

◆특집◆ 인체 운동 분석

대퇴 절단 수술방법에 따른 대퇴절단 장애인의 고관절 굴곡-신전운동 분석

홍정화*

Flexion-extension exercise analysis of transfemoral amputee depending on variation of the surgical method

Jung Hwa Hong*

Key Words : Isokinetic exercise(등속성 운동), Myoplasty(근 형성술), Myodesis(근 고정술), Flexion(굴곡), Extension(신전), Foward Dynamics(추기 동역학), Biomechatronics(생체공학)

1. 서론

전 세계적으로 일반인들의 예기치 못한 교통사고, 산업재해, 노화 그리고 성인병에 따른 대퇴절단 장애인의 증가는 사회·경제적 방면에서 많은 문제점이 되고 있다. 이러한 현실 속에서 대퇴절단 장애인들의 기본적인 일상생활(ADL, Activities of Daily living)을 영위할 수 있도록 보행 및 작업능력을 일반인들의 능력에 근접하도록 복원 하는 것이 매우 중요하다. 이를 위해 여러 대퇴 절단 수술방법이 개발 및 시술되고 있으나, 현재까지 어떠한 수술방법이 대퇴절단 장애인들의 재활에 있어서 보다 더 효율적인가에 대해서는 과학적이고 체계적인 연구 미비로 논란이 많았다.¹³

본 연구에서는 근 형성술(myoplasty)과 근 고정술(myodesis)에 따른 대퇴절단 장애인을 3차원

컴퓨터 그래픽 상에 모델링하였다. 다음 근 형성술 모델과 근 고정술 모델을 등속성 굴곡·신전 운동(isokinetic flexion·extension exercise)을 부여한 후 동역학 해석을 통하여 이 두 모델의 모멘트(moment), 동작범위(range of motion) 그리고 대퇴절단에 따라 손상된 근육들의 모멘트 암(moment of arm)을 비교, 분석 해본 후 보다 우수한 대퇴절단 시술법을 제시 해보자 한다.

2. 대퇴절단 장애인 모델링

2.1 실험대상 및 모델링

본 연구에서는 대퇴의 전체길이에서 1/3이 절단된 대퇴절단환자 중 몸무게 64.7kg이고 신장은 171.9cm 그리고 나이는 24.2세인 남성을 대상으로 대퇴부(femur) 및 골반부(pelvis)의 크기, 길이 그리고 무게를 정량화 하여 모델링 하였다.^{11,14}

2.1.1 근 형성술 모델링

임상의의 자문과 외과수술방법중 하나인 근 형성술 기법(myoplasty)을 고려하여 3차원 컴퓨터 동역학 해석 모델링을 완성하였다.

* 고려대학교 제어계측공학과 교수

Tel. 02-3290-3988, Fax. 02-922-8154

Email hongjh32@korea.ac.kr

바이오메카트로닉스를 응용한 생체제어 재활기술, 운동기능보조 및 대체기술, 운동기능 증진기술과 같은 생체공학 분야 연구개발에 관심을 두고 활동을 하고 있다.

근 형성술은 앞쪽(anterior)과 뒤쪽(posterior) 잔존근육을 근육편(flap)으로 절개한 후 절단된 대퇴뼈 하단부에서 봉합하는 시술법이다. 이러한 근 형성술 기법은 절단된 대퇴 근육과 근막을 함께 봉합하기 때문에 근안정화(muscle stability)에 있어서 탁월하다고 보고되고 있다.

근 형성술 기법 특성상 절단된 대퇴 말단부 절단된 근육들이 굴곡과 신전에 따라 움직이는 것을 표현할 수 있도록 가상 강체를 생성한 후 자기공명영상(MRI)을 통하여 절단된 부위의 잔존근육 상태를 확인하여 Fig. 1(a)와 같은 모델을 완성하였다.

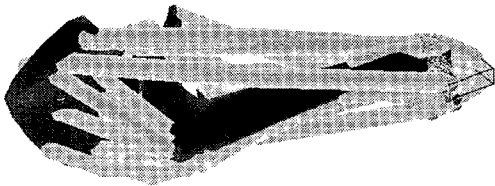


Fig. 1(a) Transfemoral amputee model treated by myoplasty method

이러한 모델에서 고관절 운동 각이 증가함에 따라 근육들이 뼈를 통과하는 문제를 해결하기 위하여 Fig. 1(b)에서와 같이 불기뼈(pelvis) 좌골결절(ischial tuberosity) 그리고 Fig. 1(c)에서와 같이 대퇴뼈(femur)에서 대퇴골두(fovea of head)와, 대퇴골경(neck), 대전자(greater trochanter) 부위에 구속(warp) 조건을 첨가 하였다.



Fig. 1(b) Constraint wrap objects in pelvis

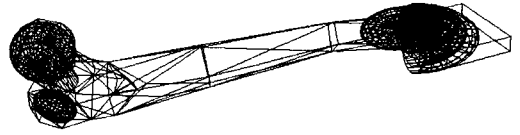


Fig. 1(c) Constraint wrap objects in femur

2.1.2 근 고정술 모델링

근 고정술 기법(myodesis)을 임상의의 자문과 외과 수술 기법을 고려하여 절단된 근육들을 대퇴 절단 말단부에 배열하여 Fig. 2와 같이 모델링을 하였다.

근 고정술은 절단된 대퇴 근육들을 뼈에 고정하는 시술법이다. 이러한 근 고정술은 시술 특성상 근 형성술에 비하여 대퇴의 많은 부분이 잘려나가기 때문에 시술 횟수가 근 형성술에 비해 상대적으로 적다고 보고되고 있다.

굴곡 운동 범위에 따라 근육이 뼈를 통과하는 것을 막기 위하여 근 형성술 기법과 마찬가지로 동일한 구속조건을 주었다. 마지막으로 대퇴의 말단부에 가상 강체를 생성하여 대퇴절단으로 인한 근육들을 고정시켰다.

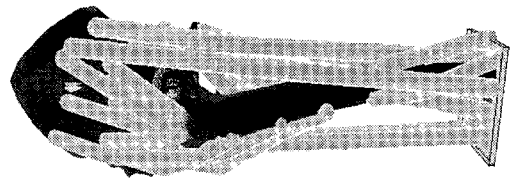


Fig. 2 Transfemoral amputee model treated by myodesis method

2.2 근육모델 및 방법

최근 근 골격 모델에 널리 사용되는 근육이론 중 하나인 Zajac의 modified Hill-type 모델을 사용하였다. 이러한 modified Hill-type 모델은 근(muscle)의 수축요소(contractile element)와 수동탄성요소(parallel spring element)의 병렬 구조와 건(tendon)의 스프링 모델을 서로 직렬로 조합한 모델로서 4개의 변수들과 3개의 관계함수로 표현된다. 근육 모델에 사용되어지는 변수들은 근육의 생리학적 단면적(PCSA, physiologic cross-section area)으로부터 유도된 근육의 최대 힘(maximum force), 최대 근력을 나타낼 때의 최적 근섬유 길이(optimal fiber length),

근육이 이완함에 따라 건에 힘이 가해지는 시점인 건의 이완 길이(tendon slack length), 근섬유와 건 사이의 각도인 익상각(pennation angle)이다. 관계함 수로는 근 수축 속도와 근력사이의 관계(muscle force-velocity relationship), 근 길이와 근력사이의 관계(muscle force-elongation/shortening relationship), 근육이 이완함에 따른 근 수동 장력의 관계(passive force-elongation relationship) 마지막으로 근육의 자극량에 따른 근력의 관계(muscle force-excitation relationship)이 있다. 본 연구에서는 근 골격 동역학 해석에 필요한 근육의 접단성 요소를 고려하여 감쇄율을 0.1로 정하였다.^{1,2,3,10}

2.3 대퇴절단 장애인 동역학 해석

대퇴절단 장애인 모델의 동역학 해석에 앞서 실제 대퇴절단 장애인의 신장과 몸무게에 따른 대퇴의 길이를 문헌 조사를 통해 산출하였다. 다음 동역학 해석에 필요한 대퇴의 질량과 질량 중심 그리고 질량 관성모멘트를 계산하였다.^{4,5}

본 연구에서는 대퇴절단 장애인의 고관절을 형성하고 있는 모든 근육을 포함시켰으며 굴곡과 신전운동의 등속성 운동(isokinetic exercise)이라는 가정 하에 굴곡과 신전운동의 주동근들을 조사하여 이러한 주동근들에 대한 근 활성화를 일차 미분 방정식으로 계산하여 동역학 해석을 하였다. 근 골격 동역학 해석을 실행하기 위하여 SIMM(ver. 4.1, Musculographics Inc., USA)를 이용하여 근 형성술 방법으로 시술된 대퇴절단 장애인 모델과 근 고정술 방법으로 시술된 대퇴절단 장애인을 정량화 하여 모델링 하였다. 다음 SD/FAST(B2.8 Symbolic Dynamics, USA)를 이용하여 동역학 해석에 필요한 운동방정식을 생성한 후 Dynamic Pipeline (Musculographics Inc., USA)를 이용하여 추기 동역학 해석(forward dynamics)을 실행 하였다.

고관절의 굴곡운동의 주동근(prime movers)으로는 장요근(iliopsoas), 대퇴근막장근(tensor fasciae latae), 봉공근(sartorius), 대퇴직근(rectus femoris), 장내전근(adductor longus), 치골근(pectineus), 단내전근(adductor brevis), 박근(gracilis), 소둔근(gluteus minimus)(전섬유)으로 보고되고 있다.⁷ 대퇴절단에 따라 절단되어지는 근육으로는 대퇴근막장근, 봉공근, 대퇴직근, 장내전근 그리고 박근이 있으며 이들 근육은 대퇴가 절단된 길이에 따라 익상각(pennation angle)을 고려하여 최적 근 섬유 길이

(optimal fiber length)와 건의 이완 길이(tendon slack length)를 계산하여 입력하였다. 또한 대퇴절단 장애인의 자기공명영상을 이용한 대퇴 단면에 따른 근육의 생리학적 단면적을 정상인 대퇴부분의 생리학적 단면적과 비교하여 각 근육의 최대 근력을 정의하여 입력하였다.

고관절이 신전운동을 할 때 주동근으로는 대둔근(gluteus maximus), 대퇴이두근의 장두(long head of biceps femoris), 반건양근(semi-tendinosus), 반막양근(semimembranosus), 대내전근(adductor magnus)(후두) 중둔근(gluteus medius)(후섬유)이 있으며 이들 근육들 중 대퇴절단에 따라 영향을 받는 대퇴이두근의 장두, 반건양근, 반막양근을 위에서 언급한 단계를 거쳐 적절한 익상각, 최적 근섬유 길이, 건의 이완길이 및 최대 근력을 정의하여 입력하였다.

근 형성술 대퇴 절단 장애인과 근 고정술 대퇴 절단 장애인을 이루고 있는 정확한 근-건 길이 비율 입력을 위하여 근 형성술에서 정의된 근-건 길이를 고관절 굴곡 운동의 초기 각도일 때 SIMM을 이용하여 근육길이를 계산하였다. 다음 근 형성술 기법과 근 고정술 기법 사이의 근 말단부 차이만큼을 계산하여 근 고정술 모델을 이루고 있는 근육들에 근-건 길이를 입력하였다.¹¹

근 형성술의 단단부 움직임 부분의 경우 실제 대퇴 절단 장애인의 등속성 굴곡 및 신전 운동을 통하여 대퇴 말단부의 근육움직임을 측정하였다. 그리고 그 움직임을 3차원 컴퓨터 그래픽 상에 표현하기 위하여 우선 근육을 고정할 수 있는 무게와 관성 모멘트 값이 0인 가상 강체를 생성하였다. 다음 실험에서 얻은 단단부 동작 범위 만큼 움직일 수 있도록 고관절 각도에 반비례하는 함수 값을 부여하여 보다 정교한 모델을 완성 하였다.

근 고정술 기법의 단단부 경우 근육들을 대퇴 골에 실로 고정하여 봉합한 것을 3차원 컴퓨터 그래픽 상에 표현하기 위하여 무게와 관성 모멘트 값이 0인 가상 강체를 대퇴 말단부에 수직으로 고정 하였다. 생성된 가상 강체에 근육들을 부착하여 모델을 완성하였다. 이러한 3차원 컴퓨터 그래픽 모델이 완성된 후 근 형성술 기법 모델과 근 고정술 기법 모델을 이루고 있는 고관절 주동근들의 활성화(muscle activation)를 최대로 한 상태에서 일정한 각속도로 굴곡과 신전 움직임을 주어 등속성 운동 상태를 구현한 후 각각의 근 골격 모델에 대해 동역학 해석을 하였다. 본 연구에서는 문헌 조사를

통하여 실제 실험값과 같은 최대 모멘트를 생성하기 위하여 각속도 값을 60rad/sec로 부여하였다.¹³

3. 결과

3.1 굴곡 등속성 운동에서의 고관절 모멘트

대퇴절단 장애인의 굴곡 운동 동역학 해석에 앞서 굴곡 운동의 범위는 정상인의 슬관절을 완전히 신전 시킨 상태에서의 굴곡 운동 범위와 고관절 굴곡 운동과 동시에 슬관절의 굴곡 운동을 했을 때의 운동 범위를 조사하였다.¹² 다음 문헌에 나와 있는 자료를 근거로 하여 대퇴절단 장애인 모델에 적절한 인체 운동반경(range of motion)을 주었으며, 굴곡 및 신전운동이라는 특수한 환경을 고려하여 외전(abduction), 내전(adduction), 외회전(external rotation), 내회전(internal rotation)을 움직임을 고정시켜 1자유도를 적용하였다.^{6,9}

근 형성술 기법 모델과 근 고정술 기법 모델 사이의 수동 장력을 고려하기 위하여 대퇴 절단 장애인의 고관절을 이루고 있는 모든 근육의 특성을 고려하여 동역학 해석을 하였다. 굴곡 각도는 수동 장력(passive force)의 척도를 알아보기 위해 문헌에서 조사한 고관절 전체 운동 각도 범위를 적용하여 동역학 해석을 하였다. Fig. 3에서와 같이 동역학 해석 결과 근 형성술 기법 모델의 최대 굴곡 각도는 77도 이고 근 고정술 기법 모델의 최대 굴곡 각도는 62도임을 알 수 있다. 이로써 근 형성술 기법 모델이 근 고정술 기법 모델에 비하여 굴곡 운동 동작 범위가 큰 것을 확인할 수 있다.

이러한 동작 범위의 제한은 근 형성술 기법 모델의 슬픽근(hamstring)에 발생하는 수동 장력이 주된 원인이다. 이렇게 근 형성술 모델과 근 고정술 모델의 모멘트가 차이가 나는 원인은 식 (1)에서 알 수 있듯이 굴곡 각도가 증가함에 따라 근 형성술 대퇴 절단 장애인 모델의 단단부 가상 강체 움직임으로 인한 근육의 수축 길이 지연시간 (V_n)이 근 고정술 대퇴 절단 장애인 모델보다 길기 때문이다.

$$F_v(V_n) = \frac{C_{short}(1 + V_n)}{C_{short} - V_n} \quad (1)$$

C_{short} 는 실험으로 유도된 값으로 전체적으로 0.1에서 1값을 갖는데 이 중 근육에 완서섬유(slow fiber)가 많

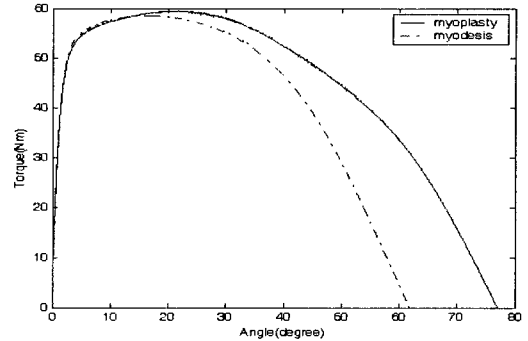


Fig. 3 Comparison of torque between myoplasty and myodesis with passive elements

이 포함 되어 있으면 C_{short} 는 0.1에서 0.25값을 갖고 급속섬유(fast fiber)가 근육에 많이 포함되어 있으면 C_{short} 는 0.25에서 1의 값을 갖는다. 식(2)는 C_{short} 에 대해 보다 정확한 값을 얻기 위한 수식이다.

$$C_{short} = 0.1 + 0.4C_{fast} \quad (2)$$

위 식에서의 C_{fast} 는 근육의 빠른 근섬유의 작은 부분 정도의 상수값 이다. 각 근육의 최대 수축속도를 계산 하는 것은 식(3)과 같다.

$$V_{MAX} = 2 l_{fib}(s^{-1}) + 8 l_{fib}(s^{-1})C_{fast} \quad (3)$$

위 식에서 l_{fib} 는 근 섬유 길이이다.

식 (4)에서 알 수 있듯이 잔존근육의 길이(L)가 근 형성술 대퇴절단 장애인 모델이 근 고정술 대퇴절단 장애인 모델에 비해 길기 때문이다. 여기서 근 형성술 대퇴절단 장애인 모델과 근 고정술 대퇴 절단 장애인 모델을 이루고 있는 각 근육의 최대 근력 값(F_{max}), 형상 파라미터 값(C_{sh})은 동일하게 설정하였다.

$$F(x) = F_{max} \exp\left(-\left(\frac{\frac{L}{L_{off}} - 1}{C_{sh}}\right)^2\right) \quad (4)$$

근육의 수동 장력을 표현한 식 (5)에서 알 수 있듯이 근 형성술 기법 모델의 슬픽근 잔존 근육 길

이(x)가 길기 때문이다. 또한 고관절 굴곡각도가 증가함에 따라 근 형성술 단단부 슬립근이 대퇴 후 (posterior)방향으로 끌려 내려가면서 수동 장력을 최소화 하는데 반해 근 고정술 모델은 고관절 굴곡 각도와 비례하면서 이완되기 때문에 수동 장력이 더 많이 발생함을 확인 할 수 있다. 나머지 계수인 각 근육의 최대 근력(F_{max}), 병렬 탄성요소의 형상 파라미터 값(C_{pe}), 근 휴식 길이(L_{obif}), 근 휴식 길이(L_{obif})의 비율에 따른 병렬요소(parallel component)의 최대 인장력(PE_{max})는 동일하게 설정 하였다.

$$F_{pe} = \frac{F_{max}}{\exp(C_{pe}) - 1} \left\{ \exp\left(C_{pe} \frac{x}{L_{obif} PE_{max}}\right) - 1 \right\} \quad (5)$$

3.2 굴곡 등속성 운동에서의 근 모멘트 암

대퇴절단 수술에 따라 손상된 봉공근, 대퇴근막장근, 박근, 대퇴직근의 모멘트 암을 비교해 보기에 앞서 각 모델의 단단부 근력을 동일하게 설정하였다. 각 모델의 모멘트 암을 비교한 결과 근 고정술 모델의 봉공근(Fig. 4), 대퇴근막장근(Fig. 5), 박근(Fig. 6), 대퇴직근(Fig. 7)이 근 형성술 근육들에 비해 모멘트 암이 길게 나타난 것을 알 수 있다. 이는 각각 다른 수술 방법에 따른 근 말단부(insertion) 위치가 차이 나기 때문이다.

즉 근 말단부 위치가 대퇴의 바깥쪽 방향(lateral)부분에 위치하게 되면 굴곡 운동 시 모멘트 암이 길게 나타남을 알 수 있다.

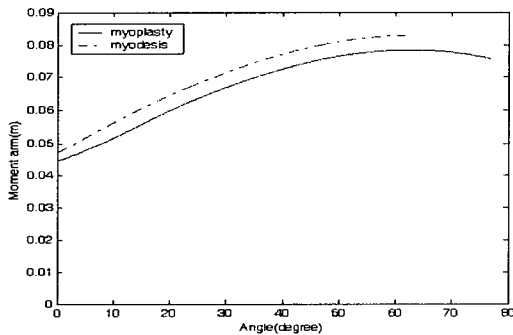


Fig. 4 Comparison of sartorius moment arm between myoplasty and myodesis

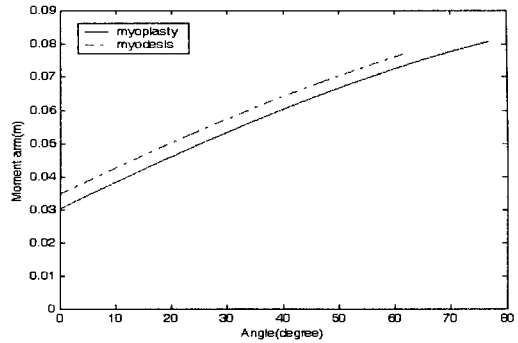


Fig. 5 Comparison of tensor fasciae latae moment arm between myoplasty and myodesis

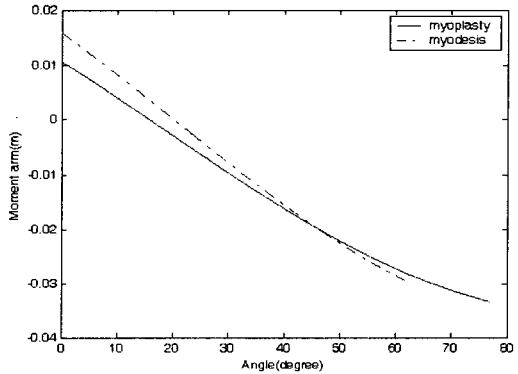


Fig. 6 Comparison of gracilis moment arm between myoplasty and myodesis

3.3 신전 등속성 운동에서의 고관절 모멘트

근 형성술 모델과 근 고정술 모델의 고관절 신전 등속성 운동은 앞서 실행한 고관절 굴곡 등속성 운동 결과를 적용하여 각각의 모델에 알맞은 고관절 동작범위를 적용한 후 동역학 해석 하였다. 근 형성술 모델의 동작 범위는 72도에서 -20도, 근 고정술 모델의 동작 범위는 66도에서 -20도로 지정하였다. 동역학 해석 결과 Fig. 8에서와 같이 근 고정술 모델이 근 형성술 모델에 비해 고관절 최대 모멘트 값이 조금 더 우수한 것을 알 수 있다. 이는 뒤쪽 잔존근육이 상대적으로 앞쪽 잔존근육보다 길이가 더 짧고, 고관절이 높은 각도에서 단단부 잔존근육의 모멘트 암 길이가 더 길기 때문이다.

3.4 신전 등속성 운동에서의 고관절 모멘트 암

근 고정술 모델과 근 형성술 모델의 고관절 최

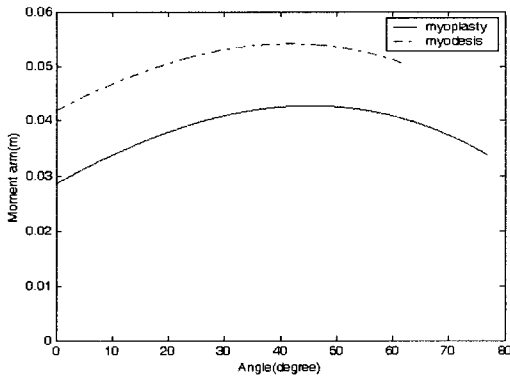


Fig. 7 Comparison of rectus femoris moment arm between myoplasty and myodesis

대 모멘트 차이점을 비교하기 위하여 신전 운동 범위내에 같은 근력을 발휘한다고 가정하였다. 동역학 해석 결과 같은 근 시작점(origin)위치로부터 서로 다른 시술법으로 인한 근 삽입부(insertion) 위치 차이점으로 인하여 Fig. 9에서와 같이 대퇴이두근의 장두(biceps femoris long head)의 경우 높은 굴곡 각도에서 근 고정술 모델이 근 형성술 모델에 비해서 길게 나타나다가 굴곡 각도가 감소함에 따라 근 형성술 모델과 거의 같아진다.

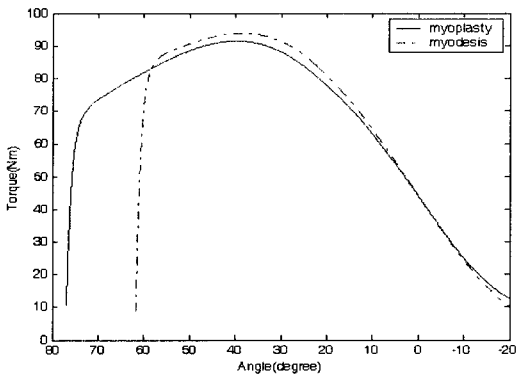


Fig. 8 Comparison of extension torque between myoplasty and myodesis

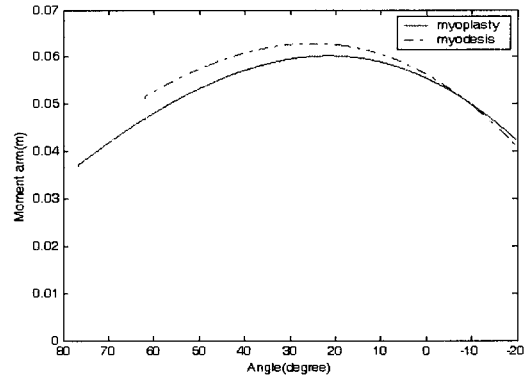


Fig. 9 Comparison of biceps femoris long head moment arm between myoplasty and myodesis

Fig. 10에서는 반건양근(semiendinosus)의 모멘트 암이 근 고정술 모델이 근 형성술 모델에 비하여 높은 굴곡각도에서 길게 나타나다가 굴곡 각도가 감소하면서 근 형성술 모델이 근 고정술 모델보다 길게 나타났다. 마지막으로 Fig. 11 반막양근(semimembranosus)의 경우에는 신전각도가 낮은 영역에서 근 형성술 모델이 근 고정술 모델에 비하여

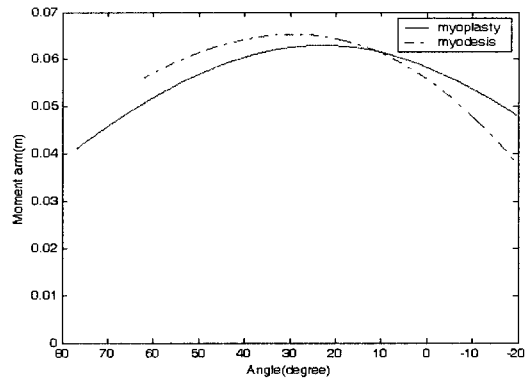


Fig. 10 Comparison of semitendinosus moment arm between myoplasty and myodesis

모멘트 암이 더 길게 나타남을 확인 할 수 있다.

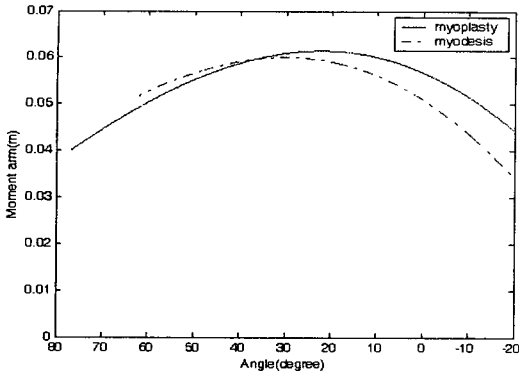


Fig. 11 Comparison of semimembranosus moment arm between myoplasty and myodesis

4. 결론

본 연구에서는 근 형성술로 시술된 대퇴절단 장애인과 근 고정술로 시술된 대퇴절단 장애인을 3차원 모델로 구현함과 동시에 Zajac의 modified Hill-type 근육 이론을 기반으로 하여 등속성 운동 상태에서의 굴곡 및 신전 운동에 대한 동역학적 해석을 하였다. 다음 각각의 근 골격 모델의 동역학적 특성을 비교해 보았다. 그 결과 등속성 굴곡운동에서의 경우 근 형성술 모델이 근 고정술 모델에 비하여 동작 범위가 크고 고관절 모멘트가 우수한 반면 단단부 주동근들의 모멘트 암은 짧았다. 등속성 신전 운동에서의 모멘트와 모멘트 암의 경우 근 형성술 모델과 근 고정술 모델 사이에는 차이가 없었다. 따라서 근 형성술 모델이 근 고정술 모델에 비하여 대퇴절단 수술 후 장애인들의 고관절 굴곡 및 신전 운동이 보다 더 우수하다.

본 연구에서는 근육의 활성화를 주동근과 비주동근으로 양분한 후 주동근들에 대해서만 전체 활성화를 주어 동역학 해석을 하였다. 추후 고관절을 형성하고 있는 모든 근육의 활성화를 규명해야 할 것이다.

참고문헌

- Hill, A. V., "The Transformations of Energy and the Mechanical Work of Muscles," *Proceedings of the Physical Society*, Vol. 51, pp. 1-18, 1939.

- Zajac, F. E., "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," *Critical Reviews in Biomed Eng.*, Vol. 17, Issue. 4, pp. 359-411, 1989.
- Chang, Y. W., Su, F. C., Wu, H. W. and An, K. N., "Optimum Length of Muscle Contraction," *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 537-542, 1999.
- Friederich, J. A., "Muscle Fiber Architecture in the Human Lower Limb," *J. Biomechanics*, Vol. 23, pp. 91-95, 1990.
- Leva, P., "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *J. Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223-1230, 1996.
- Delp, S. L., Maloney, W., "Effects of Hip Center Location on the Moment-Generating Capacity of the Muscles," *J. Biomechanics*, Vol. 26, No. 4., pp. 485-499, 1993.
- Colgan, D., Trench, P., Slemon, D., Mctague, D. and Finlay, J.B., "A Review of Joint and Muscle Load Simulation Relevant to In-Vitro Stress Analysis of the Hip," *Strain*, Vol. 30, No. 2, pp. 47-60, 1994.
- Winter, D. A., "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," John Wiley and Sons, Hoboken, New Jersey, 2005.
- Neumann, D. A., "Kinesiology of the Musculoskeletal System," Elsevier, Milwaukee, Wisconsin, pp. 420-467, 2002.
- Yamaguchi, G. T., "Dynamics Modeling of Musculoskeletal Motion," Kluwer Academic Publishers, Boston, pp. 30-64, 2001.
- Cailliet, R. "The Illustrated Guide to Functional Anatomy of the Musculoskeletal System," AMA, United States of America, pp. 237-249, 2004.
- Gajdosik, R. L. "Passive Compliance and Length of Clinically Short Hamstring Muscles of Healthy Men," *Clinical Biomechanics*, Vol. 6, No. 4, pp. 239-244, 1991.
- May, B. J. "Amputations and Prosthetics a Case Study Approach," Augusta, Georgia F. A. Davis Company, pp. 52-59, 1996.
- Hong, J. H., Song, C. H., Lee, J. Y. and Moon, M. S., "The effect of biomechanical isokinetic

excercise of residual muscles in the stump on restoring gait of transfemoral and transtibial amputees," Proceedings of the Korean Society of Precision Engineering Conference, pp.723-728, 2003.