

무릎 관절각을 이용한 무릎 근육 길이와 모멘트 암 추정

Estimation of Knee Muscle Length and Moment Arm Using Knee Joint Angle

이 재 강* 남 윤 수**
Lee, Jae-Kang Nam, Yoon-Su

Abstract

Recently, lots of studies are performed in developing of active orthosis. Exact and simple muscle force estimation is important in developing orthosis which assists muscle force for disabled people or physical laborers. Hill-type muscle model dynamics is common method for estimation of muscle forces. In Hill-type muscle model, we must know muscle length and moment arm which largely affect muscle force. And several methods are proposed to estimate muscle length and moment arm using joint angle.

In this study, we compared estimation results of those method with data from body model of opensim to find which method is exact for estimation of muscle length and moment arm.

키워드 : 근육, 힘 추정, 모멘트 암, 무릎

Keywords : muscle, force estimation, moment arm, knee

1. 서론

근골격계 장애가 있는 사람들 또는 노약자들의 일상생활에서의 동작에서 근력을 보조해 주는 보조기와 걷실현장에서 근로자들이 작업 중 작업 능력과 부상 방지를 위해 근력을 강화 시켜주는 보조기 등에 대한 연구가 최근 들어 활발하게 이루어지고 있다[1][2][3]. 인간의 동작을 자연스럽게 정확히 보조해 주기 위해서는 인간의 동작에 관여하는 근육들의 힘을 정확히 추정하는 것이 매우 중요하다. 실험실에서 근육의 힘을 측정할 수 있는 장치를 인간 몸체에 부착하여 근육의 힘을 직접 측정한다면 가장 정확히 근육의 힘을 알 수 있지만 실제 보조기를 착용하고 일상생활이나 건설 현

장에서의 작업에 적응하고자 할 때는 이러한 장치를 이용하기 어렵기 때문에 보다 간단하게 근육의 힘을 추정하는 방법이 필요하다. 이러한 문제를 해결하기 위해 근육의 힘을 추정하기 위한 다양한 방법들이 제안되고 연구되어져 왔으며 그 중에서도 Hill-type 근육 모델을 이용하는 방법이 일반적으로 많이 이용되고 있다[4]. Hill-type 근육 모델은 근육을 힘줄(tendon)과 근섬유가 연결된 형태로 구성되어 있다. 근섬유는 다시 능동적으로 힘을 발생하는 부분과 수동적인 부분으로 표현되며 근육의 활성화 정도, 근육의 최대 등척성 수축 힘, 수축 속도, 근섬유와 힘줄 간의 각도(pennation angle)를 이용하여 근육의 힘을 계산할 수 있다. Hill-type 근육 모델을 이용해서 근육의 힘을 추정하는데 있어서 필요한 여러 가지 요소들 중에서도 근육의 힘의 변화에 크게 영향을 미치는 요소 중의 하나가 근섬유의 길이이다[5]. 따라서 정확한 근섬유의 길이를 알 수 있다면 정확한 근육의 힘

* 강원대학교 2단계BK21 박사후 과정, 공학박사

** 강원대학교 기계메카트로닉스공학부 교수, 공학 박사

추정이 가능하게 된다.

근섬유의 길이를 알아내고 Hill type 근육 모델을 이용하여 근육의 힘을 추정 했다고 하더라도 추정된 힘이 실제 근육의 힘과 같은지 확인하기 위한 과정이 필요하다. 앞서 언급한 바와 같이 각각의 근육의 힘을 실제로 측정하는 것은 매우 힘들기 때문에 추정된 힘을 직접 실제 근육의 힘과 비교하는 것도 역시 어렵다. 따라서 간접적인 방법을 통해 추정된 힘이 정확한지를 확인해야 하는데 대표적으로 두 가지 형태로 분류 된다. 하나는 정동역학(forward dynamics)을 이용하는 방법이고 다른 하나는 역동역학(inverse dynamics)을 포함하는 혼합적 방법이다[6]. 이 두 가지 방법에서는 공통적으로 추가적인 정보를 필요로 하는데 각 근육의 모멘트 암(moment arm)이 그것이다.

정리하면 근육의 힘을 추정 하고 추정된 힘이 정확한 지를 확인하는 과정에는 각 근육의 근섬유 길이와 모멘트 암이라는 두 가지 정보를 필요로 한다. 이러한 정보를 정확히 얻는 방법에 대해서도 다양한 연구가 진행 되어왔으며 시간과 노력이 많이 필요하지만 보다 정확한 정보를 얻을 수 있는 방법으로 MRI 이미지를 이용하는 방법 등[7][8]과 인체 측정 정보를 바탕으로 사진 정보를 최대한 활용하여 인체 모델을 이용하는 방법[9][10][11][12][13] 등이 있다.

본 연구에서는 보행 중에 무릎 관절을 보조해주는 보행 보조기 개발에 있어서 근육의 힘을 추정하는데 필요한 근섬유 길이와 모멘트 암을 추정하기 위해 기존의 방법들 중에서 인체 측정 정보를 바탕으로 하는 방법들이 간단하게 실제 보조기에 적용하기 적합한 방법이라 판단하였다. 보행이나 일상생활에 있어서 큰 역할을 하는 무릎 관절에 관여하는 근육들에 대해 기존의 방법들의 추정 결과를 비교 분석 해 보았고 많은 연구를 통해서 정확성과 신뢰성이 입증 된 Musculographics의 SIMM™의 인체 모델을 그대로 이용하는 Opensim에서 획득한 근육길이 및 모멘트 암 데이터를 추정결과와 비교를 통해 보다 정확한 결과를 보이는 방법을 찾고자 하였다.

2. Hill-type 근육 모델

Hill-type 근육 모델은 근육 내부에서의 힘 발생 과정을 외부에서 본 관점에서 추상화 해 놓은 것으로 실제 능동적으로 수축하며 힘을 발생하는 능동적인 부분과 근육이 늘어났을 때 수동적으로 힘을 발생하는 감쇄기, 스프링으로 구성된 수동적인 부분으로 구성되어 있다. 그림 1은 Hill-type 근육 모델의 구성을 보이고 있다.

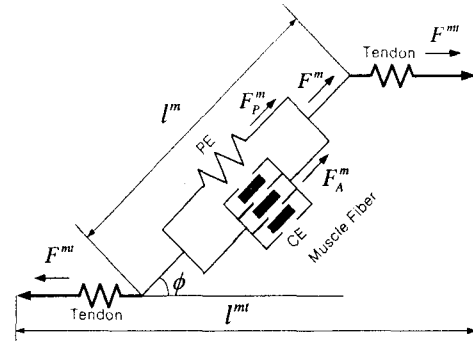


그림 1 Hill-type 근육 모델의 구성도 :

근육이 발생하는 힘은 능동적인 요소에 의한 힘 F_A^m 과 수동적인 요소에 의한 힘 F_P^m 으로 구성된다.

$$F^m = F_A^m + F_P^m \quad (1)$$

여기서 능동적인 힘 F_A^m 은 근육의 활성화도, $a(u)$ 와 최적 근육 길이에서 근육의 최대 등척성 수축 힘, F_{max}^m , 근섬유 길이와 능동적인 부분이 발생하는 힘의 관계를 나타내는 정규화 된 함수, $f_A(\bar{l}^m)$, 그리고 근육의 수축 속도와 힘의 관계를 나타내는 정규화된 함수, $f(v)$ 를 통해 구해진다.

$$F_A^m = f_A(\bar{l}^m)f(v)F_{max}^m a(u) \quad (2)$$

여기서 \bar{l}^m 은 근육의 최대의 힘을 낼 수 있는 근섬유 길이, l_0^m 에 대해 근섬유 길이 l^m 을 정규화한 것을 나타낸다.

수동적인 힘 F_P^m 은 최대 등척성 수축 힘과 근섬유 길이에 대한 수동적인 부분이 발생하는 힘의 관계를 나타내는 정규화된 함수, $f_P(\bar{l}^m)$ 을 통해 구해진다.

$$F_P^m = f_P(\bar{l}^m)F_{max}^m \quad (3)$$

그림 2와 3은 $f_A(\bar{l}^m)$ 와 $f_P(\bar{l}^m)$ 그리고 $f(v)$ 함수를 나타내는 그래프로 근섬유 길이, 근육 수축 속도, 근육의 힘이 모두 정규화 된 상태에서의 관계를 나타내므로 일반적으로 근육들에 대해서 공통적으로 적용이 된다. 이 관계를 나타내는 자료는 기존의 연구 결과를 그대로 이용하였으며 많은 연구에서 일반적으로 이용하고 있어 신뢰성이 검증되어 있다.

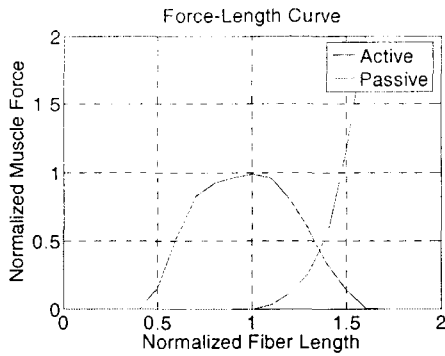


그림 2 근 섬유 길이에 대한 근육이 발생하는 힘에 대한 정규화된 상관관계

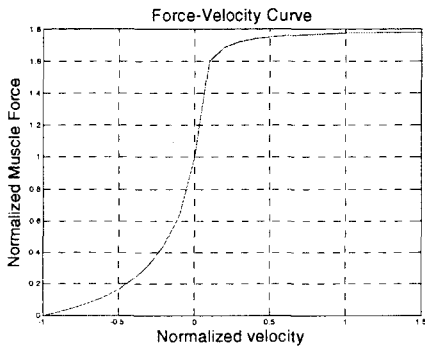


그림 3 근육의 수축 속도와 근육이 발생하는 힘에 대한 정규화된 상관관계

식 (1)을 정리해 보면 근육의 힘은

$$F^m = (f_A(\tilde{l}^m)f(v))a(u) + f_P(\tilde{l}^m)F_{max}^m \quad (4)$$

로 표현되며 실제 움직임을 위해 활력에 작용하는 힘줄에 작용하는 힘, F^{mt} 는 다음과 같이 결정된다.

$$F^{mt} = F^m \cos \phi \quad (5)$$

여기서 ϕ 는 그림 1에서 보이는 바와 같이 근섬유와 힘줄 사이의 각도(pennation angle)이다. 근육 힘 추정에 이용되는 근 섬유의 길이, l^m 은 근육 전체의 길이로부터 다음의 관계로부터 구할 수 있다.

$$l^m = l^{mt} - l' \quad (6)$$

여기서 l^{mt} 는 근섬유와 힘줄을 포함한 전체 근육의 길이이고, l' 는 힘줄의 길이를 의미하는데 힘줄은 힘이 가해져도 길이의 변화가 거의 없으므로 고정 값으로 간주하면 전체 길이로부터 힘줄의 길

이를 빼면 힘 계산에 큰 영향을 미치는 근섬유의 길이를 구할 수 있게 된다. 힘줄의 길이는 기존의 연구에서 구해진 값을 이용한다. 또한 근육의 최대 등척성 수축 힘, 최대의 힘을 내는 근섬유의 길이, 등의 근활력 정보 역시 기존의 연구에서 구해진 값을 이용하면 근섬유의 길이를 알면 힘을 추정할 수 있게 된다.

3. 추정된 근육 힘의 정확도 검증 방법

Hill-type 근육 모델을 이용하여 근육의 힘을 계산한 후에는 각 근육의 힘이 올바른지에 대한 검증이 필요하게 된다. 하지만 앞서 말한 바와 같이 실제 근육의 힘을 측정하는 것은 매우 어렵기 때문에 간접적인 방법을 통해 검증하게 된다.

정동역학을 이용하는 방법에서는 먼저 추정된 근육의 힘과 모멘트 암을 통해 관절의 모멘트를 계산하고 계산된 관절 모멘트에 의한 관절의 운동 정보를 획득할 수 있다. 이 정보와 실제 측정된 인체의 운동정보와의 비교를 통해서 간접적으로 추정된 근육의 힘이 정확한지를 확인한다. 역동역학을 이용하는 방법에서는 인체의 운동 정보로부터 역동역학을 이용하여 관절의 모멘트를 구하고 그 모멘트로부터 근활력 형태 정보를 이용하여 근육의 모멘트 암과 모멘트를 구한 뒤 근육의 힘을 계산하며 이 힘과 근육 모델을 이용해 추정된 근육의 힘을 비교를 통해서 정확한지를 확인한다.

그림 4와 5는 각각 정동역학과 역동역학을 이용한 근육의 힘 추정 및 검증 과정을 나타낸다.

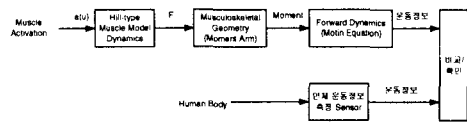


그림 4 정동역학을 이용한 방법

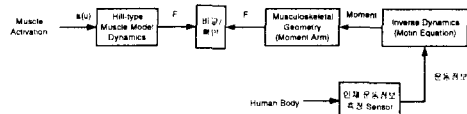


그림 5 역동역학을 이용한 방법

앞서 언급한 바와 같이 두 가지 방법 모두 모멘트 암이라고 하는 인체의 운동 중에 변화하는 요소를 포함하고 있다. 따라서 변화되는 모멘트 암을 알면 전체 근육 힘의 추정 과정을 완성할 수 있게 된다.

4. 근육 길이 및 모멘트 암

4.1 추정 방법

실제로 인간의 근육의 길이와 모멘트 암을 생체로부터 측정하는 것은 MRI 장비와 같은 부가적인 장치를 필요로 하기 때문에 매우 어렵다. 따라서 보다 획득하기 쉬운 운동 정보 중의 하나인 인체의 관절각을 이용하여 근육 길이 및 모멘트 암을 추정하여 적용한 여러 연구들이 진행되어 왔으며 본 연구에서 비교하기 위해 선택한 방법들은 무릎 관절의 운동에 관여하는 근육들을 대상으로 하는 연구로 다음과 같다.

먼저 Visser 등(1990)의 연구에서는 5구의 시체로부터 6개의 다리를 표본으로 이용하여 엉덩이, 무릎 관절의 각도를 이용하여 Rectus femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis, Vastus intermedius, Gastrocnemius, Biceps femoris의 6개 근육에 대해 각각 해당 관절 각도에서의 근육의 길이와 모멘트 암을 측정하고 다항식을 이용해 근사화 하였다.

Jacob 등(1992)의 연구에서는 Nemeth 등(1985), Hawkins 등(1990), Visser 등(1990)의 연구를 새로 정리하여 역시 관절 각도를 이용하여 다항식을 통해 Gluteus maximus, Biceps femoris, Semitendinosus, Vastus medialis, Vastus lateralis, Rectus femoris 6개 근육의 길이를 구하여 이용하였다.

Buford 등(1997)의 연구에서는 시체의 다리를 이용하여 근육의 길이 변화를 측정하고 An 등(1984)의 연구에서 제안된 모멘트 암을 구하는 방법을 변형시켜 적용하여 모멘트 암을 구하였다. An 등(1984)의 연구에서는 근육의 길이 변화의 시간에 대한 미분치와 관절 각도 변화의 시간에 대한 미분치를 이용하여 모멘트 암을 구하는 방법을 제안하였다.

C.L. Lim 등(2003)의 연구에서는 Prilutsky 등(1997)과 Visser 등(1990)의 연구로부터 Vastus lateralis, Vastus medialis, Vastus intermedius, Rectus femoris, Biceps femoris, Semimembranosus, Semitendinosus 6개 근육의 모멘트 암을 구하는 다항식을 유도해서 이용하였다.

Menegaldo 등(2004)의 연구에서는 엉덩이, 무릎, 발목 관절들의 내전, 외전, 내회전, 외회전, 굽힘, 폼의 관절 각도를 이용하여 인체 하반신에 포함된 근육들의 길이와 모멘트 암을 계산하는 회귀 방정식(regression equation)과 방정식의 계수를 근사화를 이용하여 구하는 방법을 제안하였다. 특히 여러 관절에 영향을 미치는 근육의 경우 영향을 미치는 관절의 각도를 모두 포함시켜서 근육의 길이와 모멘트 암을 구하였다. 표 1은 소개한 각각의 방법들을 통해 어떤 근육들의 어떤 정보를 구할 수 있는지를 보이고 있다.

표 1. 추정 방법별 추정 가능 근육 및 정보
* 만약 근육 길이 변화량과 관절 각도의 정보가 주어지면 추정 가능

Method Muscle	Visser, 1990		Jacob, 1992	Buford, 1997*	C.L. Lim, 2003	Menegaldo, 2004	
	근육길이	모멘트암	근육길이	모멘트암	모멘트암	근육길이	모멘트암
Semimembranosus	X	X	X	O	O (lumped)	O	O
Semitendinosus	X	X	O	O	O (lumped)	O	O
Biceps femoris (short)	X	X	X	O	O (lumped)	O	O
Biceps femoris (long)	O	O	O	O	O (lumped)	O	O
Gastrocnemius medialis	O (lumped)	O (lumped)	X	O	X	O	O
Gastrocnemius lateralis	O (lumped)	O (lumped)	X	O	X	O	O
Rectus femoris	O	O	O	O	O	O	O
Vastus medialis	O	O	O	O	O	O	O
Vastus lateralis	O	O	O	O	O	O	O
Vastus intermedius	O	O	X	O	O	O	O

4.2 인체 모델의 근육 길이와 모멘트 암

Musculographics社의 SIMM™은 Delp 등(1990)이 기존의 연구 및 자신의 실험을 통해 획득한 자료를 정리하여 만든 인체 모델[14]로 부터 시작해서 여러 연구들을 통하여 수정된 매우 일반화 된 인체 모델을 이용하여 다양한 인체 정보를 획득할 수 있는 프로그램이며 신뢰성이 검증 되어 있다. 본 연구에서는 SIMM™의 인체 모델을 기반으로 오픈 소스 프로젝트 형태로 개발 된 Opensim의 인체 정보를 실제 인체 정보로 가정하였다. 앞서 소개한 비교 대상 추정 방법들의 결과와 Opensim으로부터 얻어진 근육 길이, 모멘트 암을 비교 하여 어떤 방법이 가장 정확한 추정 결과를 보이는지 확인 하였다. 추정 과정에 있어서 근육의 길이나 모멘트 암은 개인마다 차이가 있을 수 있으므로 Opensim의 인체모델의 정보와 같은 180cm의 키에 73kg의 체중을 갖고 대퇴부 길이가 44cm인 사람을 가정하고 추정 하였다.

5. 근육 길이 및 모멘트 암 비교

비교 대상 추정 방법들을 이용하여 무릎 관절 각도 $-120^{\circ} \sim 0^{\circ}$ 범위에서 무릎 관절의 움직임에 관여하는 Vastus medialis, Vastus lateralis, Vastus intermedius, Rectus femoris, Semimembranosus, Semitendinosus, Biceps femoris long head, Biceps femoris short head, Gastrocnemius medial, Gastrocnemius lateral의 10개의 근육들의 길이와 모멘트 암을 구하여 비교하였다. Buford 등(1997)의 방법에서는 근육의 길이 변화만 알면 모멘트 암을 추정할 수 있으므로 Menegaldo, Visser, Jacob의 방법으로부터 구한 근육 길이에 대하여 각각의 모멘트 암을 추정하였다.

그림 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15는 근육 별로 각 방법으로 추정한 근육의 길이를 보여준다.

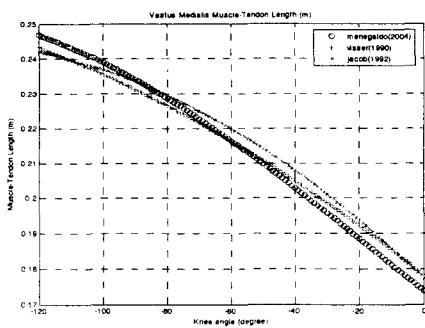


그림 6 Vastus medialis 근육 길이 추정 결과

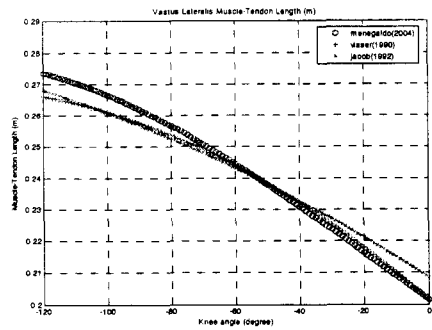


그림 7 Vastus lateralis 근육 길이 추정 결과

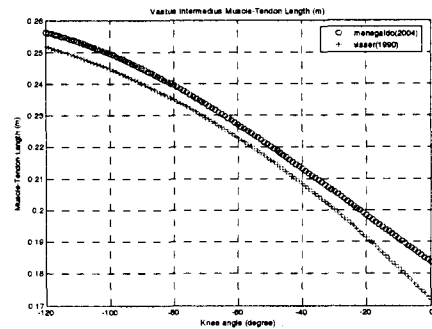


그림 8 Vastus intermedius 근육 길이 추정 결과

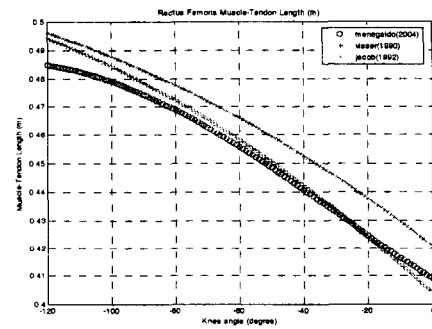


그림 9 Rectus femoris 근육 길이 추정 결과

Menegaldo 등(2004)의 방법과 Jacob 등(1992)의 방법에서는 무릎 외에도 각 근육이 연결된 다른 관절들의 각도를 함께 이용하여 근육의 길이를 구하는 방법을 사용하고 있다. 여기서는 엉덩이와 발목의 각도가 변하지 않는다는 가정 하에 고정시켜 놓고 무릎 관절의 각도만을 변화 시켜서 근육의 길이를 추정 하여 비교 하였다.

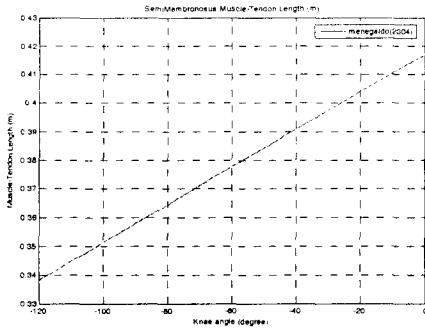


그림 10 Semimembranosus 근육 길이 추정 결과

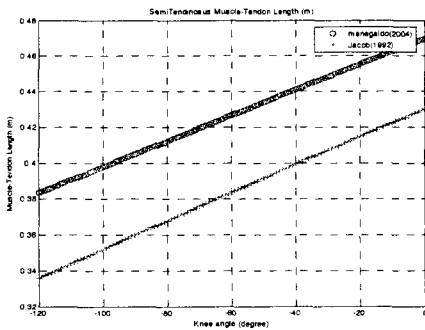


그림 11 Semitendinosus 근육 길이 추정 결과

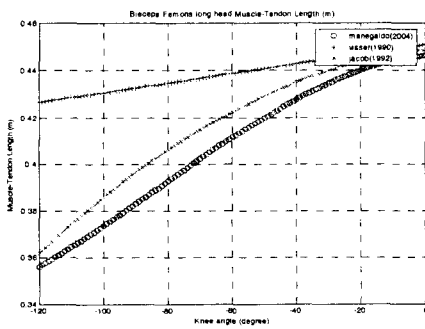


그림 12 Biceps femoris long head 근육 길이 추정 결과

그림 12의 Biceps femoris long head의 결과를 보면 Visser 등(1990)의 추정 결과는 다른 두 가지 방법에 비해 큰 차이가 나는 것을 확인 할 수 있었다. Visser 등(1990)의 방법은 서로 다른 신경과 몸무게를 가진 시체로부터 얻은 정보를 모두 통합하여 하나의 다항식과 계수로 근사화 했기 때문에 다른 방법들에 비해 오차가 큰 것으로 생각 된다. 모든 근육의 길이를 추정할 수 있는 Menegaldo 등(2004)의 결과를 살펴보면 다른 방법으로도 추정 가능한 근육들에 대해서 다른 방법들의 추정 결과

와 유사한 결과를 보이고 있는 것을 확인 할 수 있다. 아울러 Visser 등(1990) 방법의 추정 결과는 그림 12의 결과에서 추측할 수 있듯이 다른 근육들의 결과에서도 다른 방법과 오차가 크게 나는 것을 그림 11, 14, 15에서 확인 해 볼 수 있다. 특히 넓적다리 뒷 근육(Hamstring)에 있어서의 결과가 대퇴사두근(Quadriceps)의 결과에 비해 다른 방법의 결과와 큰 차이를 보이고 있는 것을 확인 할 수 있다.

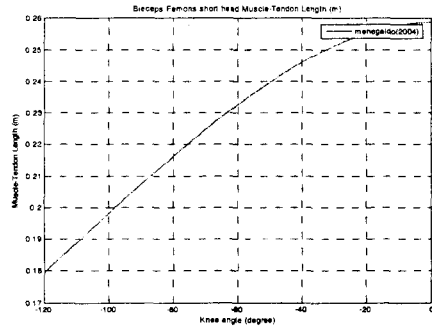


그림 13 Biceps femoris short head 근육 길이 추정 결과

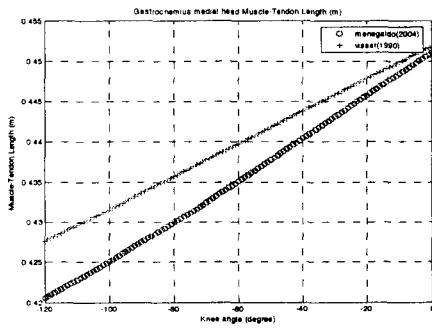


그림 14 Gastrocnemius medial 근육 길이 추정 결과

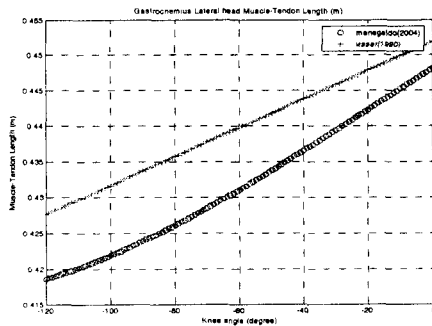


그림 15 Gastrocnemius lateral 근육 길이 추정 결과

그림 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25는 근육 별로 각 방법으로 추정한 모멘트 암을 보여준다.

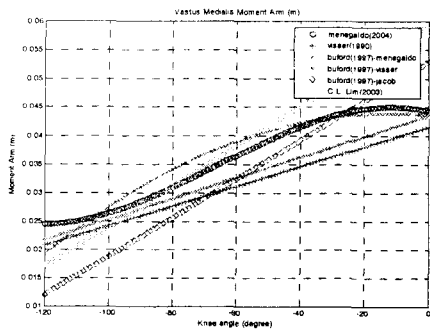


그림 16 Vastus medialis 모멘트 암 추정 결과

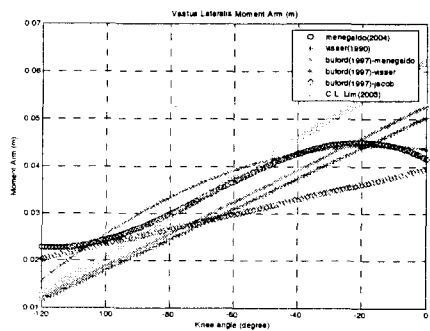


그림 17 Vastus lateralis 모멘트 암 추정 결과

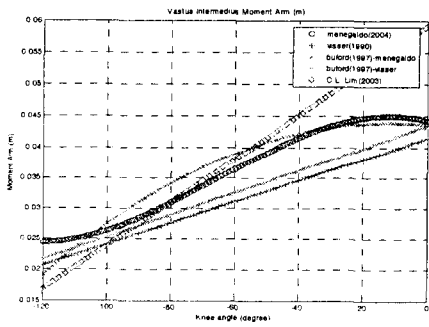


그림 18 Vastus intermedius 모멘트 암 추정 결과

그림 16, 17, 18, 19의 대퇴사두근의 모멘트 암 추정 결과를 보면 그림 19의 Rectus femoris에서 menegaldo 등(2004)의 방법으로 구한 근육 길이 변화를 이용한 buford 등(1997) 방법의 결과가 다소 큰 차이를 보이고 있지만 대체적으로 각 방법의 추정 방법에서 사용한 다항식의 차수의 영향에 의한 차이 외에 큰 경향의 차이는 없이 결과가 유사한 것을 확인 할 수 있다.

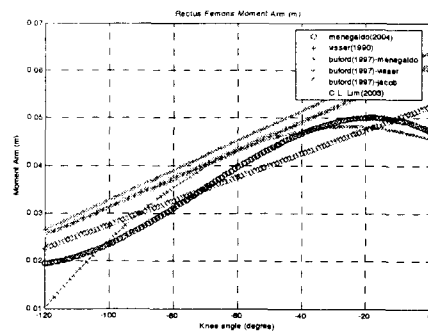


그림 19 Rectus femoris 모멘트 암 추정 결과

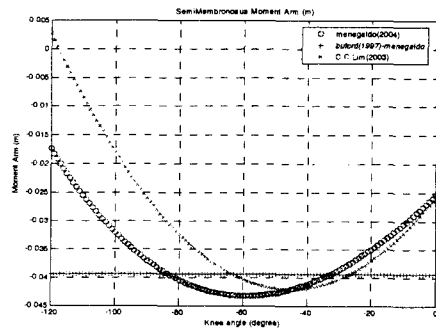


그림 20 Semimembranosus 모멘트 암 추정 결과

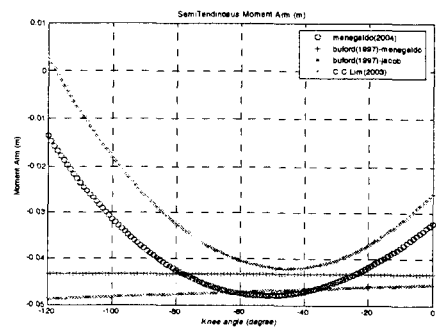


그림 21 Semitendinosus 모멘트 암 추정 결과

이것은 앞서 근육 길이 추정에서의 마찬가지로 대퇴사두근의 추정 결과는 비교 방법들 간의 차이가 별로 없다는 것을 확인 할 수 있다. 반면에 그림 20, 21, 22, 23의 넓적다리 뒷 근육의 결과는 방법에 따라 차이가 많이 나는 것을 볼 수 있다. 특히 C.L. Lim 등(2003)의 방법에서는 넓적다리 뒷 근육에 포함되는 근육들에 대해 하나의 덩어리 형태로 회귀 방정식의 계수를 설정하였기에 오차가 큰 것을 볼 수 있다.

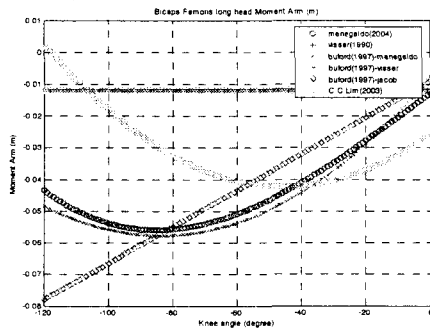


그림 22 Biceps femoris long head 모멘트 암 추정 결과

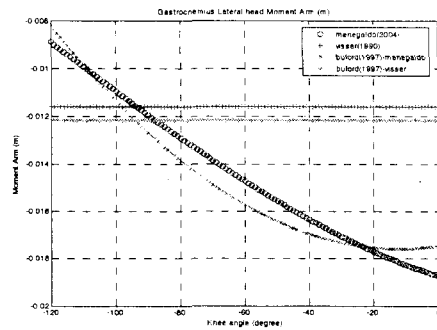


그림 25 Gastrocnemius lateral 모멘트 암 추정 결과

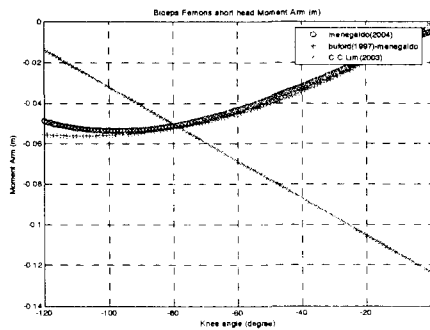


그림 23 Biceps femoris short head 모멘트 암 추정 결과

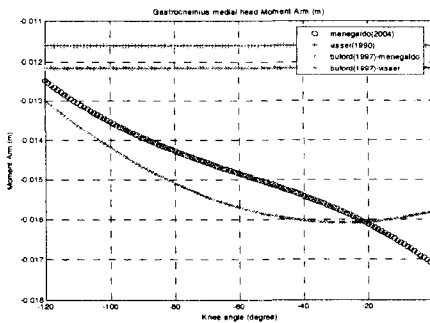


그림 24 Gastrocnemius medial 모멘트 암 추정 결과

또한 Visser 등(1990)의 방법의 결과를 보면 넓적다리 뒷 근육과 장딴지 근육의 모멘트 암 추정 결과가 무릎 관절의 각도 변화에 대해 변화가 없는 형태로 나타나고 있다. 이것은 무릎 관절의 각도 변화가 발생할 때 무릎을 펴는데 주로 사용되는 근육과 접는데 주로 사용되는 근육 간의 상호 작용에 대한 영향이 시체로부터 정보를 수집하는 과정에서 포함되지 못해 발생한 오류로 판단된다.

근육의 길이와 모멘트 암의 추정 결과를 살펴보면 Menegaldo 등(2004)의 방법이 모든 근육들에 대해 추정이 가능하고 또한 다른 방법들의 추정 결과와 비교했을 때 경향이 크게 다르거나 오차가 크게 나타나는 경우를 볼 수 없었다. 반면에 다른 방법들은 대퇴사두근의 추정 결과에 비해 넓적다리 뒷 근육의 추정 결과에 있어서 많은 차이를 보이는 것을 확인 할 수 있다.

여기서 Menegaldo 등(2004)의 방법을 Opensim으로부터 구한 근육 길이와 모멘트 암과 비교해 보았다. 그림 26, 27은 각각 Opensim으로부터 구한 근육 길이와 Menegaldo 등(2004)의 방법으로부터 구한 근육 길이를 하나의 그래프로 모아놓은 것이고, 그림 28, 29는 모멘트 암을 역시 하나의 그래프로 모아놓은 것이다. Opensim으로부터 근육 길이와 모멘트 암의 수치 정보를 추출해 낼 수 없기에 분석적인 결과를 확인 할 수는 없지만 그림상의 분석을 통해 결과를 비교해 본 결과 Menegaldo 등(2004)의 방법의 결과가 Opensim으로부터 구한 결과와 거의 일치하는 것을 확인 해 볼 수 있다.

6. 결론

인간의 일상생활에서의 동작이나 근력 강화를 위한 보조기 등의 개발에 있어서 근육의 힘을 추정하고 추정된 힘을 검증하는 것은 매우 중요하다. 이 과정에서 일반적으로 이용되고 있는 Hill-type 근육 모델에서 근육의 힘을 추정하는데 있어서 근육의 길이와 검증하는데 있어서 모멘트 암은 각각 큰 영향을 미치는 중요한 요소이다. 따라서 보다 간단하고 정확하게 근육의 길이와 모멘트 암을 추정하는 방법으로 관절의 각도를 이용하는 방법들이 다양하게 연구되어 왔다. 본 연구에서는 추후 보행 보조기 개발에 적용할 근육 길이와 모멘트 암 추정 방법을 찾고자 다양한 연구들의 결과를

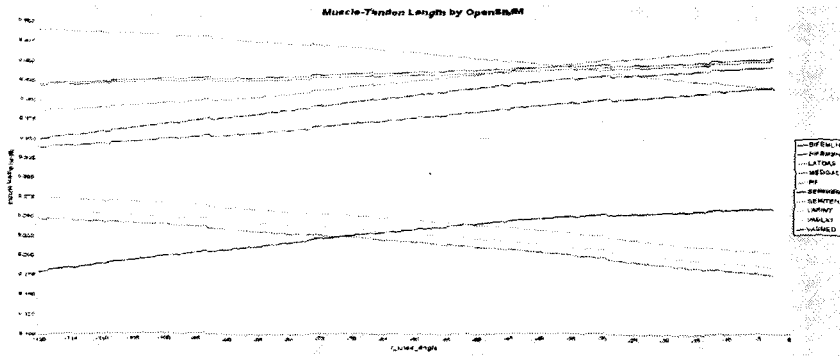


그림 26 Opensim으로부터 구한 각 근육의 길이

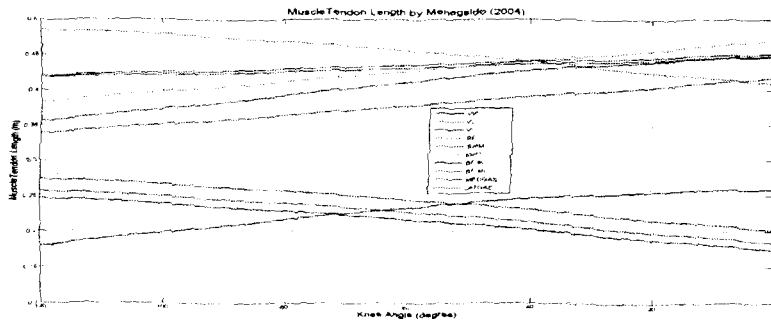


그림 27 Menegaldo 등(2004)의 방법으로 추정된 각 근육의 길이

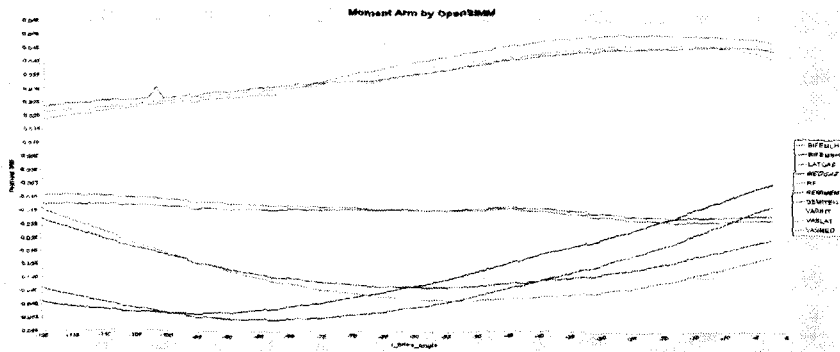


그림 29 Opensim으로부터 구한 각 근육의 모멘트 암

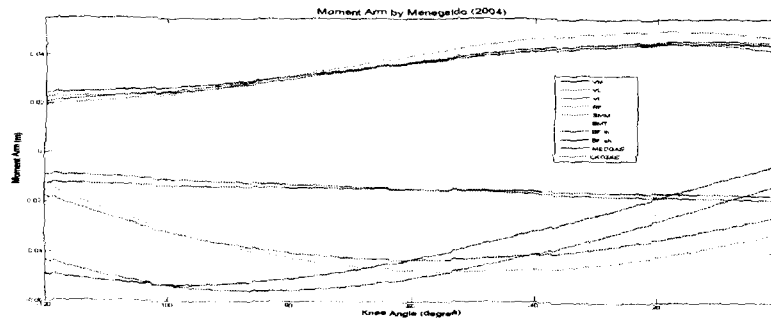


그림 28 Menegaldo 등(2004)의 방법으로 추정된 각 근육의 모멘트 암

비교 분석 해 보았다. 그 결과 대부분의 방법들이 대퇴사두근에 대해서는 유사한 결과를 보였지만 넓적다리 뒷 근육에 대해서는 많은 차이를 나타내는 것을 확인 할 수 있었다. 그 중에서 menegaldo 등(2004)의 방법이 다른 방법들에 비해 다양한 근육들에 대해서 보다 정확한 추정 결과를 보이는 것을 확인 할 수 있었고 Opensim의 근육 길이와 모멘트 값과 비교했을 때 거의 일치하는 것을 확인 할 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, "Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person", *ICCHP 2002, LNCS 2398*, pp.196-203, 2002.
- [2] H.Kazerooni, Jean-Louis Racine, Lihua Huang, and Ryan Steger, "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton", *Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.4353-4360, 2005.
- [3] Christian Fleischer, Andreas Wege, Konstantin Kondak, Günter Hommel, "Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots," *Biomed Tech 2006*, Vol. 51, Issue 5/6, *Special Issue: Biosignal Processing (Part 2)*, Walter DeGruyter, pp. 314-319, 2006.
- [4] A.V. Hill, "The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle," *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences*, 126(843):136-195, 1938.
- [5] Christian Redl, Margit Gfoehler and Marcus G. Pandy, "Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle-tendon properties," *Journal of Human Movement Science*, Vol.27, pp306-319, 2007.
- [6] TS Buchanan, DG Lloyd, K Manal and TF Besier, "Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command," *Journal of Applied Biomechanics*, Vol.20, pp.367-367-395, 2004.
- [7] Arnold AS, Salinas S, Asakawa DJ and Delp SL. "Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity," *Computer Aided Surgery*, Vol. 5, pp.108-119, 2000.
- [8] Tracy J. Yuen and Michael S. Orendurff, "A comparison of gastrocnemius muscle-tendon unit length during gait using anatomic, cadaveric and MRI models," *Gait & Posture*, Vol.23, pp.112-117, 2006.
- [9] JJ Visser, JE Hoogkamer, MF Bobbert and PA Huijing, "Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles," *European Journal of Applied Physiology*, Vol.61, pp.453-460, 1990.
- [10] R Jacobs and GJ van Ingen Schenau, "Control of an External Force in Leg Extensions in Humans," *Journal of Physiology*, Vol.457, pp.611-626, 1992.
- [11] Buford, W.L., Jr., Ivey, F.M., Jr., Malone, J.D., Patterson, R.M., Pearce, G.L., Nguyen, D.K. and Stewart, A.A, "Muscle Balance at the Knee - Moment Arms for the Normal Knee and the ACL-Minus Knee," *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, Vol.5, Issue.4, pp.367-379, 1997.
- [12] C.L.Lim, N.B. Jones, S.K. Spurgeon and J.J. A. Scott, "Modelling of knee joint muscles during the swing phase of gait-a forward dynamics approach using MATLAB/Simulink," *Simulation Modelling Practice and Theory*, Vol.11, Issue.2, pp.91-107, 2003.
- [13] L. Menegaldo, A. de Toledo Fleury and H. Weber, "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model," *Journal of Biomechanics*, Vol.37, Issue 9, pp.1447-1453, 2004.
- [14] S.L. Delp, J.P. Loan, F.E. Zajac, E.L. Topp and J.M. Rosen, "An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol.37, No.8, pp.757-767, 1990.