

노약자의 팔꿈치 거동 지원을 위한 착용형 로봇 개발

장혜연[#], 한창수^{*}, 김태식^{*}, 장재호^{*}, 한정수^{**}

Development of Wearable Robot for Elbow Motion Assistance of Elderly

Hye Yoen Jang[#], Chang Soo Han^{*}, Tae Sik Kim^{*}, Jae Ho Jang^{*} and Jung Soo Han^{**}

ABSTRACT

The purpose of this study is to develop the algorithm which can control muscle power assist robot especially for elderly. Recently, wearable robots for power assistance are developed by many researchers, and its application fields are also variable such as for medical or military equipment.

However, there are many technical barriers to develop the wearable robot. This study suggest a control method improving performance of a wearable robot system by using a EMG signal of major muscles and a force sensor signal as command signal of system.

The result of the robot Prototype efficiency experiment, the case of Maximum Isometric motion it suggest 100% power of muscle, the man need only 66% of MVIC(Maximum Voluntary Isometric Contraction) to lift 5kg dumbbell without robot assist. However the man needs only 52% of MVIC to lift 5kg dumbbell with robot assist. Therefore 20% muscle power increased with robot assist. Also, we designed light weight robot mechanism that extract the command signal verified and drive the wanted motions.

Key Words : Wearable Robot (착용형 로봇), sEMG (surface Electromyogram:표면근전도), Force sensor (힘센서), Power Assist (근력보조), Command signal (동기신호)

1. 서론

최근 세계가 노령화 사회로 접어들고 있으며, 2000년 7%를 이루던 65세 이상의 노인비율이 2026년 20%까지 증가 할 것이라고 한다. 이러한 추세에 맞추어 많은 연구들이 노약자를 보조하거나 노약자의 재활을 돕는 착용형 로봇을 제안하고 있다.

착용형 로봇이란, 사람에게 직접 외골격 형태의

로봇 기구를 입혀 인간의 행동을 보조하거나, 인간의 능력이상의 기능을 수행할 수 있도록 돕는 로봇을 말한다. 이러한 착용형 로봇은 크게 두가지 흐름으로 나눌 수 있다. 군사형 로봇과 약자의 재활 및 보조용 로봇이다. 군사용 로봇의 대표적인 연구는 미국의 H. Kazerrooni^{4,5} 가 BLEEX를 1990년도부터 지속적으로 연구하고 있으며, 이 로봇은 특정한 환경에서 인간의 기계적인 힘을 증폭시켜 준다. 이

접수일: 2007년 9월 7일; 게재승인일: 2007년 12월 22일

교신저자: 한양대학교 기계공학과

E-mail: hyjang82@hanyang.ac.kr Tel. (031) 400-4062

* 한양대학교 대학원 기계공학과

** 한성대학교 기계시스템공학과

에 사용된 동기신호로는 힘 센서를 사용하였으며, 인간이 직접 힘 센서에 외압을 작용하여 그 압력으로부터 명령을 받아 액추에이터가 큰 힘을 내게 하는 것이다. 이는 인간이 내기 불가능한 크기의 힘으로 인간의 힘을 증폭시켜주는 역할을 한다. 약자 보조용 로봇의 경우, Kawamoto, H.⁶등의 여러 일본 학계의 연구자들은 약자들이 안정된 보행자세로 스스로 걷고 무거운 물건을 쉽게 들 수 있도록 보조하는 Power Assist Suit HAL (Hybrid Assist Leg)을 개발하였다. HAL의 경우 로봇 구동을 위한 주된 동기신호로 근전도를 사용하였다. 힘 센서의 경우 센서가 입력받는 힘에 의해서만 구동됨으로 사람의 본래 의도를 정확하게 파악 할 수 없다. 또한 근전도의 경우 로봇의 자유도와 구현해야 할 패턴이 많아질수록 더 많은 전극을 몸에 알맞은 부위에 부착하여야 하는 어려움이 있다. 위와 같은 기존의 착용형 로봇의 경우 동기신호 생성 센서로서 힘센서 및 근전도 등 각각 단일한 종류의 센서만을 사용하였으며, 각각의 장,단점이 존재하였다. 본 연구에서는 힘센서와 근전도 센서를 복합적으로 사용하여 각 센서의 장점은 살리고 단점은 최소화하여, 약자의 근력을 보조하기위한 최적의 로봇 동기신호 알고리즘을 개발 하는데 그 목적이 있다.

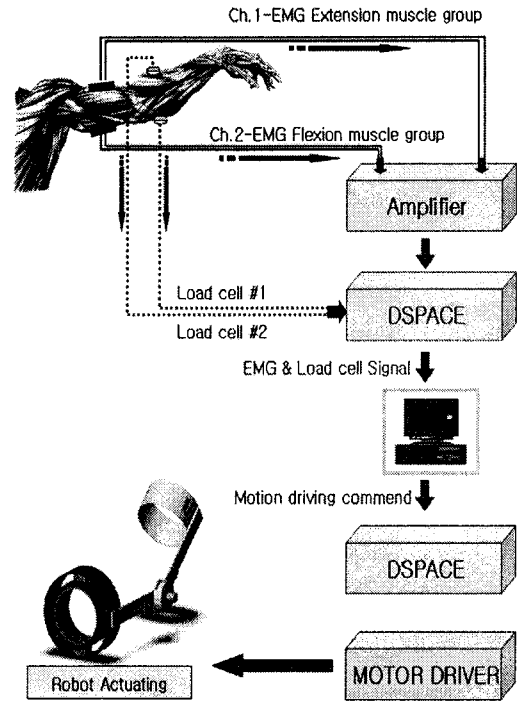


Fig. 1 Flow of whole system

2. Design of Robot System

2.1 Concept of Robot System

본 연구에서 적용되는 착용형 로봇은 크게 동기신호를 획득하는 부분과, 수집된 신호의 필터링 및 패턴화를 위한 제어부분, 동기신호의 성능을 평가하기 위한 프로토타입 실험 부분, 그리고 기구부의 설계부분으로 나누어져 있다. Fig. 1 은 전체 시스템의 흐름을 잘 나타내고 있다. 우선 착용자의 팔 상박(Upper Limb) 근육 중 팔꿈치 운동 시의 주동근(Agonist)과 길항근(Antagonist)를 찾는다. 주동근과 길항근으로 근전도 신호를 획득하고, 2차적으로 하박 부분이 기구의 하박 지지대에 붙어있는 힘 센서에 힘을 전달하는 방식으로 동기신호를 획득한다.

획득된 신호는 증폭되어 컨트롤러(DSPACE 1104)에 보내진다. 컨트롤러는 이 신호와 함께 힘 센서에서 나오는 신호를 컴퓨터로 전송하여 주고 컴퓨터는 이 신호를 모터 드라이버에 보내게 되어 최종적으로 액추에이터를 구동시킨다.

2.2 Design of Robot Prototype

노약자 상지 근력지원 로봇은 팔꿈치의 운동을 보조하는 로봇으로 상지의 자유도를 충분히 구현해 주어야 한다. 또한 착용자가 외골격을 착용함으로써 느끼는 불편을 최소화 해야한다. 상지 팔꿈치 모션을 구현하기 위해서 필요한 자유도는 크게 4가지 이며, 팔꿈치의 신전(elbow extension)과 굴곡(elbow flexion), 그리고 팔꿈치의 내전(elbow pronation)과 외전(elbow supination)이 가능하도록 프로토타입을 설계하였다. 또한 기구와 착용자 사이의 불편을 최소화 할 수 있도록 공압커플을 HRI(Human-Robot Interface)로 적용하여 사람마다의 팔 굽기가 다르고, 팔꿈치 운동 시 근육부피가 늘어나는 점을 보완 할 수 있도록 하였다.

또한 공압커플은 착용자와 기구와의 접촉면에 불편함이 없도록 해주는 효과도 있다.일반적으로 기계의 회전운동의 중심축과 인체관절의 회전운동의 회전중심축은 다르다. 인체관절은 관절면을 미끄러져 이동하는 형태로 관절 운동 시 회전중심축이 이동한다.

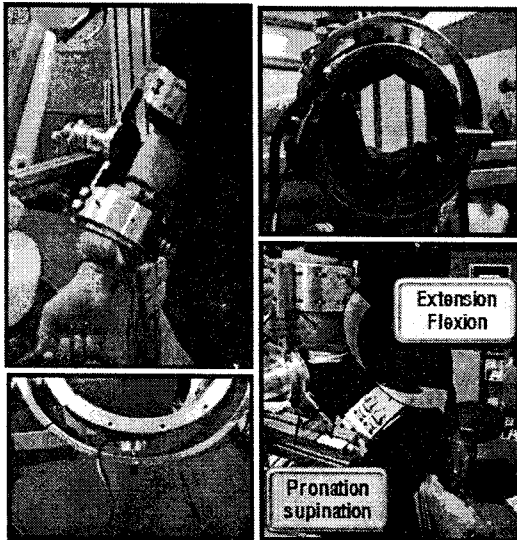


Fig. 2 Prototype of robot system

따라서, 착용형 로봇에서의 기계와 착용자의 힘을 전달하는 인터페이스는 매우 중요하다. 우리는 인체와 접하는 부분에 일정한 압력을 가하면서 약간의 유격을 주어 위의 문제를 해결하려 하였다. Fig. 2는 착용형 로봇을 착용한 사진이다. 이것은 프로토타입으로 최소한의 동기신호 성능 증명을 위한 용도로 제작되었다.

2.3 Extraction of Command Signal

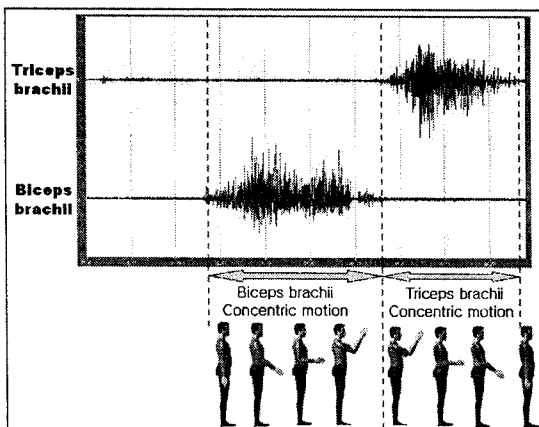


Fig. 3 The EMG signal without work load during elbow extension/flexion motion

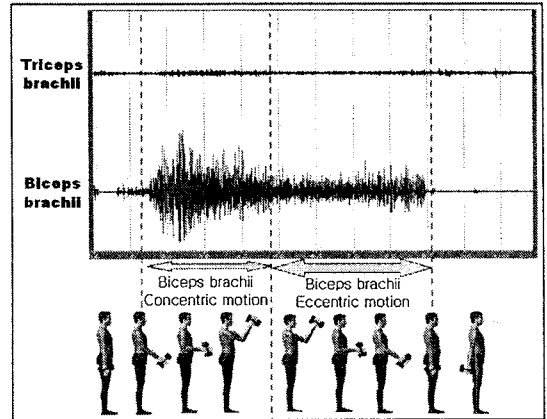


Fig. 4 The EMG signal lifting the 5kg dumbbell during elbow extension/flexion motion

근전도 센서의 경우 각 운동의 반복적인 실험에 의해서 주동근과 길항근을 추출하였다. 그 결과 팔꿈치를 굽히는 자세(elbow flexion)와 펴는 자세(elbow extension)의 경우 위팔 두갈래근(biceps brachii muscle) 과 위팔 세갈래근(Triceps brachii muscle)이 활성화 되므로 그 위치 근육의 근전도신호를 추출하였다.

Fig. 3 에서 착용자가 중량물을 들지 않은 상태에서 팔꿈치의 신전과 굴곡시, 위팔 두 갈래근과 세 갈래근이 각각 독립적으로 활성화 된다. 근 수축이 일어나면서 실제 근육의 길이도 줄어드는 것을 구심성 수축(Concentric Contraction)이라고 하며, 위와 같은 경우 팔꿈치 신전 시에는 위팔 두갈래근의 구심성 수축(Biceps Concentric Contraction)이 일어나며, 굴곡시에는 위팔 세갈래근의 구심성 수축(Triceps Concentric Contraction)이 일어난다.

하지만 사람이 근육의 힘을 사용하여 들어야 하는 중량물을 손에 잡고 있는 경우 Fig. 4 에서 볼 수있듯이 위팔 두갈래근이 신전과 굴곡시에 모두 활성화 된다. 중량물을 들고 팔꿈치 굴곡이 일어날 경우처럼, 근수축은 일어나지만 실제 근육의 길이는 오히려 늘어나는 경우를 근육의 편심성 수축(Eccentric Contraction)이라고 하며 단순히 근 신호만으로는 위의 4가지의 경우를 모두 패턴화하기는 어렵다. 그러므로 패턴의 중복을 피하고, 2개 근육의 활성화상태를 좀 더 자세하게 세분화하기 위하여, 근전도 신호와 더불어 힘 센서의 입력값을 조합하여 동기신호를 만들어 액추에이터를 패턴에 맞게

구동하였다.

3. Design of Controller

Fig. 5는 근전도 신호와 힘센서 신호를 동기신호화 하기위한 신호처리 개념도이다. 근전도 신호의 경우 전원 노이즈 및 주변 노이즈에 의해 High, Low frequency noise가 포함 되어 있다. 또한 근전도 신호는 활성상태의 전위상태가 (+)(-)신호가 대칭적으로 빠르게 oscillation된다. 근전도신호의 경우, 원 데이터를 그냥 사용할 수 없고 알맞은 filter를 설계하여 데이터를 필터링해야 한다. 우선 신호에 (-)들을 없애기 위해 또한 비활성상태의 신호는 더 낮추어 주고 활성상태의 신호를 증폭시켜주어 두 상황의 차이를 크게 만들어주기 위해 신호를 제곱 시켜주었다. 그리고 low pass filter를 이용하여 낮은 주파수의 노이즈 및 신호를 제거해 줌으로써, 활성상태에서 나오는 낮은 신호들을 필터링 하였다. 이렇게 처리된 신호는 사람마다 다르므로 근육이 활성/비활성상태를 deadzone을 사람마다 다르게 설정할 수 있도록 되어있다. 이로써 근육의 활성상태를 판별할 수 있다. Fig. 6은 사람으로부터 측정된 근전도 신호와 신호처리 과정 후의 근전도 신호를 나타내어 준다.

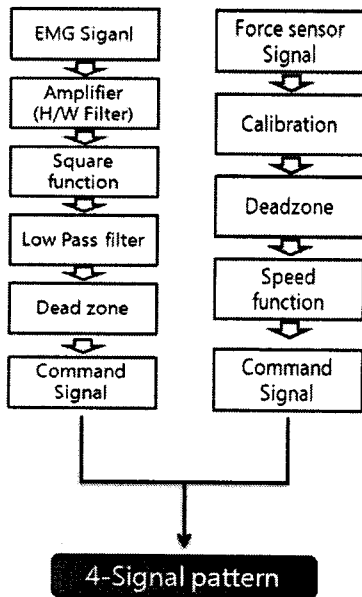


Fig. 5 Command signal processing process

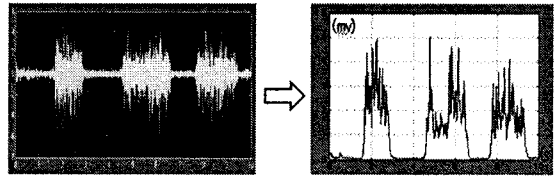


Fig. 6 EMG signal filtering using the control filter

또 다른 동기신호로 사용되는 힘 센서의 경우, 각 운동 별로 나오는 신호를 수집한 후 패턴화하여 매 사람마다 다르게 Calibration된 Gain값들을 변화시켜 상태를 알려주는 on/off의 기능과 입력 값과 대비해서 액츄에이터 속도가 날 수 있도록 제어기가 설계 되었다.

이렇게 두 가지의 동기신호를 패턴화하여 4가지의 상지거동 운동보조를 위해 기구가 착용자의 의지만으로 움직일 수 있도록 하였다.

4. Experiment & Verification

근력보조로봇의 동기신호로서의 근전도 센서와 힘 센서의 성능을 실험하기 위하여 위에 고안된 프로토 타입을 착용하여 근력 보조여부를 판별 하였다.

근력의 보조여부는 로봇을 착용 하였을 때와 그렇지 않을 경우의 근전도를 추출하여 %MVIC (percent Maximum Voluntary Isometric Contraction)방법을 사용하였다. MVIC값의 추출은 피험자가 해당 근육에 Isometric Motion으로 최대수축을 가했을 때의 RMS(Root Mean Square)값을 MVIC값으로 정의하고 이를 기준으로 하여, 각 동작시의 RMS값을 기준 MVIC값으로 나눈 후 100을 곱함으로써 %MVIC 단위로 나타내어 주는 것이다.

$$\%MVIC = \frac{RMS}{MVIC} \times 100(\%) \quad (1)$$

동기신호의 입력을 확인하기 위하여 5kg의 아령을 드는 동작을 할 경우 피험자의 %MVIC를 측정하여 근력보조로봇을 착용할 때와 착용할지 않았을 때의 차이를 확인하였다.

Fig.7는 피험자가 중량물을 들고 윗팔 두갈래근의 구심성 수축을 할 경우 로봇의 지원을 받지 않았을 때와 로봇의 지원을 받았을 경우의 EMG 신호의 RMS값을 비교한 것이다.

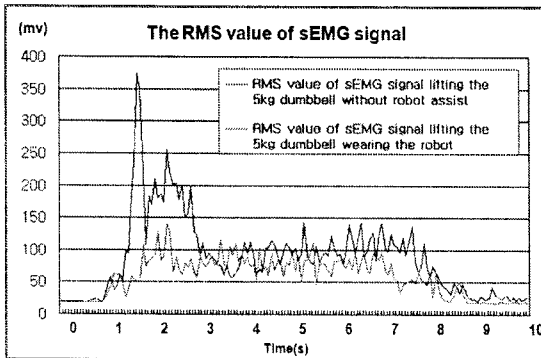


Fig. 7 RMS value of EMG signal

비교 결과, 아령을 들지 않았을 때의 평균 RMS 값이 89.74mV 였던 값이 로봇의 보조를 받았을 때 70.05mV로 감소하였다. RMS값이 더 크다는 것은 근전도 파형의 진폭이 증대된 것으로, 근육이 피로하면 그 결과로 진폭이 증대되고, 주기가 연장되고, 근육세포의 탈분극 이후 전기적 재 분극 과정이 지연되게 된다. 그러므로 로봇을 들지 않았을 경우 더 피로를 느끼게 된다는 것이다.

이를 정규화하여 %MVIC로 나타내면 최대 Isometric Motion의 경우를 100%로 보았을 때, 5kg 아령을 드는 동작은 그 힘의 66%를 요하였고, 로봇을 착용하였을 때는 52%의 힘을 요하였다.

위의 결과로 로봇이 착용자의 근력을 보조해준다는 결론을 얻을 수 있었다.

5. Optimization of Mechanical Design

프로토타입으로 동기신호의 획득 및 로봇의 성능을 검증 하였다. 그러므로 프로토타입을 컨셉으로 한 기구의 설계를 최적화 하였다.

크게 기구부에서 필요한 부분은 인간의 상지를 구속해주는 부분과 회전 관절 부분 그리고 동기신호를 수집하는 부분으로 이루어져 있으며, 사람마다의 신체 크기가 다르므로 기구부의 크기를 사람마다 다르게 조정할 수 있도록 설계하였다.

또한 기존의 원통구조에서 벗어나 최대한 경량화하기 위한 디자인으로 수정 되었으며, 힘 센서의 신호가 잘 들어올 수 있도록 기구와 사람의 HRI와 기구가 유격이 생길 수 있도록 조정 가능하게 설계 되었다. 또한 약자들이 착용하는 점을 감안하여 액추에이터의 무게를 최소화하는데 중점을 주었으며,

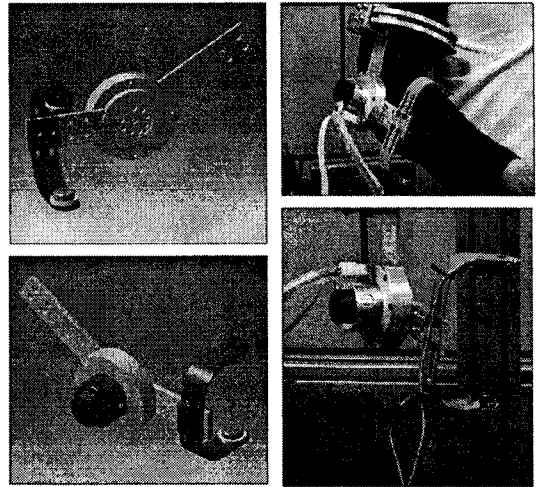


Fig. 8 Elbow part design of wearable robot

소형 flat모터를 사용함에 있어서 사람의 팔 무게를 충분히 감당할 수 있도록 하였다.

Table 1은 노인의 각 Segment mass를 구하기 위한 gain값들을 알려주는 표이다.

Table 2는 2003년도 산업자원부 발표 자료다. V.Zatsiorsky⁷는 이러한 신체 파라미터를 이용하여 신체 각 부분의 무게를 구하는 공식을 일반화 하였다.

$$Part\ mass(kg) = A + (B \times D(kg)) + (C \times E(cm)) \quad (2)$$

식(2)는 이러한 gain 값들을 이용하여 신체 각 부위의 무게를 구하는 식이다.

이 로봇이 감당해야하는 무게는 최대 사람의 팔의 무게로 사람팔의 무게를 감당할 수 있어야 한다. 식(2)에 의해 산정된 노인의 Forearm과 Upper arm의 무게의 합은 약 3kg정도로 이를 기준으로 이 기구를 최대 가볍게 해줄 수 있는 최적의 액추에이터를 선정하였다.

6. 결론

본 연구에서는 기존의 근력지원로봇에서 사용되고있는 큰 두 개의 동기신호를 통합하여 새로운 동기신호 습득 패턴을 개발 하였으며, 또한 그를 적용할 수 있는 간단한 기구부를 설계하였다.

그 결과 로봇을 착용하였을 경우, 그렇지 않은 경우보다 최대 20%의 근력을 로봇으로부터 지원받

을 수 있었다.

또한 노약자가 착용함에 있어서 기구적인 결합에 의해 부하가 걸리지 않도록 처음 5kg이상이었던 프로토타입의 무게를 최소한의 무게인 500g이하

Table 1 Segment mass (age:45-65)

Body part	Constant (A)	Body weight gain (B)	Stature (C)	R
Head	1.2960	0.0171	0.01430	0.591
Upper part of torso	8.2144	0.1862	-0.05840	0.798
Middle part of torso	7.1810	0.2234	-0.06630	0.828
Lower part of torso	-7.4980	0.0976	-0.04896	0.743
Upper arm	0.2500	0.0301	-0.00270	0.837
Forearm	0.3185	0.0145	-0.00114	0.786
Hand	-0.1165	0.0036	0.00175	0.516
Thigh	-2.6490	0.1463	0.01370	0.891
Calf	-1.5920	0.0362	0.01210	0.872
Foot	-0.8290	0.0077	0.00730	0.702

Table 2 Human body average parameter

Man age	height (D)	body weight (E)
20-24	177.5	69.4
25-29	174.7	58.0
30-39	171.8	71.5
40-49	170.4	70.7
50-59	167.8	67.3

(2003년 산업자원부 발표자료)

로 설계하였다. 본 연구는 약자를 위한 착용형 로봇의 초기 연구로 추후 팔꿈치의 보조 뿐만 아니라 어깨 관절 운동의 보조를 포함한 노약자의 상지 전체의 보조를 위한 로봇의 개발로 발전시켜 갈 것이다.

이와 같은 착용형 보조로봇의 기술의 발전은 다가오는 노령화 시대에 젊은 인력의 소모를 줄이고 노인 스스로 생활할 수 있게 함으로써 노후의 삶을 더 윤택하게 할 뿐 아니라 많은 행동의 제약으로부터

더 약자를 해방시켜 줄 수 있을 것이다.

후 기

이 연구는 서울시 SEOUL R&D PROGRAM의 지원을 받아 수행되었다.

참고문헌

1. Ahn, J. S., Jang, J. H., Han, J. S., Han, C. S. and Ahn, J. Y., "Experimental Study for Measuring Range of Motion and Electromyography Signal During Selective Daily Activities in Upper Extermity for Elderly," Spring Conference of Korea Society of Precision Engineering(Part of bio-mechanics), pp. 17-21, 2005.
2. Muni, M., Ponikvar, M. and Bajd, T., "Activity of arm muscles during machine therapeutic exercise," 9TH Annual Conference of the International FES Society, 2004.
3. Peng, P., Kevin, M., Lynch, M., Peshkin, A. and Colgate. J. E., "Human Interaction with Passive Assistive Robots," Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 264-268, 2005.
4. Kazerooni, H. and Mahoney, S. L., "Dynamics and Control of Robotic Systems Worn by Humans," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation Sacramento, pp. 2399-2405, 1991.
5. Kazerooni, H., "Human/Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals, Part1: Dynamics and Control Analysis," Proceedings of the IEEE Transactions on Systems and Cybernetics, Vol. 20, No. 2, pp. 450-463, 1990.
6. Kawamoto, H. and Sankai, Y., "Comfortable Power Assist Control Method for Walking Aid by HAL-3," Systems, Man and Cybernetics, IEEE International Conference, Vol. 4, pp. 6-11, 2002.
7. Zatsiosky, V., "The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body," Biomechanics, VIII-B, pp. 1152-1159, 1983