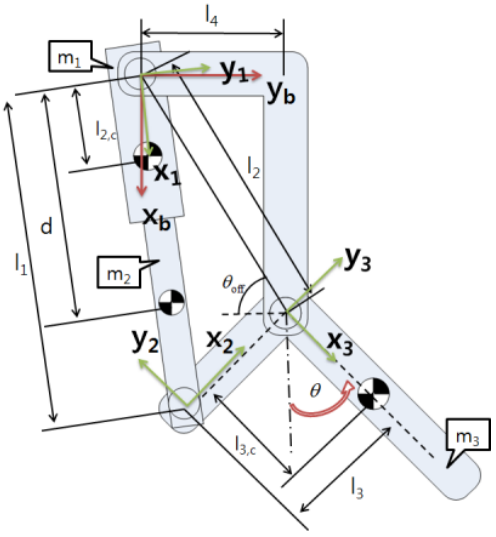

Fig. 6. Parameters of each link. The pair of X_b and Y_b is the base frame and the others are coordinate frames for each link.

Table 1. Parameters for the 1DOF knee joint system

$l_{3,c}$	$l_{2,c}$	m_1	m_2	m_3
18.5 cm	10.0 cm	1.0 Kg	1.0 Kg	11.1 Kg

게는 고려하지 않았다.

링크 2의 움직임과 전체 시스템의 형상을 결정할 설계 변수들을 선정해야 하는데 각 변수들 중 시스템에 가장 큰 영향을 주는 변수들은 l_1, l_2, l_3로 각 변수들이 결정하는 요소들은 다음과 같다. l_1은 볼-스크류의 Stroke를 결정하게 되며, l_2는 joint 1과 joint 3사이의 거리를, l_3는 링크 1과 Linear joint간의 가로축 길이를 결정하게 된다. 여기에서 l_1은 l_2, l_3에 의해 결정되므로 최종적으로 l_2, l_3가 로봇의 최종 형상을 결정한다. 링크 1의 형상은 l_2와 l_4가 결정하는데 l_4는 설계의 단순화를 위해 l_3와 동일한 길이를 갖도록 설계하였다.

목적함수를 정의하기에 앞서 어떤 물리적 수식을 최적화시킬 것인지를 우선 정의해야 한다. 예를 들어 이기상 등[12]은 블레이드의 형상을 최적화하기 위해 송풍기의 전압 효율을 최적화시킬 물리 수식으로 정의한 후 연구를 진행했다. 본 연구에서 다루는 1 DOF 로봇은 병원에서 사용되며 환자가 착용하는 형태이다. 병원의 경우 재활 치료가 수행되는 공간이 협소하고 많은 수의 환자와 의사, 치료사가 움직이므로 이들의 동선을 확보하기 위해 최대한 작은 작업 공간만을 가져야 한다. 또한 필용 이상의 에너지를 소모하는 구조를 가질 경우 불필요하게 큰 용량의 모터를 선택할 수밖에 없다. 그러므로 운동에너지와 위치에너지, 그리고 Stroke의 합을 목적함수로 정의하였으며, 목적함수를 최적화시키는 설계 변수들의 값을 찾을 것이다. 앞에서 정의한 목적함수를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} &\boldsymbol{b} = \{l_2, l_3\} \\ &\min_{\boldsymbol{b}} \quad J = w_1 S_{\max}(\boldsymbol{b}) + w_2 \int_{\theta_{\min}}^{\theta_{\max}} E(\theta)\, d\theta \end{aligned} \tag{1}$$

$$\begin{aligned} s.t. \quad & 20 \le l_1 \le 60\,[cm] \\ & 20 \le l_2 \le 25\,[cm] \\ & 13 \le l_3 \le 30\,[cm] \\ & l_3 \le l_2 \\ & \theta_{\min} = 0^o, \theta_{\max} = 70^o \end{aligned} \tag{2}$$

제약 조건에서 각 길이의 범위는 피험자가 로봇을 착용했을 때를 예상하여 연구자의 다리 길이를 바탕으로 설정하였다. 그리고 각각의 변수들은 다음과 같이 정의된다.

$$Maximum\ Stroke: S_{\max} = l_{1,\max} - l_{1,\min} \tag{3}$$

$$l_1 = f(l_2, l_3, \theta) = \sqrt{l_2^2 + l_3^2 - 2 l_2 l_3 \cos(\theta + \theta_{off})} \tag{4}$$

$$l_{1,\min} = f(l_2, l_3, \theta_{\min}),\ l_{1,\max} = f(l_2, l_3, \theta_{\max}) \tag{5}$$

$$\theta_{off} = \cos^{-1}\left(\frac{l_3}{l_2}\right) \tag{6}$$

$$E(\theta) = T + V = \sum_{i=1}^{3}\left(\frac{1}{2} m_i v_i^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_i^2\right) + \sum_{i=1}^{3} m_i g h_i \tag{7}$$

식 (1)에서 w_1, w_2는 최대 Stroke와 총 에너지에 대한 각각의 가중치이며 모두 1로 정하였다. 최대 Stroke는 l_1의 길이가 최대일 때와 최소일 때의 차이로 정의되고, $l_{1,\max}$는 링크 2의 각이 70° 일 때의 길이이며, $l_{1,\min}$은 0°일 때의 길이이다. θ_{off}은 joint 1과 joint 3, 그리고 θ가 0° 일 때의 joint 2가 그리는 삼각형의 사이각으로 정의된다. 식 (7)에서 사용된 m_i, v_i, w_i, h_i는 각각 볼-스크류의 너트와 스크류 그리고 링크 2의 질량, 질량 중심의 선속도와 각속도, 각 질량 중심의 기준 좌표계로부터의 높이를 의미한다. 또한 I_i, 관성 모멘트는 각 링크들을 joint1과 joint3을 중심으로 회전하는 원통으로 가정하여 구한 값이다. 최적화는 Nonlinear inequality constraint와 boundary constraint을 가지는 Nonlinear optimization을 사용하였으며, Inequality condition는 $l_3 \le l_2$이고, 초기 값은 l_2는 25cm, l_3는 24cm로 설정하였다.

목적 함수와 제약 조건에 따라 수행된 최적설계 결과는 Table 2와 같으며 ' * '은 최적화를 통해 구해진 각 변수들의 최적해를 의미한다. 위의 결과에서 보면 l_3가 제약 조건의 최소값을 가질 때 전체 구조의 최적화가 이루어진다는 것을 알 수 있다. 이는 Fig. 7에서 나타낸 것과 같이 동일한 l_2에 대해 l_3가 짧아질수록 최대 Stroke가 짧아지고 그에 따라 l_1 역시 짧아진다. 이 경우 동일한 질량 조건에서 링크 2의 크기와 볼-스크류의 길이가 최소화되면서 그와 관련된 운동에너지와 위치에너지를 최소화시키고 목적 함수의 값을 최적화시키게 된다. 그러므로 l_3의 최소값을 13cm로 하여 구해진 Table 2의 최적해을 이용하여 설계가 이루어 질 것이다.

Table 2. Optimal solution

l_2^*	l_3^*	$l_{1,\max}^*$	$l_{1,\min}^*$	$S(\boldsymbol{b}^*)$	$J(\boldsymbol{b}^*)$
25.0 cm	13.0 cm	34.62 cm	21.35 cm	13.27 cm	544.41

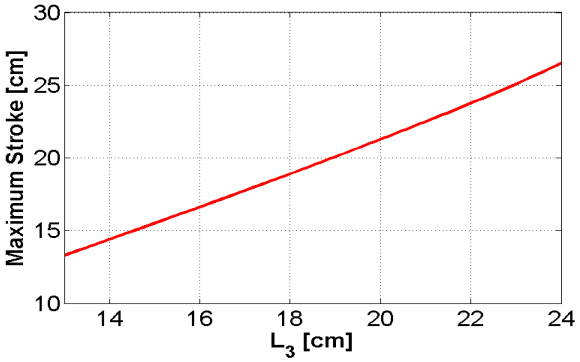

Fig. 7. Stroke changes according to the changes of L_3

4.2 모터 최대 회전 속도 도출을 위한 기구학 해석

본 절에서는 1자유도 로봇의 기구학을 해석한 결과와 Fig. 3의 무릎 관절 데이터를 이용하여 일반인의 무릎 관절 궤적을 재현하기 위한 모터의 최대 회전 속도를 구할 것이다.

모터와 볼-스크류, 그리고 링크 2의 각 변위 θ와 각속도 $\dot{\theta}$의 관계는 다음과 같이 정의된다.

$$x = \frac{60}{L}\dot{S} \tag{8}$$

$$\frac{dS}{dt} = \dot{l}_1(t) \tag{9}$$

Table 3. System parameters

l_2	$l_{2,c}$	l_3	$l_{3,c}$	M	I
0.25 m	0.10 m	0.13 m	0.185 m	11.1 Kg	0.127 Kgm^2

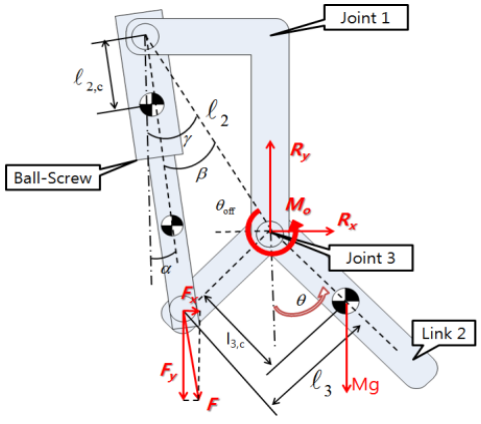

Fig. 10. Free body diagram for link 2 and ball-screw

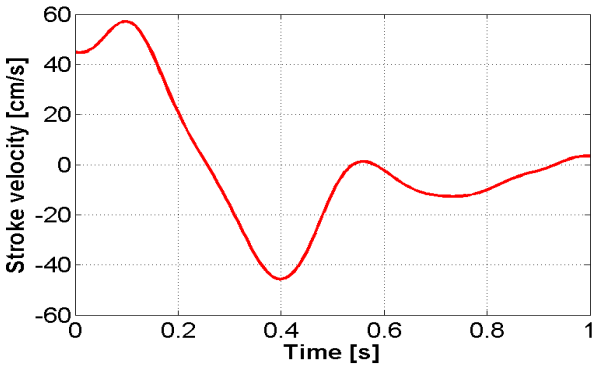

Fig. 8. Stroke velocity in terms of time

$$\dot{l}_1 = f(l_2, l_3, \theta, \dot{\theta})$$
$$= \frac{1}{2}(l_2^2 + l_3^2 - 2l_2 l_3 \cos(\theta + \theta_{off}))^{-\frac{1}{2}}(l_2 l_3 \sin(\theta + \theta_{off}))\dot{\theta} \tag{10}$$

여기서 L은 볼-스크류의 lead [cm], x는 모터의 분당 회전수 [RPM]를 나타낸다. 식 (8)을 이용해 모터의 최대 회전 속도 x를 구하기 위해 식 (9)과 식 (10) 그리고 앞 절에서 정해진 최적해, 마지막으로 Fig. 3의 관절 각변위θ와 각속도 $\dot{\theta}$를 이용하여 Fig. 8의 Stroke 속도 프로파일을 구하였다.

본 절에서 최종적으로 구하고자 하는 것은 일반인의 보행 한 주기 동안 모터의 회전 속도 프로파일이다. 이를 위해 Fig. 8의 Stroke 속도 프로파일을 식 (8)에 대입한 결과 Fig. 9과 같다.

모터의 정방향 회전을 양수로 역방향 회전을 음수로 보았을 때, Fig. 9에서 보는 바와 같이 모터의 정방향 최대 회전 속도가 3429.4 RPM, 역방향 최대 회전 속도가 2745.5 RPM으로 나타나고 있다. 이를 일반적인 보행 주기와 비교해보면 유각기 (Swing phase)에서 가장 빠른 모터 회전 속도가 필요하고, 입각기 (Stance phase)에서는 1000 RPM

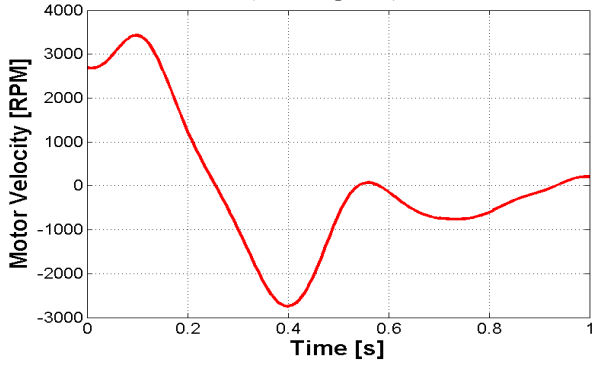

Fig. 9. Motor velocity change over one gait cycle

가량의 낮은 모터 회전 속도가 필요함을 알 수 있다. 그러므로 일반인의 유각기 와 입각기, 모두를 표현할 수 있는 로봇을 설계하기 위해서는 모터의 최대 회전 속도가 적어도 3430 RPM이상이 되어야 한다는 결론이 나오게 된다. 이 결과를 바탕으로 1자유도 로봇에 필요한 모터의 최대 회전 속도 설계 사양을 3500 RPM으로 선정하였다.

4.3 모터 최대 토크량 결정을 위한 동역학 해석

본 절에서는 모터의 최대 토크량을 구하기 위해 로봇의 동역학을 고려할 것이다. 동역학 해석에 필요한 링크 2의 무게와 joint 3에 대해 계산된 관성 모멘트는 Table 3에 나타내었다.

링크2의 무게는 링크 길이의 최적화를 위해 정했던 11.1 Kg을 그대로 사용하였다. 또한 실제 로봇이 설계되면 관성 모멘트의 정확한 정보를 얻을 수 있겠지만 본 연구에서는 정확한 정보를 얻는 것이 어렵기 때문에 계산의 편의를 위해 링크 2을 원통 모양으로 가정한 후 joint 3에 대해 관성 모멘트를 계산하였다. 그렇기 때문에 실제 로봇의 관성 모멘트와 다를 수 있다.

모터의 최대 토크량을 계산 해내기 위해 먼저 링크 2와 볼-스크류사이에 발생하는 힘을 계산한 다음 그 힘을 이용해 모터의 최대 토크량을 계산할 것이다. 링크 2와 볼-스크류간의 힘 관계를 나타낸 자유물체도은 Fig. 10와 같다.

볼-스크류가 링크 2에 가하는 힘 벡터의 크기 $\| F \|$ 를 구하기 위해 링크 2에 대한 자유물체도를 이용하였으며, 이를 통해 구해진 각 축 방향 힘과 joint 3에서 발생하는 모멘트의 크기는 다음의 식을 통해 구해진다.

$$\sum M_0 = -Mgl_{3,c}\sin\theta + F_y l_3\cos\theta + F_x l_3\sin\theta = \ddot{I\theta} \tag{11}$$

$$F_x = \| F \|\sin\alpha, F_y = \| F \|\cos\alpha \tag{12}$$

$$\alpha = \gamma - \beta \tag{13}$$

$$\gamma = 2\pi - \theta_{off} \tag{14}$$

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - l_3^2}{2l_1 l_2}\right) \tag{15}$$

위 식에서 F_x, F_y, R_x, R_y 는 각각 볼-스크류 축방향 힘과 joint 3의 반작용력의 x축 방향, y축 방향 힘이며, g는 중력 가속도이며, $l_{3,c}$는 joint 3에서 링크 2의 질량 중심까지의 거리이다. 식 (11)과 식 (12)를 정리하면 볼-스크류가 링크 2에 가하는 힘 벡터의 크기 $\| F \|$ 를 구할 수가 있으며 식 (16)과 같이 표현할 수있다.

$$\| F \| = \frac{\ddot{I\theta} + Mgl_{3,c}\sin\theta}{l_3(\cos\alpha\cos\theta + \sin\alpha\sin\theta)} \tag{16}$$

보행 중 발생하는 힘 F의 크기 변화를 알아보기 위해 Fig. 3의 일반인의 보행 중 무릎 관절의 각도 변화를 식 (16)에 대입하면 Fig. 11과 같은 결과가 나오게 된다.

Fig. 10의 그래프를 로봇의 도움 없이 사람이 로봇을 착용하고 일반적인 보행을 했을 때 측정되는 힘의 크기의 변화라고 가정했을 때 반대로 사람이 힘을 주지 않은 상태에서 로봇이 보행 주기에 맞게 사람의 다리를 강제로 움직여 주기 위한 최소한의 힘이라고도 가정할 수 있다. 그러므로 이 힘을 분석하면 모터가 보행 주기 동안 만들어 내야할 최소 토크량을 구할 수가 있게 된다.

볼-스크류를 회전시키기 위한 모터의 토크량을 계산하기 위해서는 정확한 볼-스크류의 치수 정보와 스크류와 너트 사이의 마찰력, 볼 베어링- 스크류 효율 (ball bearing screw efficiency) 과 같은 정보들을 알고 있어야 한다. 하지만 본 논문에서는 설계시 결정해야 할 대략적인 모터 토크의 크기만을 원하기 때문에 여기서는 간략화된 토크만을 계산할 것이며 이를 위해 볼-스크류 카탈로그[13]에 나와 있는 드라이빙 토크 관련 식을 이용할 것이다.

$$T = \frac{\| F \| L}{2\pi\eta} \tag{17}$$

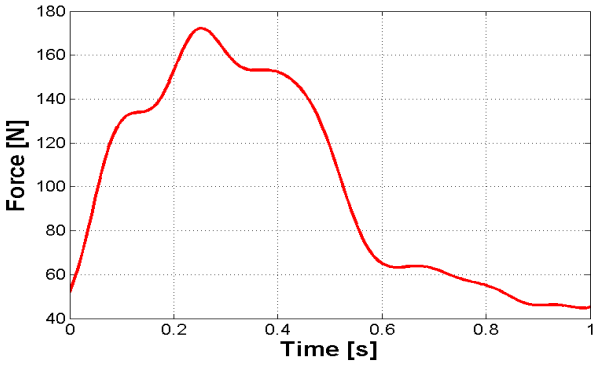

Fig. 11. The change of force magnitude F over one gait cycle

식 (17)에서 η는 볼 베어링- 스크류 효율로 정의되며 정확한 볼-스크류 사양이 정해지지 않았기 때문에 90%의 효율를 가지는 것으로 설정하여 계산하였다. 최대 토크를 구하기 위한 토크 변화 프로파일을 구하기 위해 Fig. 10의 힘 $\| F \|$ 의 변화 프로파일을 식 (17)에 대입하였으며 최종적으로 Fig. 12와 같은 결과가 나오게 된다.

구동 토크의 변화량을 보면 최대 0.3045 Nm가 필요함을 알 수 있다. 하지만 구동 토크를 구하기 위한 식 (17)은 볼-스크류의 동적 토크와 관련된 예압 토크, 마찰 토크 그리고 그 외의 비선형 토크 성분들은 모두 무시하였기 때문에 실제 적용을 위해 계산된 결과에 안전 계수 1.5를 곱한 값인 0.4567 Nm를 모터의 최대 필요 토크로 결정하였다.

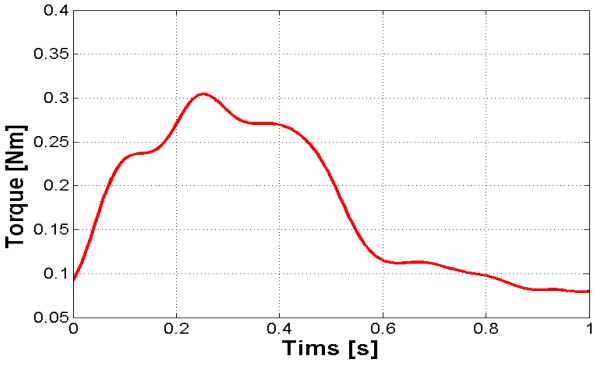

Fig. 12. Driving torque over one gait cycle

5. 실제 설계된 로봇의 구동 및 결과

5.1 로봇의 재원 및 제어기 구성

이 절에서는 설계 사양을 바탕으로 실제 제작된 로봇의 구조와 실제 구동 결과를 나타낼 것이다. Fig. 13은 제작된 실제 로봇의 전체 사진이며 제작에 사용된 부품들의 사양은 Table 4와 같다.

다양한 모터 제품들 중 최종적으로 Maxon사의 EC45

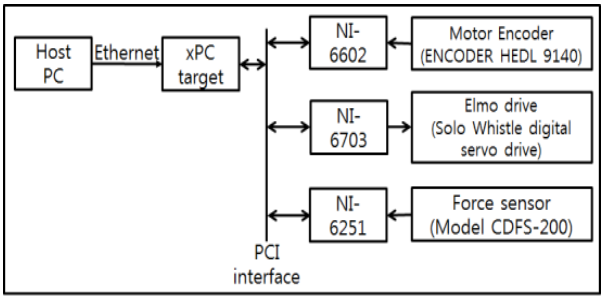

Fig. 15. Schematic of the system

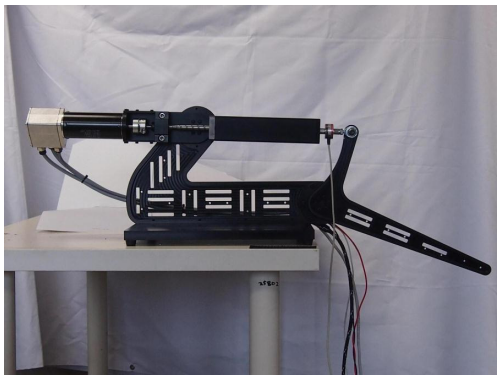

Fig. 13. 1 DOF robot was designed based on the calculated numerical information and specifications

모델과 EC60 모델이 선정되었다. EC60 모델의 경우 4960 RPM, 0.7 Nm로 설계 사양을 충분히 만족하지만 EC45 모델에 비해 부피가 크고 무게가 무거워 최종적으로 5770 RPM, 0.3 Nm의 사양을 가지는 EC45 136209 모델이 결정되었다. 볼-스크류의 경우 한국 미스미의 BSSR1010 모델을 선택하여 1자유도의 최대 Stroke에 맞게 가공하여 사용하였다.

최적 설계를 통해 결정된 설계 사양을 검증하기 위해 건강한 일반인이 Fig. 5와 같이 로봇을 착용한 상태에서 Fig. 14의 무릎 관절 궤적을 1 자유도 로봇의 입력 궤적으로 주어 joint 3의 실제 각도와 각속도 변화 그리고 모터의 토크 변화를 확인할 것이다. 여기서 실험 조건이 사람이 가만히 서있는 상태에서 로봇이 사람의 다리를 보행 궤적에 맞게 움직여 주는 것이기 때문에 걷고 있지 않은 상태에서 0.95초의 보행 궤적을 로봇에 입력으로 주는 것은 위험하므로 안전을 위해 보행 주기를 2초로 변경하였다. 로봇의 제어를 위해서 xPC target (The MathWorks, Inc.)를 사용하였고, 데이터 수집을 위해 DAQ board (National Instruments Corporation)를 사용하였으며, 제어 주기는 1 kHz이다. 전

Table 4. Specifications of each component

Motor	EC45(136209), maxon (Nominal torque: 323mNm, Nominal speed: 5770 RPM)
Ball-Screw	MISUMI BSSR1010
l_1	Max: 22cm, Min: 35cm
l_2	25cm
l_3	13cm

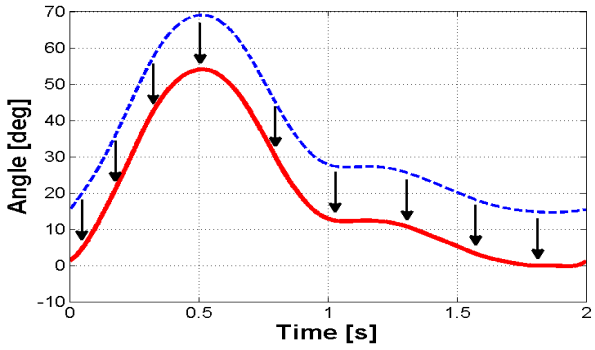

Fig. 14. The input robot trajectory to confirm the adequacy of the design specifications. For the safe reason, the original trajectory (blue dotted line) was modified (red solid line).

체적인 시스템 구성은 Fig. 15와 같고, 시스템 제어를 위해 사용된 임피던스 제어기를 위한 식은 (18)-(20)과 같다.

$$u(t) = \frac{Tm}{Kt} + I_{friction}[A] \tag{18}$$

$$Tm = \frac{F \bullet L}{2\pi\eta} + J_m \ddot{q}_m [Nm] \tag{19}$$

$$F[N] = \frac{1}{l_3 \cos(\theta - \alpha)} \bullet \\ [(m_3 l_3^2 + I)\ddot{\theta} + M_{add} g l_3 \cos\theta - M_d \ddot{\theta} + D_d(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + S_d(\theta_d - \theta)] \tag{20}$$

식 (18)에서 u(t)와 T_m, K_t, $I_{friction}$은 각각 제어 입력과 목표 모터 토크, 토크 상수, 마찰 보상 상수이다. 식(19)의 L, J_m, q_m는 각각 볼-스크류 lead, 모터 관성 모멘트 그리고 모터 회전 각도로 정의된다. 식 (20)의 M_d, D_d, S_d는 impedance constant이고, θ d는 목표 무릎 각도, M_{add}는 실험을 위해 추가된 질량을 나타낸다. 로봇의 제어를 위해 실제 사용된 파라메터들은 Table 5와 같다. 실제 설계된 로봇의 joint 3에 각도 센서가 부착되어 있지 않기 때문에 joint 3의 각도값은 모터의 엔코더 출력값을 이용하여 간접적으로 계산하였으며 모터 토크는 모터에 입력되는 전류값을 이용하여 계산하였다.

Table 5. Equation parameters

Parameter	Value	Parameter	Value
K_t	$70.4 \bullet 10^{-3}$	M_{add}	10 [kg]
P_h	$10 \bullet 10^{-3}[m]$	M_d	0.01
η	80.0%	D_d	5.0
J_m	$2.196 \bullet 10^{-5}[kgm^2]$	S_d	170

5.2 실험 결과 및 분석

실험은 각기 다른 몸무게를 가진 피험자 2명을 대상으로 60초 동안 수행하였으며 왼쪽 다리에 Knee brace를 찬 상태에서 벨크로 벨트를 이용해 로봇과 Knee brace를 고정하였다. 그리고 로봇이 사람의 종아리 부분을 궤적을 따라 충분히 움직여 줄 수 있는지를 보기 위해 피험자는 다리에 힘을 뺀 상태에서 실험을 수행하였다.

Fig. 16과 Fig. 17에 각 피험자에 대한 로봇의 각도 및 각속도 변화, 모터 회전 속도, 모터 토크의 그래프를 나타내었다. Fig. 16에서 보이는 것과 같이 3가지의 실험에 대해 평균 RMSE가 1.9972°로 근소한 오차만을 가지며 일반인의 보행 궤적을 잘 추종함을 알 수 있다. 하지만 각속도가 급격하게 변화하는 14-15초 사이에서 입력 궤적을 추종하는데 지연이 발생하면서 속도가 느린 구간과 비교하여 오차가 크게 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이는 제어 이득의 조절을 통해 최대한 제거가 가능할 것이다.

Fig. 17의 상단 그래프는 한 주기에 대한 모터의 회전 속도를 나타낸 그래프이다. 설계시 계산된 모터 회전 속도를 나타내는 Fig. 9와 비교하여 그 양상이 매우 유사하게 나타나고 있다. 즉, 실험상에서도 유각기에서 모터 회전 속도가 가장 빠르고 입각기에서 가장 느려진다. 하지만 모터 회전 속도의 최대, 최소값이 계산한 것보다 낮은데, 이는 로봇의 입력 궤적의 한 주기 시간이 0.95초에서 2초로 늘어나면서 시간당 움직여야할 Stroke가 줄어들게 되어 그에 따라 회전 속도도 줄어드는 것으로 해석할 수 있다. 현재는 피험자의 안전을 위해 한 주기 시간을 늘렸지만 향후 원 보행 주기를 입력으로 주어 실제 보행동안 로봇을 구동시켜 로봇이 무릎 보행 패턴을 유사하게 추종할 수 있음을 볼 것이다.

Fig. 17의 하단 그래프는 로봇이 구동하는 시간에 따른 모터 토크를 나타낸 그래프로써 Fig. 12의 구동 토크와 시간에 따른 추세가 비슷하게 진행됨을 알 수 있다. 또한 무게 90 kg의 subject 2의 종아리를 일반인의 보행 중 무릎 궤적을 따라 충분히 움직여 줄 수 있는 것을 Fig. 17을 통해 알 수 있다. 하지만 Fig. 17의 하단 그래프의 동그라미로 표시

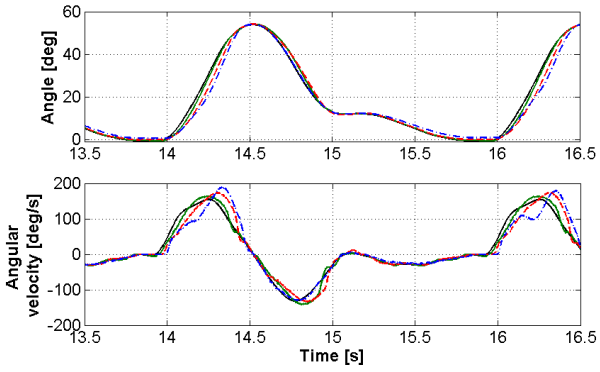

Fig. 16. Angle displacements and angular velocities of Joint 3. Black solid line: desired trajectory, Green solid line: trajectory without load, Red dashed line: the trajectory of subject 1, Blue dash-dot line: the trajectory of subject 2

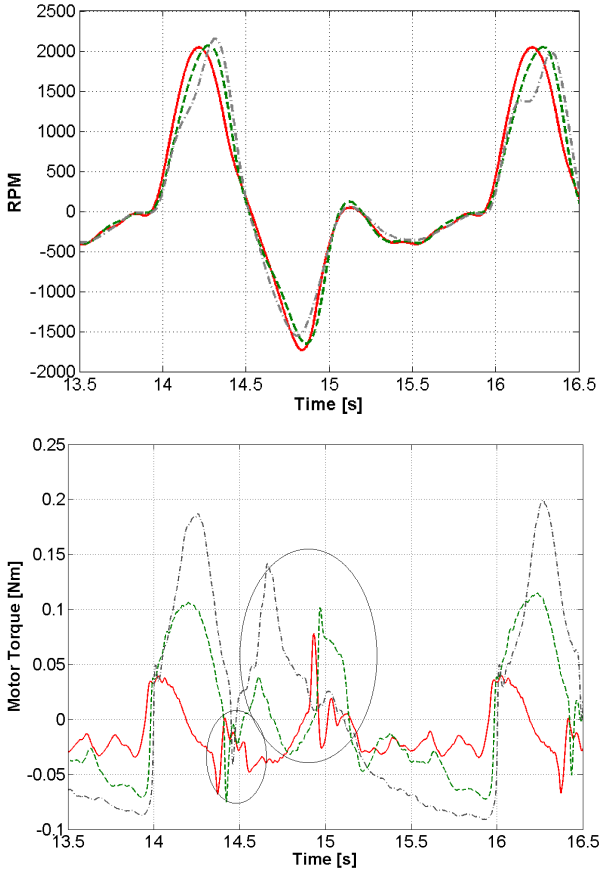

Fig. 17. RPM and Motor Torque over time. Red solid line: rajectory without load, Green dashed line: he trajectory of subject 1, Gray dash-dot line: he trajectory of subject 2

된 부분에서 Fig. 12와는 다른 토크 추세를 보이고 있는데 이는 계산된 토크의 경우 실제 로봇에서 발생하는 마찰이나 관성 모멘트, 가공 오차와 같은 모델링이 어려운 비선형 항을 계산에 반영하지 못했기 때문에 발생하는 현상으로 볼 수 있다. 다음 연구인 하지 재활 로봇에는 이러한 비선형 항의 영향들을 최대한 고려하여 계산된 결과와 실제 결과가 최대한 일치할 수 있게 할 것이다.

6. 결 론

본 연구에서는 보행 재활 로봇을 제작하기에 앞서 로봇 설계에 필요한 설계 참조 데이터를 얻기 위한 1자유도 로봇의 설계 사양 결정 과정을 다루었다. 볼-스크류 형태의 구동기를 가지는 1 자유도 로봇의 설계를 위해 Stroke와 운동에너지, 위치에너지의 합으로 정의된 목적함수와 일반인의 보행 궤적을 이용해 링크의 최적 길이값을 도출하였다. 또한 로봇의 기구학과 동역학 분석을 통해 모터의 최대 회전 속도와 최대 토크량을 결정하였다. 위의 결과를 바탕으로 실제 로봇을 제작하여 설계 사양을 검증하였다.

향후 무릎 관절의 움직임을 재현하는 것 외 1자유도 로봇을 통해 실제 보행 재활 로봇에 사용하게 될 제어 알고리즘을 설계 및 적용하여 제어 성능과 안정성을 확인할 것이며 재활 로봇이 실제 동작 중 발생할 수 있는 위험에 대한 대비책을 세우기 위해 1자유도 무릎 관절을 활용할 것이다. 이와 더불어 1자유도 로봇의 형태와 성능으로 현재 재활 병원에서 수행되는 무릎 관절 재활을 충분히 수행할 수 있기 때문에 노인이나 뇌졸중 환자의 무릎 재활이나 근육 훈련 및 현재 상태를 평가 할 수 있는 도구로 사용하기 위한 연구도 진행 할 것이다.

참고문헌

[1] Hyeung-Sik Choi, Won-Hyun Na, Dong-Wan Kang, Hyung-Suk Kang, Ji-Gwang Jeon and Hyun-Sik Kim, “Development of an In-Pipe Inspection and Cleaning Robot”, Journal of the Korean Society of Marine Engineering VOL. 33, NO. 5, pp. 662-671, 2009, 7

[2] Chan Hun Park and Kyoung Taik Park, ‘Design and Control of Industrial Dual Arm Robot’, Journal of the Korean Society for Precision Engineering VOL. 25, NO. 11, pp. 58-65, 2008, 11

[3] Ozer Unluhisarcikli, Maciej Pietrusinski, Brian

Weinberg, Paolo Bonato and Constantinos Mavroidis, “Design and Control of a Robotic Lower Extremity Exoskeleton for Gait Rehabilitation”, 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems September 25-30, 2011. San Francisco, CA, USA

[4] Ping Wang, K.H. Low and Adela Tow, “Synchronized Walking Coordination for Impact-less Footpad Contact of an Overground Gait Rehabilitation System: NaTUre-gaits”, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerlan, June 29 – July 1, 2011

[5] Jan F. Veneman, Rik Kruidhof, Edsko E. G. Hekman, Ralf Ekkelenkamp, Edwin H. F. Van Asseldonk, and Herman van der Kooij, “Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation”, IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 15, NO. 3, SEPTEMBER 2007

[6] Sai K. Banala, Seok Hun Kim and Sunil K. Agrawal, and John P. Scholz, “Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)”, IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, Vol. 17, NO. 1, February 2009.

[7] Kyle N. Winfree, Paul Stegall and Sunil K. Agrawal, “Design of a Minimally Constraining, Passively Supported Fait Training Exoskeleton: ALEX Ⅱ”, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerlan, June 29 – July 1, 2011

[8] Alexander Duschau-Wicke, Joachim von Zitzewitz, Lars Lünenburger and Robert Riener, “Path Control: A Method for Patient-Cooperative Robot-Aided Gait Rehabilitation”, IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering, VOL. 18, NO. 1, February 2010

[9] Donald A. Neumann, Kinesiology of the Musculoskeletal system Foundations for physical rehabilitation, Mosby

[10] Donald A. Neumann, “KINESIOLOGY of the MUSCULOSKELETAL SYSTEM, Foundations for Physical Rehabilitation”, Mosby, p557

[11] David A. winters, Biomechanics and motor control of human movement, fourth edition, WILEY, 2009

[12] Ki-Sang Lee, Kwang-Yong Kim, Jae-ho Choi, “High-Efficiency Design of Axial Flow Fan through Shape Optimization of Airfoil”, Journal of Fluid Machinery, VOL. 11, NO. 2, pp. 46-54, 2008

[13] THK, “Ball Screw THK General Catalog”, pp. A15.49-A15.60

[14] Adam B. Zoss, H. Kazerooni, Member, IEEE, and Andrew Chu, “Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 11, NO. 2, APRIL 2006

[15] Andrew Chu, H. Kazerooni, and Adam Zoss, “On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain, April 2005

[16] Erhan Akdoğan, Mehmet Arif Adli, “The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation Physiotherabot”, Mechatronics 21 (2011) 509-522

[17] Kyu-Jung Kim, Min-Sung Kang, Youn-Sung Choi, Jungsoo Han, and Changsoo Han, “Conceptualization of an exoskeleton Continuous Passive Motion(CPM) device using a link structure”, 2011 IEEE International conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 – July 1, 2011

이 상 협

2011 경북대학교 전자공학과 (공학사)

2011~현재 한국과학기술연합대학원대학교(UST) HCI 및 로봇 응용 공학과 석사 과정

2011~현재 한국과학기술연구원 학생연구원

관심 분야 : 재활 로봇, 로봇 제어, Human-Robot interaction control

신 성 열

2009 한국산업기술대학교 기계 설계공학과(공학사)

2011 한국과학기술연합대학원 대학교 HCI 및 로봇 응용 공학과(공학석사)

2011~현재 한국과학기술연구원 위촉연구원

관심 분야 : 동작 생성, 로봇 제어

이 준 원

2001 Boston University Mathematics and Computer Science (B.A in Mathematics and Computer Science)

2005 Tufts University Computer Science (M.S in Computer Science)

2011 Brigham Young University Computer Science (Ph.D in Computer Science)

2011~현재 한국과학기술연구원 연구원

관심 분야 : 재활 로봇, 기계 학습

김 창 환

1993 한양대학교 기계공학과 (공학사)

1995 한양대학교 기계설계공학과 (공학석사)

2002 the University of Iowa mechanical engineering (Ph.D. in Mechanical Engineering)

2002~2004 the University of Notre Dame the Robotics and Automation Laboratory Research Associate

2004~2007 한국과학기술연구원 (KIST) 지능 로봇 연구 센터 책임연구원

2007~2011 한국과학기술연구원 (KIST) 인지 로봇 연구단 책임연구원

2011~현재 한국과학기술연구원 (KIST) 바이오닉스 연구단 책임연구원

관심 분야 : human motion imitation and motion generation of a humanoid, human modeling, motion planning of mobile robots, cooperation of multiple robots and rehabilitation robots