

인체 모델을 이용한 노인 보행기의 하지관절 기구학과 근활성에 미치는 영향[§]

신 준 호* · 김 윤 혁*[†]

* 경희대학교 기계공학과

Effect of a Elderly Walker on Joint Kinematics and Muscle Activities of Lower Extremities Using a Human Model

Jun Ho Shin* and Yoon Hyuk Kim*[†]

* Dept. of Mechanical Engineering, Kyung Hee Univ.

(Received April 21, 2011 ; Revised August 18, 2011 ; Accepted September 22, 2011)

Key Words: Human Model(인체 모델), Motion Analysis(동작 분석), Elderly Walker(보행기), Gait(보행), Sit-To-Stand(앉기-서기), EMG(근전도)

초록: 본 연구에서는 한국인 표준체형과 유사한 사람의 의료 영상 자료를 이용하여 인체 골격계 모델을 만들었다. 이를 동역학 해석 상용 소프트웨어인 RecurDynTM에 탑재시켜 인체 시뮬레이션 모듈을 개발하였고, 노인의 보행 동작해석을 통해 모델을 검증하여 보행기(elderly walker) 사용 유무에 따른 앉기-서기 및 보행을 분석하였다. 노인이 보행기를 사용하였을 때 앉기-서기 동작 시 하지관절 기구학의 변화는 미비하였고, 보행 시 각 관절의 가동범위가 조금 줄었고 동작시간이 상당히 길어졌다. 또한 근전도 해석결과 일부 발목 주변 근육들과 햄스트링 근육에서 근활성치가 줄거나 활성시간이 줄었다. 이러한 변화는 보행기를 통해 보행할 때 하지의 기여도가 감소했기 때문이라고 생각되었다. 본 연구를 통해 얻어진 시뮬레이션 기술은 여러 가지의 생체역학 연구에 널리 활용될 것으로 생각된다.

Abstract: The purposes of this study were to develop a dynamic model of a human and to investigate the effect of a walker on an elderly subject's motions, such as sit-to-stand (STS) motion and normal gait, by using this model. A human model consisting of 15 segments and 14 joints was developed, embedded in RecurDynTM, and connected through a Simulink[®] interface with collected motion data. The model was validated by comparisons between joint kinematic results from inverse dynamics (Matlab[®]-based in-house program) and from RecurDynTM simulation during walking. The results indicate that the elderly walker induced a longer movement time in walking, such that the speed of joint flexion/extension was slower than that during a normal gait. The results showed that the muscle activities of parts of the ankle and hamstring were altered by use of the elderly walker. The technique used in this study could be very helpful in applications to biomechanical fields.

1. 서론

인체의 상지와 하지는 인간이 수행하는 운동의 대부분을 차지하는 기관이다. 상지와 하지는 인간이 살아가는데 필요한 가장 기본적인 동작을 담당한다.

이러한 상지 및 하지의 부상은 일상생활에 큰 문제를 야기시킨다. 그런데, 현대사회가 고령화 사회로 접어들어 따라 상지 및 하지 부상을 경험하게 되는 노인의 수가 점점 증가하고 있다. 특히 다수의 노인들은 관절 통증, 하지 근력의 약화, 또는 질병으로 인하여 자발적인 보행이 불가능해지는 경우를 경험하게 된다.⁽¹⁾ 이러한 경우 노인들은 신체 활동 유지를 위해 보조 기구 중 하나인 보행기(elderly walker)를 사용한다.⁽²⁾ 보행기는 노인들의 관절 통증을 줄여주며, 하지 근력이 약한 노인들에게 자발적인 보행을 가능케 한다. 또한 넓은 기저면을 갖게 됨으로

§ 이 논문은 2011년도 대한기계학회 바이오공학부문 춘계 학술대회(2011. 4. 28.-30., 포항공대) 발표논문임

[†] Corresponding Author, yoonhkim@khu.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

안정성이 향상되어 노인들이 안정감있게 앉기-서기 및 보행 동작을 할 수 있게 해 준다.⁽⁹⁾ 하지만 이러한 장점에도 불구하고 보행기의 안정성은 완벽하지 않다. 기존 보행기 연구들 중 일부는 과도한 보행기 사용이 노인들의 건염, 골관절염, 손목 터널 증후군 등의 상지 관절 부상을 발생시킨다고 보고 하였다.⁽⁴⁻⁶⁾ 따라서 보행기 사용시 사고 예방 및 재활의 수월성 향상을 위해 인체의 상지, 하지에 대한 역학적 분석이 필요하다.⁽⁷⁾ 인체 동작에 대한 역학적 분석을 위해서는 분석에 적합한 인체 모델의 개발이 선행되어야 한다.⁽⁸⁾ 현재 상지 및 하지 등의 인체 분석이 가능한 모델로는 MusculoGraphics 사의 SIMM⁽⁹⁾, LifeModeler[®] 사의 LifeMOD^{TM(10)} 등이 있다. 외국에서 개발된 이러한 소프트웨어들은 가격이 고가일 뿐 아니라, 인체의 생체역학 특성이 많이 고려되지 않은 기계적 조인트로 구성되어 있고, 신체와 기구 간의 상호작용 해석 능력이 부족한 실정이다. 또한 소프트웨어들에서 제공하는 인체 모델은 서양인 체형을 바탕으로 제작되었으며, 동양인 모델의 경우 일본인을 기초로 하고 있다. 아직까지 한국인 체형에 근거한 인체 모델이 없는 실정이다.

본 연구에서는 한국인 표준체형과 유사한 사람의 의료 영상 자료를 활용하여 상지 및 하지 그래픽 모델을 구현하였고, 이것을 국내에서 개발된 동역학 해석용 상용 소프트웨어인 RecurDynTM (FunctionBay Inc., Korea)에 탑재하여 인체 시뮬레이션을 구현하였다.⁽¹¹⁾ 특히 시뮬레이션을 통해 얻어진 결과와 수치 해석 소프트웨어인 Matlab[®](MathWorks Inc., USA)을 기반으로 수행한 역기구학해석 결과를 비교하여 시뮬레이션 기술의 타당성을 확인하였다. 그리고 노인이 두 가지 대표적인 하지동작들을 수행할 때(보행과 앉기-서기 동작) 보행기가 관절 기구학 및 근활성치에 미치는 영향을 살펴 보았다.

2. 재료 및 방법

2.1 인체 모델

2.1.1 골격계 그래픽 모델 구성

한국인 표준체형(디지털 코리아 모델)과 유사한 체형을 지니고 상지 및 하지 병변이 없는 21 세 남성(신장 170cm, 몸무게 65kg)을 선택하여 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영(Computer Tomography: CT)을 수행하였다. 상용 프로그램인 3D-doctor[®](Able software Corp., USA)에서 경계 추출법(edge detection)으로 골격의 외곽선을 추출한 후 적층하여 3 차원 골격계 그래픽 모델을 만들었다. 표면은 RapidFormTM(InusTechnology Inc.,

Korea)을 이용하여 매끄럽게 하였다. 이렇게 구성된 인체 전신 골격계 모델은 15 개의 분절(상지 6 분절, 하지 6 분절, 척추 3 분절)로 구성되었으며(Table 1), RecurDynTM에 탑재하여 해석이 가능한 3 차원 시뮬레이션 모델을 구축하였다. 분절의 질량, 관성모멘트 등 인체분절물성치는 DeLeva(1996)⁽¹²⁾의 값을 따랐다.

2.1.2 인체 분절 및 관절 구성

인체의 분절은 크게 상지와 하지, 척추 분절로 구성되었다. 각 분절의 지역좌표는 세로축(longitudinal axis), 가로축(transverse axis), 앞뒤축(anteroposterior axis)으로 정의하였다. 상지는 몸통에서부터 좌우측 팔을 구성하는 3 개씩의 분절로, 하지는 골반에서부터 좌우 측 다리를 구성하는 3 개씩의 분절로 이루어

Table 1 Identification of 15 body segments

Section	Side	Segments
Upper limb	Right	Upper arm Forearm Hand
	Left	Upper arm Forearm Hand
Lower limb	Right	Thigh Shank Foot
	Left	Thigh Shank Foot
Spine		Head/Neck Upper trunk Lower trunk

Table 2 Definitions of degrees of freedom (DOF) and joint motions at upper and lower limb joints

Joint	DOF	Motion
Shoulder	3	Flexion/extension Ab-/Adduction Internal/external rotation
Elbow	1	Flexion/extension
Wrist	3	Flexion/extension Radial/ulnar deviation Pronation/supination
Hip	3	Flexion/extension Ab-/Adduction Internal/external rotation
Knee	2	Flexion/extension Ab-/Adduction
Ankle	2	Dorsiflexion/plantar flexion Inversion/eversion

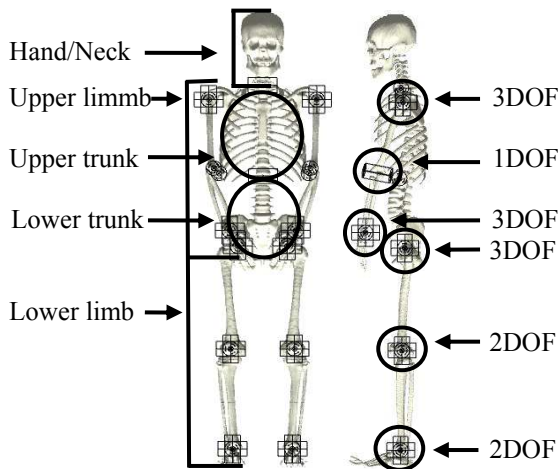


Fig. 1 Graphic model of human body consisting of 15 segments and 14 joints

져 있다. 척추 부위는 머리/목, 상위몸통, 하위몸통의 3 개의 분절로 이루어져있다. 인체의 관절 구성은 모델에서 경첩관절(hinge joint)을 사용하여 상지 및 하지 동작이 구현되게 하였다. 상지는 어깨, 팔꿈치, 손목의 3 개 관절에서 하지는 엉덩, 무릎, 발목의 3 개 관절에서 각각 7 자유도 운동이 가능하였다(Table 2). 척추 부위의 경우 목과 흉추에서 단순 경첩관절을 적용하여 1 자유도 운동이 가능하였다. 관절을 묘사할 때, 엉덩 관절, 어깨 관절과 같이 2 자유도 이상일 경우 질량이 없는 가상 물체를 이용하고, 2 개 이상의 경첩관절을 적용하여 원하는 관절 운동을 구현하였다(Fig. 1). 또한 각각의 경첩관절에 강성 스프링을 적용하여 인대와 골격의 형상 등으로 인한 각 관절의 강성과 운동 범위가 존재하였다.

2.2 동작 분석

본 연구의 피험자는 57 세 노인 남성(68 kg, 167 cm)이었다. 피험자는 실험 전 본 실험의 목적과 내용에 대하여 숙지하였고, 실험 동의서에 자발적인 서명 후 실험에 참여하였다. 정확한 동작 데이터의 측정을 위하여 몸에 밀착하는 반바지를 피험자에게 입힌 후 35 개의 반사 마커들을 해부학적 중요위치 표면에 부착하였다. 동작 분석을 위하여 8 대의 카메라로 구성된 동작 분석 시스템(Vicon T20 camera, Oxford, UK)을 통해 신체에 부착된 반사마커 위치를 획득하였고(120Hz 획득률), 4 대의 지면반력기(AMTI OR6-6, Massachusetts, USA)를 사용하여 지면반력데이터도 동시에 획득하였다. 또한 7 개의 근육들(전경골근, 내비복근, 가자미근, 대퇴직근, 외측광근, 대퇴이두근, 반건양근) 위에 근전도 전극을 부착하여 근활성치도 파악하였다.

근전도 신호의 에러값을 최소화 하기 위하여 부착 부위에 면도를 실시한 후 알코올 솜을 이용해 닦아 내고 전극을 부착하였다. 두가지 측정 동작은 보행과 앉은 자세에서 일어서기 동작(앉기-서기)이었다. 보행 속도와 앉기-서기 속도는 개인별로 선호하는 속도로 하였다. 두가지 측정 조건은 보행기를 이용한 동작(W/ walker)과 이용하지 않은 동작(W/O walker)이었다. 보행기 없이 실험하는 앉기-서기 동작은 팔을 앞쪽 가슴에 모은 상태에서 실행 하였다. 각 조건에서 3 회씩 반복 측정하였으며 그 평균결과를 통해 기구학적 변인을 도출하였다.

2.3 시뮬레이션과 역기구학해석

인체동작을 구현하기 위해 동작 분석 카메라 시스템에서 얻어진 마커 위치 데이터를 이용하였고, 얻어진 데이터는 Matlab®의 Simulink®를 사용하여 RecurDyn™ 기반으로 개발된 골격계 모델과 연동되었다. RecurDyn™ 시뮬레이션을 위해 동작데이터에서 넘어온 실제 마커와 동일한 위치에 가상 마커를 골격계 위에 생성하였다. 실제 마커 위치는 동작 분석 시스템을 통해 얻어진 3 차원상의 값이고, 가상 마커의 위치는 RecurDyn™ 기반에서 골격계에 위치한 마커의 3 차원 정보이다. 강성 스프링을 사용하여 실제 마커의 위치와 가상 마커 위치를 연결하였고, 동작이 발생할 때마다 스프링 길이를 “0”으로 구속하였다. 이에 따라 가상 마커들이 실제 마커들의 위치로 옮겨 가면서 각 관절의 움직임을 생성하였고, 기구학적인 정보도 생성하였다. 또한 Matlab® 기반 역기구학해석 프로그램을 이용하여 동일한 동작(보행과 앉기-서기 동작)에서 발생하는 기구학적 변인을 계산하였다. 보행 동작을 분석하여 RecurDyn™ 기반 인체동작 시뮬레이션 결과와 비교하여 개발한 인체 모델 및 운동 시뮬레이션의 정확성과 타당성을 분석하였다.⁽¹³⁾

3. 결과 및 고찰

3.1 모델의 타당성 검증

개발한 인체 모델을 이용하여 기본적인 보행과 앉기-서기 동작을 구현해 보았다(Fig. 2). Matlab® 기반 역기구학해석 프로그램을 통해 계산된 각도와 개발된 인체 골격 모델의 시뮬레이션을 통해 얻은 각도를 비교한 결과 엉덩관절의 경우 최대 3%, 무릎관절은 2%, 발목관절에서는 4%의 각도차이를 보이므로, 전반적인 각도의 변화는 매우 유사하였다(Fig. 3). 초기 관절각에서 약간의 차는 실제 동작 측정에서 사용된 마커의 위치와 인체 모델에 삽입된 마커의 위치 차이에 때문이며, 인체 근

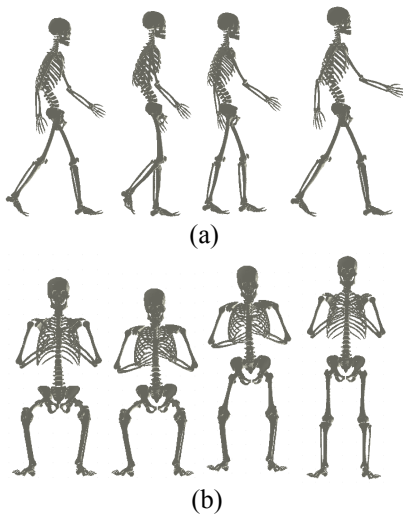


Fig. 2 Sequential motions of (a) gait in sagittal plane and (b) sit-to-stand in frontal plane

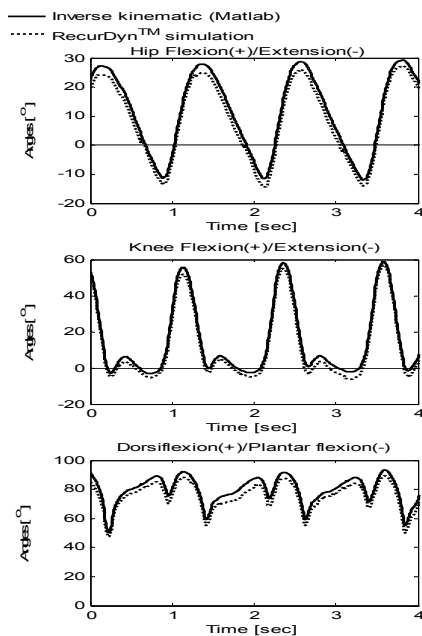


Fig. 3 Comparison of the leg joint angles during gait (inverse kinematic result vs. simulated result using RecurDyn™)

골격 모델을 구성하는 골격의 길이 차이에 의해서 하지관절각 차이가 나타나게 된 것으로 판단된다.

3.2 보행기의 영향

인체 골격 모델을 이용하여 노인의 보행과 일어나기 동작 시(Fig. 4) 보행기 사용 유무에 따른 하지 관절각의 굴곡/신전 패턴을 분석 하였다(Fig. 5).

3.2.1 앉기-서기

앉기-서기 동작은 무게중심 이동에 의해 지면반

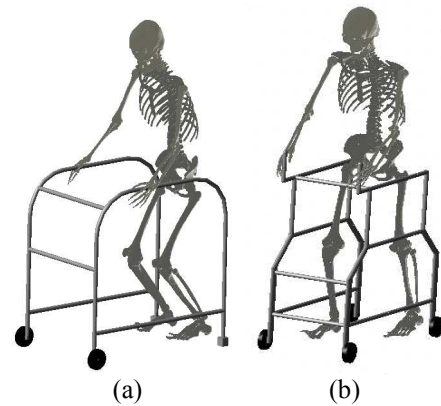


Fig. 4 Elderly walker used in (a) sit-to-stand and (b) gait

력값이 변화하는 순간(시작점)부터 일어선 후 수직 지면반력이 안정되는 순간(끝점)까지로 정의하였다. 엉덩과 발목관절에서는 약간의 굴곡 후 신전이 발생하고, 무릎관절에서는 신전만 발생하였다. 보행기의 영향은 분석 결과 크지 않았다. 각 관절에서의 가동범위(range of motion)는 매우 유사하였고, 단지 보행기를 이용했을 경우 하지 관절 신전 시작 시점이 빨라졌다(Fig. 5(a)). 그 이유는 보행기 사용으로 무게중심이 안정되었기 때문에 빨리 일어서는 것이 가능하였다. 관절 가동범위에서 뚜렷한 차이가 없었지만 발목각을 살펴보면 신전시 보행기를 사용한 경우 보행기를 사용하지 않을때 관절의 가동범위에 대비하여 6% 증가하였고, 반면 엉덩관절의 가동범위는 6% 감소함으로써 볼 수 있다. 즉, 보행기 사용 시 엉덩관절보다는 발목관절을 사용하는 경향이 약간 더 나타난다고 볼 수 있다.

3.2.2 보행

보행 동작의 한 주기는 처음 우측 뒤꿈치가 지면에 닿을 때(right heel strike)부터 그 다음 우측 뒤꿈치가 닿을 때(next right heel strike)까지로 정의하였다. 관절의 가동범위는 보행기 미사용 때가 사용 때보다 조금 컸고, 동작 시간은 보행기 사용할 때가 무척 길었다(사용 시 1.81 초, 미사용 시 1.22 초). 즉, 보행기를 이용한 보행의 경우 보행 속도(0.84 m/s 에서 0.58 m/s)와 하지 관절의 굴곡/신전 각속도(최대무릎굴곡각속도의 경우 6.98 rad/s 에서 4.39 rad/s)가 느려졌고, 이는 기존 연구 결과들과 일치하였다.^(14,15) 이것은 보행기를 사용한 보행에서는 보행기를 밀어 이동시키는 과정이 필요하기 때문에 보행이 느려지고, 이에 따라 하지 관절각의 변화가 나타났다(Fig. 5(b)). 발목관절의 각도는 배측굴곡이 작아지고, 엉덩관절과 무릎관절의 각

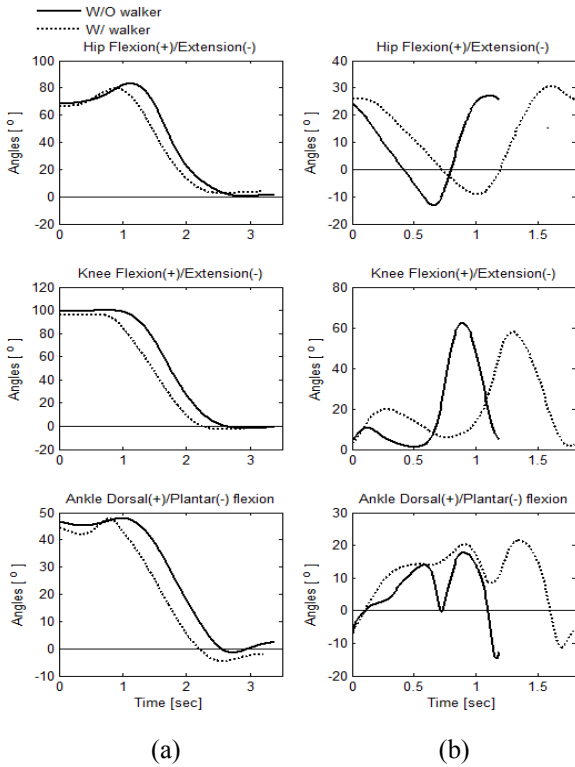


Fig. 5 Comparison of joint angles in (a) sit-to-stand and (b) gait (W/O walker vs. W/ walker)

도는 굴곡이 커지는 것을 볼 수 있다. 이는 보행기 사용시 보행기를 밀어 이동하면서 발을 들어올리는 과정이 추가됨으로 보행 패턴의 변화가 유도되고 하지관절의 각도가 변화된 것으로 판단된다.

Fig. 6 는 보행기 사용시 하지 근육들의 근활성치 변화를 보여준다. 뒤꿈치가 닿은 직후 발목관절 움직임에 관여하는 전경골근(Tibialis anterior)과 내비복근(Gastrocnemius medial), 뒤꿈치가 닿기 직전 엉덩관절의 신전과 무릎의 굴곡에 관여하는 반건양근(Semitendinosus)에서 근활성치의 패턴 차이가 발생하였다. 보행기 사용으로 인하여 발꿈치가 닿을 때 충격 완화 역할을 수행하는 경골근의 배측 굴곡 근활성치가 줄어들었고, 내비복근에서는 보행기 도움으로 발목관절의 배측굴곡 근활동시간량이 줄어들었다. 또한 반건양근의 근활성치도 보행기를 사용한 경우 현저하게 줄었다. 발꿈치를 들어올리는 작용을 하는 가자미근(Soleus)과 무릎관절의 신전에 영향을 주는 외측광근(Vastus lateralis)의 경우 보행기 사용시 보행기를 밀어 이동하는 움직임이 추가됨으로 근활성치의 변화가 있었다. 가자미근의 경우 무릎관절을 신전상태로 안정시키기 위해 사용되므로 이 역할을 보행기가 보완 해줌으로써 근활시간량이 변화된 것을 볼 수 있다. 대퇴

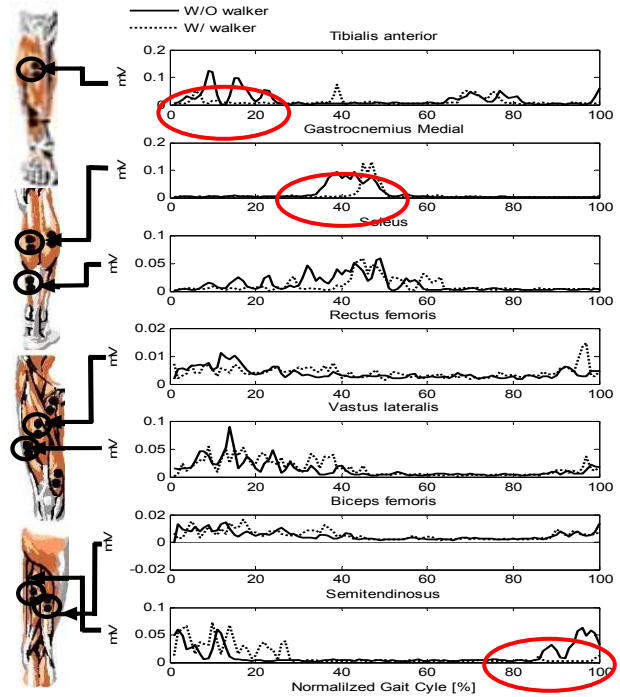


Fig. 6 Comparison of muscle activities in lower limb during gait (W/O walker vs. W/ walker)

직근(Rectus femoris)은 발뒤꿈치 닿기를 준비하기 위해 하지를 전방으로 전진시키는 것과 발이 지면에 걸리지 않도록 하지를 들어올리는 역할을 수행하기 때문에 보행기 사용으로 인하여 보행기를 사용하지 않는 보행보다 하지를 높게 들어올려야 하므로 근활성치의 변화를 가져왔다. 이러한 현상은 무릎관절 굴곡을 보조해주는 대퇴이두근(Biceps femoris)에도 영향을 미쳐 근활성치를 변화시켰다. 따라서 보행기 사용시 하지 관절각의 변화와 더불어 하지 근육 일부의 근활성치 패턴을 바꾸어 놓았다.⁽¹⁶⁾ 이러한 패턴의 변화는 보행기 사용이 일부 하지 근육의 역할을 덜어 준다고 판단되었다.

4. 결론

본 연구에서는 인체 동작 분석이 가능한 인체 모델을 개발하였고, 이를 수집된 동작 데이터와 연계하여 RecurDyn™ 기반에서 인체 운동을 구현하였다. 수행 결과를 Matlab® 기반의 역기구학해석 프로그램 결과와 비교함으로써 인체 모델과 시뮬레이션 기술의 타당성을 확인하였다. 검증된 인체 모델을 기반으로 보행기 사용 유무에 따른 정상노인의 앞기-서기와 보행할 때 발생하는 관절기구학적인 변화와 근활성치도 살펴봐왔다. 보행기 사용 결과 앞기-서기 동작에서는 관절기구학적 변인들

의 변화가 거의 없었지만 앉기-서기 동작시 신전 시작시점이 조금 빨라졌다. 보행 동작의 경우 보행 속도가 느려지고, 각 관절의 신전/굴곡 각속도가 줄어 들었다. 이렇듯 보행기 사용으로 인하여 앉기-서기 동작과 보행 동작의 패턴변화가 발생하였고, 하지 관절의 생체역학적 협응에 의해 변화한 것을 볼 수 있었다. 이러한 변화는 근전도 분석을 통해서 살펴볼 수 있는데 보행시 보행기 사용으로 전경골근과 반건양근의 경우 근활성치가 줄어들었고, 내비복근의 경우 근활동시간이 감소함으로 보행기 사용시 일부 하지 근육의 역할을 덜어 주는 것을 살펴볼 수 있었다.

본 연구 결과는 보행기 사용이 노인들에게 미치는 영향을 판단하거나 보행기 설계 시 필요한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이며, 향후 기능성과 안전도가 향상된 보행기 디자인에도 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 더 나아가 본 연구는 한국형 인체 모델을 기반으로 하였기 때문에 도구를 이용한 인체 운동이나, 재활 훈련 분석 등에도 매우 효과적으로 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거한 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금, 지식경제부 및 한국산업기술평가관리원의 산업원천기술개발사업의 지원을 받아 수행되었음. 그리고 실험에 도움을 주신 김영관박사, 박용현연구원 및 동작 데이터를 제공해주신 국립재활원에 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Kang, C. K., Sung, S. C. and Lee, M. G., 2010, "Effects of Two Kinds of Combined Exercise Training on Daily Living Fitness in Elderly Farmers," *Korean Journal of Sport Science*, Vol. 21, No. 2, pp. 1152~1164.
- (2) Cornman, J. C., Freedman, V. A. and Agree, E. M., 2005, "Measurement of Assistive Device Use: Implications for Estimates of Device Use and Disability in Late Life," *The Gerontologist*, Vol. 45, No. 3, pp. 347~358.
- (3) Bachschmidt, R. A., Harris, G. F. and Simoneau, G. G., 2001, "Walker-Assisted Gait in Rehabilitation: A Study of Biomechanics and Instrumentation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 9, No. 1, pp. 96~105.

- (4) Brooks, L. L., Wertsch, J. J. and Duthie, E. H. J., 1994, "Use of Devices for Mobility by the Elderly," *Wisconsin Medical Journal*, Vol. 93, No. 1, pp. 16~20.
- (5) Bateni, H. and Maki, B. E., 2005, "Assistive Devices for Balance and Mobility: Benefits, Demands, and Adverse Consequences," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 86, No. 1, pp. 134~145.
- (6) Mann, W. C., Hurren, D., Tomita, M. and Charvat, B., 1995, "An Analysis of Problems with Walkers Encountered by Elderly Persons," *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, Vol. 13, No. 1~2, pp. 1~23.
- (7) Jonkers, I., Spaepen, A., Papaioannou, G. and Stewart, C., 2002, "An EMG-Based, Muscle Driven Forward Simulation of Single Support Phase of Gait," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 5, pp. 609~619.
- (8) Xiang, Y., Arora, J. and Abdel-Malek, K., 2010, "Physics-Based Modeling and Simulation of Human Walking: A Review of Optimization-Based and Other Approaches," *Structural and Multidisciplinary Optimization*, Vol. 42, No. 1, pp. 1~23.
- (9) Miller, R. H., Lowry, J. L., Meardon, S. A. and Gillette, J. C., 2006, "Lower Extremity Mechanics of Iliotibial Band Syndrome During an Exhaustive Run," *Gait And Posture*, Vol. 26, No. 3, pp. 407~413.
- (10) Monaco, V., Rinaldi, L. A., Macri, G. and Micera, S., 2009, "During Walking Elders Increase Efforts At Proximal Joints and Keep Low Kinetics at The Ankle," *Clinical Biomechanics*, Vol. 24, No. 6, pp. 493~498.
- (11) Maurel, W. and Thalmann, D., 1999, "A Case Study on Human Upper Limb Modelling for Dynamic Simulation," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 1, No. 2, pp. 65~82.
- (12) Zatisiorsky, V. M., 2002, *Kinetics of Human Movement*, Champaign, Human Kinetics.
- (13) Winter, D. A., 1990, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Toronto, John Wiley and Sons.
- (14) Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G., 2007, "Opensim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 11, pp. 1940~1950.
- (15) Foley, M. P., Prax, B., Crowell, R. and Boone, T., 1996, "Effects of Assistive Devices on Cardio Respiratory Demands in Older Adults," *Physical Therapy*, Vol. 76, No. 12, pp. 1313~1319.
- (16) Neumann, D. A., 2002, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, Miami, Mosby.