회전기 및 착지기 분리 구동을 가능케 하는 새로운 무릎 보장구의 기구부 설계

A Novel Kinematic Design of a Knee Orthosis to Allow Independent Actuations During Swing and Stance Phases

표 상 훈, 김 갑 순, 윤 정 원*
(SangHun Pyo¹, Gab-Soon Kim¹, and JungWon Yoon¹)
¹Gyeongsang National University

Abstract: Nowadays many neurological diseases such as stroke and Parkinson diseases are continually increasing. Orthotic devices as well as exoskeletons have been widely developed for supporting movement assistance and therapy of patients. Robotic knee orthosis can compensate stiff-knee gait of the paralyzed limb and can provide patients consistent assistance at wearable environments. With keeping a robotic orthosis wearable, however, it is not easy to develop a compact and safe actuator with fast rotation and high torque for consistent supports of patients during walking. In this paper, we propose a novel kinematic model for a robotic knee orthosis to drive a knee joint with independent actuation during swing and stance phases, which can allow an actuator with fast rotation to control swing motions and an actuator with high torque to control stance motions, respectively. The suggested kinematic model is composed of a hamstring device with a slide-crank mechanism, a quadriceps device with five-bar/six-bar links, and a patella device for knee covering. The quadriceps device operates in five-bar links with 2-dof motions during swing phase and is changed to six-bar links during stance phase by the contact motion to the patella device. The hamstring device operates in a slider-crank mechanism for entire gait cycle. The kinematics and velocity/force relations are analyzed for the quadriceps and hamstring devices. Finally, the adequate actuators for the suggested kinematic model are designed based on normal gait requirements. The suggested kinematic model will allow a robotic knee orthosis to use compact and light actuators with full support during walking.

Keywords: human body dynamics, knee orthosis, biomechanics, gait rehabilitation, exoskeleton

I. 서론

우리나라 5대 사망원인 중 하나인 뇌혈관 질환에서 대표적인 질환인 뇌졸중은 현대 사회에 이르러 증가 추세에 있고 연령대도 낮아지고 있는 실정이다[1]. 발병 후 환자는 외과적인 수술이나 약물 투여와 같은 처치를 통해 환부를 치료하고, 그 후 생존하게 되면 손상된 뇌신경으로 인한 편마비 증상에 서 인체의 기능 회복을 위해 환자의 상태가 고려된 재활 훈련을 임하게 된다[2]. 그러나 재활 치료의 대표적인 형태인 운동요법을 통한 재활 훈련은 환자 본인의 강인한 인내와 정신력을 요구하고, 동시에 높은 사회 경제적 비용이 소비된다. 이러한 환자의 노력을 뒷받침하고 재활에 쓰이는 사회적 비용을 줄이기 위하여, 고전적 보장구인 RGO (Reciprocating Gait Orthosis)가 편마비 증상이 있는 환자의 통상적인 보조 장치로 쓰이고 있다.

RGO는 뇌졸중과 같은 신경 외과적 질환으로 인한 편마비 증상을 앓고 있는 환자가 옷을 입는 것처럼 착용을 할 수 있도록 환자 개인의 신체 치수에 맞게 설계 되어 있으며, 환자의 일상생활과 재활훈련을 보조하는 역할을 한다. 특히, 하지에 마비 증상이 있는 환자의 구축 관절 걸음(SKG: Stiff-Knee

Gait)은 RGO의 무릎 관절부분의 수동 잠금 장치에 의해 구속되어, 능동적인 굴곡 동작 및 내전 동작을 하기 어려운 환자의 대퇴부를 대신하여 체중에 의해 발생하는 모멘트를 지지하게 된다. 하지만 편마비 증상이 있는 환자의 RGO를 통한 단순한 기계적 고정만은 필연적으로 인체 시상면(sagittal plane, 矢狀面)의 보행동작에 대한 비대칭성을 부여하고 발과 지면과의 정상적인 접촉 상태를 보장하지 않는다. 따라서 편마비 환자의 RGO를 통한 SKG의 장기적인 강제 교정은 환자에게 또 다른 신체적 문제를 야기할 수 있다[3].

기존 무릎 보철 장치(prosthetics) 및 보장구(orthosis) 관련 연구를 살펴보면 Dewen Jin [4]은 4절 링크 시스템 대신 6절 링크 시스템을 이용하여 무릎 관절이 정상보행 궤적을 생성할 수 있도록 최적 설계를 수행하였으나, 마비환자의 경우 하지 근육을 능동적으로 사용할 수 없으므로 궤적 생성 이외에 걸음 동작에 필요한 외력 공급도 제공해 주어야 하는 어려움이 있다.

Sai K. Banala의 무릎 보장구는 스프링을 이용한 수동적인 중력 균형(gravity balancing)을 이용하여 환자의 하지 거동에 필요한 회전력을 줄이면서 강건 제어기(robust controller)와 회전력 보조 제어기(torque assist controller)를 이용하여 정상 보행 궤적을 생성 시키는 재활 로봇이다. 하지만 이 로봇은 기본적으로 바퀴가 달린 로봇(wheeled robot)의 형태로써 크기가 크며 기동성이 떨어지는 단점을 지닌다[5].

Roboknee [6]는 인체가 가지고 있는 무릎 힘의 증폭을 위해 4절 링크에 기초해서 설계된 1자유도 외골격 로봇으로써 사

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2011. 2. 11., 수정: 2011. 4. 6., 채택확정: 2011. 5. 17.

표상훈, 윤정원: 경상대학교 기계항공공학부 항공기부품기술연구센터 (kisspah2006@nate.com/jwyoona@gnu.ac.kr)

김갑순: 경상대학교 제어계측공학과(gskim@gnu.ac.kr)

※ 교육과학기술부 소속 신진교수사업(2008-331-D00027) 및 한국연구재단 중점연구소 사업 지원을 받아 수행된 연구임(2009-0094016).

용자가 신체의 움직임으로 기계적 신호를 외골격 로봇에게 주게 되면, 외골격 로봇이 무릎 관절의 움직임을 제빨리 추종하면서 무릎의 회전력을 증폭 하도록 설계 되었다. 하지만 하지 마비환자의 경우 4절 링크의 사용만으로는 인체에 착용 가능하게 소형을 유지하면서 동시에 무릎의 빠른 각속도 및 보행 지지에 필요한 토오크를 만족 할 수 있는 구동기를 발견하기 어렵다.

인간의 보행은 회전기(swing phase)에서 빠른 무릎의 회전(상대적으로 적은 토오크) 및 착지기(stance phase)에서는 큰 토오크(상대적으로 느린 무릎 각속도)가 필요한 특징을 가진다. 이러한 인간의 보행특성을 이용하여 각 보행상태에 맞는 구동기를 각각 사용할 경우, 적은 용량의 모터들을 가지고도 각 걸음 상태의 특성을 모두 만족하는 효과를 가질 수 있다.

본 논문에서 소개하는 무릎 보장구는 편마비 증상을 앓고 있는 환자가 보행동작 중 안정성을 가질 수 있도록 기존 RGO와 연동이 가능하면서, 위에서 언급한 인체의 해부학적 역학적 특성에 기반을 두어 환자의 하지 움직임에 필요한 근력의 부족분 지원 및 정상보행 궤적을 생성시킬 수 있는 새로운 개념의 무릎 지지 장치 기구부를 제시하고자 한다.

본 논문은 II 장에서는 인체 공학적인 무릎보조기 설계를 위한 하지의 근골격계 및 정상 인간의 보행특성을 정리하고 III, IV 장에서는 새롭게 제안된 기구부의 기구학적 해석을 수행하였다. V 장에서는 제안된 기구 부를 이용하여 무릎 보조 장치로의 설계적용 및 VI 장에서는 논문의 결론 순서로 구성하였다.

II. 보행 원리

1. 하지의 근골격계

그림 1은 인간의 근육과 인대가 골격에 어떻게 부착되어 있는지 묘사하고 있다. 무릎 관절의 각도에 관련된 근육 중, 슬와부근(hamstring)은 하지 근육 중에서 길이가 가장 길며 근육의 힘이 무릎에 모멘트를 발생 시키는 작용점이 불리한 위치에 있어 수축을 통해 하퇴(calf)를 빠른 각속도로 들어 올릴 수 있다.

그림 1. 인체 하지의 근골격계.

Fig. 1. The illustration of musculoskeletal system about human's lower limb.

그림 2. 슬관절의 내전회전력이 발생하는 원리.

Fig. 2. The method of how to generate the knee adduction torque.

대퇴사두근(quadriceps)은 대퇴골(femur)의 중간 위치와 경골(tibia)의 최상층 인체의 앞면에 부착되어 있는 근육이며 작동 원리가 그림 2에 나타나 있다. 인간의 체중에 의한 무릎에 작용하는 모멘트는 전적으로 대퇴사두근의 수축력과 그에 따른 무릎인대(patella ligament)의 반력(reaction force)의 합력(resultant force)으로 제어가 되며, 이러한 작동은 슬개골(patella)의 존재로 가능하다.

요약하면, 슬와부근은 무릎을 굴곡(flexion)시키는 작용을, 대퇴사두근은 무릎의 내전 회전력(adduction torque)을 발생시키는 동작을 담당한다.

2. 슬관절부 특징

대퇴사두근은 체중으로 인하여 무릎관절에 체중에 의한 모멘트가 작용 시 임의의 각도에서 무릎관절의 각도를 그림 2의 내전 회전력을 이용하여 고정하는 역할을 하고, 이때 대퇴골과 경골의 각도는 대퇴사두근의 수축 변위에 의해 결정된다.

슬개골은 대퇴사두근 인대와 무릎 인대 사이에 위치하고 있으며 두 인대에 양쪽으로 연결되어 있고, 대퇴골 하부에서 미끄럼 운동을 하면서 대퇴사두근의 수축하는 힘을 경골로 전달하는 역할을 한다. 그리고 슬개골 양쪽에 있는 부속 인대의 경우에는 상동의 강성을 가진 스프링으로 등가가 된다 [7,8].

3. 인간의 보행주기

그림 3은 정상인의 보행주기 상태를 나타낸 것으로서 인체의 보행은 하지의 각 관절의 조화된 역학적 운동이 동시에 일어남으로 인하여 몸의 중심이 완만히 옮겨가는 과정이며 걸음 동작은 각 하지의 발뒤꿈치 닿기(heel-strike)가 연속적으로 서로 번갈아 일어나는 것으로 정의가 된다[9].

종골(calcaneus)에서 발뒤꿈치 닿기가 일어날 때를 초기 상태(IC: Initial Contact)로 정의하면 걸음 동작 과정은 전체 걸음 과정의 60%를 차지하는 입각기(stance phase)와 전체 주기의 40%를 차지하는 유각기(swing phase)로 구성된다.

전체 보행 주기의 각각 25%를 차지하는 단계인 초기상태와 유각기 동작의 말기인 동시 입각기(Double support)는 두 하지가 동시에 체중을 지탱하는 단계이며, 이들 보행 주기에서 일어나는 착지기 시작 상태의 발뒤꿈치 닿기(heel contact)와 회전기 상태의 시작인 발끝 밀기(toe-off) 단계는 짧은 시

그림 3. 인간의 보행주기.

Fig. 3. The illustration of human gait cycle [9].

간에 근육의 많은 힘이 들어가는 과정이다. 특히, 회전기 상태가 끝나는 IC와 입각기의 중간단계인 MST (Mid-stance), 입각기 상태가 끝나는 TST (Terminal Stance) 단계는 편마비 환자가 보행 중 무릎의 내전 회전력의 부족함으로 인하여 정상 보행의 어려움을 느끼는 단계이다.

본 논문에서 설계된 무릎지지 장치의 목적은 환자에게 그림 3과 같은 정상인의 보행 패턴을 유도하기 위하여 IC, MST, TST 과정에서 모자라는 내전 회전력을 지원하고 유각기 과정에 필요한 발끝 밀기를 지원하는 것이다. 아울러 환자는 구축된 근육으로 인하여 하퇴의 회전 동작이 원활하지 않기 때문에 유각기 과정에 필요한 빠른 회전 또한 유도하게 된다.

4. 보행 주기 중 슬관절의 거동 분석

본 논문이 고려하는 외골격 로봇의 슬관절(膝關節)부 설계를 위해서 인간의 보행 동작 시 무릎관절의 역학적, 기구학적 거동을 이해 할 필요가 있다.

그림 4. 보행주기에서 무릎 관절 거동과 내전력 [10,11].

Fig. 4. The knee movement and adduction torque in gait cycle.

그림 5. 회전기에서 무릎 굴곡 회전력.

Fig. 5. The flexion torque for swing phase.

그림 4의 첫 번째 그림은 일반적인 체격 조건(키: 170cm 전후, 체중: 74.9kg±16.2)을 가진 일반인의 보행 주기에 따른 무릎 관절의 각도 변화를 도시한 그래프이고 두 번째 그림은 내전회전력을 도시한 그래프이다. 그림 4를 통해 알 수 있는 것은 걸음 과정에서 슬관절의 각도 변화량과 내전 회전력은 상호 반비례하는 경향이 있음을 확인할 수 있다. 통상적인 걸음 속도에서 착지기 단계일 때 대퇴사두근에 의한 무릎에 주어지는 최대 내전 회전력(M.A.T: Maximum Adduction Torque)은 식 (1)의 범위에 있게 된다[11].

$$M.A.T = 2.13\% \times \text{Body weight} \times \text{Height} \\ \sim 3.37\% \times \text{Body weight} \times \text{Height} \quad (1)$$

이때 최대 내전 회전력은 LR과 TST에서 발생하며, 전적으로 대퇴사두근의 수축에 의하여 일어나는 회전력이다[9,10].

보행 주기에서 초기 회전기(ISW)는 슬와부근의 수축에 의해서 지면에서 발이 분리되는 과정으로, 슬와부근에 의한 슬관절의 회전력은 그림 5에 나타나 있다[3].

III. 무릎 지지 기구부 구성

1. 무릎지지 기구부의 개념설계

그림 6은 무릎지지 보장구의 개념적 설계 도안이 RGO에 부착된 것을 묘사한다. 마비증상이 있는 환자의 경우, 환자가 본인 스스로 근육을 통제할 수 없으므로 환자의 보행 및 하지 동작을 위하여, 설계된 로봇이 마비 환자의 부족한 근육

그림 6. 개념적으로 제안된 슬관절 보장구.

Fig. 6. The conceptual design of developed knee orthosis.

그림 7. 각 걸음 상태에서 환자를 보조하기 위한 로봇의 거동과 자유도.

Fig. 7. The movement of developed robot for supporting to a disable and the degree of freedom of each gait cycle.

의 힘을 보상하고 각 보행주기에 적절한 무릎 관절의 각도를 제어하는 방식으로 환자의 슬관절을 보조하게 된다. 특히 제안된 무릎지지 보장구의 특징은 인간의 해부학적 특징을 반영하여 보행의 착지기 상태와 회전기 상태를 분리하여 제어를 할 수 있는 것이다.

무릎지지 보장구는 크게 슬와부근 기구부(hamstring system)와 대퇴사두근 기구부(quadriceps system)로 구성된다. 대퇴사두근 기구부는 인체의 대퇴사두근의 역할을 담당하여 착지기(stance phase)에서 무릎에 주어지는 체중에 의한 회전력을 발생시켜 무릎이 풀리는 것을 방지하고 부족한 무릎의 내전 회전력을 간헐적으로 보충 공급하는 기구부이다.

그리고 슬와부근 기구부는 보행의 모든 과정과 연동하고 경골(tibia) 링크에 힘을 지속적으로 공급함으로써 무릎 굴곡 회전력(knee flexion torque)과 회전기에서 일어나는 무릎의 각 속도 제어를 수행한다.

2. 기구부 자유도

슬와부근 기구부와 대퇴사두근 기구부의 조합으로 각 보행주기에서 무릎지지 보장로봇이 작동하는 원리를 기구학적 검증을 통하여 살펴보고 그 결과를 그림 7에 도시하였다. 각 상황에서 기구부의 자유도 측정을 위한 쿠츠바흐(Kutzbach criterion) 판별식은 식 (2)로 정의된다.

$$m_q = 3(n-1) - 2j_1 - j_2 \quad (2)$$

여기서 m_q 은 대퇴사두근 자유도, n 은 링크의 수, j_1 은 자유도가 1인 대우의 개수, j_2 는 자유도가 2인 대우의 개수를 의미한다.

그림 7에 나타난 것 같이 설계된 보장구가 보행보조를 할 때, 대퇴사두근은 회전기에서 2자유도 기구로써 환자를 보조하고 착지기의 일정 기간(LR, MST 단계)에는 1자유도 기구

로써 보조하게 된다.

3. 작동 원리

본 논문에서 제안된 보장 기구부의 각 보행 상태에 대한 선택적 작용은 그림 6과 그림 8에 나타난 것처럼 슬개골 링크(Patella)와 슬개골 링크 이외에 다른 링크와 상대적 운동을 하지 않는 원형 구조물(circular structure)의 접촉(contact) 및 비접촉(non-contact)을 통하여 구현된다.

그림 8의 비접촉 상태에서 대퇴사두근 기구부는 5링크의 2자유도가 되어 슬와부근 구동기의 움직임만으로 그림 6의 경골 링크(tibia)를 제어하게 되고 대퇴사두근 구동기로 착지기(IC)의 발뒤꿈치 당기를 준비하게 된다. 그리고 슬와부근

그림 8. 대퇴사두근 기구부의 접촉과 비접촉 상태.

Fig. 8. The contact and non-contact with the quadriceps system.

기구부는 4절 링크 장치로 설계가 되어 있으나 그림 9와 같이 대퇴사두근 기구부의 회전 구동기로서 대체될 수 있으므로 4절 링크 장치인 슬와부근 기구부는 대퇴사두근 기구부의 상황과 독립적으로 경골 링크를 제어하여 상대적으로 빠른 관절의 각속도를 구현하고 전체 걸음 과정을 연속적으로 보조하게 된다.

그림 8의 접촉 상황은 원형구조물과 그림 6의 대퇴사두근 기구부의 슬개골(patella) 링크가 접촉되면서 대퇴사두근 기구부가 6-bar 기구부가 되어 1자유도 시스템이 된다. 이때, 슬와부근 기구부는 대퇴사두근 기구부의 잉여 구동기 역할을 하고 대퇴사두근의 구동기와 더불어 잉여구동(redundant actuation) 형태로 2개의 구동기를 통해 경골 링크를 구동하게 된다. 이상 언급한 접촉·비접촉 상태를 조절하여 접촉 상태에서는 무릎관절에 큰 토크(T)를 발생시키기 위하여 대퇴사두근 구동기의 기어비를 높게 설정하고, 반면 비 접촉 상태에서는 슬와부근 구동기에 상대적으로 낮은 기어비의 설정하여 빠른 각속도(ω)를 구현할 수 있게 된다.

4. 작동 과정

먼저 그림 7의 PS (Pre-Swing) 단계에서 슬와부근 기구부가 ISW (Initial Swing) 단계를 위한 굴곡 동작을 위해 대퇴사두근 기구부는 2자유도 상태이다. 그 다음 MSW (Mid-Swing) 단계에서 상대적으로 작은 기어비를 가진 슬와부근 구동기에 의해 무릎 관절의 회전 동작이 구현되고 상대적으로 큰 기어비를 가진 대퇴사두근 기구부의 구동기의 속력은 경골의 각속도에 미치지 못하지만 그림 8의 비접촉 상태에 의한 2자유도 상태에 있으므로 유각기에 아무런 영향을 미치지 않는다.

그 다음 TSW (Terminal Swing)와 IC 단계에서 슬와부근 기구부가 무릎 관절의 유각기를 마침과 동시에 대퇴사두근 구동기는 LR (Loading Reponse)과 MST (Mid-Stance) 단계를 위하여 적정 변위에서 2자유도 상태에서 대기를 하게 되고 LR과 TST 단계에서 접촉에 의하여 1자유도가 되면 슬와부근 구동기와 대퇴사두근 구동기가 잉여 구동 형태로 내전 회전력을 공급하여 정상 보행을 유도하게 된다.

그림 9. 대퇴사두근 기구부와 슬와부근 기구부 사이의 관계.
Fig. 9. The relationship between the quadriceps system and hamstring system.

그 다음 TST (Terminal Stance) 단계에서는 동시 입각기인 PS와 ISW 단계를 위하여 대퇴사두근 기구부가 2자유도 상태로 다시 돌아가게 되고 슬와부근 기구부는 다시 MSW를 구현하게 된다.

IV. 무릎 지지 로봇 기구학 해석

1. 설계된 슬와부근(hamstring) 시스템의 기구학적 분석

슬와부근의 근력 보조를 위한 기구장치가 그림 10에 도시되어 있다. 여기서 원점은 무릎 관절의 회전 중심이고, l 은 대퇴골 링크(femur)에서 슬와부근 구동기가 부착된 회전 조인트의 위치, d 는 경골 링크(tibia)에 수직으로 부착된 부분의 길이 및 l_p 는 부착된 부분의 경골 링크 상에서 위치를 나타내며 그리고 c 는 d 길이를 가지는 경골 링크에 부착된 부분과 슬와부근 구동기가 연결된 회전 관절의 위치 벡터의 크기를 나타낸다.

입력은 슬와부근 선형 구동기의 변위(x)라 하고 출력은 경골의 각도(θ)라고 하면, 이들 장치간의 기구학적인 관계는 식 (3)의 함수 관계로 표현이 가능하다.

$$\theta = f(x) \quad (0^\circ \leq \theta \leq 60^\circ) \quad (3)$$

식 (3)을 정의하기 위하여 그림 10는 식 (4)의 관계가 있으며

$$\begin{aligned} -l + x \cos(\phi) &= l_p \cos(\theta) - d \sin(\theta) \\ x \sin(\phi) &= l_p \sin(\theta) + d \cos(\theta) \end{aligned} \quad (4)$$

구동기 변위(x)에 대한 경골의 각도(θ)는 식 (5)로 정리된다.

$$\theta = -\cos^{-1} \left(\frac{l_p}{\sqrt{l_p^2 + d^2}} \right) + \cos^{-1} \left(\frac{x^2 - l_p^2 - d^2 - l^2}{2l\sqrt{l_p^2 + d^2}} \right) \quad (5)$$

즉, 슬와부근 기구부는 4절 링크 기구로 해석할 수 있고 환자의 무릎 관절 각도와 항상 같다.

2. 설계된 대퇴사두근(quadriceps) 시스템의 기구학적 분석

대퇴사두근 기구부의 설계변수가 그림 11에 도시되어 있다. l_{bar} 는 대퇴사두근 구동기가 대퇴골 링크(femur)에 부착되기 위하여 대퇴골 링크에 수직으로 연결된 부분의 길이, q 는 슬개골 링크(patella)의 길이, w 는 슬개골 링크의 너비 길이, l_q 는 경골 링크(tibia)에서 슬개골 링크와 연결되는 부분의 길

그림 10. 슬와부근 기구부의 기구학 모델.
Fig. 10. The kinematics model for hamstring system.

그림 11. 인체의 대퇴사두근 역할을 수행하는 제안된 대퇴사두근 기구부.

Fig. 11. The developed quadriceps system which perform as human's quadriceps.

이, l_{bar} 는 슬개골 링크와 경골 링크를 연결하는 링크의 길이, l_{leg} 는 무릎의 회전 중심부터 l_{bar} 링크가 대퇴골 링크와 수직으로 부착된 거리, l_k 는 무릎의 회전 중심부터 l_q 링크가 경골 링크와 수직으로 부착된 거리를 나타낸다.

그림 8의 왼쪽과 같이 대퇴사두근 시스템의 슬개골 링크가 원형 구조물과 접촉한 상태일 때, 이 기구부는 그림 12와 같이 선형관절(prismatic joint)과 회전관절(revolute joint)의 구성 요소로써 표현된다.

대퇴사두근 시스템에서 무릎 지지부의 슬개골 링크와 원형 구조물은 기하학적인 관계에 있으며, 두 링크는 원의 접선 성질에 의해 항상 수직 상태를 유지하게 된다.

그림 12처럼 접촉 상태 하에서 대퇴사두근 시스템의 선형 구동기 변위(s)에 의한 경골의 각도 변화(θ_c)를 식 (6)의 관계식으로 표현할 수 있다.

그림 12. 대퇴사두근 기구부의 기구학 모델.

Fig. 12. The kinematics model of quadriceps model.

$$\theta_c = f(s) \quad (0^\circ \leq \theta_c \leq 60^\circ) \quad (6)$$

식 (6)으로 정의하기 하기 위해 그림 12의 $\vec{\alpha}_n$ 으로 표시된 각 회전 관절의 위치는 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \vec{\alpha}_1 &= (-l_k \sin \theta_c + l_q \cos \theta_c) \vec{i} + (-l_k \cos \theta_c - l_q \sin \theta_c) \vec{j} \\ \vec{\alpha}_3 &= (l_{bar} + s \cos \lambda) \vec{i} + (l_{leg} + s \sin \lambda) \vec{j} \end{aligned} \quad (7)$$

$\vec{\alpha}_1$ 와 $\vec{\alpha}_3$ 의 위치벡터는 식 (7)로 정의가 되며 $\vec{\alpha}_2$ 의 위치벡터를 정의하기 위한 그림 12에 도시된 각도 φ_1 와 φ_2 는 식 (8)과 (9)로써 정리된다.

$$\varphi_1 = \tan^{-1} \left(\frac{l_{leg} + s \sin \lambda}{l_{bar} + s \cos \lambda} \right) \quad (8)$$

$$\varphi_2 = \cos^{-1} \left(\frac{r + w}{\sqrt{(l_{bar} + s \cos \lambda)^2 + (l_{leg} + s \sin \lambda)^2}} \right) \quad (9)$$

한편, φ 는 식 (8)과 (9)에 의해 (10)으로 정리된다.

$$\varphi = \frac{3}{2} \pi - \varphi_2 + \varphi_1 \quad (10)$$

식 (10)을 통해 $\vec{\alpha}_2$ 는 식 (11)로 정의된다.

$$\vec{\alpha}_2 = (l_{bar} + s \cos \lambda + q \cos \varphi) \vec{i} + (l_{leg} + s \sin \lambda + q \sin \varphi) \vec{j} \quad (11)$$

$\vec{\alpha}_1$ 과 $\vec{\alpha}_2$ 의 기구학적 관계는 두 회전 관절을 이어주는 링크의 물리적 길이(l_b)로 정의되므로 대퇴사두근 구동기의 변위(s)에 의한 θ_c 의 관계를 식 (12)를 이용하여 최종적으로 확인할 수 있다.

$$\begin{aligned} l_b^2 &= (l_{bar} + s \cos \lambda - l_q \cos \theta_c + q \cos \varphi + l_k \sin \theta_c)^2 \\ &\quad + (l_{leg} + l_k \cos \theta_c + s \sin \lambda + l_q \sin \theta_c + q \sin \varphi)^2 \end{aligned} \quad (12)$$

그리고 식 (12)를 이용하여 접촉조건(contact condition)이 만족된 6링크 상태인 대퇴사두근 기구부가 구동기 변위(X축)에 의해 변화되는 무릎관절의 각도(θ_c)를 그림 13의 그래프에

그림 13. 슬관절 각도와 구동기 변위의 상관관계.

Fig. 13. The relation between quadriceps actuator displacement and knee angle.

도시하였다. 특히, 슬와부근 기구부는 전 보행 주기에서 무릎 각도를 구현하므로 잉여구동 시 접촉조건을 만족하도록 그림 13의 그래프 궤적을 추종해야 한다.

즉, 그림 13의 그래프는 크게 3영역으로 나누어 생각할 수 있다. 첫 번째는 접촉 조건이 만족된 대퇴사두근 기구부가 구동기 변위에 의해서 구현되는 각도(θ_c)와 슬와부근 기구부에 의한 각도(θ)가 일치하여 대퇴사두근 기구부가 6링크 1자유도 기구로써 거동할 때의 잉여구동 영역($\theta = \theta_c$)이며, 두 번째는 기구의 설계에 의해 실현 불가능한 영역($\theta > \theta_c$), 그리고 세 번째는 접촉조건이 만족되지 않아 대퇴사두근 기구부가 5링크 2자유도 기구로써 거동을 하는 영역($\theta < \theta_c$)으로 나누어 진다.

결론적으로 임의의 무릎관절 각도에서 접촉을 제어하는 방법은 두 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째는 대퇴사두근 구동기의 변위로 대퇴사두근 기구부의 슬개골 링크($\overrightarrow{a_2a_3}$)를 이동하여 접촉조건을 만족시키는 방법이고 나머지는 슬와부근 기구부가 접촉조건이 만족될 때까지 무릎을 굴곡하여 접촉조건을 만족시키는 방법이 있다.

그리고 나머지 영역($\theta > \theta_c$)이 불가능한(unfeasible) 이유는 접촉조건이 만족된 상태에서 원형 구조물의 반지름과 슬개골 링크의 너비의 합의 길이를 가진 $\overrightarrow{r+w}$ 링크의 길이가 물리적으로 줄어들 수 없기 때문이다.

V. 제안된 기구부의 속도해석

1. 슬와부근 기구부

그림 14는 슬와부근 시스템의 선형 구동기에 의한 모멘트 크기 (M)을 도시한 것이다. 슬와부근 시스템의 역할은 인간의 보행단계의 유각기(PS)에서 무릎 굴곡(knee flexion)을 수행하는 것이고, 마비된 하지의 하퇴 및 족장 부분 체중에 대한 연속적인 보조를 수행하게 된다.

그림 14에 표시된 $\vec{M}$ 의 크기 M 을 정의하기 위하여 슬와부근 구동기의 힘($\vec{F}_x$)에 의해 무릎관절에 발생하는 모멘트는 식 (13)으로 정의가 된다.

$$\vec{M} = \vec{c} \times \vec{F}_x \quad (13)$$

그리고 ϕ 와 $\vec{c}$ 는 식 (14)과 (15)로 정의가 된다.

$$\phi = \cos^{-1} \left(\frac{l^2 + x^2 - l_p^2 - d^2}{2xl} \right) \quad (14)$$

$$\vec{c} = (-l + x \cos \phi) \vec{i} + (x \sin \phi) \vec{j} \quad (15)$$

그림 14. 슬와부근 기구부의 자유물체도.

Fig. 14. The free body diagram of hamstring system.

위의 식을 이용하면 M 은 식 (16)으로 정의가 된다.

$$M = F_x (-l + x \cos \phi) \sin(\pi + \phi) - F_x (x \sin \phi) \cos(\pi + \phi) \quad (16)$$

그리고 입력 구동기의 속도에 대한 무릎관절의 회전 각속도 관계적인 입출력 속도 관계식은 슬와부근 시스템 기구학 식 (5)를 s 관한 편미분을 통해 식 (17)와 같이 구할 수 있다.

$$\dot{\theta} = \frac{\partial \theta}{\partial x} \cdot \frac{dx}{dt} \quad (17)$$

2. 대퇴사두근 기구부

접촉 조건하에서 1자유도 상태인 대퇴사두근 시스템의 구동기가 환자를 보조하기 위해 무릎의 회전력을 발생시키기 위한 구동기의 힘을 정의하기 위하여 접촉좌표(x_c, y_c)와 자유물체도를 그림 15에 도시하였다.

그림 15에서 알 수 있듯이 접촉좌표는 두 직선의 방정식의 교점임을 기하학적 관계로 알 수 있으며 교점의 좌표는 식 (18)와 식 (19)의 일차 연립방정식의 해로 정의된다.

$$(x_c + w \cos(\varphi - \pi/2)) \tan(\varphi - \pi/2) - (y_c + w \sin(\varphi - \pi/2)) = 0 \quad (18)$$

$$-\frac{x_c + w \cos(\varphi - \pi/2)}{\tan(\varphi - \pi/2)} - (y_c + w \sin(\varphi - \pi/2)) = -l_{leg} - s \sin \lambda - \frac{l_{bar} + s \cos \lambda}{\tan(\varphi - \pi/2)} \quad (19)$$

(x_c, y_c)를 $\vec{C}_p$ 라고 하면 그림 15의 정역학적 관계는 식 (20), (21) 및 (22)로 정리된다.

$$-F_{a_2x} + R \cos(\varphi + \pi/2) = -F_s \cos(\lambda - \pi) \quad (20)$$

$$-F_{a_2y} + R \sin(\varphi + \pi/2) = -F_s \sin(\lambda - \pi) \quad (21)$$

그림 15. 대퇴사두근 기구부의 자유물체도.

Fig. 15. The free body diagram about quadriceps system.

$$\overline{\alpha_2 C_p} \times \overline{R} + \overline{\alpha_2 \alpha_3} \times \overline{F_s} = 0 \quad (22)$$

식 (22)는 식 (23)으로 계산되므로

$$\begin{aligned} & R(x_c - \alpha_{2x}) \sin(\varphi + \pi/2) - R(y_c - \alpha_{2y}) \cos(\varphi + \pi/2) \\ &= (\alpha_{3y} - \alpha_{2y}) F_s \cos(\lambda - \pi) - (\alpha_{3x} - \alpha_{2x}) F_s \sin(\lambda - \pi) \end{aligned} \quad (23)$$

F_s 가 주어지면 식 (20), (21) 그리고 (23)를 통해 그림 15에 도시된 힘들의 관계를 알 수 있다. 그리고 $\overline{F_s}$ 에 의해 발생하는 모멘트($\overline{T}$)의 크기는 식 (24)를 통해 구할 수 있으며

$$\overline{F_{\alpha_1}} = -\overline{F_{\alpha_2}} \quad (24)$$

그림 15에서 발생하는 모멘트($\overline{T}$)는 식 (25)이므로

$$\overline{T} = \overline{\alpha_1} \times \overline{F_{\alpha_1}} \quad (25)$$

발생되는 모멘트 크기(T)는 식 (26)으로 정의가 된다.

$$T = F_{\alpha_1 y} (-l_k \sin \theta + l_q \cos \theta) - F_{\alpha_1 x} (-l_k \cos \theta + l_q \sin \theta) \quad (26)$$

즉, 걸음동작 중 착지기에서 무릎이 움직이는 전체 각도 범위는 최대 20도 이하이고 이 각도 범위에서 걸음에 필요한 무릎의 내전 회전력은 대퇴사두근 시스템의 선형 구동기와 슬와부근 시스템 구동기의 발생 회전력인 식 (16)과 (26)의 합에 의하여 발생이 된다.

VI. 제안된 기구부의 무릎 보조 장치 설계

환자의 보행 중 착지기의 내전 회전력은 대퇴사두근 시스템의 선형 구동기와 슬와부근 시스템의 선형 구동기에 의해 구현 된다. 그러므로 그림 8의 접촉 조건이 충족되는 착지기가 되면 대퇴사두근 시스템과 슬와부근 시스템은 그림 4에 도시된 것처럼 내전 회전력에 상응하는 회전력을 발생하게 된다. 동시에 슬와부근 시스템은 그림 5의 무릎 굴곡에 필요한 토크를 발생 하면서 회전기에서의 빠른 각속도를 구현할 수 있어야 한다.

본 논문에서 개념적으로 설계된 외골격 로봇의 링크 길이와 각도는 표 1과 표 2에 도시되어 있고 제안된 설계는 시뮬레이션을 통한 실험적 방법으로 구하였다.

표 1. 대퇴사두근 시스템의 매개 변수.

Table 1. The parameters of quadriceps system.

l_k	248mm	w	56mm
l_q	65mm	q	217mm
l_{bar}	110mm	l_b	175.87mm
r	140mm	l_{leg}	419mm
λ	4.9916rad		

표 2. 슬와부근 시스템의 매개 변수.

Table 2. The parameters of hamstring system.

l	467.21mm	l_f	68mm
d	70mm

그림 16. 각 시스템에 사용된 구동기에 의한 임의의 무릎각도에서 발생하는 토크.

Fig. 16. The torque of each angle of knee by performing actuators used to each system.

먼저 연속적인 보조를 수행하는 슬와부근(hamstring) 시스템의 경우 보행주기가 60%~80%일 때, 그림 5와 같이 무릎의 거동 각도인 20도~60도 범위에서 무릎 굴곡을 위한 토크(15Nm)를 발생하기 위한 $\overline{F_x}$ 는, 개념적으로 설계된 로봇의 링크의 길이 조건이라면, 식 (16)를 통해 약 190N으로 보조가 가능하고 그때 발생하는 무릎관절에 발생하는 회전력은 그림 16에 도시되어 있다.

그리고 대퇴사두근(quadriceps) 시스템의 경우 그림 4에 도시된 것과 같이 최대 내전 회전력(35Nm)을 발생시키기 위해 보조를 위해 대퇴사두근 시스템만 단독으로 쓰인다면 구동기가 발생해야 하는 힘은 식 (20), (21) 그리고 (23)을 통해 약 220N으로 결정된다.

그러나 본 논문에서 설계된 로봇은 보행의 연속적인 보조를 하는 슬와부근 시스템과 잉여 구동 (redundant actuation)하여 착지기를 보조하게 되므로 대퇴사두근 시스템의 구동기 힘 사양을 약 150N으로 하여도 슬와부근 구동기와 잉여 구동을 통해 35Nm이상의 내전회전력이 발생되어 걸음 동작의 보조가 가능함을 그림 16을 통해 알 수 있다.

보통 성인의 걸음의 속력은 4km/h ~ 6km/h 범위에 있다고 알려져 있고, 환자 재활의 목표를 보통사람의 걸음속도로 한다면 1.12m/s의 이동속력이 요구된다. 한편 인간의 평상시 보폭은 신장의 37%로 가정할 경우 174cm의 성인은 약 65cm의 보폭을 가지게 되고 1cycle에 130cm를 이동하게 된다. 1.12m/s로 이동한다면 1cycle에 걸리는 시간은 식 (27)에 의해 약 0.86s/cycle으로 계산된다.

$$1\text{cycle} / \frac{1.3m}{1.12m/s} = 0.86s / 1\text{cycle} \quad (27)$$

착지기의 걸리는 시간은 전체 걸음과정의 60%를 차지하므로 착지기의 시간은 0.517초가 소요되며 회전기는 0.344초가 소요가 된다. 그리고 그림 4에서처럼 걸음의 두 상태에서 무릎의 각도 총 변화량은 회전기일 때는 약 120도이고 착지기일 때는 약 40도이므로, 각 걸음상태의 회전 속도는 착지기일 때 약 13RPM(1.35rad/s)을 가지며 회전기일 경우 약

58.25RPM(6.1rad/s)을 가짐을 의미한다.

한편, 선형 구동기에 의한 슬와부근 시스템의 각속도는 걸음 동작 중 슬와부근 시스템이 회전기의 각도 범위(20도~60도)에서 6.1rad/s의 각속도를 가져야 하므로 무릎 각속도($\dot{\theta}$)와 선형 구동기 속력($\dot{x}$)의 관계를 표현한 식 (17)을 이용하여 구할 수 있으며, 이때 회전 각속도 58.25RPM(6.1rad/s)는 슬와부근 구동기가 그림 17에 도시된 것과 같이 590mm/s의 속력을 가질 때 구현 될 수 있다.

마찬가지로 선형 구동기에 의한 대퇴사두근 시스템의 각속도는 걸음동작 중 대퇴사두근 시스템이 착지기의 각도 범위(0도~20도)에서 1.35rad/s의 각속도를 가져야 하므로 선형 구동기 속도($\dot{s}$)는 식 (17)과 같은 방법에 의해 약 320mm/s 이상이 되어야 함을 그림 17에 도시하였다.

이상과 같이 계산된 대퇴사두근 시스템과 슬와부근 시스템에 쓰이는 각 구동기의 동력사양은 각각 48W, 112.1W가 되어 전체적인 동력사양의 합은 160.1W가 된다.

만약 본 논문에서 제안한 5절 링크 대퇴사두근 시스템이 없이, 4절 링크 슬와부근 기구부만 이용하여 환자 보행의 전체 과정 동안 필요로 하는 무릎 내전 회전력과 각속도를 동시에 만족하는 구동기의 사양은 식 (16)과 (17)을 통하여 약 580N의 힘과 590mm/s의 신장 속도로 결정된다. 따라서 슬와부근 시스템으로만 환자를 보조하기 위한 구동기 사양은 약 343W가 된다.

Roboknee [6]의 경우 장애가 없는 일반인의 신체의 힘 증폭과 지속성을 위하여 4절 링크시스템에 164W의 동력사양의 구동기를 이용하여 착용자가 발생한 슬관절 각속도를 추종하면서 남은 동력으로 약간의 내전 회전력을 제공하였다.

하지만 환자의 경우 마비로 인하여 무릎 관절에 내전 회전력과 굴곡 회전력의 정상인 수준의 직접적인 지원이 필요하므로 더 큰 동력 사양의 구동기가 필수적이다. 그러므로 본 논문에서 제시된 아이디어를 사용하게 되면 343W사양의 큰 구동기 하나에 비해 48W, 112.1W정도의 작은 사양의 구동기 두 개를 사용하여 착지에서 필요한 상대적으로 강한 회전력뿐만 아니라 회전기에서의 상대적으로 빠른 각속도까지 동시에 구현이 가능하게 된다. 또한 Roboknee에 사용된 구동기의 동력사양인 164W와 비슷한 사양으로도 환자가 일반인의 걸음처럼 보행하기 위해 필요한 슬관절에 요구되는 각속도와 내전 회전력 및 굴곡 회전력을 모두 구현할 수 있다.

VII. 결론

본 논문에서는 인간의 근골격계 특징을 분석하여 보행 주기의 각 기간 동안 무릎 지지를 제어할 수 있는 새로운 개념의 기구부를 제시하고 설계하였다. 제안된 기구부의 특징은 회전기에서는 2개의 4절 링크(슬와부근 기구부)와 5절 링크(대퇴사두근 기구부)가 독립적으로 작동하고, 착지기에는 2개의 링크장치가 하나로 결합되어 회전기에 무릎의 빠른 회전속도를 허락하면서, 동시에 착지기에 필요한 큰 토오크를 보충할 수 있도록 한다. 또한, 접촉을 통해 5절 링크에서 6절 링크로 변화하여 기구학 성격이 달라지도록 하는 대퇴사두근 기구부를 새롭게 제안하고 기구학적으로 해석하여 작동조건을 기구학적으로 구하였다.

이와 같이 인간의 보행을 두 상태로 나누어서 제어할 수 있는 기구학적 제안은 착지기 상태에서 필요한 무릎관절에 요구되는 내전 회전력과 회전기 상태에서 필요한 빠른 속도를 동시에 만족하는 큰 동력을 가진 사양의 하나의 구동기를 사용 하는 것보다 2개의 작은 동력 사양 구동기를 잉여구동형태로 사용하여 각 걸음상태에 필요한 무릎에 내전회전력과 각속도의 구현이 가능토록 하게 한다.

설계된 대퇴사두근 기구부의 경우 경사가 있는 지형 같이 무릎을 많이 구부려야 하는 보행 동작에서도 그림 16에 도시된 것과 같이 슬관절 각도가 증가함에 따라 대퇴사두근 구동기에 의해 발생하는 힘에 의한 무릎관절에서 발생하는 토오크는 증폭되는 특징을 가지기 때문에 오르막 오르기, 계단 오르기 등 내전 회전력이 평지보다 더 크게 필요한 지형에서도 설계된 구동기의 사양에 큰 변화 없이 사용이 가능하다.

제안된 무릎 기구부의 단점으로는 1개의 구동기를 이용한 설계보다 링크의 개수가 기구부의 추가로 늘어나기 때문에 추후 연구로 구동기의 사양을 줄임으로써 얻을 수 있는 무게 경감 효과를 극대화하기 위하여 전체 사용되는 링크의 길이의 합을 최소로 하면서 동시에 구동기의 동력 사양도 최소로 하는 최적화에 기반을 둔 시스템을 개발하여 하지 외골격 시스템에 적용하고자 한다.

참고문헌

- [1] H. J. Lee and M. S. Lee, "Middle-aged patients after stroke- The process of adaptation," *Journal of Nursing*, Issue 36, Article 5, pp. 792-802, Aug. 2007.
- [2] D. G. Kim, "Acute phase of stroke rehabilitation," *The Annual Fall Meeting of the Korean Stroke Society*, pp. 39-40, Oct. 2005.
- [3] J. S. Sulzer, K. E. Gordon, T. G. Hornby, and M. Peshkin, J. L. Patton, "Adaptation to flexion torque during gait," *11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 23-26, 2009.
- [4] D. Jin, R. Zhang, H. O. Dima, R. Wang, and J. Zhang, "Kinematic and dynamic performance of prosthetic knee joint using six-bar mechanism," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 40, no. 1, pp. 39-48, 2003.
- [5] S. K. Banala and S. K. Agrawal, "Gait rehabilitation with an active leg orthosis," *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 7, no. DETC2005-85071, pp. 459-465, 2005.
- [6] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, "The roboknee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," *Proc. of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 2430-2435, 2004.
- [7] M. S. Zihlmann, H. Gerber, A. Stacoff, K. Burckhardt, G. Sze'kely, and E. Stu'ssi, "Three-dimensional kinematics and kinetics of total knee arthroplasty during level walking using single plane video-fluoroscopy and force plates: A pilot study," *Gait & Posture*, vol. 24, no. 4, pp. 475-481, 2006.
- [8] M. Bišćević, D. Tomić, V. Starc, and D. Smrke, "Gender differences in knee kinematics and its possible consequences," *Croat Med*, pp. 253-260, June 2009.
- [9] J. R. Gage, P. A. Deluca, and T. S. Renshaw, "Gait analysis: principles and applications," *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 77-A, no. 10, pp. 1607-1623, Oct. 1995.

- [10] P. R. Poletto, H. H. Santos, T. F. Salvini, H. J. Coury, and G. A. Hansson, "Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects," *Rev. bras. fisioter.*, vol. 12, no. 4, pp. 331-337, 2008.

- [11] D. Zhao, S. A. Banks, Kim H. Mitchell, Darryl D. D' Lima, C. W. Colwell Jr, and B. J. Fregly, "Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns," *Journal of Orthopaedic Research*, Oct. 2006.

표 상 훈

2010년 경상대학교 기계항공공학부 졸업. 2010년~현재 경상대학교 대학원 기계항공공학부 석사과정 재학중. 관심분야는 외골격로봇, 비선형제어.

윤 정 원

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제16권 제9호 참조.

김 갑 순

1999년 8월 한양대학교 공과대학 자동화시스템전공(공학박사). 현재 경상대학교 제어계측공학과 교수. 관심분야는 로봇용 센서, 인간형 로봇, 서비스로봇, 이동로봇, 재활로봇의 설계 및 제어, 산업체의 지능시스템 설계 및 제어.