creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

공학석사학위논문

인체-기구 해석을 통한 슬관절 보조기의 기능 개선

Knee Joint-Knee Brace Analysis for Enhanced Functions of Knee Brace

2013년 2월

서울대학교 대학원

기계항공공학부

서 형 권

초 록

장애인을 포함하여 하지 근력의 약화, 관절 통증 등으로 보행동작에 불편을 겪는 노년층의 인구가 계속적으로 증가하고 있다. 이러한 인구는 일상생활의 영위가 어려워짐에 따라 활동량이 적어지고 결국 약화된 근육의 기능마저 상실하게 되기 쉽다. 따라서 그들에게 정상적인 활동을 영위하게 함으로써 삶의 질을 향상시키고자 하는 운동 보조기구의 개발은 고령화 사회로 접어들고 있는 현 시점에서 필수 사항이 되었다.

슬관절 보조기는 슬관절에 불편을 겪는 환자들에게 적용되는 치료/통증 완화 목적의 외골격 기구로 기구와 착용자 간의 동기화를 이용한 형태가 대부분이다. 이러한 외골격 기구는 인체 모사형 구조이므로 운동 궤적이 사람과 매우 유사하지 않으면 불편함을 야기하고 나아가 인체에 부상을 입힐 수도 있다.

따라서 여러 형태로 슬관절 보조기 연구들이 진행되고 있는데 보조기 Hinge부에 평기어 맞물림 방식을 적용하거나 길이 가변형 방식을 적용하는 등의 Hinge mechanism을 연구하는 분야가 활성화 되어있다. 또 슬관절 보조기 착용 시 인체에 미치는 영향을 연구하는 경우도 많은데 슬관절의 견인 효과를 측정하기 위해 X-ray 촬영을 실행하는 연구, 모션캡쳐 시스템으로 동작을 분석하여 각 관절의 변화를 관찰하는 연구, 그리고 이를 통하여 생체 각 관절부위를 유한요소해석 하는 연구 등이 진행 되고 있다.

본 연구에서는 슬관절의 거동을 모사하는 새로운 Hinge mechanism을 소개하고 인체 모델과 슬관절 보조기를 결합하여 동역학 해석을 진행하였다. 여러 종류의 슬관절 질환을 알고 있는 환자들이 있겠지만 본 연구는 특별히 슬관절 안쪽 대퇴융기(Femoral Condyle)부에 골관절염(Osteoarthritis)을 앓고 있는 환자의 치료 목적인 보조기에 초점을 맞추어 진행되었다. (실제로 슬관절 안쪽 대퇴융기 부 골관절염을 앓고 있는 환자가 바깥쪽에 앓고 있는 경우보다 2배 이상 많다.)

더불어 새로운 방식의 현 슬관절 보조기의 기능을 평가해 보고 개선점을 찾아 보조기 재평가를 실행하였다.

주요어 : Knee Brace, Knee Joint, Condyle Separation

학 번 : 2011-20712

목 차

초록..... i

목차.....iii

List of Figures..... v

List of Tables.....vi

1. 서론.....1

1.1 슬관절 보조기의 효과.....2

1.2 연구동향.....5

2. 슬관절 보조기.....7

3. 인체 모델 타당성 검증 및 인체-기구 모델링

3.1 인체 모델 타당성 검증.....9

3.2 인체-기구 모델링.....11

4. 인체-기구 모델의 동역학 해석

4.1 해석 방향 및 방법.....13

4.2 Knee joint에서의 반력.....15

4.3 근육력 변화 관찰.....17

5. 슬관절 보조기의 기능 개선.....22

6. 결론 및 고찰.....25

References.....27

Abstract.....29

List of Figures

Fig.1 Knee brace which is now in general use
Fig.2 3DSSPP task pane
Fig.3 Normal gait 3 postures
Fig.4 Stair-climb 3 postures
Fig.5 New mechanism of knee brace hinge
Fig.6 Knee brace geometric and FE models
Fig.7 Knee brace
Fig.8 (a) Knee joint (b) Reciprocal movement mechanism
Fig.9 Knee joint angle in sagittal plane (Motion capture data and result of simulation)
Fig.10 Knee joint-Knee brace model
Fig.11 Femoral condyle
Fig.12 Applied force model (hiding knee brace)
Fig.13 Result of knee joint moment in coronal plane (Lateral moment)
Fig.14 Medial part muscles of Thigh
Fig.15 Muscle activity of Adductor magnus
Fig.16 Muscle activity of Gracilis
Fig.17 Muscle activity of tensor fasciae latae
Fig.18 Muscle activity of BicepsFemoris
Fig.19 OA Valgus brace (SofTec Inc.)
Fig.20 Result of lateral moment when developed knee brace applied

List of Tables

Table.1 List of Required Moment on knee joint (relative value)

제 1 장 서론

장애인을 포함하여 하지 근력의 약화, 관절 통증, 질병으로 앉기, 서기 그리고 보행동작에 불편을 겪는 노년층의 인구가 계속적으로 증가하고 있다. 이러한 인구는 일상생활의 영위가 어려워짐에 따라 활동량이 적어지고 결국 약화된 근육의 기능마저 상실하게 되기 쉽다. 따라서 그들을 정상인과 같이 활발한 활동을 영위하게 함으로써 삶의 질을 향상시키고자 하는 운동 보조기기의 개발은 고령화 사회로 접어들고 있는 현 시점에는 필요가 아닌 필수 사항이 되었다. 이를 위해 미국, 독일 및 일본 등 선진국에서는 관련 연구가 활발히 진행되고 있는 중이다.

슬관절 보조기는 인체 하지에 적용되는 외골격 기구로 기구와 착용자 간의 동기화를 이용한 입는 형태의 것들이 대부분이다. 이러한 외골격 기구는 근력 증폭 로봇까지 광범위하게 연구되고 있는데 특별히 본 연구의 보조기와 같이 인체 모사형 구조의 경우 사람과 밀착되어 움직이므로 운동 궤적이 사람과 매우 유사하지 않으면 불편함을 야기하고 나아가 인체에 부상을 입힐 수도 있다.

실제 슬관절은 경골과 대퇴골의 굴곡각에 따라 화전중심이 변하여 시상면(Sagittal plane)에서 J-curve 형태의 아주 복잡한 회전 궤적을 가지게 된다. 과거의 대다수 슬관절 외골격 기구는 슬관절을 1 자유도의 고정된 회전축이라 가정하여 모델링 하였으므로 인체의 움직임을 제대로 모사하지 못하였지만 최근에는 위와 같은 슬관절의 운동에 맞추어 슬관절 보조기의 다양한 hinge 메커니즘이 제시되고 있다.

본 연구에서는 새롭게 개발된 hinge 메커니즘을 소개하고 이것이 적용된 슬관절 보조기를 가지고 인체 동역학 해석 툴을 활용하여 인체 보행을 시뮬레이션 해봄으로써 그 운동을 파악하여 인체 보행에 보조기가 어떠한 영향을 주는지 얼마나 도움이 되는지를 평가 하고자 한다.

이에 앞서 슬관절 보조기가 인체에 미치는 영향에 대해 간략히 살펴보고, 기존에 연구들에서 다루었던 슬관절 보조기 메커니즘 및 보조기의 평가 방법들을 알아보도록 한다.

1.1 슬관절 보조기의 효과

Fig.1에 지금까지 사용되고 있는 일반적인 형태의 슬관절 보조기를 나타내었다. 이러한 보조기가 보행 시 슬관절에 어떠한 영향을 미칠지에 대해 간단히 알아보고자 한다. Michigan 대학에서 개발한 3DSSPP라는 툴은 각 관절을 간략화한 인체모델을 제공하고 그래픽 기반으로 모델을 움직이거나 힘과 모멘트를 줄 수 있으며, 그 결과를 숫자 데이터와 그림으로 보여주는 프로그램이다.(Fig.2) 이것은 동적 운동의 해석은 불가능하고 정적인 자세에 대해서만 해석이 가능하다는 점에서 본 연구에 완전한 적용이 힘들다는 한계성을 갖고 있지만, 보조기 효과의 경향을 파악해 볼 수 있다는 의미에서 시뮬레이션을 진행해 보았다.

3DSSPP로 우리가 일반적인 보행을 하거나 계단을 오르는 경우를 순서에 맞게 3가지의 자세로 바꾸어 재현해 보았다.(Fig.3) 각각의 경우에 대하여 보조기를 적용하지 않았을 때와 적용했을 때의 결론을 비교하여 보였는데, 보조기 착용 시 재현은 3DSSPP 모델에 슬관절 보조기를 적용시키는 것이 불가능 하므로 임의의 값으로 슬관절에 X, Y, Z 방향의 모멘트를 주었다. 운동하는 슬관절에서 구한 실측의 모멘트 값은 아니지만 각 자세에서의 슬관절의 굴곡/신전, 내전/외전, 안쪽/바깥쪽 회전을 고려하여 적정 값을 적용하였다. 모멘트는 지면에 접촉하는 하지에 모두 부여하여 보조기 착용과 미착용을 비교해 보았다. 인체모델은 툴 내에서 제공하는 50대 서양 성인 남자로 키는 175.1cm, 몸무게는 83.9kg으로 설정되었다.

Table.1에서 볼 수 있듯이 해석 결과는 예상했던 대로 슬관절에서의 Required Moment가 정도의 차이는 있지만 모두 감소하는 경향을 나타내는 것으로 나왔다. 특이한 점은 슬관절에만 모멘트를 부여 하였는데 고관절과 족관절에서의 Required Moment에도 변화가 관찰된 점이었고, 특히 족관절에서의 모멘트가 증가하는 것을 볼 수 있었다. 이것은

슬관절에서 걸리는 모멘트의 부담을 보조기를 착용함으로써 다른 관절에서 나누어 부담하는 것으로 예상해 볼 수 있었다. 이곳에 기록하지 않은 기타의 다른 운동 자세로도 해석을 수행해 본 결과 같은 경향의 결과 값을 얻을 수 있었다.

Fig.1 Knee brace which is now in general use

		Left					Right				
		Required		Population Strength			Required		Population Strength		
		Moment (N·m)	Muscle Effect	Mean (N·m)	SD (N·m)	Cap (%)	Moment (N·m)	Muscle Effect	Mean (N·m)	SD (N·m)	Cap (%)
Wrist	Flex/Ext	0.3	—	—	—	99	0.2	—	—	—	99
	Ulnar/Radial Dev	0.6	RDLDEV	10.2	3.3	99	0.3	—	—	—	99
	Forearm Rot	0.0	—	—	—	99	0.0	—	—	—	99
Elbow	Flex/Ext	-3.5	FLEXN	66.7	16.4	100	-1.9	FLEXN	73.2	18.0	100
Shoulder	Humeral Rot	-0.9	LATERL	60.5	13.7	100	0.9	MEDIAL	9.6	2.5	100
	Rot'n Bk/Fd	-0.8	FDRWRD	101.9	27.9	100	2.7	BACKWD	69.9	20.4	99
	Abduc/Adduc	-5.0	ABDUCT	71.5	17.6	100	4.0	ABDUCT	81.8	19.9	100
Torso	Flex/Ext	-29.4	EXTEN	221.3	69.7	99					
	Lat'l Bending	9.0	LEFT	238.8	53.7	100					
	Rotation	0.6	RIGHT	94.9	25.4	100					
Hip	Flex/Ext	19.8	FLEXN	225.2	61.5	99	-48.1	EXTEN	195.6	78.6	96
Knee	Flex/Ext	-3.2	FLEXN	98.9	29.0	99	-95.1	FLEXN	140.3	41.2	96
Ankle	Flex/Ext	0.6	FLEXN	156.9	51.8	99	-215.7	EXTEN	152.9	50.5	10

Fig.2 3DSSPP task pane

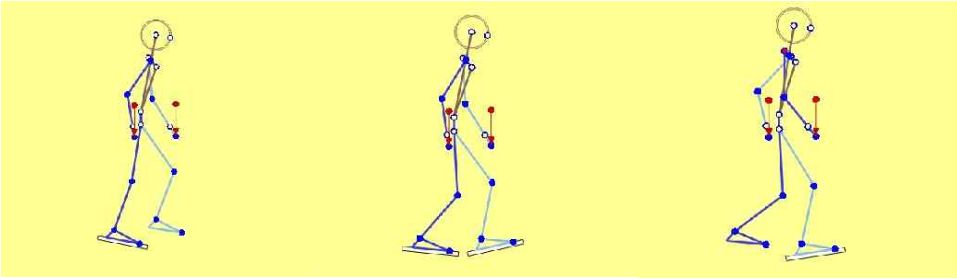


Fig.3 Normal gait 3 postures

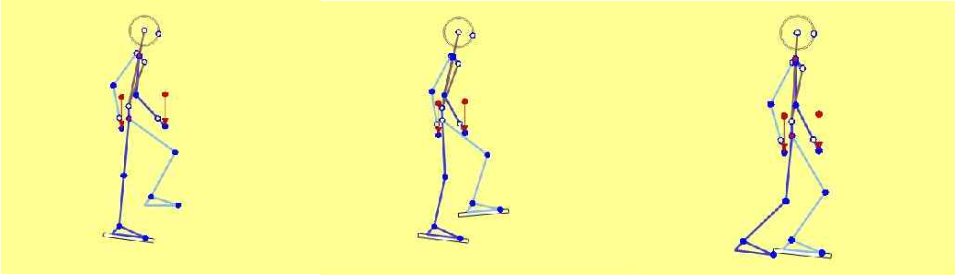


Fig.4 Stair-climb 3 postures

Table.1 List of Required Moment on knee joint(relative value)

	오른쪽 하지 [Nm]		왼쪽 하지 [Nm]	
	미착용	착용	미착용	착용
일반 보행 자세 1	95.1	82.7	-	-
일반 보행 자세 2	75.0	73.7	9.8	5.8
일반 보행 자세 3	173.6	165.7	-	-
계단 오르기 자세 1	86.2	79.7	-	-
계단 오르기 자세 2	45.1	42.7	49.8	11.1
계단 오르기 자세 3	-	-	184.0	173.1

1.2 연구동향

슬관절 보조기에 관한 연구는 크게 두 가지로 분류할 수 있다.

그 중 하나는 슬관절 보조기의 hinge부에 관한 연구로 복잡한 슬관절의 운동 궤적을 따를 수 있는 메커니즘을 개발하는 것이다. 초기 보조기의 슬관절 장치는 마비 환자를 위해 무릎이 신전된 상태로 고정되어 있는 형태의 것이었고, 그 이후에는 다축식 슬관절 방식, 마찰 브레이크 방식, 기어 타입 제동 장치를 이용한 방식, 롤러-캠을 이용한 제동 장치 방식 등이 사용되었다. 하지만 이러한 기계식 안전장치는 최초 접지기에 안정성을 확보할 수는 있으나 슬관절의 정확한 잠금을 위해서 사전에 보조기의 정렬이 필요했고 기계적 장치의 한계로 인하여 정밀한 제어가 불가능 하였다. 또 유압식 실린더와 밸브를 이용한 Stance-and-Swing 유압 시스템이 고안된 바 있는데 이는 정밀한 제어가 가능하나 실린더 자체의 무게로 인하여 보조기에 적용되지는 못했다. 재활공학연구소에서는 one-way 클러치 슬관절 장치를 개발하여 기존의 보조기보다 구조적으로 안전하고 더 가벼운 보조기를 보였다. Fig.5에서 볼 수 있듯이 서강대학교 기계공학과 전도영 팀은 슬관절의 운동 모델을 통해 외골격 기구에서의 불일치를 기구학적으로 분석하여 불일치를 최소화 시켜주는 메커니즘을 제안하기도 하였다.

슬관절 보조기 연구의 다른 한 가지는 보조기의 영향을 평가하는 방법에 관한 것이다. 보조기에서 얻고자 하는 효과의 관점에 따라 다양한 평가 방법이 가능하며, 최종적으로는 정상인 및 환자에게 직접 보조기를 적용하여 실험을 하는 경우가 많이 제시되고 있다. 실험적으로는 보조기 착용 전/후의 무릎 상태를 X-ray 촬영하여 그 신전 효과를 관찰하는 방법이 있고, 해석적으로는 전산모의해석을 위한 3차원 모델을 모델링 하여 유한요소해석을 이용해 보조기 착용 효과를 평가하는 방법도 제시되었다.(Fig.6)

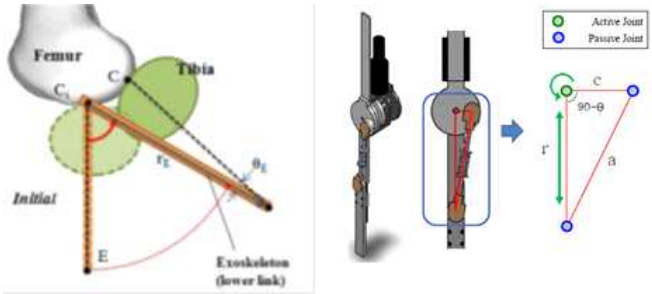


Fig.5 New mechanism of knee brace hinge

Fig.6 Knee brace geometric and FE models

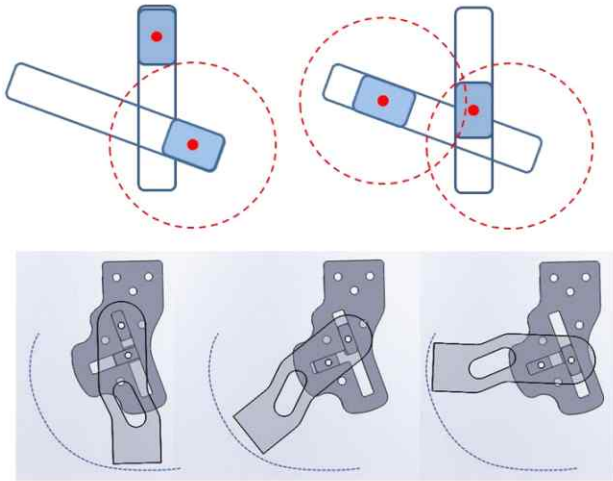
제 2 장 슬관절 보조기

본 연구는 ㈜트리플씨메디칼 사와 산학 협동 연구로 진행 되었으며 자체적으로 새롭게 개발한 원리가 적용된 슬관절 보조기를 대상으로 연구가 수행되었다. Fig.7에 대상이 된 실제 슬관절 보조기의 모습을 나타내었는데 기타 부위는 현재 사용되고 있는 대부분의 슬관절 보조기와 유사하나 hinge부에 새롭게 개발된 메커니즘이 적용 되었다.

인체의 슬관절은 Fig.8에서 볼 수 있듯이 굴곡/신전 각에 따라 각기 다른 곡률반경을 갖고 있는 대퇴관절 면으로 인해 시상면 상에서 J-curve 형태의 복잡한 비선형적 거동이 발생한다. 따라서 슬관절 보조기의 hinge부가 이러한 거동을 구현해 내지 못했을 경우 보조기를 착용했을 때 인체는 이질감 및 불편함을 느낄 수 있고 나아가 슬관절 부상 및 기형까지 초래 할 수 있다. 이를 해결하기 위하여 본 연구의 슬관절 보조기에는 reciprocator 원리를 적용한 reciprocal movement 메커니즘이 적용 되었다. 이것은 기구 전체를 놓고 보았을 때 타원형의 운동궤적을 그리게 되므로 슬관절의 거동을 매우 유사하게 따를 수 있었다.

Fig.7 Knee brace

(a)



(b)

Fig.8 (a) Knee joint (b) Reciprocal movement mechanism

제 3 장 인체 모델 타당성 검증 및 인체-기구 모델링

3.1 인체 모델 타당성 검증

본 연구는 인체-기구 모델을 생성하여 동역학 해석을 진행하는 것을 목표로 하고 있다. 동역학 해석의 툴로는 이 분야에서 현재 가장 많이 사용되고 있는 Opensim(Simbios-NIH Center for Biomedical Computation at Stanford University)과 AnyBody(AnyBody Technology Inc.) 두 가지의 소프트웨어를 고려하였는데 인체 모델 이외의 외부 기구와의 상호 관계를 설정하기에는 AnyBody 소프트웨어가 더 유리한 측면이 있었기에 이 툴을 사용하였다. 해석을 위하여 사용될 인체 모델을 설정해야 하는데 AnyBody 소프트웨어 내에서 제공하는 GaitUniMiamiTD 모델을 선택하였다.

여기서 사용될 인체 모델이 본 연구 시뮬레이션에 적용되기에 타당한지를 검증해 볼 필요성이 있었다. 따라서 아래와 같은 방법으로 검증을 실시해 보았다.

정상인 피험자(슬관절 질환이 없는 176cm, 71kg의 22세 남성)가 정상 보행하는 운동을 모션 캡쳐 실험 장비(Vicon Motion System, Ltd.)로 모션 캡쳐 하였다. 이 때 위 실험 장비는 캡쳐한 모션에 관한 1차원적인 low level 데이터들을 제공하는데 이 중 sagittal plane에서의 knee joint angle을 계산해 낼 수 있었다. 이것을 대조군으로 설정하였고, 실험군은 모션 캡쳐 데이터를 scaling 과정을 거친 후 AnyBody 인체 모델에 적용시켜 보행 시뮬레이션을 수행하고 그것의 kinematics 결과로 나온 sagittal plane 에서의 knee joint angle 값으로 설정하였다. 위 실험군과 대조군의 비교 결과(Fig.9) knee joint angle 값의 결과가 거의 일치 하였으므로 설정한 인체 모델은 해

석에 사용되기에 타당한 것으로 판정하였다.

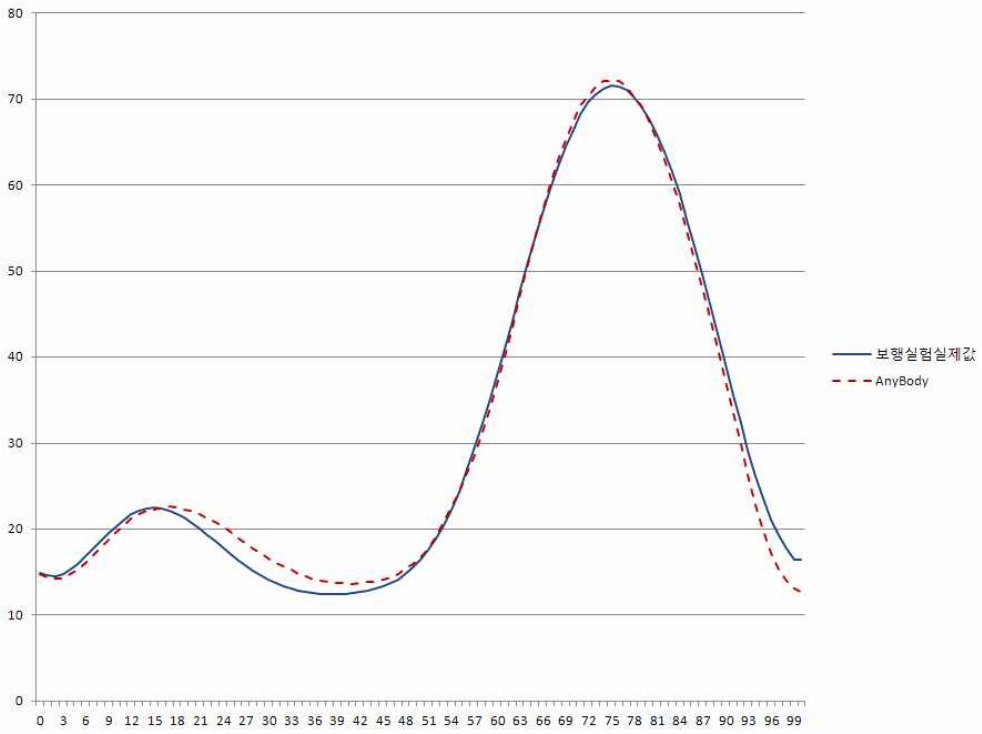


Fig.9 Knee joint angle in sagittal plane (Motion capture data and result of simulation)

※ x축의 값은 보행 한 주기(step)를 100으로 설정하여 두 경우를 비교한 것임.

3.2 인체-기구 모델링

본 연구의 본격적인 시뮬레이션을 위하여 AnyBody를 이용해 인체와 슬관절 보조기를 결합하였다.

보조기 결합에 있어서 AnyBody는 외부 CAD파일을 불러와 하나의 segment로 사용하여 인체와 결합할 수 있다는 측면에서 타 소프트웨어에 비해 굉장한 이점을 갖고 있지만 본 연구에 사용되면서 아쉬운 부분이 있었다. 그것은 우리 슬관절 보조기의 핵심 부분인 Reciprocator 원리를 구현해 낼 수 없다는 점이었다. 실제로 Reciprocator 두 개가 또 다른 부품 내에서 십자 모양으로 동시에 미끄러지며 운동하는 것이 그리 간단한 구조는 아니지만 인체 보조 기구 및 외골격 로봇 시뮬레이션을 하기에는 부족한 부분이었다. 따라서 본 연구의 시뮬레이션을 위한 인체-기구 모델링 과정에서는 보조기를 1자유도 Hinge를 가진 기구로 가정하여 진행 되었다.

인체 모델은 앞절에서 타당성 검증을 마친 GaitUniMiamiTD 모델을 사용하였고, 슬관절 보조기와 scaling 과정을 거쳐 결합하였다. 보조기 upper부와 lower부 각각을 슬관절 Hinge부에 정확히 위치하도록 조정 하였으며 인체와의 접촉부를 실제에 유사하게 설정하였다. 그리고 두 부품이 슬관절의 같은 Node를 공유하여 이것이 Joint 역할을 할 수 있도록 설정하였고, 각각 Thigh와 Shank의 Local 좌표계에 놓이도록 하여 인체 모델이 운동할 때 함께 따라서 운동할 수 있도록 하였다. 인체-기구의 결합이 완성된 모델을 Fig.10에 나타내었다.

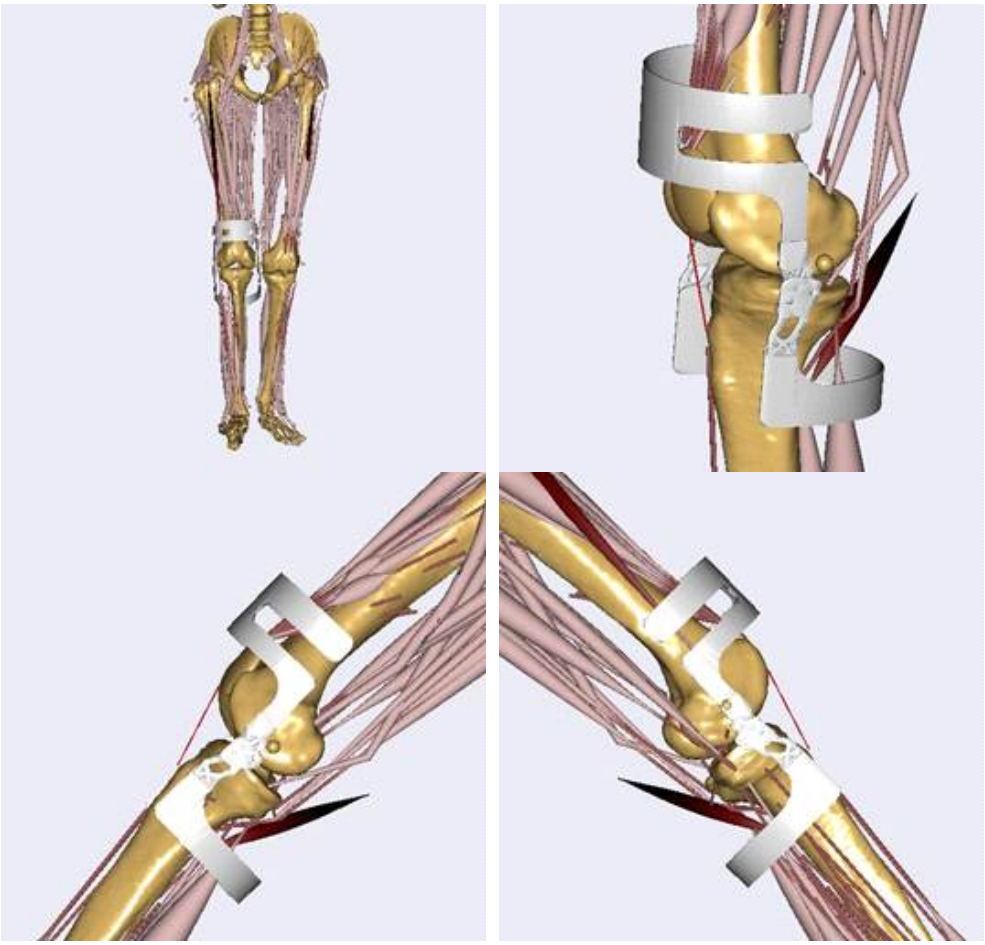


Fig.10 Knee joint-Knee brace model

제 4 장 인체-기구 모델의 동역학 해석

4.1 해석 방향 및 방법

본 연구의 동역학 해석은 보행에 있어서 슬관절 보조기가 슬관절 부에 어떠한 영향을 미치며 특히 대상자가 사용할 때 어느 정도의 효과를 얻을 수 있는지 알아보는 것이 목적이다.

현 슬관절 보조기에서 시뮬레이션 시 관심 있게 관찰해야 할 2가지 포인트가 있는데 하나는 Reciprocator 원리에 의해 사용자의 보조기 착용감이 얼마나 좋아 질 것인가 이고, 다른 하나는 내측 골관절염(Osteoarthritis) 환자에게 보조기가 얼마나 영향을 미치는지 이다. 특별히 내측 골관절염에 초점을 둔 것은 골관절염 치료 및 통증완화의 목적으로 슬관절 보조기를 많이 사용하는데 골관절염 환자 중 안쪽 대퇴융기(Femoral condyle, Fig.11)에 골관절염을 앓고 있는 환자가 바깥쪽에 앓고 있는 환자에 비해 월등히 많기 때문이다.

이 2가지의 포인트 중 전자의 경우는 앞 장에서 이야기 했듯이 AnyBody 내에서 hinge 메커니즘을 구현하기 힘들기 때문에 시뮬레이션을 활용하여 해석하기에는 어려울 것으로 예상하였고 추후에 보조기 착용 후 보행 실험을 통하여 관찰해 보는 것으로 하였다. 후자의 내측 골관절염 환자에게 미치는 효과는 슬관절 안쪽 대퇴융기(Femoral Condyle) 에서 condyle separation이 유도되는 것을 관찰하면 되므로 이 포인트를 본 연구의 AnyBody 시뮬레이션으로 진행하였다.

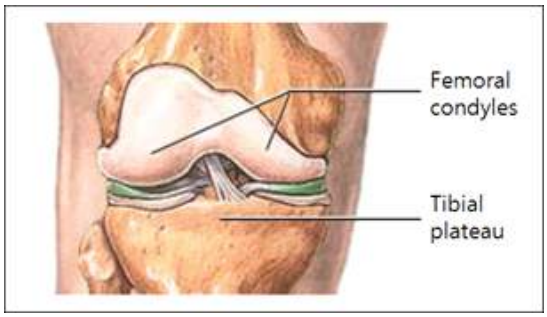


Fig.11 Femoral condyle

구체적인 해석 방법을 살펴보면 정상인의 정상 보행 모션 캡쳐 데이터를 인체-기구 모델에 적용시켜 그대로 운동하도록 설정할 것인데 AnyBody에서의 시뮬레이션에 대하여 설명하자면 인체 모델에 보조기를 결합시켰다고 하더라도 모션 캡쳐 데이터를 따라서 움직이는 모델의 운동에는 보조기가 어떠한 역학적 영향을 미치지 못한다. 그렇다면 보조기가 인체 모델에 영향을 미칠 수 있게 하는 합리적인 방법은 실제 보조기가 인체에 작용하는 힘 즉, 보조기와 인체 모델 사이의 접합부에서 상호 작용하는 힘을 AnyBody 내에서 똑같이 입력해 주면 우리가 원하는 보조기의 효과를 관찰해 볼 수 있게 된다.

본 연구에서는 슬관절 보조기가 인체에 미치는 모든 힘을 입력하기보다는 그 중 condyle separation에 영향을 미치는 힘(coronal plane에서의 힘)만 모델링 하여 인체 모델에 적용하였다.(Fig.12) 그리고 실제 환자가 환측에 보조기를 처음 착용할 시 자신의 체형 및 보행 습관에 맞추어 세팅을 하고 슬관절 조건에 맞추어 보조기를 조율을 하게 되는데 이것을 인체 모델에 적용되는 힘의 크기를 조정하여 시뮬레이션 해보았다. 해석 결과를 2가지 관점으로 관찰해 보았는데 다음 절에서 하나씩 보이도록 하겠다.

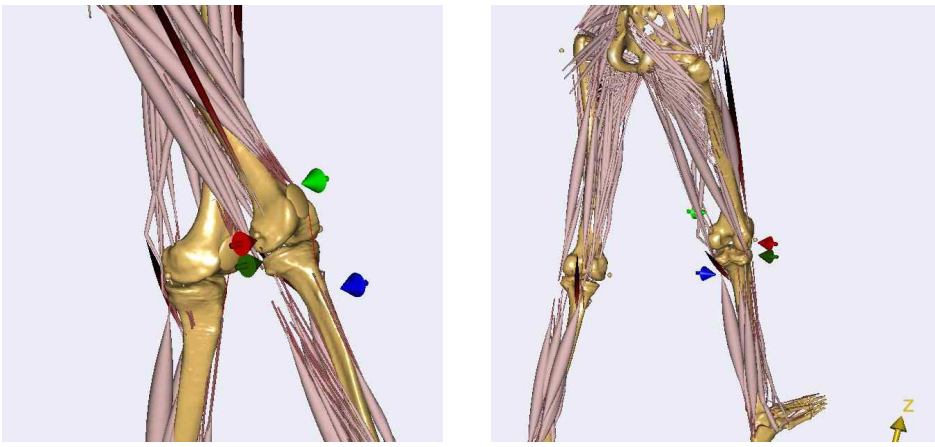


Fig.12 Applied force model (hiding knee brace)

4.2 Knee joint 에서의 반력

슬관절 보조기 효과에 대한 힘을 인체 모델에 적용했을 때에 슬관절에서의 반력 변화를 살펴봄으로써 내측 대퇴융기의 separation을 도출해 낼 수 있다. Knee joint 에서 발생하는 반력은 전/후, 좌/우, 위/아래 방향으로의 힘이 있고 coronal plane과 transverse plane에서의 모멘트가 있다. 이 중 condyle separation과 관계가 깊은 것은 coronal plane에서의 모멘트이므로 이 반력에 대해 살펴본다. 모멘트 외에 힘에 대한 분석도 필요할 것으로 생각되지만 AnyBody에서 결과로 뽑아낼 수 있는 데이터는 슬관절 전체에 걸리는 힘에 대한 것뿐이므로 이 부분은 향후 다른 방법으로 얻어낼 것을 기대해 본다.

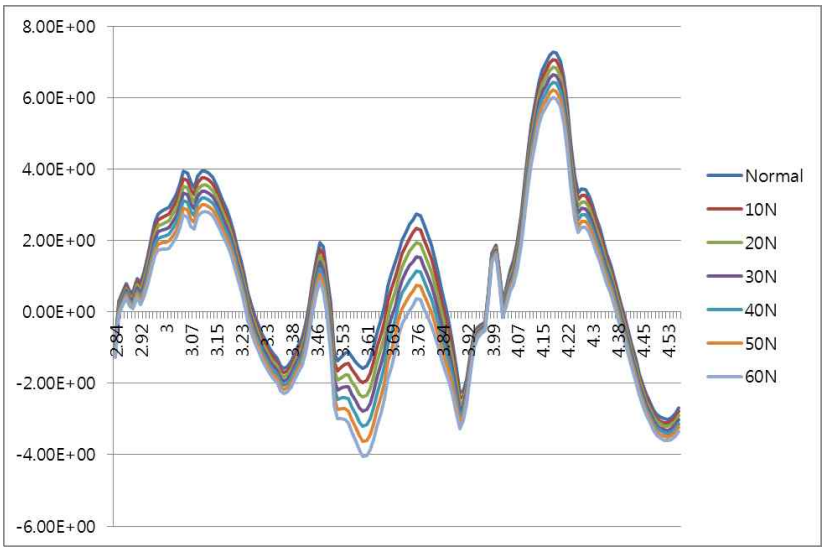


Fig.13 Result of knee joint moment in coronal plane (Lateral moment)

Fig.13 은 오른쪽 하지 기준 한 걸음(step) 동안의 lateral 모멘트의 변화 이다.(보조기는 오른쪽 하지에만 착용) 각각 명시된 힘은 Fig.12 에서 적용되는 힘의 형태로 각 케이스에 입력되었다. 정상 보행의 경우(normal)가 가장 큰 값을 보이고 있고 슬관절 보조기에 의해 가해지는 힘이 커질수록 구간에 상관없이 전체적으로 모멘트 값이 작아지는 것을 알 수 있다.

그래프를 분석해 보면 y축의 양의 값은 내측 condyle의 압력이 커지는 안쪽 방향의 모멘트이고 음의 값은 바깥쪽 방향의 모멘트임을 알 수 있다. 당연한 것이지만 우리 보조기의 영향이라고 가정한 힘이 바깥쪽의 모멘트를 생성하므로 전체적인 그래프가 아래쪽으로 위치하게 됨을 알 수 있다. 이것은 그래프 y축의 값이 양의 값일 경우 즉, 내측 condyle에 압력이 걸리는 구간에서 내측 골관절염 환자의 통증완화나 치료가 이루어 질 수 있음을 보여준다. 하지만 y축의 값이 음의 값을 갖는 경우에는 바깥쪽으로의 모멘트가 과도해져 오히려 바깥쪽 condyle

에 문제를 발생시킬 수 있는 가능성을 보여준다. 그리고 특이한 점은 모멘트가 음의 방향으로 작용하는 3.5초에서 3.7초 구간에서는 각 케이스별로 음의 방향 증가 폭이 다른 구간에 비해 확연히 크다는 것을 알 수 있는데 체중의 무게 중심이 몸 중심선의 바깥쪽으로 빠지는 경우가 맞물려 바깥쪽으로의 lateral 모멘트가 더욱 커지는 것으로 보인다.

4.3 근육력 변화 관찰

AnyBody에서는 Joint 반력뿐만 아니라, 모델링 된 각각의 근육의 힘의 변화를 제공한다. 슬관절 보조기의 영향을 평가하는데 보행 시 슬관절에 영향을 미치는 근육들의 변화를 관찰하는 것이 또 하나의 평가 지표가 될 수 있으며, 실제 실험에서도 관찰할 수 없는 인체 내의 변화를 시각적으로 관찰해 볼 수 있다. AnyBody 프로그램 내에서 근육의 힘이 정량적인 Fm 값으로 제공되지만 이보다는 근육의 활성도, Muscle Activity 값을 관찰하는 것이 더 비교 분석하기 편리하고 발생할 수 있는 오차를 제거할 수 있기 때문에 이 값으로 해석을 수행하였다. 하지의 모든 근육의 값들을 조사해 볼 수 있었으나 변화 관찰에 무의미한 근육들은 대상에서 제외하였고, 앞서 관심 포인트로 여겼던 condyle seperation을 만들어 내는 coronal plane 내에서 변화를 관찰하려 하였다. 이것은 슬관절부의 운동 중 내/외전에(abduction /adduction) 관련되어 있으므로 이에 영향을 미치는 근육들에 대한 분석으로 가능할 것으로 여겨졌다.

대퇴부(Thigh) 안쪽과 바깥쪽에 위치한 근육들을 살펴보면 이것들이 슬관절의 내/외전에 중요한 역할을 한다는 것을 알 수 있다. 분명한 경계선이 있는 것은 아니지만 하지의 안쪽과 바깥쪽에 위치한 근육들에 비

하여, 앞쪽과 뒤쪽에 위치한 Vastus, Femoris, Hamstring 등은 슬관절의 굴곡/신전에 주로 초점이 맞추어져 있기 때문에 관찰 대상에서 제외하였다. 또한 하퇴부(Shank)의 근육들도 슬관절의 내/외전에 눈에 띄게 기여하는 것이 없었으므로 관찰에서 배제하였다. 정상인의 보행과 두 가지 경우의 보조기 착용 케이스(30N, 60N)에 대하여 각각의 근육력의 차이를 관찰해 보았다.

우선 대퇴부 안쪽의 근육부터(Fig.14) 살펴보았는데 대내전근(Adductor magnus)의 경우 보조기가 작용하는 힘이 커질수록 왼발 heel-strike ~ 오른발 toe-off ~ swing 에 이르는 구간 동안의 근 활성도가 감소하는 것을 알 수 있었다. (Fig.15) 이 구간에서 대내전근은 골반과 대퇴부 안쪽의 연결을 당겨주어 내측 condyle의 압력을 줄여주는 역할을 하는데 이것을 보조기가 어느 정도 대신하였다는 것을 알 수 있다.

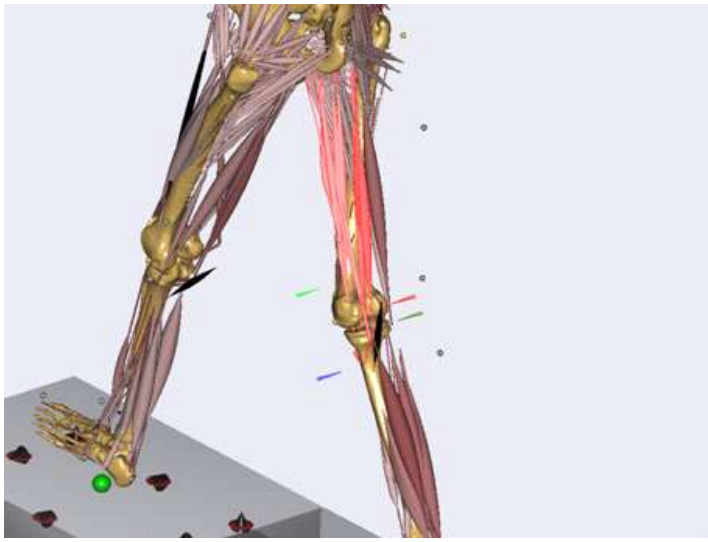


Fig.14 Medial part muscles of Thigh

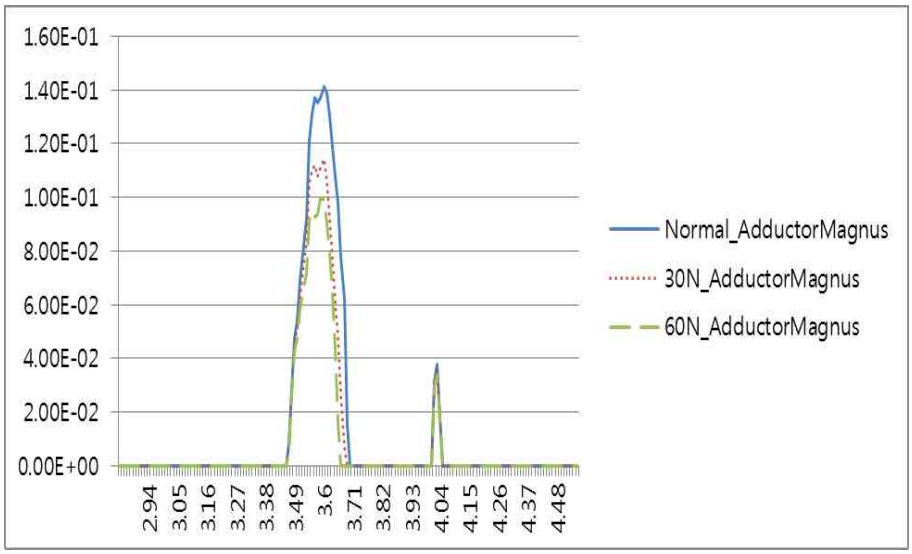


Fig.15 Muscle activity of Adductor magnus

대퇴박근(Gracilis) 근육 또한 대내전근과 같은 보조기의 영향 받는 것을 볼 수 있다. (Fig.16)

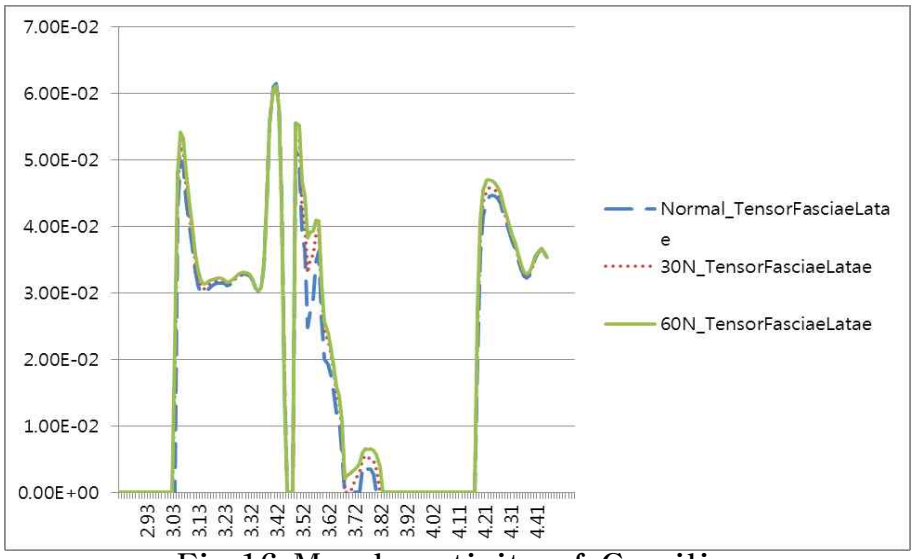


Fig.16 Muscle activity of Gracilis

대퇴부 바깥쪽의 근육들은 대퇴근막장근(tensor fasciae latae), 대퇴이두근(BicepsFemoris)가 있다.

대퇴근막장근(tensor fasciae latae)은 오른발 toe-off를 기준으로 보조기의 영향을 받는다는 것을 알 수 있다.(Fig.17) toe-off 는 coronal plane에서 안쪽으로 작용하던 모멘트의 기울기가 바뀌는 포인트가 되는데 이 때에 대퇴막장근의 역할은 안쪽으로의 모멘트를 형성하는 것이므로 바깥쪽으로 모멘트를 형성하려는 우리 보조기의 영향에 의해 근 활성도가 높아지게 된다.

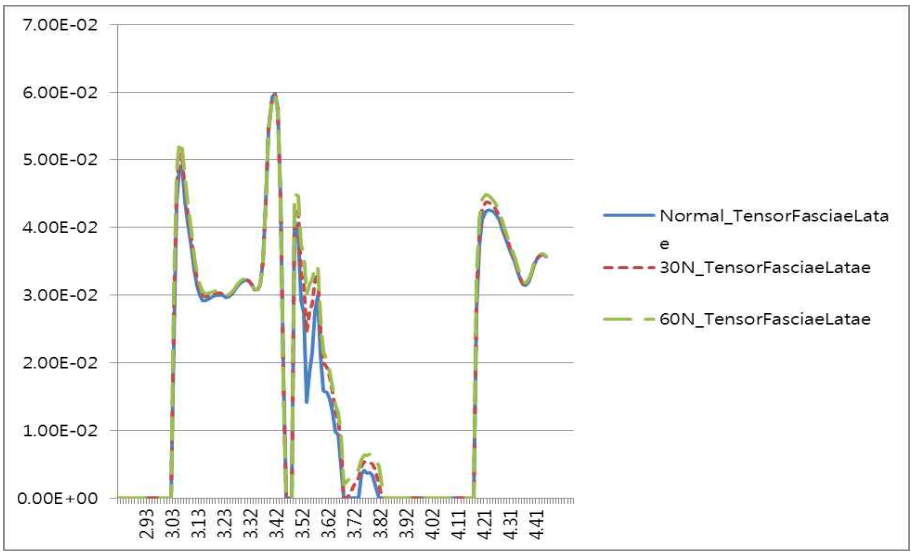


Fig.17 Muscle activity of tensor fasciae latae

대퇴이두근(BicepsFemoris)은 위치는 대퇴부 후외측면 이지만 사실상 슬관절의 내/외전에는 큰 역할을 미치지 않으므로 보조기 착용/미착용의 영향 또한 미미한 것을 볼 수 있다.(Fig.18)

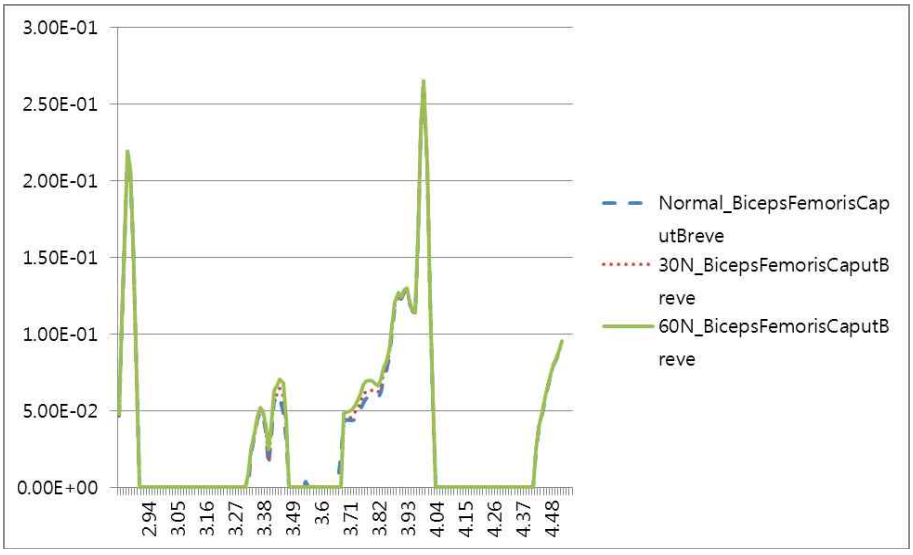


Fig.18 Muscle activity of BicepsFemoris

제 5 장 슬관절 보조기의 기능 개선

슬관절 보조기가 인체에 미치는 힘을 가정하여 시뮬레이션을 수행한 앞의 연구(Fig.13)에서 아쉬운 점은 joint 반력 그래프에서 반력이 음의 영역에 있을 때에도 보조기가 바깥쪽 모멘트를 형성하는 방향으로 계속 영향을 미친다는 것이었다. 이 영역에서는 보조기가 안쪽 모멘트를 형성해 주거나 아예 모멘트가 작용하지 않는 것으로 보조기의 기능이 개선되었으면 하는 고민을 하게 되었다.

그러던 중 SofTec사의 OA Valgus brace를 타연구 논문에서 접하게 되었고 본 연구의 슬관절 보조기와 접목시켜 보조기 개선 방향을 생각하게 되었다. Fig.19에서 볼 수 있듯이 SofTec사의 보조기는 3 point 가압 방식을 사용하여 관절염 부위의 견인을 도와주는데 기구의 하지 바깥쪽 면에만 구조물이 적용되어 있고 air-chamber와 strap을 사용하여 바깥쪽 모멘트만을 생성하여 슬관절에 바깥쪽으로 모멘트가 걸릴 경우 보조기의 영향이 작용하지 않는 원리를 갖고 있다. 본 연구의 보조기에도 이 아이디어를 적용하게 된다면 보조기가 작용 되어야 할 시점(슬관절에 안쪽 모멘트가 걸리고 있을 경우)에만 견인 효과를 보고 반력 그래프가 음의 영역을 갖는 구간에서는 보조기의 작용이 없도록 할 수 있을 것이라고 예상하였다.

이 구조는 슬관절 보조기가 인체 바깥쪽 모멘트가 걸릴 경우 아무런 작용을 하지 않는 것으로 생각할 수 있으므로 AnyBody에 슬관절 보조기의 효과로 입력해 놓은 힘이 인체에 바깥쪽 모멘트가 걸리는 구간에서는 작용하지 않도록 설정하여 시뮬레이션을 진행해 보았다.

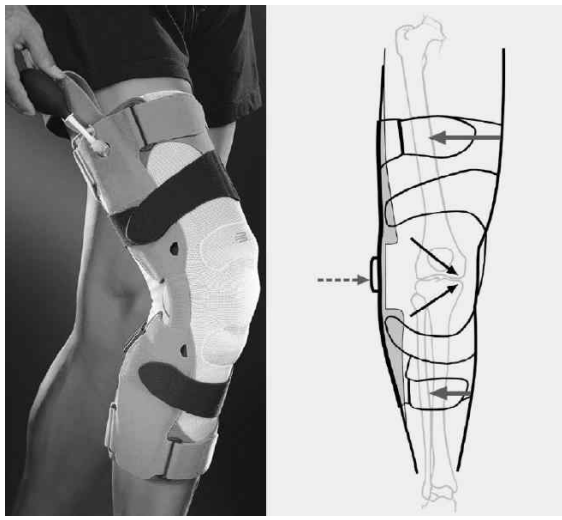


Fig.19 OA Valgus brace (SofTec Inc.)

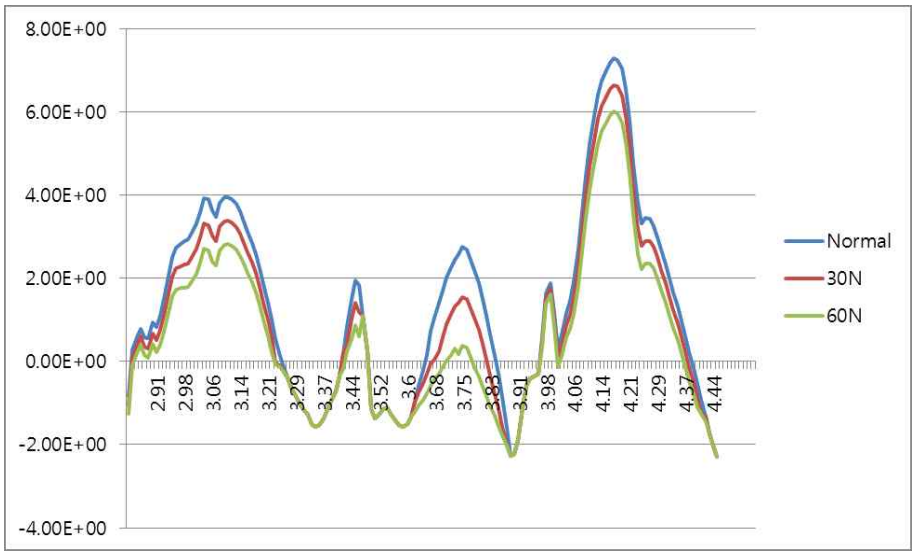


Fig.20 Result of lateral moment when developed knee brace applied

Fig.20에서 보이는 것과 같이 모멘트가 음의 영역일 경우 보조기 인체에 영향을 미치지 않아 정상 보행 시에 생성되는 바깥쪽 모멘트와 전 구간에서 거의 유사하게 관찰되는 것을 알 수 있다.

제 6 장 결론 및 고찰

본 연구에서는 ㈜트리플씨메디컬 사의 슬관절 보조기를 동역학 해석하여 보고 그 결과로 개선점을 찾아내어 보조기의 기능을 개선해 보는 것이 목표였다. 인체 동역학 시뮬레이션 툴인 AnyBody를 사용, 인체와 기구를 결합하였고 정상인의 보행을 모션 캡쳐하여 결합한 모델에 적용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 그 결과로 슬관절에서의 반력을 구할 수 있었으며 그 때의 근육의 활성도를 추출하여 근 활성도를 분석해 보았다. 또한 타사의 제품에서 얻은 아이디어를 본 슬관절 보조기에 접목시켜 바깥쪽 모멘트의 값이 커지는 현재 보조기의 역효과를 줄여 보는 부분까지 수행해 볼 수 있었다.

여기까지의 연구로 본 논문을 마무리 지으며 아쉬운 점은 정상인 보행 모션 캡쳐 데이터만을 가지고 시뮬레이션을 진행하였기 때문에 힘을 적용하는 방법만으로 해석을 진행 하였던 것인데 실제 보조기를 착용하고 실험을 한 모션 캡쳐 데이터까지 사용하여 본 해석을 진행하였다면 여기서 진행되었던 방법과 다른 방법으로도 시뮬레이션이 가능했을 것이고, 보다 더 좋은 결과를 낼 수 있는 개선점들을 찾을 수 있지 않았을까 싶다.

본 연구에서는 coronal plane 관점에서 내측 대퇴융기를 압축시키는 방향의 모멘트를 줄이는 슬관절 보조기를 관찰해 본 것으로 역학적으로는 매우 간단하게 모멘트를 줄였지만 실제 인체 모델에서의 변화들은 간단하지 않았고 역효과가 발생하는 것을 관찰하기도 하였다. 이에 대한 의미를 이야기 하자면, 인체에 치료 목적 등에 의해 역학적인 영향을 가할 때에는 본 연구와 같은 시뮬레이션이 선행될 필요성이 있다는 점이다. 이번 연구가 대단한 결과를 보였다기 보다는 위와 같은 필요성과 시뮬레이션 해석의 발전 방향에 대한 의미를 갖는다고 생각한다.

더불어 이번 연구를 진행하며 AnyBody 뿐만 아니라 여러 가지 인체

동역학 소프트웨어에 대해 알게 되었는데 아직은 슬관절 보조기와 같은 인체 결합형, 모사형 제품들을 시뮬레이션 하기에는 부족한 점이 많다는 점이 아쉬움으로 남았다. 향후 인간 중심 설계에서는 이러한 툴을 활용한 선행 시뮬레이션이 더욱더 중요한 키-포인트가 될 것인데 이것의 발전을 위해 더 많은 노력을 기울여야 할 것이다.

References

(1) 김철웅 외 8명, 2009, “대퇴경골부 회전중심각 최적화를 위한 Knee Brace Hinge의 개발”, 한국정밀공학회 추계학술대회, pp. 39-40.

(2) 손호정 외 1명, 2011, “외골격 슬관절의 길이 가변형 메커니즘 연구”, 한국정밀공학회 추계학술대회, pp. 905-906.

(3) 배종욱 외 2명, 2011, “인체의 슬관절 운동을 고려한 외골격 슬관절 시스템 연구”, 한국정밀공학회 추계학술대회, pp. 903-904

(4) 임도형 외 5명, 2008, “유한요소법을 이용한 무릎 보조기 착용에 따른 평가”, 한국정밀공학회 춘계학술대회, pp. 257-258.

(5) 장대진 외 5명, 2009, “클러치 방식 슬관절 보조기의 개발 및 평가”, 한국정밀공학회 춘계학술개회, pp. 69-70.

(6) 조문정 외 2명, 2011, “무릎보조기(Armor vs. ComFix) 착용시 보행속도 변화에 따른 시상면 상에서의 Hip-Knee-Ankle의 운동역학적 거동”, 대한기계학회 추계학술대회, pp. 2730-2734.

(7) Nakamura, T. and Kosuge, K., 2003, “Model-based Walking Support System with Wearable Walking Helper”, in Proc. of the 12th Int. IEEE Workshop

on Robot and Human Interactive Communication.

(8) Robert D.A. Gaasbeek, “Valgus bracing in patients with medical compartment osteoarthritis of knee A gait analysis study of a new brace”, Gait & Posture 26(2007), pp.3-10.

(9) Jacquelin Perry, “Gait Analysis”, <영문 출판사, 2006>, pp.-48

Abstract

Knee Joint-Knee Brace Analysis for Enhanced Functions of Knee Brace

Hyung-Kwon Seo
School of Mechanical and Aerospace engineering
The Graduate School
Seoul National University

Knee brace is required to track the trace of complicated motion which the knee joint makes. It is quite essential for developers to analyze the knee brace together with human knee joint at the same time. In the paper the new mechanism of knee brace hinge which implements its complicated motion based on reciprocator principle is presented. For Human dynamic analysis the model in AnyBody software which from AnyBody Technology Inc., we perform a modeling process that combines the knee joint model and the knee brace model and inverse dynamic analysis with knee joint-knee brace model. The work shown in the paper is to play a role in for enhanced functions of knee brace, when coupled with the gait motion capture data. The result of the simulation with

developed knee brace shows that the adverse effects of the knee brace are decreased.

Keywords : Knee Brace, Knee Joint, Condyle Separation
Student Number : 2011-20712