Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers 27:3 (2018) 235~243

https://doi.org/10.7735/ksmte.2018.27.3.235

J. Korean Soc. Manuf. Technol. Eng.
ISSN 2508-5107(Online)

Special Issue : Seoul Tech Capstone Design

공압근육을 이용한 상지근력 보조용 웨어러블 로봇의 설계 및 제어

최현서[a], 이현지[a], 안태진[a], 정현기[a], 김정엽[a*]

Design and Control of Upper-Body Assistive Wearable Robot Using Pneumatic Artificial Muscles

Hyun-Suh Choi[a], Hyun-Ji Lee[a], Tae-Jin Ahn[a], Hyun-Ki Jung[a], Jung-Yup Kim[a*]

[a] *Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology, 232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea*

ARTICLE INFO

Article history:

Received	8	March	2018
Revised	3	May	2018
Accepted	15	May	2018

Keywords:
Pneumatic artificial muscle
Wearable robot
Power assist
Exoskeleton

ABSTRACT

This paper describes the design and control of a soft wearable robot capable of upper-limb muscle power assistance to prevent musculoskeletal injuries while lifting a patient repeatedly during a transfer process, in which a caregiver moves from a bed to a wheelchair. To minimize the weight of the wearable robot, pneumatic muscles were applied instead of typically used motors with reduction gears. The required specifications of the pneumatic artificial muscles were defined by mechanical analysis and manufactured specially for our robot. We also designed a soft wearing suit using fabric as the primary material and minimized the hard metal frames. This robot understands the intention of the user from the specific motions through the bracelet-type sensor named Myo that contains electromyography(EMG) sensors and accelerometers, without pressing a button. Finally, the performance of the wearable robot was experimentally verified through EMG measurements.

1. 서 론

대한민국은 이미 고령화 사회에 진입하였으며 이에 따라 노인요양시설 또는 가정에서 간병인들의 보조가 필요한 인구도 증가하고 있다. 하지만 높은 노동 강도와 적은 임금 등의 열악한 근로환경으로 인해 간병인의 수는 감소하고 있으며, 이로 인해 간병인 한 명당 보조하는 환자의 수가 증가하여 간병인의 업무 부담감은 더욱 커지고 있다. 특히, 환자들의 생활을 위한 체위 변경 및 자리 이동 작업은 간병인들로 하여금 반복 노동 및 무리한 근력의 사용을 유도하며 이로 인한 근골격계 질환 역시 흔히 유발된다[1-3]. 이러한 질환들은 Fig. 1과 같이 어깨 및 허리 등과 같은 상지에 주로 분포하고 있으며, 환자들의 이동을 위한 각도조절침대, 슬라이딩보드, 리프트 등의 의료기기가 있으나, 거동이 매우 어려운 환자의 경우 여전히 간병인들의 높은 근력을 필요로 함에 따라 근골격계 부상을 방지할 수 없어 문제가 되고 있다[3].

간병인들의 환자 보조 활동 중 가장 부담이 큰 업무는 휠체어에서 침대로, 혹은 침대에서 휠체어 등 환자의 자리를 옮기는 과정으로 이승(transfer)이라고 한다. 환자의 자리 이동을 좀 더 쉽게 하기 위해 다양한 제품이 시중에 출시되었으나, 간병인들의 근골격계 질환을 완전히 방지해주지는 못하고 있다. 현재 사용되고 있는 제품

* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-6355
Fax: +82-2-971-7706
E-mail address: jyk76@seoultech.ac.kr (Jung-Yup Kim).

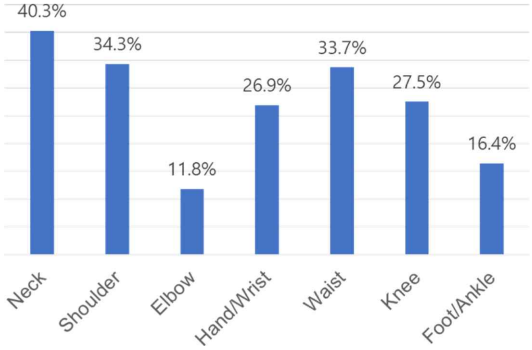


Fig. 1 Distribution of caregivers' injuries[3]

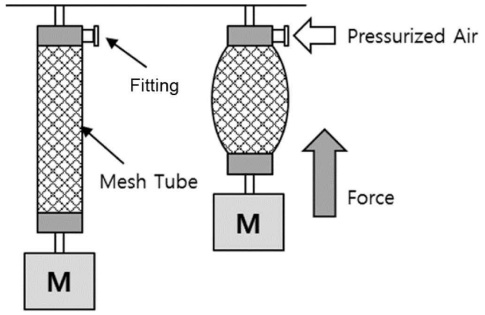


Fig. 2 Working principle of McKibben pneumatic artificial muscle (PAM)

들은 대표적으로 리프트와 자세변환용 벨트가 있다. 리프트는 현재 시중의 제품들 중 간병인들이 가장 편하게 환자의 이승을 수행할 수 있는 방법이다. 환자를 들어올리는 작업이 용이함은 분명하나, 환자의 몸을 잠깐 들어 아래에 슬링을 설치하는 작업과 환자를 탑승 시킨 리프트를 다른 장소로 옮기는 작업에서 근골격계 질환이 발생한다[2]. 또한, 병원 등이 아닌 일반 가정집에서 간병을 수행하는 경우 가격이 비싸 개인이 구비하기 어렵고 좁은 공간에서 사용하기 어렵다는 문제가 있다. 치명적으로는, 환자들이 리프트를 이용한 이승과정에서 자칫 자신이 물건이 된 듯한 심리적 모멸감을 느낄 수 있다. 좀 더 쉽게 구할 수 있는 제품으로는 환자 자세변환용 벨트이다. 가격이 매우 저렴하고 리프트의 슬링을 설치하는 것보다 설치가 용이하지만, 간병인의 힘을 온전히 사용해야 하기 때문에 심각한 근골격계 질환을 야기할 수 있다. 따라서, 본 논문에서는 이러한 단점들을 개선하기 위해 가볍고 가격이 저렴하며 좁은 공간에서도 사용할 수 있는 입는 형태의 로봇에 대해 연구하였다. 본 로봇은 간병인들의 근골격계 질환이 가장 높은 상지 근력을 보조하여 리프트나 자세 변환용 벨트 없이도 환자를 손쉽게 이승할 수 있도록 하였다.

2. 개념 아이디어

본 로봇은 크게 세 가지에 주안점을 두었다. 첫 번째는 금속 프레임을 최소화하고 가볍고 소프트하게 제작하여 로봇 무게의 부담과 이질감을 최소화하는 것이다. 따라서 로봇 대부분의 파트가 직물로 이루어져 옷처럼 입을 수 있는 수트의 형태로 제작되었고, 기존 웨어러블 로봇에 비해 매우 가벼운 무게로 개발되었다.

두 번째 주안점은 강력한 근력보조를 수행하는 것이다. 간병인이라는 직업 특성 상 여성이 대부분인데, 이 때 본인보다 무거운 환자를 들어 올리는 것은 결코 쉬운 일이 아니기 때문에 큰 힘을 발생시킬 수 있는 구동기를 선정해야 한다. 만약 널리 사용되고 있는 기어드 모터나 공압 실린더를 사용할 경우 힘이 세질수록 크기가 매우 커지고 무거워진다는 단점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 무게 대비 인장력이 매우 높은 공압형 인공근육을 구동기로 선정하였고 이를 직접 제작하였다. 공압 근육을 사용할 경우, 수축변위가 한정되어 오동작에 따른 필요 이상의 각도 변화를 방지할 수 있으며, 소프트한 재질로 제작되어 공압근육 자체의 유연성으로부터 착용감 및 안전성을 쉽게 도모할 수 있다.

마지막으로, 로봇의 작동을 위해 물리적 버튼을 누를 필요 없이 사용자의 의도를 파악하여 로봇을 움직일 수 있도록 하였다. 이때, 근전도센서와 가속도계가 내장된 팔찌형태의 센서 제품인 Myo를 사용하여 사용자의 손동작과 팔의 각도를 측정하여 로봇을 구동하도록 하였다. 본 논문은 공압 근육, 수트 및 제어시스템으로 구성된 로봇의 설계 과정과 제어 알고리즘, 그리고 로봇의 성능 검증을 위한 실험에 대해 서술하였다.

3. 로봇의 설계

3.1 공압근육의 설계

공압근육 혹은 공압형 인공근육은 1950년대에 처음 개발되었으며, Fig. 2와 같이 압축 공기가 공기 주머니를 채우면 반경 방향으로 팽창하며 축 방향 길이가 수축하는 방식으로 구동된다. 무게가 매우 가볍고 유연하다는 특징이 있어 웨어러블 로봇에 적합하다[4]. 공압근육 중에서도 여러 종류가 있으나, 본 로봇은 비교적 제작이 간단한 McKibben방식의 공압근육을 사용하였으며 효과적인 상지 근력 보조를 위해 인장력과 수축률이 높은 공압 근육을 직접 제작하여 적용하였다.

본 연구에서 공압근육은 상지의 부위 중 추가 근력이 필요하다고 판단되는 팔꿈치와 허리에 부착하였다. 팔꿈치 보조 공압근육을 예로 들면, 상완과 하완에 각각 공압근육의 끝을 연결하여 수축시키면 팔꿈치 각도가 작아지게 된다. 그런데, 공압근육은 수축될수록 인장력과 수축률이 줄어드는 특성이 있으므로 공압 근육의 길이를 최대한 길게 유지하기 위해 하완 연결부를 Fig. 3과 같이 팔꿈치와 최대한 가깝도록 약 100 mm 거리 내에 설정하여 팔을 접었을 시 수축 변위가 최소화 되도록 하였다.

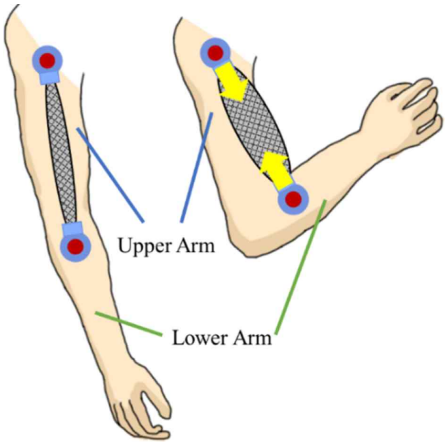


Fig. 3 Lifting motion of arm and PAM attachment points

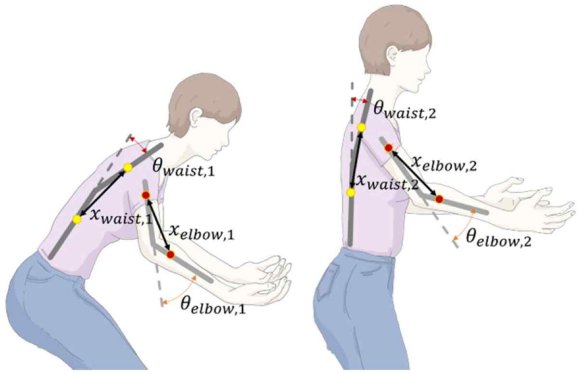
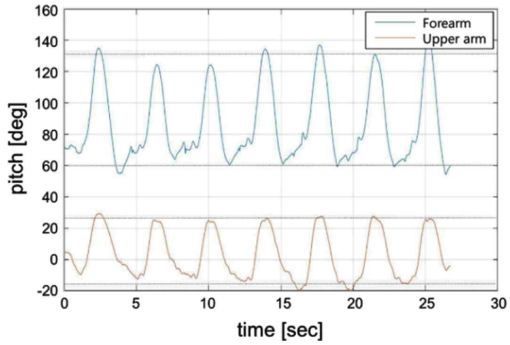
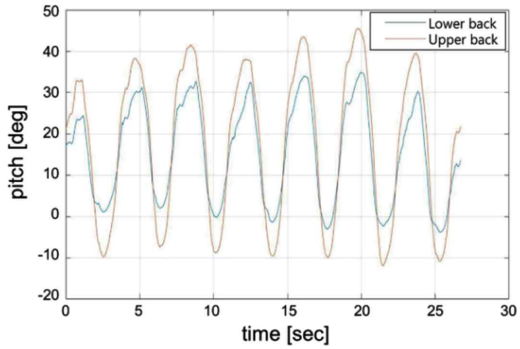


Fig. 4 Postures before and after lifting

다음으로, 로봇에 부착하기 위해 제작할 공압근육의 필요 인장력을 도출하기 위해 환자를 안아 올릴 때의 팔꿈치 관절 토크를 계산하였으며, 위의 식 (1)과 같이 에너지 보존법칙을 이용해서 필요 토크로부터 인장력을 환산하였다. 이 때, 각 변수는 Fig. 4와 같이 표현된다. F는 공압근육의 필요 인장력, $d\theta$는 공압근육의 길이 변화량이며, dx는 관절 토크, T는 관절 각도 변화량이다. 환자의 몸무게를 60 kgf으로 가정하여 관절에 걸리는 토크를 계산하였으며, 팔꿈치 관절에서 하중까지의 거리를 0.3 m, 허리 관절로부터의 거리를 0.47 m로 가정하면 각 부위에 걸리는 토크는 각각 18 kgf·m와 28.2 kgf·m이다. 공압근육이 토크를 약 50% 보조한다고 가정할 경우, 각각 9 kgf·m와 14.1 kgf·m의 토크를 공압근육이 보조해야 한다. 각 공압근육 연결부 위치의 사이 거리를 측정하였고 팔꿈치 보조 공압근육의 길이는 최대 0.34 m, 최소 0.26 m, 허리 보조 공압근육은 최대 0.32 m, 최소 0.29 m이다. 해당 위치에 모션 캡쳐 장치를 부착하여, 들어올리는 동작 중의 각도 변화량을 Fig. 5와 같이 측정하였다. 식 (1)을 통해, 아래의 식 (2)와 (3)과 같이 팔꿈치 보조 공압근육의 필요 인장력은 40.3 kgf, 허리는 156 kgf임을 계산하였다. 참고로, 식 (2)에서 팔은 두 개이기 때문에 공압근육 한 개의 힘을 계산하기 위해 1/2를 곱하였다.



(a) Inclination trajectories of fore and upper arm



(b) Inclination trajectories of lower and upper back

Fig. 5 Body inclination trajectories of the arm and back during lifting motion

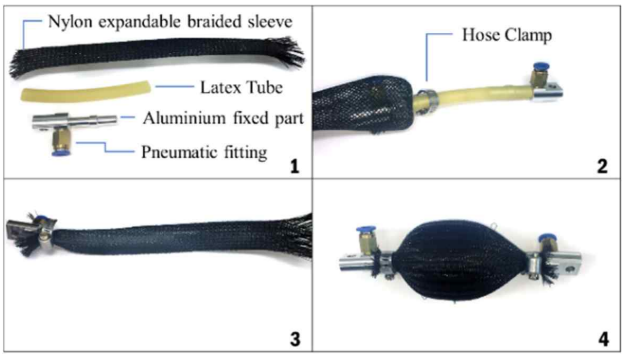


Fig. 6 Fabrication of McKibben pneumatic muscles

$$F = T\frac{d\theta}{dx} \tag{1}$$

$$F_{elbow} = T_{elbow}\frac{d\theta_{elbow}}{dx_{elbow}} \cdot \frac{1}{2} = 9 \cdot \frac{0.716}{0.08} \cdot \frac{1}{2} = 40.3\ \mathrm{kgf} \tag{2}$$

$$F_{waist} = T_{waist}\frac{d\theta_{waist}}{dx_{waist}} = 14.1 \cdot \frac{0.332}{0.03} = 156\ \mathrm{kgf} \tag{3}$$

도출된 공압근육 사양으로부터 공압 근육을 직접 제작하였다. 공압근육의 외부는 폴리에스테르 소재의 익스펜더 슬리빙, 내부는 라텍스 튜브를 사용하여 Fig. 6과 같이 제작하였다. 특히, 기존 공압근육과 달리 변형이 큰 라텍스 튜브를 사용함으로써 수축률을 높였다. 공압근육의 압력에 대한 인장력을 계산하기 위해 수학적 모델

링 식을 식 (4)와 같이 수립하였다[5].

$$\begin{cases}(F(\epsilon,P) = 30(\pi r_0^2)P[a(1-\epsilon)^2-b] \\ with\epsilon = (l_0-l)/l_0 \\ a=3/\tan^2(\alpha_0),\ b = 1/\sin^2(\alpha_0)\end{cases} \quad (4)$$

식 (4)에서 F는 공압근육의 인장력, P는 내부 공압이며, l_0는 공압근육 초기 길이, l은 공압근육의 현재 길이이고, ε은 수축률이다. α_0는 익스펜더 슬리빙의 격자구조의 각도이며, r_0는 내부 라텍스 튜브의 반경으로, 제작한 공압근육의 경우 각각 25도와 0.45 cm이다.

모델링 식을 검증하고 제작한 공압근육의 인장력을 측정하기 위해 한 쪽 끝에 로드셀을 달아 공압 근육의 길이를 달리하며 실험하였고, 그 결과값은 Fig. 7과 같다. 참고로, 수평축은 수축률이고 수직축은 인장력을 나타낸다. 그래프에서 알 수 있듯이 도출된 모델 식이 실제 실험과 매우 비슷한 양상을 나타내는 것을 알 수 있다. 또한, 수축이 적은 상태일 때 동일 공기 압력에서 더 큰 인장력을 발생시키는 것을 알 수 있다.

공압근육의 최대 압력은 4 bar이며, 이 때의 최대 인장력은 약 75 kgf이다. 식 (2)와 (3)을 통해 계산된 팔꿈치와 허리 공압 근육의 필요 인장력이 각각 40.3 kgf, 156 kgf임을 고려했을 때, 필요 인장력을 공압 근육의 최대 인장력으로 나누면 팔꿈치와 허리에 각각 0.54개 및 2.08개의 공압 근육이 필요하다. 따라서, 수트의 팔꿈치 보조 공압근육은 각 1개씩, 허리는 2개를 부착하였다(Fig. 8 참조). 공압근육의 필요 최대 최소 길이는 0.34 m와 0.26 m로, 약 24 %의 수축률이 필요하며, 실험값에 따라 허리와 팔꿈치 보조용으로 사용하기 적합함을 도출하였다.

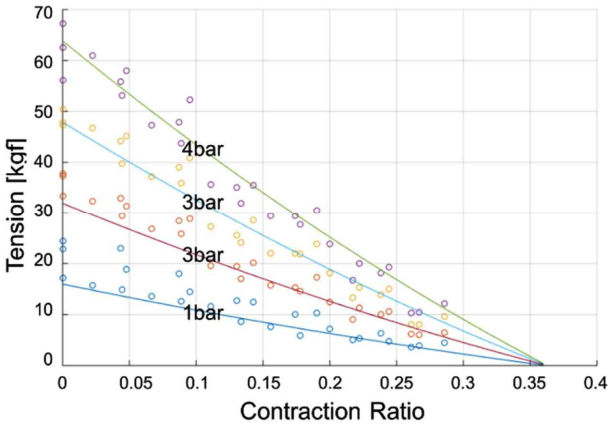


Fig. 7 Comparison between experimental values (circle) and theoretical values (line)

3.2 수트의 설계

수트는 Fig. 8과 같이 프레임을 최소화하고 직물 위주로 제작하였다. 팔의 근력 보상을 위한 공압 근육의 경우, 공압근육의 고정을 위해 하완에 밴드를 부착하고, 길이를 최대로 확보하기 위해 다른 한 쪽은 어깨에 고정하였다. 허리 보조 공압근육은 어깨 후면과 골반부근에 고정하였다. 로봇의 구동을 위한 Myo는 오른쪽 하완에 착용하고 팔꿈치에 최대한 가까이 착용한다. 수트는 시중의 안전조끼를 활용해 제작하였고, 공압근육의 수축으로 인해 수트가 움직이는 것을 방지하기 위해 하반신에 암벽등반용 하네스를 활용해 고정하였다. 실제 제작된 공압 근육을 장착한 소프트 웨어러블 로봇의 모습은 Fig. 9와 같다. 허리 보조 공압근육의 초기 길이를 최대한 길게 확보하기 위해 알루미늄 재질의 L자 프레임을 추가하였고, 스트링을 통해 하반신 하네스에 고정되었다.

3.3 제어시스템의 설계

작업의 편의성과 경량화를 위해 제어기는 Fig. 10과 같은 박스형태로 제작되었으며, 외부에 위치한다. 대략적인 제어 구조도는 Fig. 11에 나타나 있으며, 사용된 제어기 사양은 Table 1과 같다. 박스 내부에는 Myo로부터 데이터를 수신하기 위한 블루투스 모듈과 데이터 처리를 위한 아두이노 우노, 공압 컨트롤을 위한 dsPIC 메인 컨트롤러 PCB (Fig. 12 참조)가 내장되어 있다.

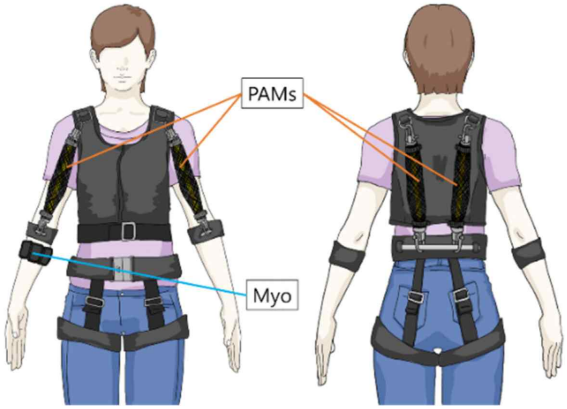


Fig. 8 Schematics of the suit

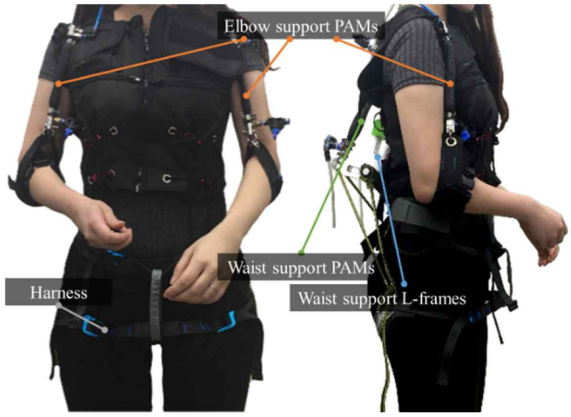


Fig. 9 Photograph of the developed soft wearable robot

Table 1 Controller specification

Part	
Main Controller	[Microchips] dsPIC33FJ128MC804
Sensor Controller	[Arduino] Arduino Uno
Sensor	[ThalmicLab] Myo, [Autonics] Pneumatic sensor
Actuator	PAMs, [Parker] Solenoid Valve

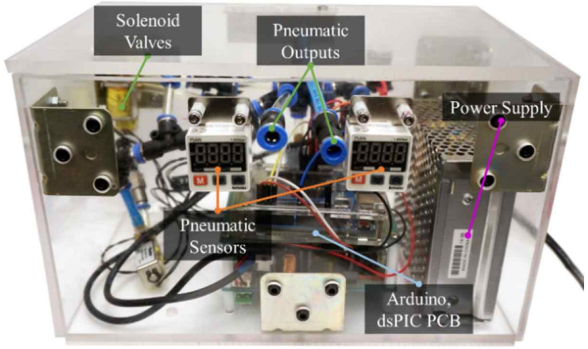


Fig. 10 Photogragh of control box

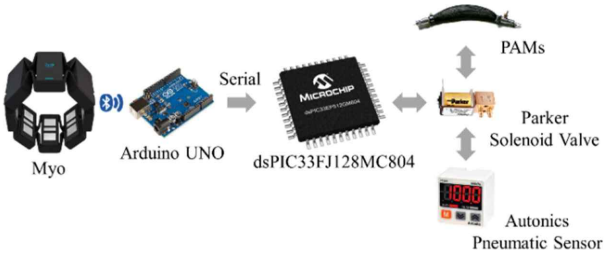


Fig. 11 Control system diagram

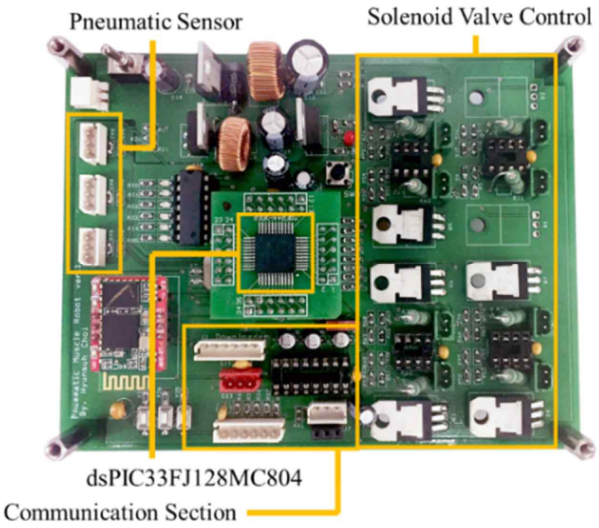


Fig. 12 Photograph of main controller

컴프레서로부터 입력 공압을 받고, 사용자가 선택한 모드에 따라 Fig. 13과 같은 공압 시스템을 통해 최종 출력 공압을 배출한다. 공압 시스템은 공압 조절을 위한 총 4개의 1-way 솔레노이드 밸브

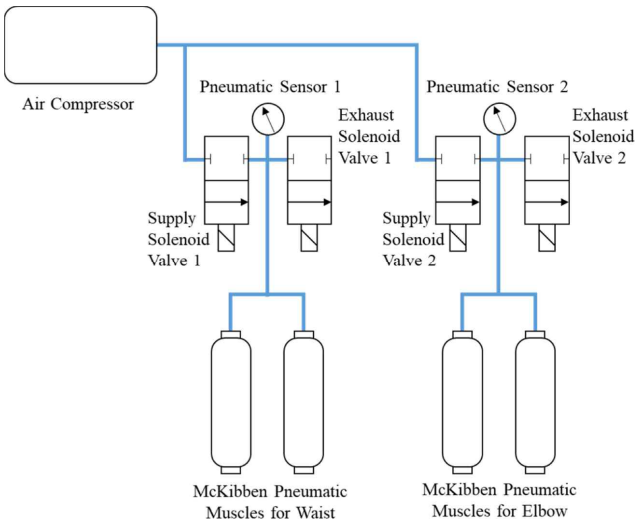


Fig. 13 Pneumatic system diagram

와 실시간 공압 측정을 위한 2개의 공압 센서로 이루어져 있으며, 공급 밸브와 배기 밸브가 한 쌍을 이루어 허리와 팔꿈치 근육들이 각각 독립적으로 제어된다. 이러한 공압은 폴리우레탄 튜브를 통해 로봇에 부착된 공압 근육에 공급되거나 배출된다.

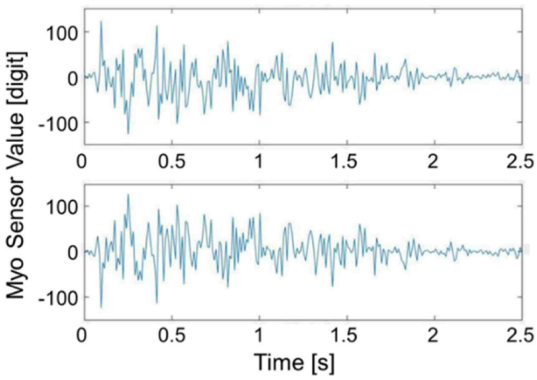
4. 제어 알고리즘

4.1 Myo 데이터 처리 알고리즘

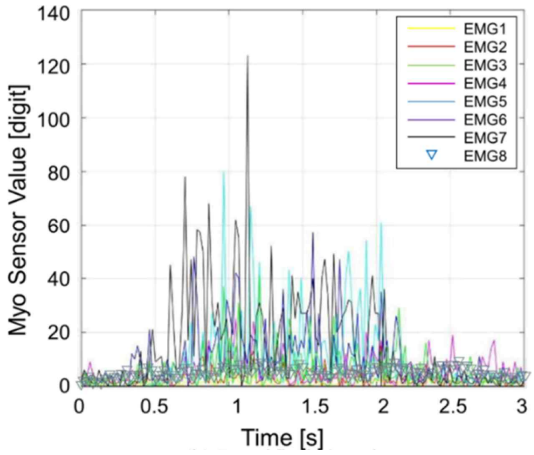
Thalmic Labs사에서 개발한 Myo는 8개의 EMG센서와 1개의 3축 가속도 센서를 보유한 팔찌형태의 센서이다. 사용자의 하완 가장 두꺼운 부분에 Myo를 착용하고, 내부의 센서들로 측정된 데이터를 블루투스 통신을 통해 아두이노 우노에 전송한다. 아두이노에서 수신한 데이터 중 EMG 신호를 트리거로 활용하는데, 이 때 기본 트리거는 double-tap 제스처(Fig. 14)로 설정하였다. Myo로부터 수신한 데이터를 Fig. 15와 같이 정류 및 저주파 통과 필터링(식 (5) 참조)을 하며, 이 때 x_n는 입력값, y_n는 출력값, y_{n-1}는 이전 출력값이며, t_s는 샘플링 시간이다. 차단 주파수 f_{cut}은 1 Hz로 설정하였다. 착용자의 근육량에 영향을 받지 않기 위해 정규화 과정을 거치고, 정규화까지 마친 최종 8비트 디지털 데이터를 아두이노를 통해 미리 학습시킨 제스처 데이터와 비교하여 8개중 6개의 EMG 센서 데이터가 일치하면 해당 제스처로 인식하도록 프로그래밍하였다. Fig. 16의 논리문을 통해 최종적으로 도출한 트리거는 유선 시리얼 통신으로 dsPIC 공압 컨트롤러에 전달된다.

$$\begin{cases} y_n = \dfrac{\tau}{\tau+t_s} y_{n-1} + \dfrac{t_s}{\tau+t_s} x_n \\ \tau = \dfrac{1}{\omega_{cut}} \\ \omega_{cut} = 2\pi f_{cut} \end{cases} \tag{5}$$

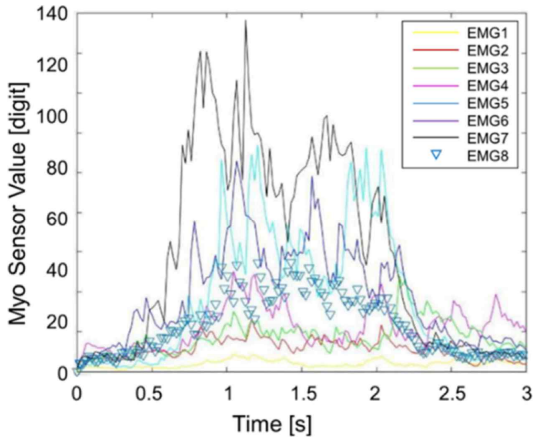
Fig. 14 Double-tap gesture[6]



(a) EMG raw signal



(b) Rectified signals



(c) Low pass filtered signals

Fig. 15 Low pass filter process of EMG raw signal

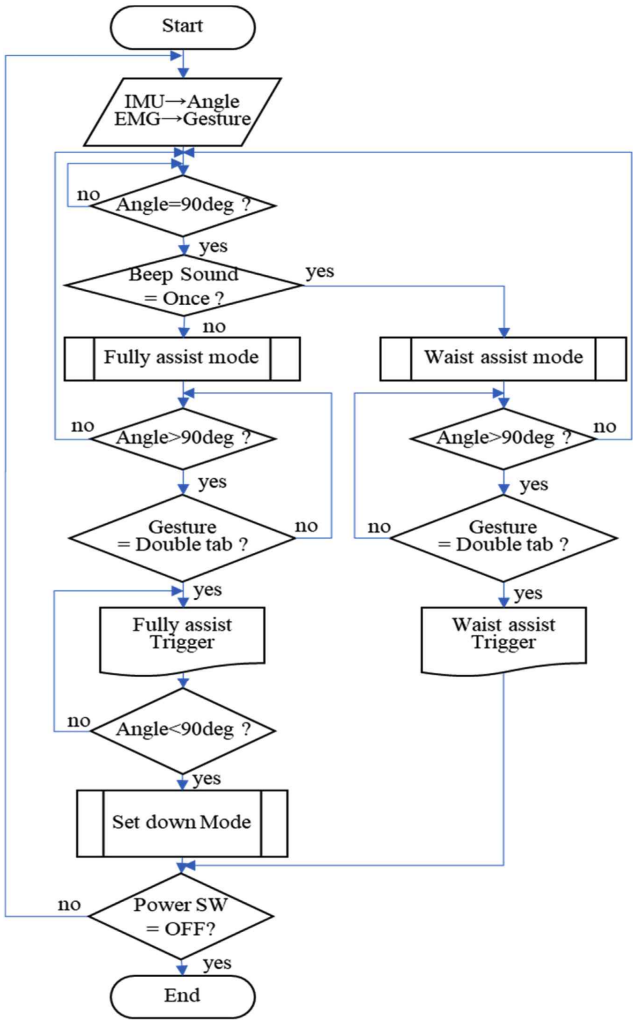


Fig. 16 Myo data flowchart

전체 동작은 Fig. 16의 논리문과 Fig. 17의 시나리오로부터 이루어진다. 참고로, 팔의 하완 각도가 90° 이상일 때 EMG센서가 작동하는 이중 트리거를 기본으로 한다. 하완을 90°로 유지하면 3 초 간격으로 모드가 변경되는데, 부저를 이용한 사운드 인터페이스가 적용되어 부저음으로 이를 구별한다. 부저음이 1번 울릴 경우 허리모드, 2번 울릴 경우 전체모드이며 착용자의 상황에 따라 필요한 모드를 선택한다. 전체모드는 팔꿈치와 허리 모두를 보조하는 모드이며, 허리모드는 하완 각도 인식을 중지하여 팔 동작에 자유도를 부여하는 모드로, 팔의 행동 반경이 넓은 작업에 사용한다. 만약 전체모드를 사용하고자 할 경우, 하완을 90°로 3초간 유지하고 부저가 두 번 울리는 것을 확인 후(Fig. 17의 A), 하완을 90° 이상으로 들어올린 상태에서 double-tap 제스처를 취하면 동작 트리거로 인식되며(Fig. 17의 B), 짧게 부저가 울림으로서 제스처가 성공됨을 알 수 있다. 공압근육이 수축되어 팔꿈치와 허리, 또는 허리만의 근력을 보조하며(Fig. 17의 C), 최종적으로 하완의 각도를 90° 이하로 내리면 동작이 종료된다(Fig. 17의

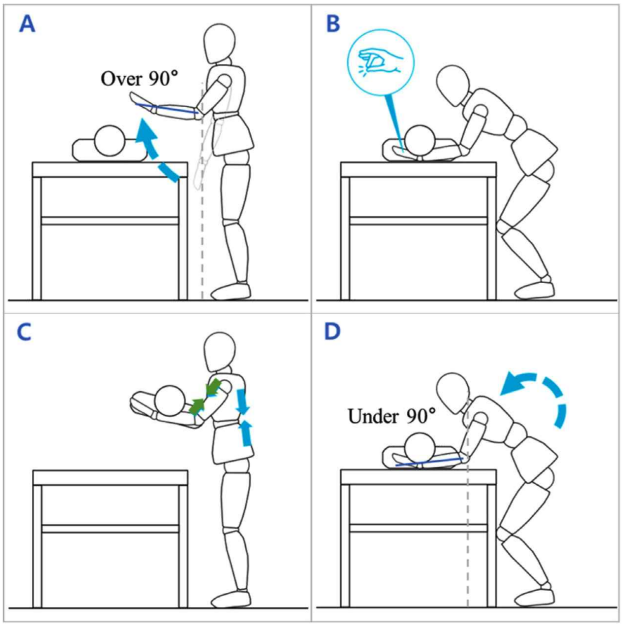


Fig. 17 Control scenario

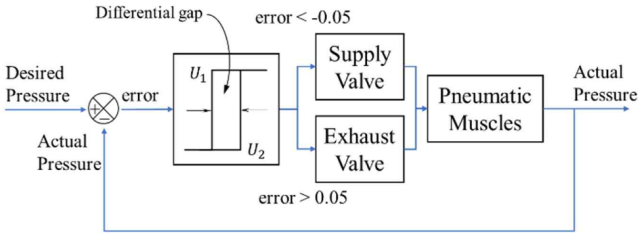


Fig. 18 Block diagram for pneumatic pressure control

D). 이 때 허리모드 사용 중에는 팔의 자유로운 사용을 위해 모든 각도 트리거는 모두 무시되며, 예외적으로 모드변경을 위한 90°의 하완 각도 트리거만이 인정된다. 따라서 허리모드에서 동작을 종료하고자 할 때에는 하완을 90°로 유지하여 허리모드에서 전체 모드로 변경 후, 이후는 동일하게 90° 이하로 내리면 동작이 종료된다.

4.2 공압 제어

제작된 근육의 공압은 dsPIC 마이컴으로 이루어진 주제어기와 컨트롤 박스 내의 공압 센서 그리고 솔레노이드 밸브로 제어된다. Myo센서부로부터 최종 트리거 신호를 유선 시리얼 통신을 통해 수신한 후, 공압을 제어하여 공압 근육을 구동시킨다. 이승을 위한 상지 근력 보조에서 중요한 요소는 안전하게 환자를 들어올리기 위해 안정적으로 공압을 제어하는 것이므로 Fig. 18과 같이 공압 센서 및 솔레노이드 입/출력 밸브로부터 근육의 공압 피드백 제어를 수행하였다. 구체적으로, 0.05 bar의 데드존을 적용한 Bang-bang 제어를 통해 공압 근육을 안정적 구동압력인 3 bar로 제어하였다.

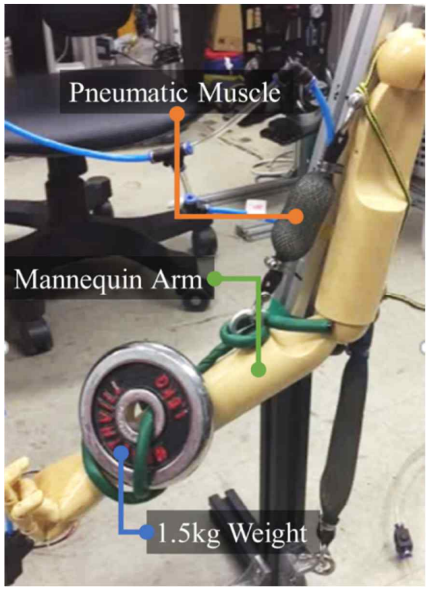


Fig. 19 Photogragh of testbed for PAM control[7]

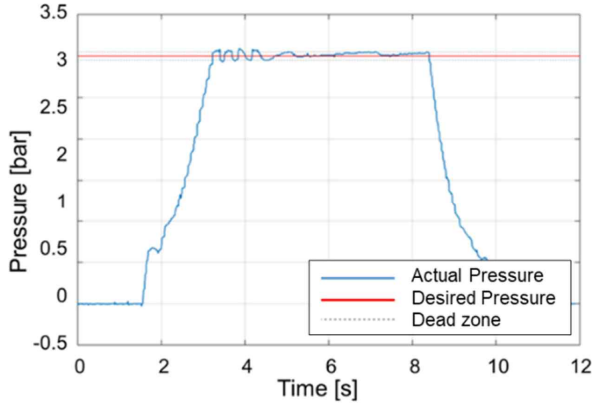
5. 실 험

5.1 공압 제어 실험

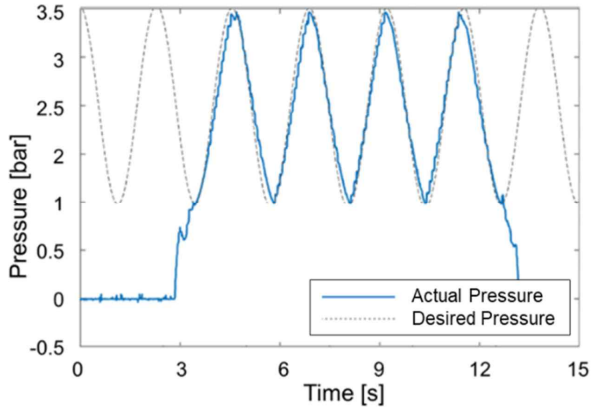
Bang-bang공압 제어의 성능을 검증하기 위해, 테스트 베드에서 공압 근육을 설치하고 공압 제어 및 측정 실험을 진행하였다. 테스트 베드는 Fig. 19과 같이 마네킹 팔에 공압근육을 부착하고 1.5 kgf의 하중을 추가한 형태로 제작하였다. 이 때, 공압근육의 구동 압력인 3 bar를 0.05 bar의 데드존을 적용한 Bang-bang 제어를 통해 구현하였으며, 그 결과를 Fig. 20에 도시하였다. Fig. 20(a)로부터 공압이 0 bar에서 목표 3 bar에 2초 안에 수렴하여 정확히 유지되는 것을 알 수 있으며, Fig. 20(b) 로부터 변하는 목표 공압에 거의 시간지연 없이 공압이 제어되는 것을 알 수 있다. 이때 목표 공압의 주기는 실제 환자를 리프팅하는 모션을 고려하여 2초로 설정하였다. 이로써 공압 유지 및 추종 제어가 원활히 수행됨을 실험적으로 검증하였다.

5.2 로봇 작동 실험

최종 로봇 동작 실험을 위해, 모든 알고리즘을 적용하여 구동 실험을 수행하였다. Fig. 21과 같이 20 kgf의 바벨을 들어 올리는 실험을 수행하였으며, 기본적인 근육량이 끼치는 영향을 최대한 방지하고자 상대적으로 근육량이 적은 여성 사용자를 대상으로 진행하였다. 스냅샷에서 볼 수 있듯이, 본 연구에서 개발된 웨어러블 로봇을 착용하고 손쉽게 바벨을 들어올리는 것을 알 수 있다(실험 동영상 참조: [7]). 근력 보조가 효과적으로 이루어졌는지 확인하기 위해 EMG센서를 Bicep근육에 부착하여 근전도를 측정하였다. 실제 이승 과정처럼 하중을 들어 올리는 작업 중 수트를 입었을 때와



(a) Experiment with 3bar of desired pressure



(b) Experiment with sine wave

Fig. 20 Results of bang-bang pressure control experiment of PAM

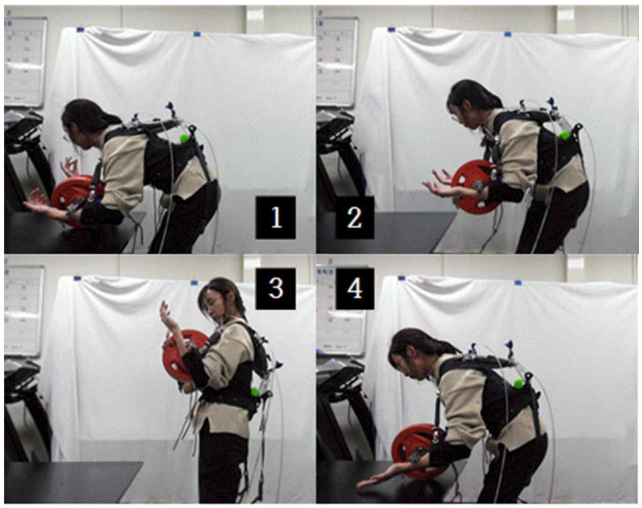


Fig. 21 Snapshots of upper body assistance of the developed wearable robot during weight lifing[7]

입지 않았을 때의 EMG 신호를 디지털 값으로 변환하여 Fig. 22와 같이 그래프로 비교 도시하였다. EMG 신호의 디지털 변환 평균값은 각각 86.5 digit와 210.2 digit로, 수트를 입을 경우 근력이 2배 이상 감소되었음을 알 수 있다. 참고로 최대값 역시 각각 428

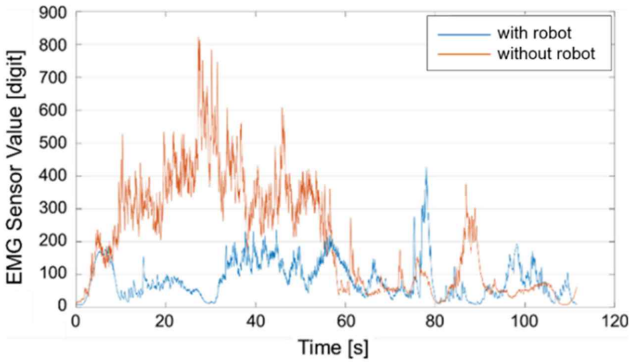


Fig. 22 Comparison of EMG sensor values with or without robot

digit과 823 digit로, 약 2배 차이 난다. 결과적으로, 개발된 소프트웨어러블 로봇의 근력 보조 성능이 충분함을 실험적으로 검증할 수 있었다.

6. 결 론

본 논문에서는 상지 관절 중에서 무거운 짐을 들 때 높은 토크가 작용하는 팔꿈치와 허리 관절을 공압형 인공근육의 인장력을 이용하여 근력에 필요한 토크를 보조하는 소프트 웨어러블 로봇을 개발하였으며, 착용자의 모션을 인지한 공압 제어 알고리즘을 적용하여 간병인들의 이승 작업을 보조할 수 있도록 하였다. EMG 측정을 통한 성능 검증 실험을 통해, 착용자에게 약 50%의 근력보조가 효과적으로 이루어졌음을 검증할 수 있었으며, 제어기를 제외한 수트의 무게가 2.5 kgf으로, 근력 보조 웨어러블 로봇의 경량화에 성공하였다.

그러나, 공압 근육의 최대 인장력을 확보하기 위해 공압 근육의 초기 길이를 최대한 늘린 상태에서 수트에 장착함으로써 착용자로 하여금 공압 근육의 기본 인장력이 가해지는 단점이 있었다. 또한, 공압 근육의 태생적 문제인 공압 컴프레서로 인해 휴대성을 확보할 수 없어, 공압 라인이 구비 되어있는 실내에서만 사용이 가능하다는 한계성을 가지고 있다.

향후 연구로써, 가벼우면서 강성이 높은 카본 소재의 프레임을 최소한으로 사용하여 공압 근육의 안정적인 장착이 가능할 수 있도록 할 계획이며, 또한 공압 근육과 변위 측정 센서의 일체화를 통한 모듈형 공압 근육의 개발과 인장력 및 수축률의 개선에 대해서 연구가 이루어질 계획이다. 마지막으로, 제작한 공압 근육에 대한 수학적 모델링의 검증을 다양한 주파수 실험으로부터 더욱 철저히 수행할 예정이다.

후 기

본 연구는 서울과학기술대학교 교내 연구비의 지원으로 수행되

었음. 또한, 2017년 제 9회 보조기기 아이디어 공모전에서 대상을 수여 받았음.

References

[1] Cho, H. H., 2008, A Study on Occupational Accident Types and Preventive Measures of Special Type Workers, Korea Occupational Safty & Health Agency.

[2] Ma, R. W., Jung, D. Y., 2016, Development of Patient Transfer Techniques Based on Postural-stability Principles for the Care Helpers in Nursing Homes and Evaluation of Effectiveness, Korean Academy of Nursing J. Korean Society of Nursing Science 46:1 39-49.

[3] Lee, S. Y., 2012, Occupational Health and Safety Management, Korea Occupational Safty & Health Agency, Safety and Health Research Trends 6:2 29-33.

[4] Chou C., Hannaford, B., 1996, Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles, IEEE Transactions on Robotics and Automation, 12:1, 90-102.

[5] Tondu, B., Lopez, P., 2000, Modeling and Control of McKibben Artificial Muscle Robot Actuators, IEEE Control Systems, 20:2, 15-38.

[6] ThalmicLabs, Viewed 30, Jan. 2018 What Gestures Does the Myo armband Recognize? <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202647853-What-gestures-does-the-Myo-armband-recognize->.

[7] Youtube, HRRLAB On Air 2018, Design and Control of an Upper Body Assistive Wearable Robot Using Pneumatic Artificial Muscles, <https://youtu.be/YIc-U7yGTo4>.

[8] Tang, Z. Zhang, K., Sun, S., Gao, Z., Zhang, L., Yang, Z., 2014, An Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton Using Proportional Myoelectric Control, Sensors, 14, 6677-6694.

[9] Innophys, Accessed Jen 10, 2018, What is Muscle Suit? <https://innophys.jp/about/>.

[10] Udawatta, L., Priyadarshana, P., Witharana S., 2007, Control of Pneumatic Artificial Muscle for Bicep Configuration Using IBC, Third International Conference on Information and Automation for Sustainability.

[11] Jun, U., Ming, D., Krishnamoorthy, V., Shinohara, M., Ogasawara, T., 2010, Individual Muscle Control Using an Exoskeleton Robot for Muscle Function Testing, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 18:4, 339-350.