

새로운 와이어 구동방식 외골격 보조기의 설계 및 제어

Design and Control of a Novel Tendon-driven Exoskeletal Power Assistive Device

공경철, 전도영*
(Kyoung-chul Kong and Doyoung Jeon)

Abstract : Recently the exoskeletal power assistive equipment which is a kind of wearable robot has been widely developed to help the human body motion. For the elderly people and patients, however, some limits exist due to the weight and volume of the equipments. As a feasible solution, a tendon-driven exoskeletal power assistive device for the lower body, and caster walker are proposed in this research. Since the caster walker carries the heavy items, the weight and volume of the wearable exoskeleton are minimized. The fuzzy control is used to generate the joint torque required to assist motions such as sitting, standing and walking. Experiments were performed for several motions and the EMG sensors were used to measure the magnitude of assistance. When the motion of sitting down and standing up was compared with and without wearing the proposed device, the 25% assistance was acquired.

Keywords : exoskeletal power assistive device, caster walker, tendon-drive mechanism, muscle fiber expansion signal, fuzzy control

I. 서론

외골격 근육 보조기는 인간과 로봇의 동기화를 이용한 입는 형태의 로봇을 말한다. 이러한 외골격 근육 보조기는 근육병 환자를 위한 재활 보조기구로부터 최근에는 무거운 균장을 지는 군인을 위한 근육 증폭기구[1]까지 광범위하게 연구되고 있다. 사용하는 구동방식 또한 다양하여, HAL (Hybrid assistive leg)을 포함한 대부분의 외골격 보조기에는 서보모터 구동기가 채택되었고[2-4], BLEEX(Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)에는 유압 구동기가 사용되었다[1]. Yamamoto 등은 공압 구동기를 이용하여 간호사를 위한 외골격 보조기를 개발하였고[5], Pratt과 Herr는 SEA(Series Elastic Actuator)를 이용하여 무릎과 발목을 보조하는 외골격을 제작하였다[6,7].

외골격 근육 보조기를 제어하기 위하여 인간의 행동 의도를 미리 파악하는 알고리즘이 필요하다. Watanabe와 Sankai 등은 근전도 신호가 동작에 앞서 측정되는 특성을 이용하여 관절의 토크를 예측하였다[2-4,8]. Rosen은 팔 근육의 모델링과 신경망 이론을 이용하여 팔의 행동을 보조하였다[9,10]. Yamamoto는 근육이 긴장할 때 딱딱해지는 현상을 로드셀로 측정하고 외골격 보조기의 제어에 응용하였다[5]. 또한 인체모델에 기반한 제어방법[5]과 단위순차방법[2] 등도 사용되었는데 제한된 동작에 대해서만 효과적인 단점이 있다.

외골격 근육 보조기의 연구 분야에서 가장 큰 이슈는 얼

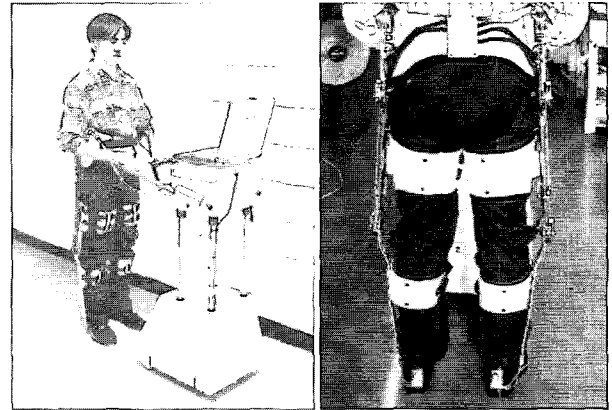


그림 1. 와이어 구동방식 외골격 보조기와 캐스터 워커.

Fig. 1. Tendon-driven exoskeletal power assistive device: wearable exoskeleton and caster walker.

마나 많은 힘을 보조하는가하는 것이다. 그러나 외골격 보조기의 실제적 응용에 있어서, 특히 하지근력이 저하되어 외골격 보조기를 필요로 하는 노인이나 환자들에게는 사용이 얼마나 간편한가하는 것이 더 중요한 물음일 것이다. 그러나 현재 개발되어 있는 외골격 보조기를 그들에게 적용함에 있어 풀어야 할 몇 가지 과제들이 존재한다. 우선, 외골격 보조기는 보다 작고 가벼워야 한다. 비록 외골격 보조기가 제어되고 있는 상태에서는 자체의 무게를 스스로 지탱하지만, 사용자는 구동기의 전원이 꺼진 상태에서 외골격 보조기를 착용하므로 그 무게가 중요하다. 또한 부피가 큰 외골격 보조기를 착용한 사용자는 팔걸이가 있는 일반적인 의자에는 앉을 수 없고, 화장실과 같이 좁은 공간에 들어가는 것도 어렵다. 둘째로, 센서의 사용 또한 간편해야 한다. 기존의 근전도 (Electromyography, EMG) 센서를 이용한 행

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2005. 4. 19., 채택확정 : 2005. 8. 29.

공경철, 전도영 : 서강대학교 기계공학과
(kckong@sogang.ac.kr/dyjeon@sogang.ac.kr)

※ 이 연구는 산업자원부 지원으로 수행하는 21세기 프론티어 연구개발사업(인간기능 생활지원 지능로봇 기술개발사업)의 일환으로 수행되었음.

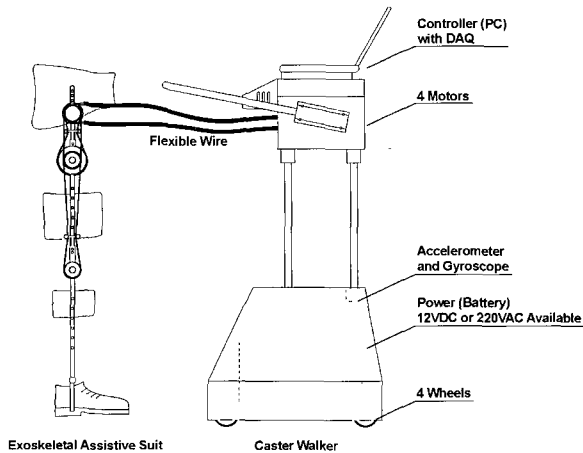


그림 2. 캐스터 워커와 외골격 보조기가 연동된 개략도.

Fig. 2. Schematic plot of the exoskeletal assistive device and caster walker.

동에측방법은 매우 좋은 성능을 보였으나, 센서를 직접 몸에 부착해야하는 불편함이 있다. 또한 전문가가 아닌 경우 정확한 부착위치를 찾기 어렵다.

본 논문은 노인과 환자가 기존의 외골격 보조기를 착용함에 있어 발생하는 몇 가지의 문제점들을 해결하기 위하여 새로운 방식의 외골격 보조기를 제안한다. 제안된 외골격 보조기에는 무게와 부피를 최소화시키기 위하여 제어기, 배터리 및 구동기를 제거하였다. 대신, 밀고 다니는 캐스터 워커를 함께 제안하여 무거운 주변장치를 모두 캐스터워커에 설치하였다. 캐스터 워커의 도입에 따라 사용 환경을 실내로 제한하였으나 사용자가 입는 외골격 보조기의 무게를 3kg 이하로 감량함으로써 노인과 환자에게 적합하도록 하였다. Fig. 1은 제안된 와이어 구동방식의 외골격 보조기와 캐스터 워커인데, 왼쪽 사진은 외골격 보조기와 캐스터 워커가 연동된 예를 보여주고, 오른쪽 사진은 외골격 보조기를 나타낸다. 또한 보다 쉬운 착용을 위하여 탈착 가능한 동력전달부를 적용하였다. 기존의 외골격 근력 보조기가 구동기의 전력이 차단될 경우 사용자의 움직임에 저항을 주는 반면, 제안된 와이어 구동방식의 외골격 근력 보조기는 동력전달부를 해제하면 저항이 거의 없다.

본 논문에서는 사용자의 행동 의도를 예측하기 위하여 근섬유 팽창 신호를 제안하고 사용한다. Yamamoto는 근육강화센서(muscle hardness sensor)를 소개하였는데[5] 근육강화센서가 동작 시 근육이 경직되는 특성을 이용한 것이며 관절토크와 비례 관계를 보인다고 언급하였다. 그러나 근육강화센서 또한 근전도 센서와 같이 신체에 직접 부착해야 하고, 로드셀을 이용하므로 고가인 단점이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 본 논문에서는, 공기 압력판과 저렴한 공압센서를 이용한 근섬유 팽창 센서를 제안하였다. 제안된 센서는 근육이 수축할 때 근섬유가 팽창하여 발생하는 압력판 내의 공기압의 변화를 측정하는 것이다. 근전도 센서와 근육강화센서와는 달리, 제안된 센서는 사용자의 신체에 직접 부착하지 않아도 되고 복잡한 신호처리 없이도 사용가능하다. 또한 외골격 보조기에 설치되어 사용하므로

매 사용 시마다 부착위치를 고려할 필요가 없다.

제안된 와이어 구동방식의 외골격 보조기를 제어하기 위하여 퍼지 제어방법을 제안한다. Pratt과 Herr는 SEA를 제어하기 위하여 PD제어를 이용한 힘 되먹임 제어방법을 사용하였다[6,7]. Sankai는 단위순차방법과, 근전도 센서를 통하여 실시간으로 예측된 관절 토크의 개루프 제어방법을 사용하였다[2-4]. Rosen 등은 신경망 이론을 도입하였다[9,10]. 본 논문에서는, 근섬유 팽창 신호를 이용하여 실시간으로 관절 토크를 계산하고 퍼지 제어방법을 이용하여 제어한다. 퍼지 제어방법은 제어기 설계에 자유도가 많고, 여러 조건에 대한 직관적인 제어기 구성이 가능하므로 제안된 와이어 구동방식의 외골격 보조기에 적합하다.

본 논문은 다음과 같이 구성되었다. II장에서는 와이어 구동방식의 외골격 보조기에 대한 기구적 고찰이 이루어지고 III장에서는 근섬유 팽창 신호를 분석하고 검증한다. IV장은 퍼지 제어기의 구성을 보여주며 V장에서는 실험적 고찰이 이루어진다. 마지막으로 VI장은 논문의 내용을 정리하고 앞으로의 연구방향을 제시한다.

II. 와이어 구동방식 외골격 보조기

기존의 외골격 근력 보조기의 단점인 무게와 부피를 최소화하기 위하여 와이어 구동방식의 외골격 보조기를 설계하였다. 설계된 장비는 Fig. 2와 같이 크게 외골격 보조기와 캐스터 워커로 구성된다. 사용자가 느끼는 무게를 줄이기 위하여 센서를 제외한 대부분의 주변장치를 캐스터 워커에 장착하였으며, 대부분 가벼운 플라스틱을 사용하여 제작하였다. 동력전달을 위하여 2중 구조의 와이어를 사용하여 서로 연동하였으며, 외골격 보조기의 풀리에 감긴 와이어를 캐스터 워커의 모터가 밀고 당기는 방식으로 동력이 전달된다.

그러나 외골격 보조기와 캐스터 워커가 서로를 연결하는 와이어에 의해 구속되므로 사용자가 외골격 보조기를 입고 벗을 때 불편할 수 있고 사용자는 때에 따라 능동 보조를 원하기도 하며 수동 상태에서 자유롭게 움직이길 원하기도 한다. 따라서 와이어 구동방식의 외골격 보조기에 탈착 가능한 동력전달부를 설치하였다. 이 동력전달부는 클러치의 역할을 하여 사용자가 동력전달부를 외골격 보조기에 장착할 경우 캐스터 워커의 모터에 의해 능동 보조가 되며, 해제할 경우 스스로 자유롭게 움직일 수 있다. 따라서 사용자는 전원이 꺼진 상태에서도 동력전달부를 해제함으로써 자유롭게 외골격 보조기를 입고 벗을 수 있으며, 능동 보조 중에 불편함을 느끼면 언제든지 수동 상태로 전환할 수 있다. 이것은 기존의 외골격 근력 보조기가 전원이 꺼진 상태에서 구동기와 기어 등에 의한 저항으로 자유롭게 행동하지 못한 것에 비해 큰 장점이다. 또한 이를 통하여 캐스터 워커와 외골격 보조기를 각각 모듈화할 수 있으며, 체형에 따라 달라지는 외골격 보조기를 저렴하게 하므로 실용화의 측면에서도 유용할 것이다.

기존의 외골격 근력 보조기를 착용한 상태에서는 주변장치의 부피에 의해 팔걸이가 있는 일반적인 의자에 앉을 수 없고 화장실과 같이 좁은 공간에 들어갈 수 없다. 그러나

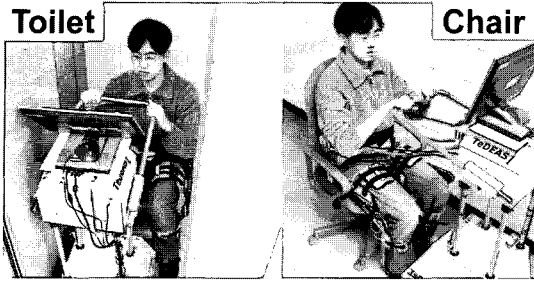


그림 3. 외골격 보조기의 사용 예.
Fig. 3. Practical usage of exoskeletal assistive suit.

제한된 와이어 구동방식의 외골격 보조기는 주변장치에 의한 부피가 없으므로 Fig. 3과 같이 의자에도 앉을 수 있으며 좁은 공간에 들어가는 것 또한 가능하다.

캐스터 워커와 외골격 보조기를 연동함으로써 근력이 저하되어 균형감을 잃은 노인과 환자가 캐스터 워커를 지지하여 균형을 유지할 수 있다. 일반적으로 앉기, 서기 동작 시에 가장 큰 토크가 요구되는데 외골격 근육 보조기만으로는 노인과 환자를 안정하게 보조하기 어렵다. 따라서 캐스터 워커를 지지하여 균형을 유지하도록 하고, 외골격 보조기를 이용하여 근력을 보조함으로써 보다 안정적이고 효율적인 보조가 가능해진다.

외골격 보조기에는 각 관절의 절대 각도를 측정하기 위하여 포텐쇼미터를 장착하였다. 또한 사용자의 행동 의도를 미리 파악하고 관절 토크를 예측하기 위하여 근섬유 팽창 센서를 8개 부착하였다. 캐스터 워커에는 데이터 수집 보드를 포함한 PC와, 4개의 모터, 드라이버, 전원부 등이 장착되었다. 전원은 배터리를 이용한 12V의 직류전원과, 220V의 교류전원을 선택하여 사용할 수 있다. 또한 외골격 보조기에는 기계적인 관절 각도 제한장치를 두고, 캐스터 워커에는 비상 스위치를 설치하여 오동작 시에도 사용자가 안전하도록 하였다.

III. 근섬유 팽창 센서

사용자의 행동 의도를 예측하여 관절 토크를 계산하기 위하여 근섬유 팽창 신호를 제안한다. 근섬유 팽창 신호는 근육이 동작하기 위해 근섬유가 부풀어 오르는 것을 측정하는 원리이다. Fig. 4는 근섬유 팽창 센서의 작동 원리를 보여준다. 근섬유 팽창 센서는 외골격 보조기의 브레이스에 부착되므로 외골격 보조기를 착용하기 전에 직접 근육의 정확한 위치에 부착해야하는 EMG 센서에 비해 간편하며 저렴한 공압센서를 이용하므로 로드셀을 이용하는 근육강화센서에 비해 실용적이다. Fig. 5는 센서의 부착 위치를 나타낸다.

그러나 근섬유 팽창 센서는 물리적인 부피팽창을 측정하므로, 사용자의 움직임에 의한 반발력이 동시에 측정될 수 있다. 외골격이 신체에 적합한 경우에는 외골격과 신체가 동기화되어 동작하므로 반발력의 영향을 최소화할 수 있지만, 신체와 맞지 않는 외골격을 사용할 경우 반발력이 나타난다. 따라서 본 논문에서 제안한 근섬유 팽창 센서를 사용

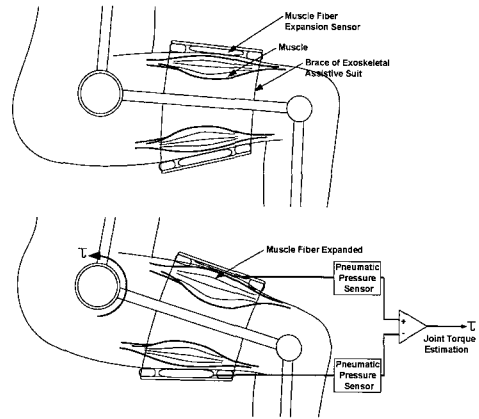


그림 4. 근섬유 팽창 신호의 원리.
Fig. 4. Principle of muscle fiber expansion signal.

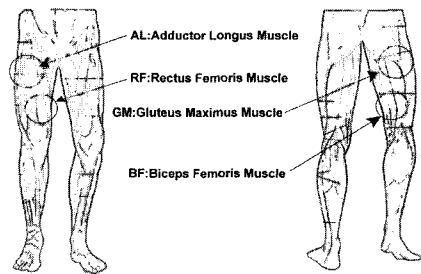


그림 5. 근섬유 팽창 센서의 부착 위치.
Fig. 5. Location of the sensors.

하기 위해서는 사용자의 신체에 적합한 외골격을 이용하는 것이 바람직하다.

근력은 근육이 수축하는 방향으로 발생하므로, 관절이 양 방향으로 자유롭게 움직이기 위해서 두 개 이상의 근육이 연동된다. 따라서 본 논문에서는 고관절과 슬관절의 토크를 예측하기 위하여, 각 관절과 관계되는 두 근육에서 센서 신호의 차이 값을 이용하였다. 고관절과 슬관절의 토크는 다음과 같이 예측된다.

$$\begin{aligned} \tau_{Hip} &= k_1 (MFE_{AL} - s_1 \times MFE_{GM} - Bias_1) \\ \tau_{Knee} &= k_2 (MFE_{RF} - s_2 \times MFE_{BF} - Bias_2) \end{aligned} \quad (1)$$

여기서 사용된 기호는 다음과 같이 정의된다.

- MFE = Muscle Fiber Expansion Signal
- Bias = Bias Signal of the Sensor
- AL = Adductor Longus Muscle
- GM = Gluteus Maximus Muscle
- RF = Rectus Femoris Muscle
- BF = Biceps Femoris Muscle

또한 k_1 과 k_2 는 계산되는 관절 토크의 크기를 결정하는 파라미터이며, s_1 과 s_2 는 서로 연동되는 근육의 센서 신호를 같은 비율로 조절하는 파라미터이다. 각 근육의 위치는 Fig. 5에 나타내었다.

EMG 신호와 마찬가지로 근섬유 팽창 신호에서 사용되

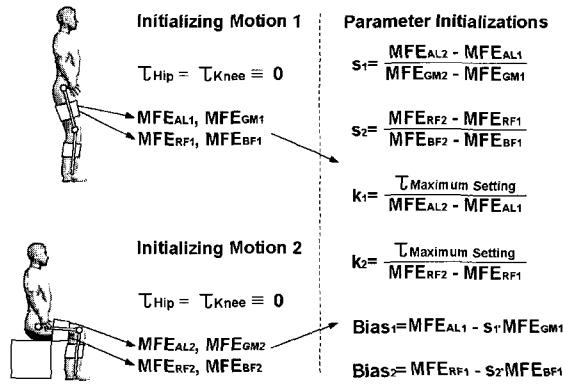


그림 6. 파라미터 초기화.
 Fig. 6. Parameter initializations.

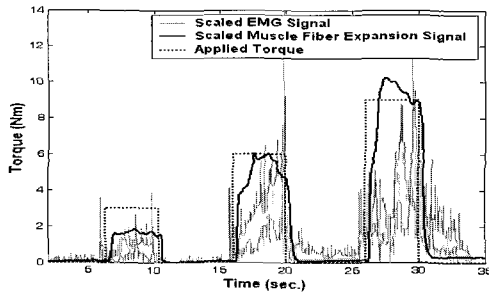


그림 7. EMG신호와 근섬유 팽창 신호의 비교.
 Fig. 7. Comparison on the EMG signal and muscle fiber expansion signal.

는 파라미터들도 사람마다 다른 값을 갖고, 같은 사람이라도 근육의 피곤함에 따라서 조금씩 달라진다. 더욱이 근섬유 팽창 센서는 압력센서를 이용하므로 외골격 착용 시의 접촉 강도에 따라 바이어스가 결정된다. 따라서 외골격을 착용한 후 자동으로 파라미터를 결정하기 위하여 편하게 선 상태와 편하게 앉은 상태의 두 가지 초기화 동작을 설정하였다. 두 가지 동작에서 근섬유 팽창 신호는 다르게 나타나고, 각 상태에서 관절 토크는 모두 0이라고 가정할 수 있으므로 측정된 정보를 이용하여 k_1 과 k_2 , 그리고 s_1 과 s_2 파라미터를 초기화할 수 있다. 또한 편하게 선 상태에서 얻어지는 값을 바이어스로 설정하였다. Fig. 6은 파라미터 초기화 알고리즘을 나타낸다. 그림에서 $\tau_{Maximum\ Setting}$ 은 측정된 센서 신호를 관절 토크로 변환하기 위한 상수이다.

근섬유 팽창 신호는 관절 토크에 비례한다. Fig. 7은 토크모드로 설정된 외골격 보조기의 모터에 몇 가지의 일정한 입력전압을 가하고 실험자로 하여금 그 힘을 버티도록 하여 근섬유 팽창 신호를 측정하였다. 더불어 성능을 비교하기 위하여 EMG 신호를 동시에 측정하였다. 실험 결과, EMG 신호와 근섬유 팽창 신호 모두 관절 토크에 비례하는 결과를 얻었으나, 근섬유 팽창 신호가 훨씬 균일하고 노이즈가 적음을 알 수 있다. 또한 근섬유 팽창 신호는 관절 토크를 계산하는 과정에서 복잡한 신호처리가 필요하지 않았다.

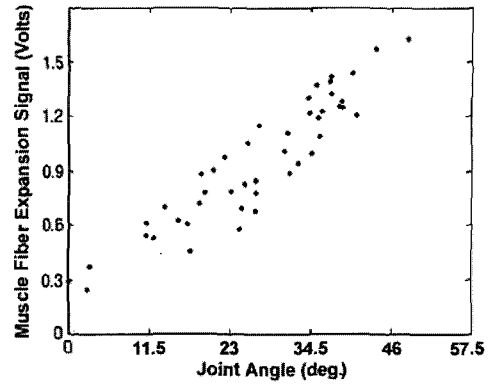


그림 8. 근섬유 팽창 신호와 관절 토크의 비례관계.
 Fig. 8. Proportionality between muscle fiber expansion signal and joint torque.

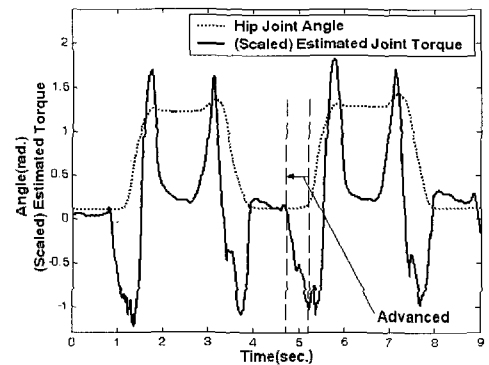


그림 9. 고관절 각도와 계산된 토크.
 Fig. 9. Hip joint angle and estimated torque.

Fig. 8은 허벅지를 반복해서 천천히 여러 각도로 들어올리며 근섬유 팽창 신호를 측정하는 것인데 서로 비례하는 관계가 있음을 보여준다. 이때 허벅지의 각도가 클수록 고관절에 큰 토크가 작용한 것이므로, 이를 이용하여 센서 신호와 관절 토크의 비례관계를 검증하였다.

근섬유 팽창 신호는 동작에 0.3초 이상 선행한다. Fig. 9는 앉기, 서기 동작 시에 고관절의 각도와 계산된 관절토크를 비교한 것이다. 그림에 “advanced”로 표시한 부분이 동작에 선행되었음을 의미한다. 또한 두 번의 동작이 반복되는 동안 근섬유 팽창 신호가 균일하게 반복적인 값을 보였다. 그래프에서 운동을 멈춘 상태, 즉 관절각도 변화가 작은 상태에서는 계산된 관절토크가 0으로 귀환하는데 이때에는 사용자가 근육에 힘을 주지 않았기 때문이다.

IV. 퍼지 제어방법

제한된 외골격 보조기를 제어하기 위하여 퍼지 제어방법을 사용한다. 퍼지 제어방법은 제어기 구성에 자유도가 많고 여러 조건들을 직관적으로 구성할 수 있으므로 와이어 구동방식의 외골격 보조기의 제어에 적합하다.

근육의 움직임은 능동모드(active mode), 수동모드(passive mode), 그리고 자유모드(free mode)의 3가지 모드로 구분되

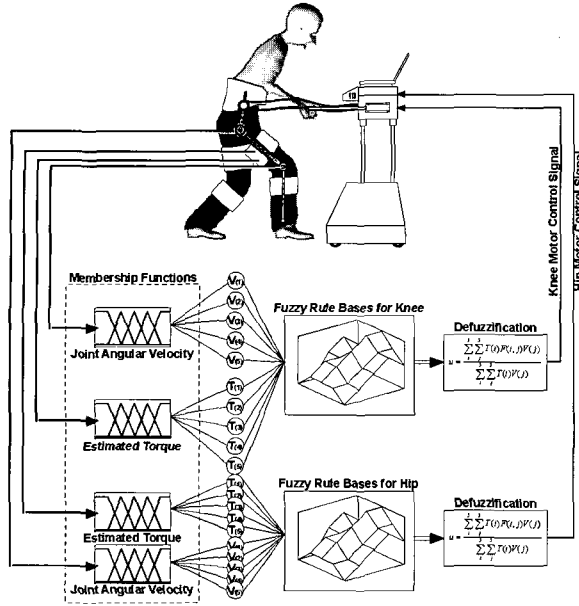


그림 10. 전체 제어 시스템 구조도.
Fig. 10. Schematic plot of overall control system.

$$u = \frac{\sum_i \sum_j T(i)F(i,j)V(j)}{\sum_i \sum_j T(i)V(j)} \quad (2)$$

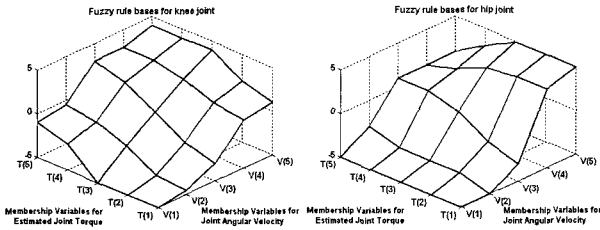


그림 11. 퍼지 제어 규칙들.
Fig. 11. Fuzzy rule bases.

는데, 능동모드에서는 근육이 수축하면서 근력이 발생하고, 수동모드에서는 이완되면서 근력이 발생한다[11]. 이에 반해 보행의 이동 구간에서 종아리 근육의 움직임에 해당하는 자유모드에서는 근육이 수축 또는 이완되지만 근력이 발생하지 않는다[11]. 이러한 자유모드에서는 EMG 신호와 근섬유 팽창 신호 모두 정확한 값이 측정되지 않으며 따라서 외골격 보조기의 제어에 걸림돌이 된다. 본 논문에서는 관절 속도를 퍼지 제어에 활용함으로써 이러한 문제를 해결하고자 하였다. 근섬유 팽창 신호에 의해 관절 토크가 정확히 계산되지 않으면 외골격 보조기는 사용자의 움직임에 방해가 주게 되는데, 이때의 저항은 입력 신호가 정확히 인가되지 않은 모터에 의한 것이다. 따라서 자유모드와 같이 계산된 관절 토크가 작지만 관절이 움직이고 있을 때에는 속도 정보를 이용하여 관절이 움직이는 방향대로 모터를 구동함으로써 사용자가 느끼는 저항이 없도록 하였다.

Fig. 10은 전체 제어 구조를 보여준다. 각 관절을 보조하는 모터를 구동하기 위하여 각각 퍼지 멤버십 함수와 퍼지 규칙들, 비퍼지화 함수를 구성하였다.

퍼지 멤버십 함수로써 계산이 가장 간단한 삼각형 함수를 사용하였다. (1)에서 계산된 관절 토크와 관절 속도를

멤버십 함수의 입력변수로 사용하기 위하여 -1에서 1사이 에 대부분의 값이 존재하도록 스케일링하였다.

퍼지 규칙들을 설정하기 위하여 몇 가지 조건을 설정하였다. 우선 근섬유 팽창 신호로 계산된 관절 토크가 작고 관절 속도가 큰 경우는 근육이 자유모드로 운동하는 것이므로 관절 속도를 이용하여 모터를 구동한다. 관절 속도가 작고 관절 토크가 큰 경우에는 관절이 운동하기 시작하는 것이며 관절 토크에 따라 모터를 구동한다. 관절 속도와 관절 토크가 같은 방향이면 모터 출력을 높여주고, 반대 방향이면 줄여준다. 이러한 원칙에 따라서 Fig. 11과 같이 퍼지 규칙들을 설정하였다. 그림은 X축을 관절 속도의 멤버십 변수로, Y축을 관절 토크의 멤버십 변수로 표현한 것이며, Z축은 각 상황의 모터 입력 신호를 의미한다.

멤버십 함수와 퍼지 규칙들을 거치면서 모터 입력 신호가 행렬 형태로 결정된다. 이들을 스칼라 값으로 변환하기 위하여 보간법을 이용한 비퍼지화 함수를 사용한다. 사용된 비퍼지화 함수는 다음과 같이 구성된다.

여기서 T(i)와 V(i)는 각각 관절 토크와 관절 속도의 멤버십 변수를 의미한다. u는 모터 입력 신호를 나타내고 F(i,j)는 Fig. 11에서 Z축에 해당하는 모터 입력 신호들이다. 보간법을 이용한 비퍼지화 함수를 선택한 이유는 (2)에서 분모가 항상 1이 되므로 계산이 간단하기 때문이다. 비퍼지화는 양 다리의 고관절과 슬관절에 모두 동일한 방법이 적용된다.

V. 실험 및 분석

와이어 구동방식의 외골격 보조기와 퍼지 제어방법을 앓기, 서기 및 걷기 동작에 대해 실험하였다. 실험은 정상인을 대상으로 이루어졌으며 EMG 신호를 측정하여 보조효과를 정량적으로 검증하였다.

Fig. 12는 앉기와 서기 동작의 실험 사진이며 연속적으로 앉고 서기를 반복하여 실험하였다. Fig. 13은 앉기와 서기 실험 중에 슬관절에 관한 정보를 나타낸다. 가장 위의 그래프는 슬관절의 각도를 나타내며, 두 번째 그림은 근섬유 팽창 신호와 계산된 토크를 보여준다. 그림에서 점선과 은선은 근섬유 팽창 센서의 신호들이며, 굵은 실선이 두 값으로부터 계산되고 스케일링된 무릎 관절 토크를 의미한다. 세 번째 그림은 관절의 속도를 나타내며, 가장 아래의 그림은 퍼지 제어방법에 의한 제어기 출력을 의미한다. 그림에서 수직으로 길게 그어진 실선은, 관절이 동작하기 전에 미리 모터에 신호가 입력되었음을 나타낸다.

EMG 신호는 근력의 크기를 나타내므로[13], 보조효과를 정량적으로 평가하기 위하여 EMG 센서를 사용하였다. Fig. 14는 앉기와 서기 동작에 대해, 외골격 보조기를 착용하기 전과 착용한 후의 EMG 신호의 크기를 비교한 것이다. 그래프에서 EMG 신호의 반복주기가 비슷하게 나타나므로, 외골격을 착용하기 전과 후에 비슷한 속도로 동작이 수행

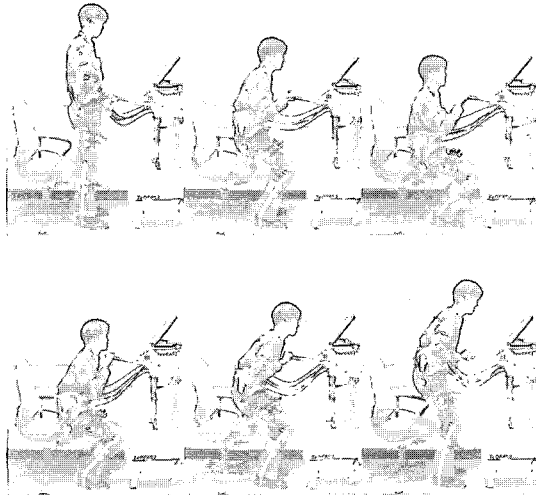


그림 12. 앉기 서기 동작 실험의 사진.
Fig. 12. Picture at sitting and standing experiments.

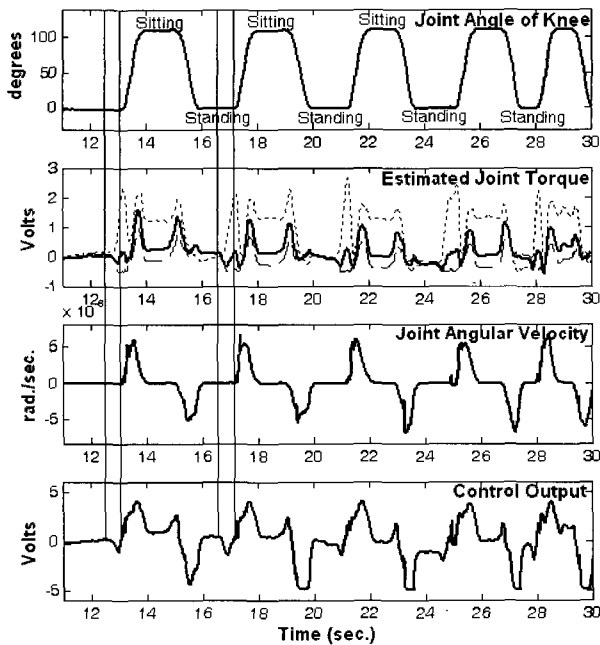


그림 13. 앉기, 서기 실험 중의 슬관절에 관한 정보.
Fig. 13. Data of knee joint at sitting and standing experiments.

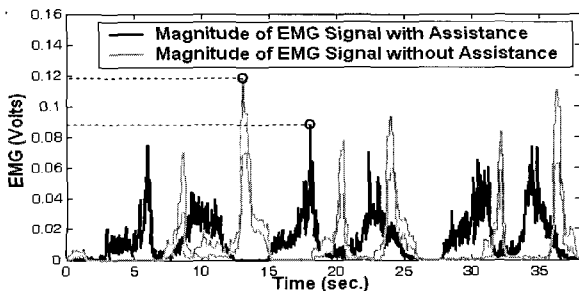


그림 14. 외골격 착용 전과 후의 EMG 신호 비교.
Fig. 14. Comparison of the EMG signal.

표 1. 앉기/서기 동작 시근전도 신호의 피크값 비교.

Table 1. Peak value of EMG signal at the sitting/standing motion.

	without the Exoskeletal Assistive Suit (Peak[V])	with the Exoskeletal Assistive Suit (Peak[V])	Effect of Assistance (%)
value	0.118	0.0882	25.3

되었음을 알 수 있다. Table 1은 Fig. 14에서 보인 EMG 신호의 최대값을 비교한 것인데, 비교 결과 외골격 보조기를 착용하여 약 25%의 근력이 감소한 것으로 나타났다.

VI. 정리 및 향후 계획

노인과 환자가 기존의 외골격 보조기를 착용함에 있어 발생하는 몇 가지의 문제점들을 해결하기 위하여 와이어 구동방식의 외골격 보조기를 제안하였다. 외골격 보조기의 무게를 3Kg 이하로 감량하고 부피를 최소화시킴으로써 착용이 간편하고 일상생활에 보다 적합하도록 개선하였다. 외골격 보조기의 무게를 줄이기 위하여 무거운 주변장치는 밀고 다니는 캐스터 워커에 설치하였다. 외골격 보조기와 캐스터 워커를 연동하고 탈착 가능하도록 동력전달부를 적용하였다.

인간의 행동을 미리 예측하여 모터의 시간지연을 보상하고 외골격 보조기와 사용자간의 동기화를 이루기 위하여 근섬유 팽창 센서를 제안하고 사용하였다. 근섬유 팽창 센서는 동작에 0.3초 이상 선행하고 관절 토크에 비례하며 노이즈가 적어 신호처리가 필요하지 않다.

외골격 보조기를 제어하기 위하여 퍼지 제어방법을 사용하였다. 실험은 정상인을 대상으로 이루어졌으며 EMG 신호의 크기를 정량적으로 비교할 때 약 25%의 근력보조효과가 나타났다.

참고문헌

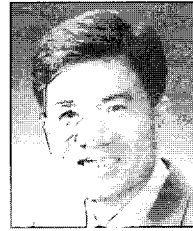
- [1] H. Kazerooni, BLEEX, Mechanical Engineering Department of U. C. Berkeley, At URL <http://www.me.berkeley.edu>, 2004.
- [2] S. Lee and Y. Sankai, "Power assist control for walking aid by HAL based on phase sequence and myoelectricity," *International Conference on Control, Automation and System*, p. 353-357, 2001.
- [3] K. Kasaoka and Y. Sankai, "Predictive control estimating operator's intention for stepping-up motion by exo-skeleton type power assist system HAL," *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 1578-1583, 2001.
- [4] H. Kawamoto and Y. Sankai, "EMG-based hybrid assistive leg for walking aid using feedforward controller," *International Conference on Control, Automation and system*, p. 190-193, 2001.
- [5] K. Yamamoto, M. Ishii, H. Noborisaka, and K. Hyodo, "Stand alone wearable power assisting suit sensing and

- control systems-," *Proceeding of IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, p. 661-666, 2004.
- [6] J. Pratt, B. Krupp, C. Morse, "The roboknee : an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [7] J. Joaquin and H. Herr, "Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait," *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no.1, p. 24-31, 2004.
- [8] K. Kiguchi, K. Iwami, M. Yasuda, K. Watanabe, and T. Fukuda, "An exoskeletal robot for human shoulder joint motion assist," *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, vol. 8, no. 1, p. 125-135, 2003.
- [9] J. Rosen, M. Brand, M. Fuchs and M. Arcan, "A myosignal-based powered exoskeleton system," *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: System and Humans*, vol. 31, no. 3, 2001.
- [10] J. Rosen, M. Fuchs and M. Arcan, "Performances of hill-type and neural network muscle models-toward a myosignal-based exoskeleton," *Computer and Biomedical Research*, vol. 32, p. 415-439, 1999.
- [11] D. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, A Wiley-Interscience Publication, 1990.
- [12] S. Lee, Y. Sankai, "The natural frequency-based power assist control for lower body with HAL-3," *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 1642-1647, 2003.
- [13] E. Clancy and N. Hogan, "Estimation of joint torque from the surface EMG," *Neuromuscular System*, vol. 25, no. 4-4, 1991.
- [14] Y. Nemoto, S. Egawa, A. Koseki, S. Hattori, T. Ishii, M. Fujie, "Power-assisted walking support system for elderly," *Proceeding of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 20, no. 5, p. 2693-2695, 1998.



공경철

2004년 서강대학교 기계공학과, 물리학(공학사, 이학사). 2004년~현재 서강대학교 기계공학과 석사과정. 관심분야는 지능형 외골격 보행보조기, 지능형 로봇 시스템, 캡슐 내시경의 조작채취도구 등.



전도영

1984년 서울대학교 기계공학과(공학사). 1986년, 1991년 University of California, Berkeley 기계공학과(공학석사, 공학박사). 1992년~1994년 University of Miami 조교수. 1994년~현재 서강대학교 기계공학과 교수. 관심분야는 지능형 외골격 보행보조기, 지능형 로봇 시스템, 고속 고정밀 서보제어 등.