

로봇-보조형 보행훈련 모델링 및 동역학 해석을 통한 보행훈련 시뮬레이션 Gait Training Simulation with Robotic-Assisted Gait Training Modeling and Dynamic Analysis

*황성재^{1,2}, 조영근^{1,2}, 이민현^{1,2}, 이희영^{1,2}, 김한성^{1,2}, #김영호^{1,2}

*S. J. Hwang^{1,2}, Y. K. Cho^{1,2}, M. H. Lee^{1,2}, H. Y. Lee^{1,2}, H. S. Kim^{1,2}, #Y. H. Kim(younghokim@yonsei.ac.kr)^{1,2}

¹연세대학교 대학원 의공학과, ²연세의료공학연구원

Key words : Gait training simulation, Robotic-Assisted gait training, Dynamic analysis, Joint moment, Muscle force

1. 서론

보행(gait)은 개체의 기본적 요구에 따라 한 장소에 다른 장소로 움직이는 것을 의미하며, 이는 인간의 고유한 신체적 기능 중 가장 중요한 하나이다. 보행은 그 자체만으로도 가장 일반적인 운동이자 사람이 매일 기본적으로 하는 활동이다[1]. 이러한 보행능력을 상실한 보행 장애인들에게 보행훈련은 독립의 수준과 좋은 삶의 질을 향상시키는데 있어 매우 중요한 부분을 차지한다. 보행훈련은 이동에 제약이 있는 보행 장애를 가진 환자들에게 잔존 감각을 활용하여 독립보행에 필요한 능력을 습득시키기 위하여 수행된다[2].

최근 개발된 로봇-보조형 보행훈련(RAGT, robotic-assisted gait training)은 보행 장애인들에게 매우 유용하고, 중요한 치료 방법 중 하나이다. 로봇-보조형 보행훈련은 전자-기계적으로 제어되는 로봇형 구동부를 이용하여 치료사의 최소한의 보조로 긴 훈련시간동안 지속적으로 보행 장애인의 보행훈련을 유도하는 방법이다[3]. 일반적으로 로봇-보조형 보행훈련 시스템은 보행 장애인을 수동적으로 제어하기 때문에 보행훈련 시 발생하는 운동역학적(kinetic) 특성 및 근육의 활성화 등을 고려하지 않게 되는 단점이 있다. 이러한 훈련 시스템을 개발하고, 적절한 훈련 단계 및 효율적이고 안전한 훈련을 제공하기 위해서는 훈련 시 발생하는 다양한 생체역학적 인자들을 분석할 필요가 있다. 이는 실험적으로 측정하기 매우 어렵기 때문에 3차원 컴퓨터 모델링 및 다물체 동역학 해석을 통해서 계산하는 것이 적합하다[4]. 또한 이러한 모델링 및 다물체 동역학 해석은 시뮬레이션을 통해서 보행 장애인에게 훈련을 적용하기 전에 훈련 효과를 예측할 수 있게 해주는 장점을 가지고 있다[5]. 하지만 로봇-보조형 보행훈련의 모델링 및 시뮬레이션은 거의 연구된 바가 없다.

본 연구에서는 3차원 컴퓨터 모델링을 통해서 로봇-보조형 보행훈련 시스템 및 인체 근골격계 모델을 설계하고, 보행훈련 시뮬레이션을 통해서 로봇-보조형 보행 훈련 시 운동역학적 특성 및 근력 변화 특성을 분석하였다.

2. 본론

상용 설계 프로그램(ADAMS 2008, MSC. Software, U.S.A.)을 이용하여 그림 1과 같이 로봇-보조형 보행훈련 시스템을 모델링 하였다. 로봇-보조형 보행훈련 시스템 모델은 크게 입력된 보행 패턴에 따라 무릎관절과 엉덩관절을 제어할 수 있는 로봇형 구동부, 사용자 몸체 고정부 및 외형 프레임으로 구성되어 있다. 로봇형 구동부는 선형 액츄에이터와 고정용 체질로 단순화하여 모델링하였고, 각 관절은 경첩 관절(hinge joint)로 모델링하여 시상면에서의 움직임으로 구속시켰다. 또한 고정용 체질은 인체 모델의 대퇴 및 하퇴의 길이에 적합하게 설계하여서 엉덩관절과 무릎관절의 축을 각 구동부 관절에 일치시켰다. 사용자 몸체 고정부는 로봇형 구동부를 지지하고 고정시킬 수 있게 하였고 외형 프레임은 전체 시스템을 지지하게 모델링 하였다.

로봇-보조형 보행훈련을 시뮬레이션하기 위해 훈련을 위한 보행훈련 패턴을 무릎관절 엉덩관절에 입력하였다. 또한 각 선형 액츄에이터에 실험적으로 측정된 관절 힘을 입력하여 개발된 모델이 적합한 토크를 발생 시키도록 조건을 부여하였다. 개발된 모델의 적합성을 평가하기 위해 모델에 입력된 각 관절 각도와 시뮬레이션 결과의 각 관절 각도를 비교하였다.

인체 근골격계 모델을 개발된 로봇-보조형 보행훈련 모델에 적용하기 위해서 그림 2와 같이 상용 설계 프로그램(LifeMOD, LifeModeler Inc., U.S.A.)을 이용하여 인체 근골격계 모델을 설계 하였다. 인체 근골격계 모델은 총 19개의 체절로 구성하였고, 18개의 관절로 구속조건을 부여하였다. 또한 보행 시 엉덩관절 굴곡근인 대요근(psoas major), 엉덩관절 신전근인 대둔근(gluteus maximus), 무릎관절 굴곡근인 대퇴이두근(biceps femoris), 무릎관절 신전근인 대퇴사두근(rectus femoris), 발목관절 배굴근인 전경골근(tibialis anterior)과 발목관절 저굴근인 비복근(gastrocnemius)을 주요 하지 근육으로 선정하여 모델링하였다. 각 관절들의 강성계수(stiffness)는 10,000N/m으로 설정하였고, 제동값(damping value)은 1,000N·sec/m으로 설정하였다.

개발된 로봇-보조형 보행훈련 시스템 모델과 인체 모델을 서로 결합하여 일체화할 수 있게 구속 조건을 부여하였다. 실제 시스템과 사용자의 접촉이 되고 고정을 시키는 고정부에 부싱관절(bushing joint)를 설정하여서 이격을 최소화하였다.

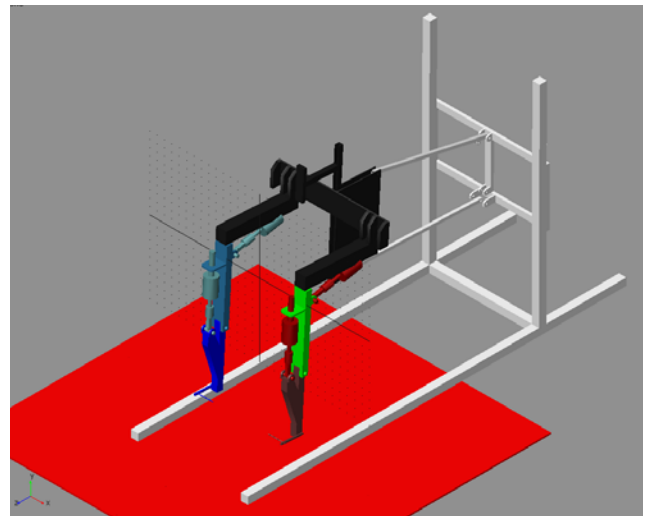


Fig. 1 Robotic-assisted gait training system modeling

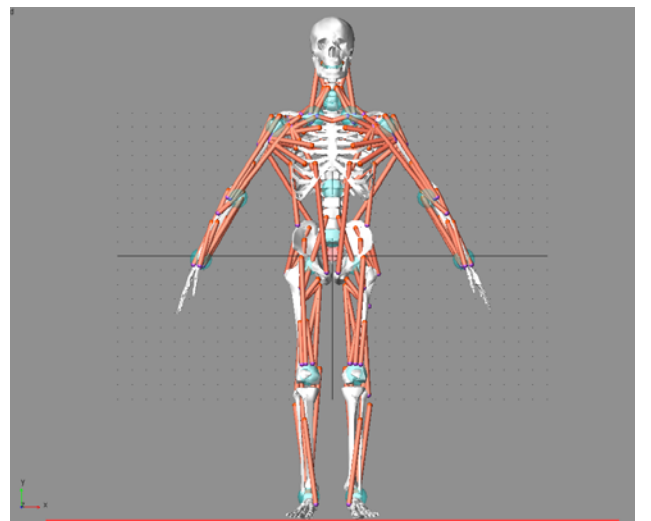


Fig. 2 Human musculoskeletal modeling

3. 결과 및 토의

그림 3은 개발된 로봇-보조형 보행훈련 시스템과 인체 근골격계 모델이 결합한 모델이다. 개발된 모델은 특별한 이상 현상 없이 입력된 조건에 따라 해석이 수행됨을 확인할 수 있었다.

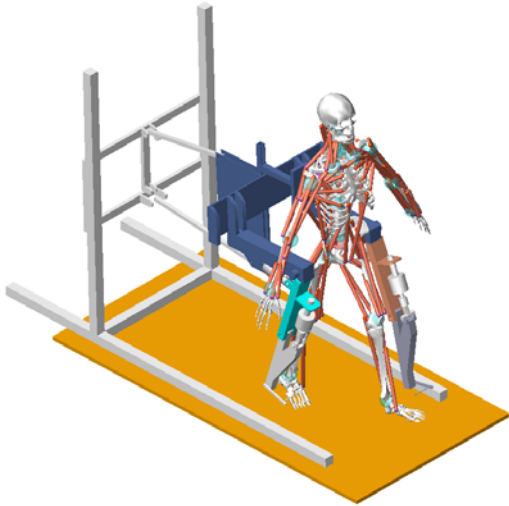


Fig. 3 Designed RAGT model with human musculoskeletal model

그림 4는 해석을 위해 입력한 관절 각도와 해석을 통해 계산된 관절 각도를 비교한 결과이다. 엉덩관절과 무릎관절 모두 입력한 관절 각도와 해석 결과의 관절각도가 거의 일치함을 알 수 있다.

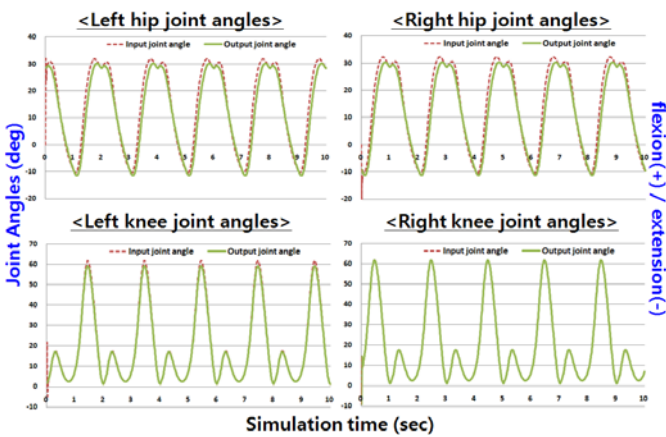


Fig. 4 Comparison between input joint angles and output joint angles

그림 5는 시뮬레이션을 통해 얻은 로봇-보조형 보행훈련 시 관절 모멘트이다. 평지 보행에 비해서 상대적으로 큰 엉덩관절 신전 모멘트와 무릎관절 굴곡 모멘트가 로봇-보조에 의해 발생됨을 알 수 있다.

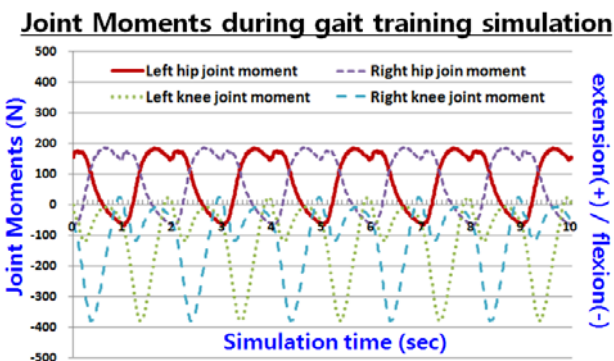


Fig. 5 Joint moments during gait training simulation

Muscle forces during gait training simulation

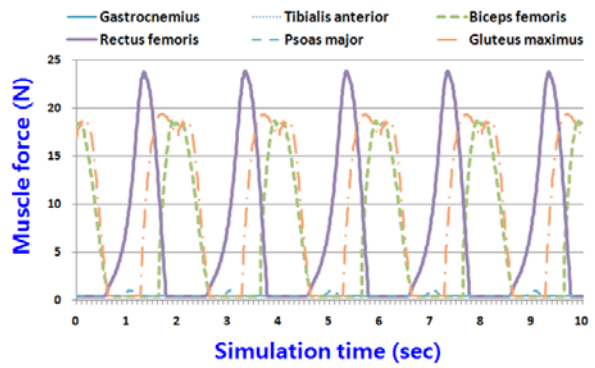


Fig. 6 Muscle forces during gait training simulation

그림 6은 시뮬레이션을 통해 얻은 로봇-보조형 보행훈련 시 근육 힘(muscle force)이다. 상대적으로 대퇴사두근, 대퇴이두근과 대둔근에서 큰 힘이 발생됨을 알 수 있다. 대퇴 사두근은 로봇 구동부의 엉덩관절 굴곡과 무릎관절 신전에 의해 큰 힘이 발생되고, 대퇴이두근은 무릎관절 굴곡에 의해 큰 힘이 발생된다. 또한 대둔근은 엉덩관절 신전에 의해 큰 힘이 발생된다.

4. 결론

본 연구에서는 3차원 컴퓨터 모델링을 통해서 로봇-보조형 보행훈련 시스템 및 인체 근골격계 모델을 설계하고, 보행훈련 시뮬레이션을 통해서 로봇-보조형 보행 훈련 시 운동역학적 특성 및 근력 변화 특성을 분석하였다.

로봇-보조형 보행훈련 시스템 모델은 크게 입력된 보행 패턴에 따라 무릎관절과 엉덩관절을 제어할 수 있는 로봇형 구동부, 사용자 몸체 고정부 및 외형 프레임으로 구성되어 있다. 또한 로봇-보조형 보행훈련을 시뮬레이션하기 위해 훈련을 위한 보행 훈련 패턴을 무릎관절 엉덩관절에 입력하였다. 또한 각 선형 액추에이터에 실험적으로 측정된 관절 힘을 입력하여 개발된 모델이 적합한 토크를 발생 시키도록 조건을 부여하였다.

본 연구에서 개발된 모델은 입력한 관절 각도와 해석 결과의 관절각도가 거의 일치하여 매우 정확한 시뮬레이션을 수행하였으며, 이를 기반으로 보행훈련 시뮬레이션을 통해서 운동역학적 분석 및 다양한 근육 특성 변화를 예측할 수 있었다.

후기

본 연구는 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신 인력양성사업으로 수행된 연구결과입니다. 또한 본 연구는 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단 단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었습니다.

참고문헌

- Rose, J., Gamble, J. G. Human Walking. 2nd Ed. Baltimore: Williams & Wikins, 1994.
- Mauritz, K. H., "Gait training in hemiplegia," Eur J Neurol, 9, 23-29, 2002.
- Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M. and Brady, K. "Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices," Top Strkoe Rehabil., 12, 21-33, 2005.
- Thelen, D. G., Anderson, F. C., "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data," J Biomech, 39, 1107-1115, 2006.
- Anderson, F. C., Arnold, A. S., Pandy, M. G., Goldberg, S. R., and Delp, S. L. Simulation of walking. In: Rose J, Gamble JG, editors. HumanWalking. Baltimore, MD, WilliamsandWilkins, 2006.