

MR 댐퍼를 이용한 장애인의 무릎관절 보조 장치 설계 및 실험

Design and Experiment of an Assistive Device for a Knee Joint of a Disabled Person Using an MR Damper

전 형 진, 정 슬*

(Hyeong Jin Jeon and Seul Jung)

Abstract: In this paper, an assistive device for a knee joint to help a disabled person to stand up by supporting power is presented. The device is designed and controlled by using damping characteristics of the MR (Magneto-Rheological) damper. The MR damper helps the person to sit slowly and safely. A DC motor supports muscle power in the case of standing motion. Thus the device helps the disabled person to sit down and stand up. Through the experiments, it is feasible that an assistive device can help the disabled person to stand up according to the foot pressure change.

Keywords: Assistive device, MR (Magneto-Rheological) damper, disabled person

I. 서론

최근 우리사회는 의학 기술의 발달 및 생활의 풍요로 인해 평균 수명이 늘어나면서 빠르게 고령화가 되어 가고 있다. 통계청 자료에 따르면 2008년 7월 기준 총인구 대비 65세 이상 노인 인구는 501만 6천명(10.3%)에 달하고 있다. 고령화 사회가 되어 감에 따라 의료 수요가 증가하여 의료 서비스 산업에 대한 요구가 늘어나고 있다.

의료기기 사업의 중 하나인 보행보조기 분야는 나이가 들거나 사고 등으로 인해 근력이 약해져 정상적인 보행 즉, 앉거나 일어서거나 걷거나하는 행동들을 원활하게 못하는 사람들이 보조 장치를 사용함으로써 보다 나은 생활에 도움을 줄 수 있다.

현재까지 많은 연구가 진행되고 있고, 크게 산업 및 군사용과 노인 및 근력이 약한 환자용으로 둘로 나눌 수가 있다. 먼저 산업 및 군사용은 정상적인 사람이 외골격 보조 장치를 착용함으로써 근력을 증강시켜 무거운 물체 등을 자유롭게 이동시킬 수 있도록 하는 장치 개발 연구이다. 예를 들어 미국 Berkely 대학의 군인용 근력보조로봇 BLEEX은 힘 센서를 이용하여 사람의 동작을 감지하고 구동방식은 유압 구동기이고[1], 일본 쓰쿠바 대학의 전신 근력 보조용 로봇 HAL는 근전도(EMG) 신호를 이용하여 사람의 동작을 감지하고 구동방식은 모터를 사용한다[2]. 노인 및 근력이 약한 환자용은 근력을 보조하여 정상적인 생활에 가깝게 도움을 주는 장치 개발 연구이다. 예를 들어 일본 HONDA사의 제품은 체중을 지지하는 구조로 설계되어 하지 근력을 보조하고 구동방식은 모터방식이고, 이스라엘 Argo Medical Technology사에서 ReWalk는 척추마비 장애자

용이고, 서강대학교의 로봇 슈바(SUBAR)는 허벅지와 장단에 공기패드를 착용하고 이를 통해 사람의 동작을 감지하고 와이어를 이용한 모터 구동방식이다[3].

대부분 고령에서 많이 발생하는 질환인 퇴행성관절염은 무릎관절의 이상으로 인하여 앉을 때나 일어설 때 통증이 발생한다. 통증을 완화하기 위해서는 수술 또는 약물 치료도 있지만 보조 장치를 착용함으로써 무릎관절에 작용하는 힘을 보조하는 방법도 있다. 본 논문에서는 오른쪽 무릎관절을 대상으로 하는 보조 장치를 설계 및 실험을 하였다. 구성은 다리에 착용이 가능하도록 한 외장구와 구동을 위한 모터 그리고 감쇠력을 조절하는 MR (Magneto-Rheological) 댐퍼로 이루어져 있다. 앉을 때에는 MR 댐퍼의 감쇠력으로 작용하는 힘을 분산시키고 이때 모터의 전원은 OFF 되고, 회전은 무릎관절이 구부리는 방향과 일치한다. 일어설 때는 무릎관절이 펴지는 방향으로 모터의 토크 생성 및 회전을 하여 힘을 보조한다. 실제 보조 장치의 성능은 발바닥에 장착된 압력센서의 압력 변화를 이용하여 판단하였다.

II. 보조 장치의 설계 및 구동

1. 보조 장치의 설계

보조 장치는 오른쪽 다리에만 착용할 수 있도록 그림 1과 같이 설계하였다. 고관절과 족관절은 착용자의 움직임이 방해되지 않도록 자유 관절이고, 무릎관절에는 구동부로서 MR 댐퍼(Load사 RD 1500-3)와 DC 모터(Maxon사 148867 150W)가 장착하였다. 착용자의 안전을 위해 무릎관절 각도를 0~120°로 제한할 수 있는 안전 가이드가 있다(그림 2). 각 관절에 로터리 엔코더를 장착시켜 움직임을 측정할 수 있고, 서 있는 경우 장치의 하중을 지지 및 발바닥의 압력을 측정하기 위해 운동화를 개조하였다. 어깨/허리 보호대를 사용하여 보행이나 다리를 들었을 경우 장치의 흔들림을 방지하였고, 장치의 착용이 용이하도록 탈부착이 가능한 밴드를 사용하였다. 중량은 모터 1kg, MR 댐퍼 1kg, 기구부 5.1kg로 총 7.1kg이다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2009. 12. 15., 수정: 2010. 3. 2., 채택확정: 2010. 3. 26.

전형진: 충남대학교 메카트로닉스공학과(wjs9773@hanmail.net)

정 슬: 충남대학교 메카트로닉스공학과(jungs@cnu.ac.kr)

※ 본 논문은 2008년 교육과학기술부의 특정기초사업과 2008년 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업에서 지원하여 연구하였으며 지원에 감사드립니다.

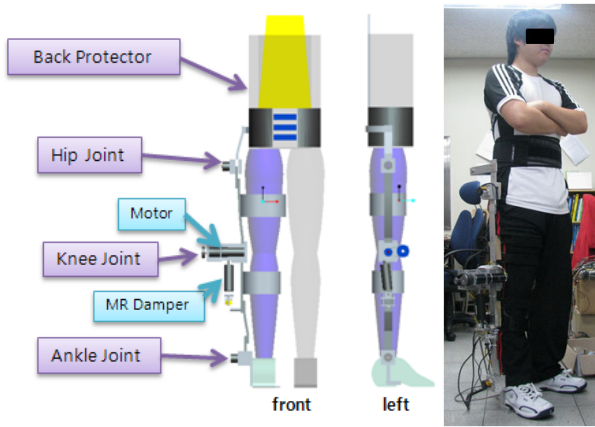


그림 1. 보조 장치.
Fig. 1. Assistive device.

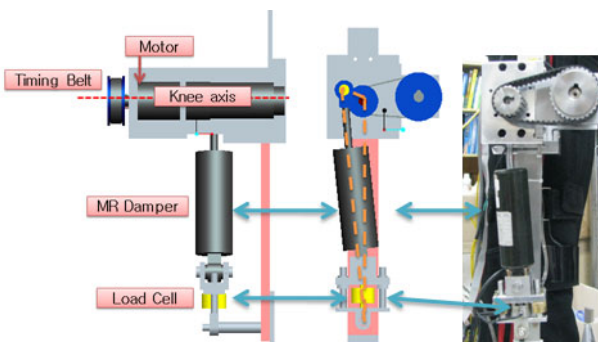


그림 2. 무릎관절.
Fig. 2. Knee Joint.

2. 보조 장치의 구동부 - 무릎관절

구동부는 무릎관절의 기능을 능동적으로 보조하는 역할로 설계가 되어 있어 앉을 때나 일어설 때 무릎관절에 작용하는 힘을 구동기로 보조하여 착용자의 행동에 도움을 준다. 구조를 살펴보면 대퇴부 링크와 하퇴부 링크 사이에 슬라이더 크랭크 구조(그림 3)로 MR 댐퍼가 연결되어 있다. 이 슬라이더 크랭크 구조는 링크가 θ 만큼 회전을 할 경우에 c링크 사이에 MR 댐퍼의 피스톤이 압축이 되어 감쇠력이 발생하며 압축되는 길이는 다음과 같다.

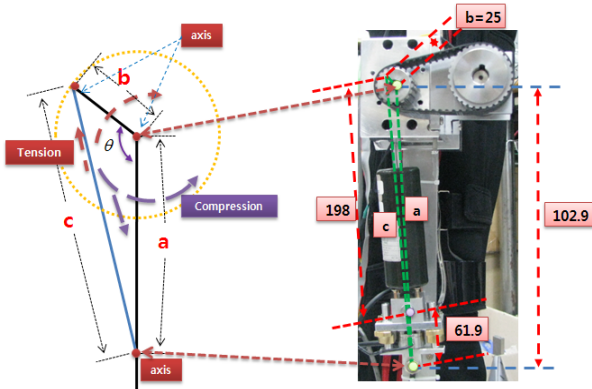


그림 3. 슬라이더 크랭크 구조.
Fig. 3. Slider-crank structure.

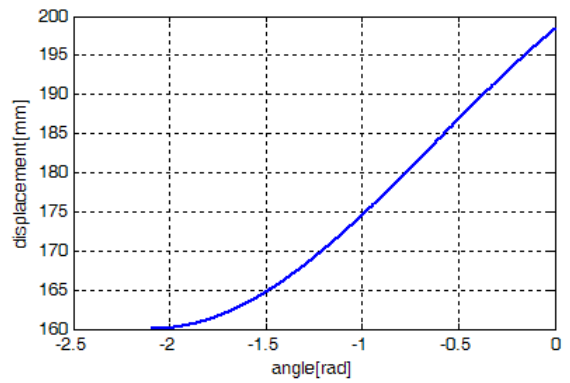


그림 4. MR 댐퍼의 압축 변위 변화.
Fig. 4. Compression displacement of the MR damper.

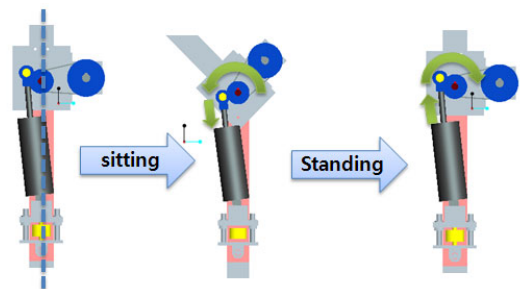


그림 5. 앉기/서기 동작.
Fig. 5. Sitting/standing behavior.

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos(\theta)} \quad (1)$$

여기서 a 는 MR 댐퍼의 끝단에서 회전축과의 거리[mm], b 는 회전축 사이에 거리(원의 반지름)[mm], θ 는 회전축에서의 회전각도[rad]이다.

그림 4는 무릎을 구부리는 동작시 MR 댐퍼의 압축 변화를 시뮬레이션을 한 결과이다. 여기서 무릎관절의 초기 각도는 0rad이며 이때 MR 댐퍼의 길이는 약 198mm이고, 무릎을 최대 구부렸을 경우는 2.0994rad이며, 길이는 약 160mm이다.

앉는 경우의 구동 동작은 그림 5와 같이 대퇴부 링크가 왼쪽으로 회전하게 되어 MR 댐퍼의 피스톤이 압축되면서 감쇠력이 발생한다. 이 감쇠력은 회전 방향의 반대 방향으로 생성되어 무릎관절에 작용하는 힘을 감소시키고 이때 모터의 전원을 끈다. 일어서는 경우 모터 토크는 회전방향과 일치하게 하여 근력을 보조하고, 이때 MR 댐퍼의 감쇠력을 최소로 하기 위해 입력전류를 OFF 시킨다.

3. 보조 장치의 센서부

보조 장치의 센서는 각 관절의 움직임을 측정하기 위한 엔코더, MR 댐퍼와 모터를 제어시 MR 댐퍼의 감쇠력 변화를 측정하기 위한 로드셀, 착용자의 행동을 감지하기 위한 압력센서가 있다. 각각의 센서들을 살펴보면 엔코더는 고관절과 무릎관절 및 족관절의 축에 연결하였다. 그림 6은 각도와 감쇠력의 방향을 나타낸다. 착용자가 바르게 서있는 상태를 중심으로 무릎을 구부리는 방향이 (-)각도이고, MR 댐퍼의 감쇠력 방향은 앉는 경우 (-)이고, 일어설 경우 (+)

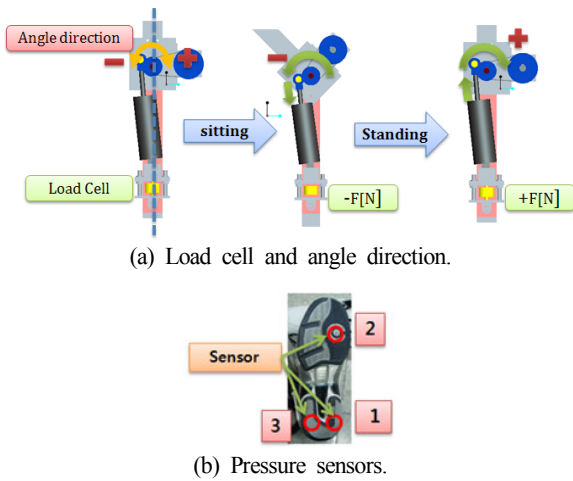
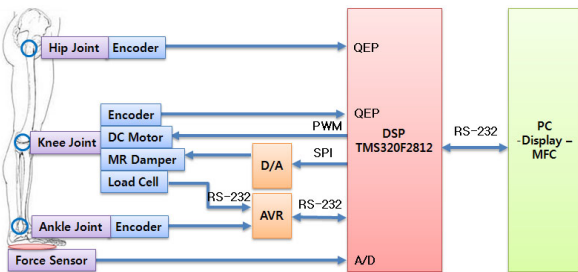
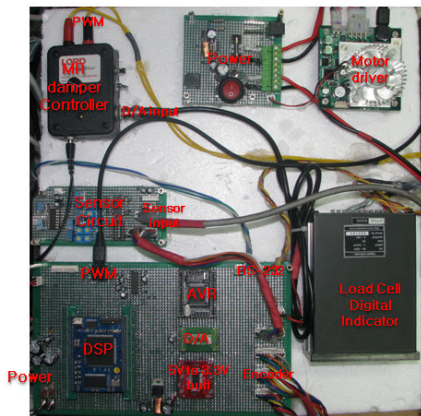


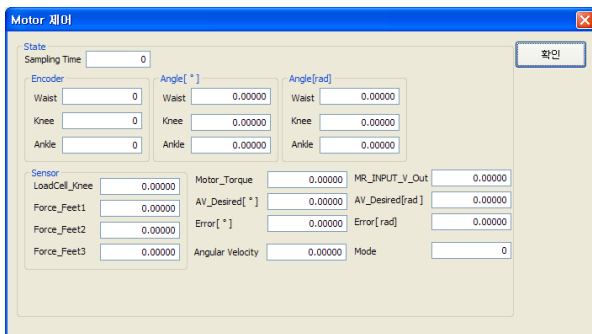
그림 6. 센서.
Fig. 6. Sensor.



(a) Blocks



(b) Controller Board



(c) Display(MFC)

그림 7. 보조 장치의 구성.
Fig. 7. Configuration of assistive device.

이다. 압력센서는 신발 밑바닥에 장착하여 걷기, 앉기, 서기 등과 같은 행동일 경우에 발바닥에 걸리는 압력 변화를 측정하고 이를 분석하면 현재 착용자의 행동을 감지할 수 있다. 예를 들어 걷기 동작의 판단은 보행주기 검출이 필요한데, 각 관절의 각도 변화와 지면에서의 발 모션을 압력 변화를 이용한다. 그리고 앉기/서기 동작시에는 발바닥에 많은 체중이 실리게 되어 판단할 수 있다[4,5].

4. 보조 장치의 구성

보조 장치의 구성은 관절 3개의 움직임으로 생성되는 엔코더 신호와 MR 댐퍼의 감쇠력을 나타내는 로드셀 신호 그리고 발바닥에 걸리는 압력을 측정하는 압력 센서 신호를 주 제어기인 TMS320F2812(DSP)에서 받아 처리한다. 그림 7은 장치의 구성 블록도, 제어 보드, 디스플레이 프로그램들이다.

III. 동작 분석

동작 분석을 위해 그림 8과 같이 측정 장치를 제작하였고 측정 방법은 각 관절에 엔코더를 장착시켜 관절에 움직임을 측정하고 신발 바닥에 압력센서 3개를 장착시켜 발바닥에 걸리는 압력을 측정이 가능하도록 하였다.

1. 일어서는 동작

일어서는 동작은 크게 4단계로 나눌 수가 있고 일련의 과정은 그림 9와 같으며 각 구간의 명칭을 Phase0, Phase1, Phase2, Phase3라 정의한다[5]. Phase0은 의자에 앉아서 두 발이 바닥에 닿아 있는 상태이고, Phase1은 의자에서 일어서기 위해 상체를 앞으로 숙인 상태이며, 이때 발바닥에 가해지는 압력은 대부분 발뒤꿈치에 가해지게 된다. 이때의 압력은 FRF (Floor Reaction Force)에 해당된다. Phase2는 상체를 뒤로 젖히면서 무릎관절이 앞으로 퍼지게 되는 과정으로서 무릎관절에 최대 토크가 발생하게 된다. 이때 발바닥에 가해지는 압력은 발뒤꿈치에서 발볼 쪽으로 분산되어 진다. Phase3은 일어서는 마지막 동작으로 상체, 고관절, 무릎관절이 완전히 곧게 퍼지면서 발바닥의 압력이 일정하게 된다.

본 논문에서는 FRF의 신호를 실제 압력 센서에서 측정된 신호인 전압으로 표현하였다.

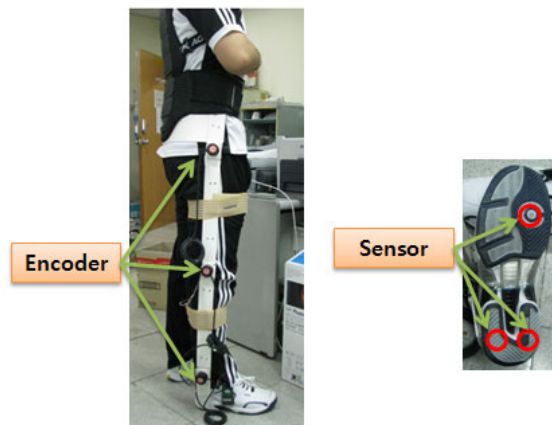


그림 8. 행동 분석 장치.
Fig. 8. Behavioral analysis device.

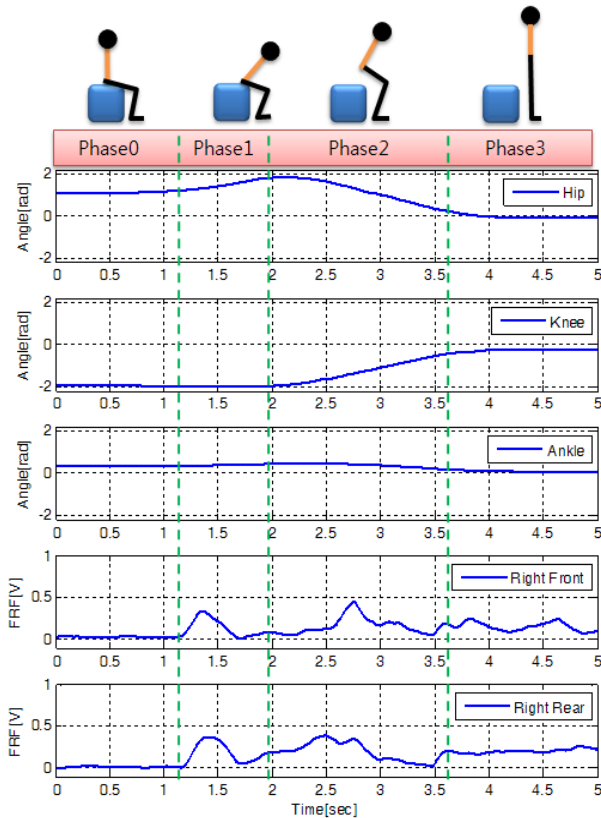


그림 9. 일어서는 동작.

Fig. 9. Standing motion behavior.

2. 앉는 동작

앉는 동작은 일어서는 동작과 같이 크게 4단계로 나눌 수가 있으며 일어서는 동작이 역순이다. 즉, Phase3 → Phase2 → Phase1 → Phase0의 순으로 동작이 일어난다. 그림 10에서 Phase3은 상체와 하체가 곧게 펴진 상태이다. Phase2는 앉기 위해 무릎을 굽히면서 상체를 앞으로 숙이게 된다. 이때 발뒤꿈치 쪽에 압력이 증가하는 동시에 발볼 쪽은 감소하게 된다. Phase1은 무릎관절이 의자의 높이에 맞게 굽어져 있고 발뒤꿈치 쪽의 압력이 최대가 될 때이며 상체가 완전히 굽혀져 있는 상태가 된다. 그 후 상체가 뒤로 젖혀지면서 발바닥의 압력이 줄어들게 된다. Phase0은 의자에 앉은 상태를 말한다.

3. 앉기/서기 동작시 행동 모드 분석

무릎관절의 각도 변화가 행동 모드 분석의 핵심이다. 고관절은 착용자의 습관에 따라 각도 변화가 일정하지 않기 때문에 무릎관절의 각도 변화를 모드분석의 주요 요소로 하고 고관절 각도와 발바닥 압력은 이를 보조하는 역할로 되어 있다. 족관절은 동작시 자세 변화에 따라서 각도 변화가 크므로 족관절은 모드 분석에서 제외하였다. 발바닥의 압력센서는 앉아 있는 상태와 일어난 상태를 구분 할 때 사용된다. 행동 모드의 정의는 앉는 동작과 서는 동작으로 나누었다[6,7].

앉는 동작의 4단계를 Phase 0=Mode 0, Phase 1=Mode 2, Phase 2=Mode 4, Phase 3=Mode 6으로 정의하였다. Mode 0은 고관절 $\theta_1 < \phi_1$, 무릎관절 $\theta_2 > \psi_1$, $FRF > V_1$ 일 때,

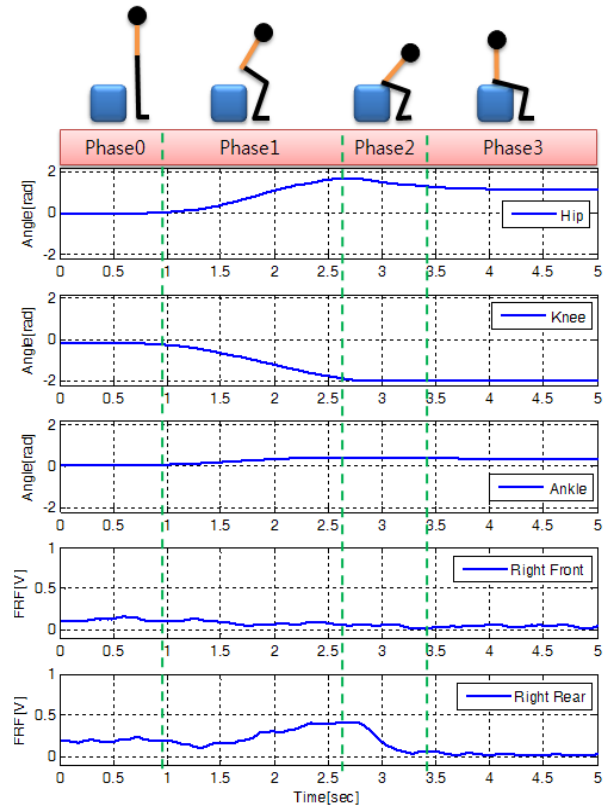


그림 10. 앉는 동작.

Fig. 10. Sitting motion behavior.

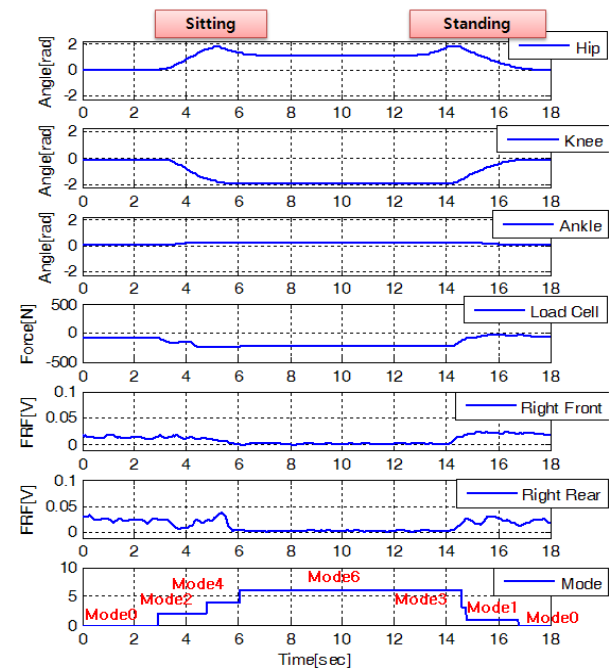


그림 11. 앉기/서기 동작시 행동 모드.

Fig. 11. The behavior mode - Sitting/Standing.

Mode 2는 고관절 $\theta_1 > \phi_2$, 무릎관절 $\theta_2 < \psi_2$ 일 때, Mode 4는 고관절 $\theta_1 > \phi_3$, 무릎관절 $\theta_2 < \psi_3$ 일 때, Mode 6은 고관절 $\theta_1 < \phi_4$, 무릎관절 $\theta_2 < \psi_4$, $FRF < V_2$ 일 때이다. 일

어서는 동작의 4단계를 Phase 3=Mode 6, Phase 2=Mode 3, Phase 1=Mode 1, Phase 0=Mode 0으로 정의하였다. Mode 6은 고관절 $\theta_1 < \phi_4$, 무릎관절 $\theta_2 < \psi_4$, $FRF < V_2$ 일 때, Mode 3은 고관절 $\theta_1 > \phi_5$, 무릎관절 $\theta_2 > \psi_5$ 일 때, Mode 1은 고관절 $\theta_1 < \phi_6$, 무릎관절 $\theta_2 > \psi_6$ 일 때, Mode 0은 고관절 $\theta_1 < \phi_4$, 무릎관절 $\theta_2 > \psi_4$, $FRF > V_1$ 일 때이다.

실제 행동 분석 실험에서 그림 11과 같이 행동 모드가 정의되어 MR 댐퍼의 제어 및 모터 제어에 이용하였다.

IV. 제어 방법

1. MR 댐퍼의 제어 방법

MR 댐퍼의 감쇠력은 입력전압으로 제어되고 제어방식은 슬라이드 크랭크 구조에서의 MR 댐퍼의 실제 피스톤 변위 x 를 이용한다. x 는 무릎관절의 회전각도 θ_{knee} [rad]에 초기 각도 120° 를 더한 슬라이드 크랭크 구조의 회전각도 θ [rad]을 식 1에 대입하여 슬라이드 크랭크 변위 c [mm]를 계산하고, 여기에 로드셀을 장치시키기 위한 기구부 길이 61.9mm를 뺀 값이다(식 (3)). MR 댐퍼의 입력전압 v [V] 산출은 식 4를 이용한다. 여기서 offset는 오프셋 전압이고 이득 K 에 의해서 입력전압의 변화의 크기를 조절할 수가 있다.

$$\theta = 120\left(\frac{\pi}{180}\right) + \theta_{knee} \quad (2)$$

$$x = c - 61.9 \quad (3)$$

$$v = offset + K(198 - x) \quad (4)$$

2. 모터의 제어 방법

모터 제어 방법은 일정한 속도를 추정하도록 PD제어기를 이용하였다. 적분제어를 사용하지 않는 이유는 누적에러로 인해 제어 출력이 커지는 것을 방지하기 위해 제외했다. 제어 방식은 일정한 각속도를 주고 이를 추정하도록 제어기를 구성하였고, 토크의 식은 다음과 같이 정의하였다.

$$\begin{cases} \tau \geq 0 & \tau \\ \tau < 0 & \tau = 0 \end{cases} \quad (5)$$

위처럼 정의한 이유는 보행 보조 장치의 주 기능은 근력을 보조이므로 착용자의 움직임에 방해해서는 안 되기 때문이다. 예를 들어 원하는 각속도 보다 빠르게 움직였다고 해서 모터가 역회전을 하면 착용자의 움직임을 방해가 된다.

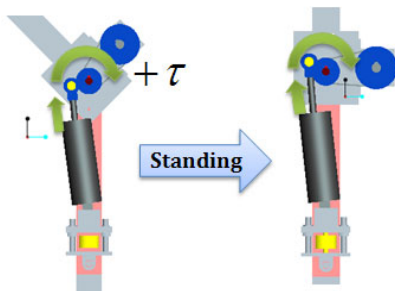


그림 12. 토크 방향.
Fig. 12. Torque direction.

V. 실험

1. 앉는 동작

그림 13은 앉는 동작에 대한 MR 댐퍼의 성능 실험이다. 무릎관절의 각도 변화에 따라 MR 댐퍼의 입력전압이 서서히 증가하게 된다. 약 6.5초까지는 무릎관절에 작용하는 힘이 감쇠력보다 크므로 피스톤이 압축되어지지만, 입력전압이 약 1.951[V]가 되는 시점(약 7.17초)에는 감쇠력이 더 커지게 되어 로드셀에 힘이 측정되어진다.

이 측정된 힘은 무릎을 굽히는 방향의 반대 방향으로 MR댐퍼의 감쇠력이 생성되어(그림 14) 착용자의 체중을 받쳐준다. 이로 인하여 발바닥에 가해지는 압력(2)이 감쇠되

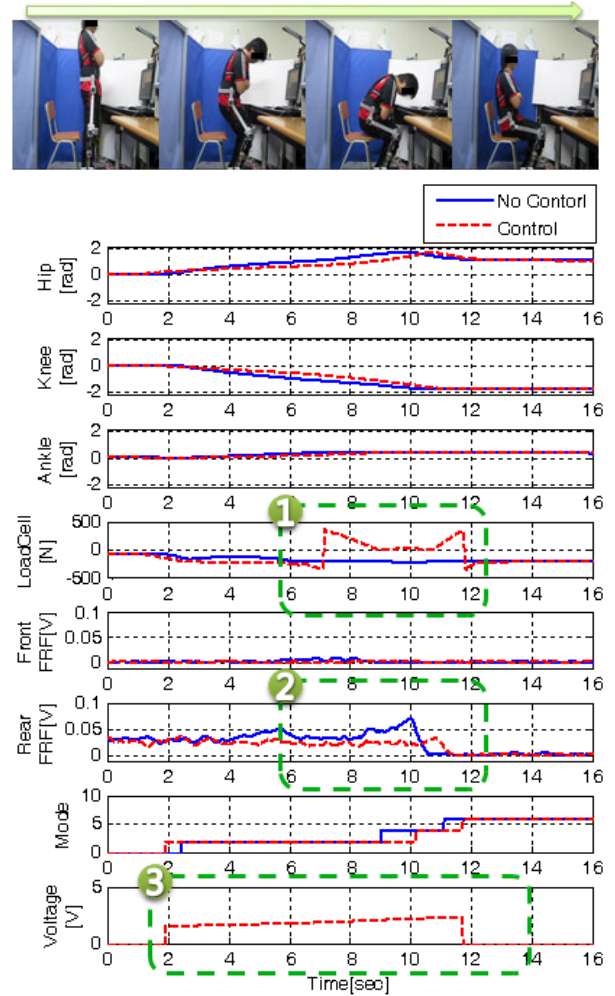


그림 13. 앉기 동작 실험.

Fig. 13. Sitting behavior experiments.

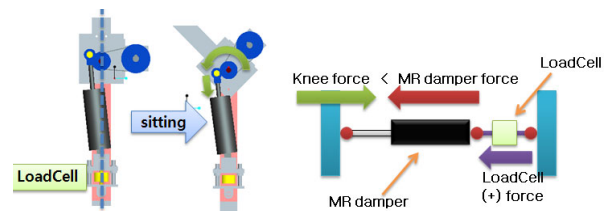


그림 14. MR 댐퍼 감쇠력.
Fig. 14. MR damper force.

어지고, 결과적으로 무릎관절에 작용하는 힘을 감소시키는 것을 확인할 수 있다.

2. 일어서는 동작

그림 15는 일어서는 동작과 비슷한 움직임에 대한 모터 성능실험이다. 모터 제어를 할 경우 FRF의 압력 측정치(1)가 작게 변하지만 감쇠가 된다. 이 의미는 일어서는 동작을 하기 위해서는 지면을 딛고 일어서야 한다. 예를 들어 체중이 많이 나가는 사람은 발바닥에 가해지는 압력 또한 증가하고, 체중이 적게 나가는 사람은 압력이 줄어든다. 즉, 동일 체중일 때 압력이 줄어든다는 의미는 모터 토크(2)에 도움을 받아 착용자가 보다 쉽게 일어난다고 판단할 수 있다.

오른쪽 다리만 보조 장치를 착용하였기 때문에 모터 토크를 증가시키면 착용자의 체중이 왼쪽으로 쏠리게 된다. 이 현상을 방지하기 위해 작은 토크로만 실험을 하여 가능성을 확인하였다. 그리고 앉는 동작과 다르게 로드셀 측정값이 완만하게 변화하는 이유는 MR 댐퍼의 입력전압이 OFF되어 감쇠력이 거의 없어지기 때문이다. 그림 16은 무릎관절의 각속도이고 제어를 하면 약 5.8초에서 각속도가

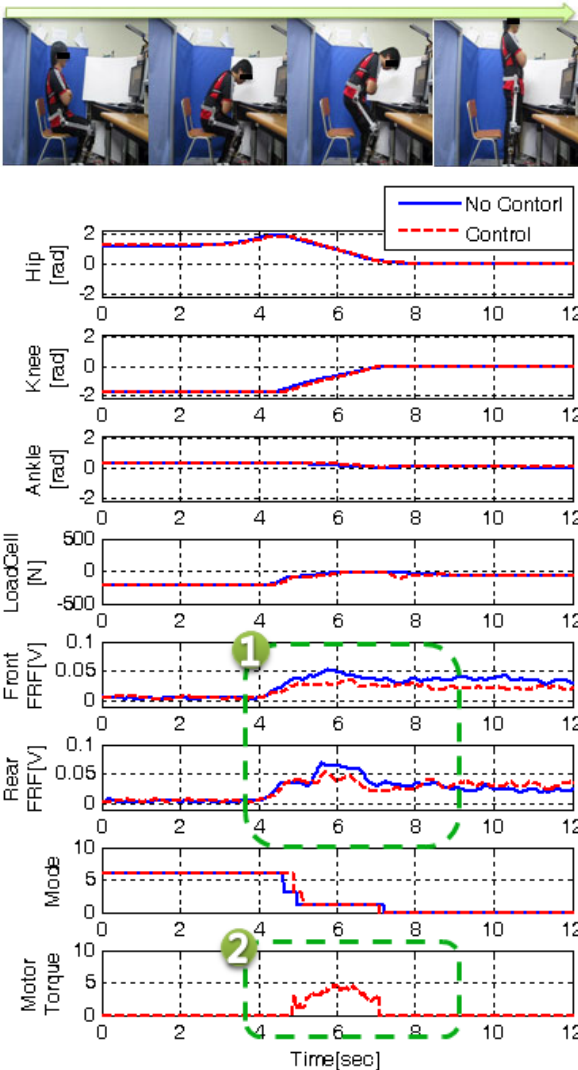


그림 15. 앉은 상태에서 일어서는 동작.
Fig. 15. Standing behavior experiments.

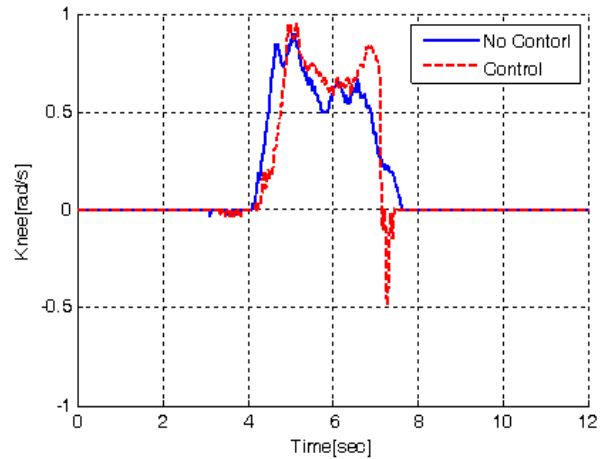


그림 16. 무릎관절의 각속도.
Fig. 16. The Angular velocities of Knee.

줄어드는 현상 즉, 착용자가 기마자세 정도에서 가장 많이 관절에 힘이 필요할 때 도움을 주어 보다 쉽게 일어나는 것을 확인할 수 있다.

VI. 결론

본 논문에서는 보행 보조 장치를 설계 및 제작을 하였다. 실제 사람의 행동 중 앉기/서기를 분석하기 위해서 행동 측정용 장치를 따로 제작하여 실험하였고 이를 바탕으로 앉기/서기 동작시 행동 모드를 각각 4단계로 구분하여 보조 장치 제어에 활용하였다. 성능실험 결과 앉는 동작시 무릎관절에 작용하는 힘이 줄어드는 것을 확인하였고, 일어서는 동작시 성능은 미비하지만 근력을 보조하는 것을 확인 하였다. 추후 과제로는 보행을 위해서 왼쪽 다리용 보조 장치 제작 및 경량화가 필요하고, 행동 감지 센서를 개발하여 착용자의 행동을 예측할 수 있는 알고리즘 개발이 필요하다.

참고문헌

- [1] H. Kazerooni, J.-L. Racine, L. Huang, and R. Steger, "On the control of the BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4353-4360, April 2005.
- [2] S. Lee and Y. Sankai, "Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint," *IEEE/RSJ International Conference, Intelligent Robots and System*, vol. 2, pp. 1499-1504, Oct. 2002.
- [3] K. C. Kong and D. Y. Jeon, "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 4, pp. 428-432, 2006.
- [4] T. Yamada and S.-I. Demura, "Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement,"

Journal of Physiol Anthropol Appl Human Sci, vol. 23, pp. 197-203, 2004.

[5] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit," *IEEE, Robot and Human Interactive Communication*, pp. 491-496, Sep. 2004.

[6] 김현근, "지능형 보행보조기기 개발을 위한 외골격 설계 및 앞기/서기 제어에 관한 연구," 서강대학교 대학원 석사논문, 2003.

[7] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3," *IEEE SMC TP1B2*, vol. 4, pp. 9, Oct. 2002.



전형진

2007년 한밭대 제어계측공과 졸업.
2009년 충남대 지능로봇시스템전공 대학원 석사. 관심분야는 보행 보조 장치, 지능로봇 시스템.



정슬

1988년 미국 웨인 주립대 전기 및 컴퓨터 공학과 졸업. 1991년 미국 캘리포니아대 데이비스 전기 및 컴퓨터 공학과 석사. 동 대학 박사. 1997년~현재 충남대학교 메카트로닉스공학과 교수. 관심분야는 지능 제어 및 지능 로봇 시스템, 임베디드 제어기 설계, 인간의 복지를 위한 로봇, 인간 중심의 메카트로닉스 시스템.