

# 2족보행시 종족지절관절 초기접지기 배측근육의 능동적 통제를 위한 Leg Stiffness Artificial Tendon Actuator(LeSATA™)의 설계변수 확립 : (1) Lagrangian 방정식 및 Impulsive Constraint 적용법 구현

## Establishment of Design Variable of Leg Stiffness Artificial Tendon Actuator (LeSATA™) for Actual Control in Dorsiflexion of Metatarsophalangeal Joint at the Initial Contact while the Bi-pedal Human Walking : (1) Realization of Lagrangian Equation and Impulsive Constraint

\*#김철웅<sup>1</sup>, 한기봉<sup>2</sup>, 이은경<sup>2</sup>

\*#Cheol-Woong Kim(woong25@korea.ac.kr)<sup>1</sup>, Gi-Bong Han<sup>2</sup> and Eun-Kyoung Eo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>고려대학교/(주)트리플씨메디칼, <sup>2</sup>(주)트리플씨메디칼 R&D Center

Key words : Leg Stiffness, Knee-Ankle Double Spring, Metatarsophalangeal Joint Tilt Angle, Dorsiflexion, LeSATA™

### 1. 서론

본 연구그룹은 보행속도를 two segment의 상대적 각속도로 컨트롤하여 하지강성을 증가시킨다는 개념으로 knee-ankle two actuator system을 개발중이다. 그러나, 인위적인 슬관절 액추에이팅에 의해 족관절 부에서는 새로운 보상기전(compensatory mechanism)이 발생할 것이다. 즉, 과도한 인위적 슬관절 액추에이팅은 하지강성을 지나치게 증가시켜 foot touch-down 시에 동반되는 비정상적 collision으로 stumbling gait이 발생될 것이다. 따라서, 본 연구에서는 1차연구로 슬관절 액추에이팅에 대한 족관절 보상기전의 기초 연구로서 중족지절관절 경사각(metatarsophalangeal joint tilt (MTPJ) angle, 이하 MTA) 및 보행속도의 변화가 Hip-Knee-Ankle(HKA) joint의 상호운동에 어떠한 영향을 미치는가에 대해 평가해 보고, 그 결과를 현재 개발중인 Fig. 1의 하지강성 컨트롤 액추에이터(Leg Stiffness Artificial Tendon Actuator, LeSATA™)의 기본 설계에 반영해 보았다.

### 2. 보행속도 및 MTPJ각도에 따른 HKA의 거동

보행속도 및 MTPJ tilt angle의 변화가 HKA joint movement에 어떠한 영향을 미치는가를 파악하기 위해 피험자 #1의 보행분석 결과를 선택적으로 고찰해 보았다. Fig. 2(a)-(i)는 보행속도 및 MTPJ tilt angle(MTA) 증가에 따른 HKA joint angle의 변화를 나타낸 그래프이다. MTA=0°, 17°, 30°인 경우 및 보행속도가 Normal Gait(NG), Fast Gait(FG)일 때의 변화 양상을 살펴보았다. 첫째로 MTPJ tilt angle=0°일 때를 살펴보면(Fig. 2(a),(d),(g)), 초기입각기(GC:10%)부터 말기입각기(GC:40%)까지는 NG와 FG가 거의 유사한 거동

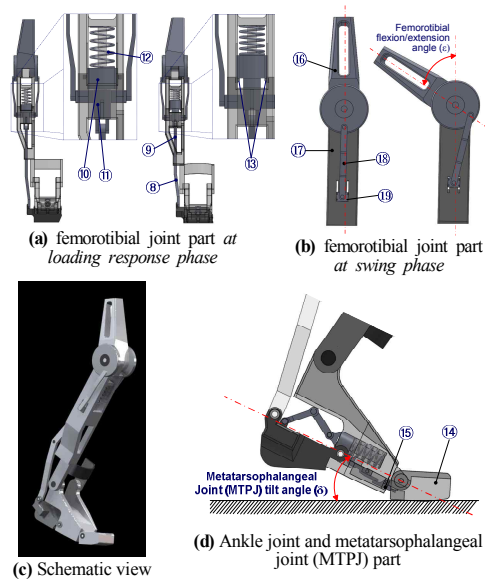


Fig. 1 Introduce of Leg Stiffness Artificial Tendon Actuator was called trade named "LeSATA™"

이 나타났으나 GC:40%이후부터는 FG가 NG에 비해 GC가 단축되었고, MTA=0°, 30°일 때 NG는 FG보다 GC가 단축되었다. NG와 FG의 차이만큼 비례하게 GC의 단축정도가 결정되었으나 MTA 증가량과 항상 비례하지는 않았다. 한편, MTA 변화에 따른 hip joint의 거동을 살펴보면(Fig. 2(a)-(c)의 #10), MTA가 증가할수록 hip max. extension angle은 감소하는 경향을 나타냈다. 따라서 hip joint extension감소와 ankle joint(Fig. 2(g)-(i) #2)의 plantar-flexion의 증가는 상호 대응적 거동을 나타냄을 알 수 있었다. knee joint의

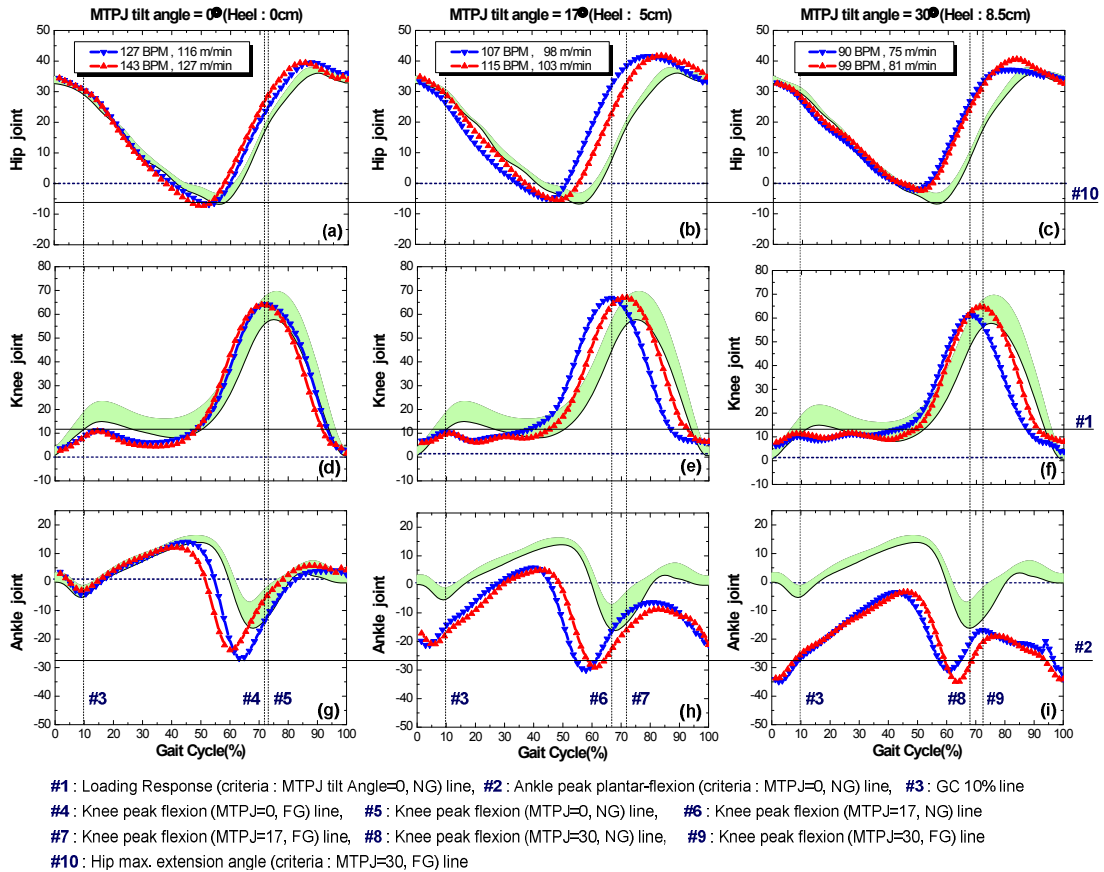


Fig. 2 Relationship between MTPJ tilt angle(MTA)=0°, 17°, 30°, and change of walking speed ( $h=162\text{cm}$ ,  $w=57\text{kg}$ , Rt)

경우(Fig. 2(d)~(f)), MTA=0°일 때 mid. stance에서의 knee flexion은 뚜렷하게 나타났지만, MTA=17°, 30°일 때는 거의 나타나지 않았다. 이는 MTA가 증가됨에 따라 CBM이 인체전방으로 전위하고, 무게중심 변화에 대한 trunk와 thigh 간의 보상작용으로 knee flexion이 불안정해진 것으로 판단된다. peak flexion with swing phase는 MTA=17°일 때가 0°일 때보다 미세하게 flexion되었지만, MTA=30°일 때에는 다소 감소하였다. ankle joint는 MTA의 증가분에 상응하는 거동을 보였는데, MTA만큼 초기 접지기 때에는 plantar-flexion되었고, 부하반응기 시점은 MTA가 증가할수록 GC10%(Fig. 2(#3))에서 GC3%정도로 감소되었다. 그 이유는 MTA가 증가할수록 초기접지기 때 뒤꿈치 접촉부가 지면에 가까워져 짧은 시간에 뒤꿈치 라커를 제한하여 원활한 충격흡수를 유도하기위해 knee flexion을 보상시켰기 때문으로 사료된다. 이런 현상은 knee-ankle 상호작용에 의한 것으로 knee extension 시 ankle는 plantar-flexion되고, knee flexion 시 ankle는

dorsiflexion되는 보상원리이다. 따라서 MTA=30°일 때 knee extension에 의한 ankle plantar-flexion은 크게 제한을 받기 때문에 knee-ankle flexion은 제한된다.

### 3. 결론

MTA가 증가할수록 hip max. extension angle은 감소하였다. knee joint의 경우 MTA=0°일 때 mid. stance에서의 knee flexion은 뚜렷하게 나타났지만, MTA=17°, 30°일 때는 거의 나타나지 않았다. ankle joint는 MTA 증가분에 상응하는 거동을 보였는데, MTA만큼 초기 접지기 때에는 plantar-flexion되었고, 부하반응기 시점은 MTA가 증가할수록 GC10%에서 GC3%정도로 감소되었다.

### 후기

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-일반연구자지원사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (2009-0073587)