

## 하지절단자의 보행 복원을 위한 단단부 잔존근육의 생체역학적 등속성 운동 효과에 대한 연구

홍정화(고려대학교 제어계측공학과), 송창호(삼육대학교 물리치료학과), 이재연, 문무성(재활공학연구소)

### The effect of biomechanical isokinetic exercise of residual muscles in the stump on restoring gait of transfemoral and transtibial amputees

Jung Hwa Hong (Dept. of Control and Instrumentation Engineering, Korea University), Chang Ho Song (Dept. of Physical Therapy, Sahmyook University), Jae Yun Lee, and Mu Seung Mun (Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Ctr.)

#### ABSTRACT

The physical restoration technology for lower limb amputees is being advanced as the biomechanics is being applied to the area of rehabilitation. As the advanced prosthetics for lower limb amputees are introduced, a suitable prescription of biomechanical rehabilitation training becomes important to utilize the advanced full features of the devices. Since lower limb amputation significantly affects biomechanical balance of musculoskeletal system for gait, an appropriate and optimal biomechanical training and exercise should be provided to rebalance the system before wearing the prostheses. Particularly, biomechanical muscular training for hip movements in the both affected and sound lower limbs is important to achieve a normal-like ambulation. However, there is no study to understand the effect of hip muscle strength on the gait performance of lower limb amputees. To understand the hip muscle strength characteristics for normal and amputated subjects, the isokinetic exercises for various ratios of concentric contraction to eccentric contraction were performed for hip flexion-extension and adduction-abduction. As a results, biomechanical isokinetic training protocols and performance measurement methodologies for lower limb amputees were developed in this study. Using the protocols and measurement methods, it has been understood that the appropriate and optimal biomechanical prescription for the rehabilitation process for lower limb amputees is important for restoring their gait ability.

**Key Words** : Biomechanical Restoration, Isokinetic Exercise, Lower Limb Amputation, Rehabilitation, Musculoskeletal Biomechanics

#### 1. 서론

보행에 있어서 고관절 주위근의 역할은 한쪽발로 체중을 지지하게 하며 앞으로 몸을 전진시키는 추진력을 제공한다. 따라서 고관절을 지탱하는 고관절 주위근의 적절한 수축에 의한 움직임은 보행과 서기에 매우 중요한 요소이다. 따라서 이들 근육의 약화는 보행이상을 유발하는 하나의 요인이 된다.(Perry J 1992)

하지절단자들은 절단된 부위에 따라 구축으로 인한 근육의 불균형을 조래하게 되며 이는 정상적인 보행을 수행하는 데에 많은 영향을 준다. 대퇴절단에서는 고관절의 굴곡, 외전, 외선 구축이 일어나기 쉽고 하퇴절단에서는 슬관절 굴곡과 함께 신전구축이 일어나기 쉽다. 대퇴절단환자의 좋은 하지의 위

치는 스텝프를 고관절 신전상태에서 약간의 내전, 내회전 상태로 유지해 두는 것이다. 이러한 근육의 불균형을 막기 위해 절단환자에게는 의지착용 후는 물론 의지를 착용하기 전부터 근육을 강화하고 적절한 근육의 비율을 맞추는 것이 중요하다. 대퇴절단에서는 고관절의 신전, 외전, 내전의 근육강화를 시행하는데, 고관절 굴곡근의 특별한 근육저하가 없으면 별도의 훈련은 불필요하다. 하퇴절단에서는 슬관절의 굴곡신전근력과 고관절주위 근 근육강화를 실시한다.(川村次郎 등 1992)

고관절이 보행과 자세에 있어서 중요한 역할을 하는 것에 비하면 고관절에 대한 연구는 주요관절 중에서 주관절과 함께 가장 연구가 적은 관절이다.(Zeevi Dvir 1995) 이 중에서 고관절의 근력이 보행에 미치는 영향에 대한 연구는 하지절단자의 정상적 보

행복권을 위하여 필수적인 연구임에도 불구하고 실험의 난해함, 실험 환경조성의 어려움 등에 의하여 거의 연구가 이루어져 있지 않은 실정이다.

본 연구에서는 하지절단자의 단단부와 건축의 근육강화를 위한 등속성운동 실험 방법과 이를 생체역학적으로 평가하는 방법을 개발하는 것이 일차적 목표이며, 본 연구의 주목적은 고관절의 근력비율과 근력특성을 비교하여 중도장애를 겪은 대퇴절단자가 대퇴의지를 착용하고 정상인에 근접하게 보행할 수 있도록 하는 대퇴절단측 잔존근력 및 건축부 근력 강화운동에 대한 지침을 마련하기 위함이며, 또한 하퇴절단자에 대한 고관절 구동 근육군에 대한 강화가 보행능력에 미치는 영향을 알기 위함이다.

## II. 연구 대상 및 방법

### 1. 연구대상

일상생활에서 보행을 수행하는데 어려움이 없는 3명의 편측절단환자(대퇴절단2명, 하퇴절단 1명)를 대상으로 하였으며 (Table 1), 대조군으로는 보행에 아무런 문제가 없는 정상인 성인 남성 15명으로 하였다(Table 2). 절단군은 절단의 원인은 절단된지 2년 이상으로 외상에 의한 것이었으며 건축하지에는 이상이 없었고 의지장착 후 도움없이 독립보행이 100m 이상 가능하였고 절단측에 고관절의 병력이나 관절구축이 없었다. 대퇴절단자의 하퇴의지는 모두 인공지능형으로 소켓은 사변형을 착용하였으며 슬관절 축은 사절회전식이었다. 체중은 의지를 착용하지 않고 측정하였고 대퇴길이는 대전자 상부에서 외측 슬관절 까지로 측정하였고 대퇴둘레 길이는 측정시 대전자의 상부에서 하부로 10cm 되는 곳에서 대퇴와 절단단의 둘레를 측정하였다. 실험 중에 스텝프의 통증이나 이상감각, 요통이 없었다.

Table 2. Subject's characteristics of Amputee.

	case 1	case 2	case 3
age(years)	56	48	50
body mass(kg)	58	65	67
Height(cm)	162	170	166
Dominant	left	left	right
Cause of Amputation	Trauma	Trauma	Trauma
Amputated Side	Right	Left	Left

### 2. 측정기구와 방법

#### 1) 근력측정

근력을 측정하는 도구로는 SYSTEM 3 (Biodex Medical Systems, Inc. New York, USA)를 사용하였다. 대퇴절단자는 잔여사지의 길이가 짧아서 기존의 고정장치가 고정될 수 없으므로 길이를 짧게 할 수 있도록 제작하여 사용하였다.

Table 3. Subject's characteristics of Control group.

	control group
age(years)	24.2±2.6
body mass(kg)	64.7±6.8
Height(cm)	171.9±3.5

(1) 굴곡과 신전근력 측정: 바로누운자세에서 골반벨트와 양쪽의 어깨벨트 맨 상태에서 측정하였다. 고관절의 측정방법은 선자세와 누운자세 두 방법이 있으나 J. L. Croisier에 연구에 의하면 누운자세에서의 검사가 보상작용을 줄이는 것으로 나타나 안정성 있는 검사를 위해 누운 방법을 선택하였다. 고정장치는 대조군과 하퇴절단자는 슬개골위로 5cm에서 고정하였고, 대퇴절단자는 고정장치가 실험 중 벗겨지지 않는 한도 내에서 최대한 체간으로부터 멀리 착용하였다. 관절의 움직임의 축은 고관절의 위치와 일치시켰으며 각 실험마다 사지의 무게에 대한 영향은 제거하였다. 등속성운동의 범위는 구심성수축검사시에는 50°~55°로 하였으며 원심성수축검사시에는 40°~45°로 하였다.

(2) 외전과 내전의 근력측정은 옆으로 누운자세에서 골반벨트만을 고정하였고 고정장치는 굴곡신전 때와 같은 방법으로 하였다.

(3) 측정절차: 검사 전에는 10분 이상 휴식을 취하고 고관절에 해당되는 근육을 5분 동안 스트레칭하였다. 등속성운동검사는 양쪽으로 모두 검사하였으며 굴곡과 신전을 함께 검사하고 후에 외전과 내전을 함께 검사하였고 양쪽다리를 번갈아 가며 각속도 30°와 90°에서 각각 5회씩 실시하였으며 각속도 30°와 90°실험간에는 30초를 휴식하였고 우측과 좌측간은 3분을 휴식하였으며 구심성과 원심성검사 간은 5분휴식, 굴신과 내외전검사 간은 10분간 휴식하였다. 검사 전에는 대상에게 검사도구와 실험과정에 대한 교육을 하였으며 각각의 검사마다. 최대한의 강도로 2회의 연습을 실시하였다. 원심성수축검사의 경우 검사방법이 난해하여 이해를 하지 못하고 실험에 임한 대상자에게는 충분한 휴식 후 재교육을 한 후 다시 실험에 임하게 하였다. 검사는 시각적 피드백(visual feedback)은 주지 않았으며 구두로 지시는 하였다.

#### 2) 보행분석

보행분석은 Vicon370 3차원 동작 분석기를 사용하였다. 이 시스템은 5개의 적외선 카메라와 2개의 힘 측정판, 2대의 비디오 카메라, 데이터스테이션 그리고 퍼스널 컴퓨터로 이루어져 있다. 표피표식자를 먼저 건축의 제 2,3 중족골두 사이 발 뒷꿈치, 경골외과 대퇴골 외측 과상돌기, 경골 외과 및 대퇴골 외측 과상돌기의 중간부위, 전상 장골돌기에 부착시켰고 환측에는 각각 동일한 위치에 표피표식자를 부착시켜 보행분석을 실시하였다. 검사에 대한 오차를 줄

이기 개인별 5회이상 실시하였다. 실험 중 피검자가 보도를 보행하는 동안 적외선 카메라는 신체에 부착되어있는 표식자의 3차원 좌표를 인식하고 힘측정판은 피검자의 신체의 하중에 의한 지면반발력을 실시간으로 처리하여 컴퓨터에 저장하였다. 각 인체의 해부학적 3차원 관절운동은 각 표식자의 3차원 좌표로부터 카단 각도를 사용하여 계산되었다.

### 3. Statistical analysis

각 측정치의 평균 및 표준 편차를 구하였고 각각의 피검자의 결과와 대조군간의 결과비교는 one sample t-test를 하였다. 통계분석은 SPSS 10.0을 사용하였고 P value가 0.01 미만인 것을 통계학적으로 유의한 것으로 하였다.

## III. 결과

### 1. 굴곡신전

각각의 case의 굴곡과 신전력을 검사한 결과 정상측이 절단측보다 높게 나왔으며 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 굴곡력보다 신전력이 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다 높게 나왔다 (Table 4,5,6).

Table 4. Flexion and Extension Peak Torque of Case 1.

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Flexion				
30° /s	61.5	96.3	73.7	133.2
90° /s	52.4	89.2	82.3	140.5
Extension				
30° /s	67.9	110.5	71.8	128.5
90° /s	57.8	71.3	81.8	140.5

Ampu.= Amputated

Table 5. Flexion and Extension Peak Torque of Case 2.

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Flexion				
30°/s	73.8	58.3	140.1	112.1
90°/s	68.2	58.4	161.4	90.0
Extension				
30°/s	102.5	53.7	148.3	106.5
90°/s	96.7	45.3	174.5	89.5

Ampu.= Amputated

### 2. 외전내전

각각의 case의 외전과 내전력을 검사한 결과 정상측이 절단측보다 높게 나왔으며 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다

높게 나왔다. 외전력보다 내전력이 높게 나왔으나 case 1의 원심성 수축과 case 2에서는 반대되는 결과가 나왔다(Table 7,8,9).

Table 6. Flexion and Extension Peak Torque of Case 3

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Flexion				
30° /s	94.5	102.2	174.2	159.6
90° /s	86.2	92.4	185.2	165.4
Extension				
30° /s	120.1	133.7	175.6	102.3
90° /s	110.2	98.9	167.4	159.4

Ampu.= Amputated

Table 7. Abduction and Adduction Peak Torque of Case 1.

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Abduction				
30° /s	71.4	94.7	85.8	104.7
90° /s	22.5	83.1	72.2	96.3
Adduction				
30° /s	57.1	92.6	109.2	113.0
90° /s	19.8	83.3	82.4	104.8

Ampu.= Amputated

Table 8. Abduction and Adduction Peak Torque of Case 2.

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Abduction				
30° /s	94.0	63.8	134.4	89.9
90° /s	64.1	53.1	149.7	92.0
Adduction				
30° /s	71.6	65.6	138.8	84.7
90° /s	69.6	60.9	141.7	87.3

Ampu.= Amputated

Table 9. Abduction and Adduction Peak Torque of Case 3.

motion and angular velocity	Concentric Peak Torque(Nm)		Eccentric Peak Torque(Nm)	
	Ampu.		Ampu.	
Abduction				
30° /s	84.8	78.1	142.9	139.1
90° /s	67.9	60.4	145.0	133.8
Adduction				
30° /s	106.5	115.7	143.5	131.9
90° /s	101.5	96.0	138.4	127.3

Ampu.= Amputated

3. 근력비율

1) 원심성수축/구심성수축의 비율

원심성수축/구심성수축 비율은 대조군의 경우를 볼 때 원심성수축이 구심성보다 높은 것으로 나왔으며 굴곡 30°의 속도에서는 Case1의 절단측과 Case 2에서 통계학적 유의한 차이를 보였다. 신전에서는 Case 2에서 통계학적 유의한 차이를 보였으며 나머지는 대체로 비슷한 값이 나왔다. 외전에서는 Case1의 정상측과 Case 3의 정상측에서 유의한 차이를 보였으며 절단측에서는 모두 비슷한 값이 나왔다. 내전에서는 Case 1의 경우와 Case2의 절단측에서 유의한 차이를 보였으며 나머지는 비슷한 값이 나왔다. (Table 10)

2) 주동근/길항근의 비율

주동근/길항근 비율은 대조군의 경우를 볼 때 신전력이 굴곡력보다 약간 높은 것으로 나왔으며 30°의 속도에서는 Case1과 Case3는 대조군과 비슷한 값을 보였으나 Case2에서 통계학적 유의한 차이를 보였다. 90°에서는 반대로 Case 3은 대조군과 비슷한 값을 보였으나 Case2의 절단측과 Case 1에서는 통계학적 유의한 차이를 보였다. 외전과 내전에서는 외전이 약간 큰 값을 보였으나 대체로 비슷했으며 30°의 속도에서는 Case1의 정상측을 제외하고는 대조군과 통계학적 유의한 차이를 보였다. 90°의 속도에서는 대조군과 대체적으로 값이 비슷하였으며 Case3에서만 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. (Table 11)

Table 10. Eccentric/Concentric strength ratios : frontal and sagittal motion.

	Control		Case1	normal	Case2	ampu.	Case3	ampu.
	Right	Left	ampu.		normal		ampu.	
Flexion								
30°	1.53	1.61	1.20*	1.38	1.90*	1.92*	1.56	1.84
Extension								
30°	1.16	1.23	1.20	1.27	1.70*	1.67*	1.19	1.39
Abduction								
30°	1.40	1.40	1.47	0.91*	1.41	1.43	1.78*	1.69
Adduction								
30°	1.40	1.50	1.83*	0.93*	1.37	1.88*	1.20	1.34

ampu.: amputated

\* p<.01

Table 11 Reciprocal strength ratios : frontal and sagittal motion

	Control		Case1	normal	Case2	ampu.	Case3	ampu.
	Right	Left	ampu.		normal		ampu.	
Extension/Flexion								
30°	1.21	1.22	1.10	1.15	1.39*	0.92*	1.27	1.31
90°	1.28	1.31	1.10*	0.80*	1.42	0.78*	1.28	1.07
Adduction/Abduction								
30°	0.96	0.97	0.80*	0.98	0.76*	1.03*	1.26*	1.48*
90°	0.99	1.01	0.88	1.00	1.09	1.15	1.59*	1.49*

ampu.: amputated

\* p<.01

#### 4. 보행분석

1) 시간적 지표: Case 1의 보행분석의 경우 분속수는 각각 102steps/min, 보행속도는 1.09m/sec, 활보장은 1.29m, 양하지지지기는 29.28%로 나타났다. Case 2의 경우 분속수는 각각 94steps/min, 보행속도는 1.03m/sec, 활보장은 1.29m, 양하지지지기는 27.45%로 나타났다. Case 3의 경우 분속수는 각각 99steps/min, 보행속도는 1.04m/sec, 활보장은 1.25m, 양하지지지기는 20.27%로 나타났다. 정상인 그룹보다 모두 느린 속도를 보였으나 유의한 차이는 없었다.

Table 12. Linear Parameters of Gait.

	Case 1	Case 2	Case 3	Control
Cadence (steps/min)	102	94	99	115
Speed(m/sec)	1.09	1.03	1.04	1.32
Stride length(m)	1.29	1.29	1.25	1.36
Step time(Sec)	0.56	0.66	0.61	0.69
Single limb support(%)	32.92 (Right)	32.77 (Left)	37.92 (Left)	36.04
Double limb support(%)	29.28 (Right)	27.45 (Left)	20.27 (Left)	36.04

control group - 정상인 50대

#### 2) 운동형상학적 변화

고관절의 운동형상학적인 변화를 측정할 때 case1은 정상인과의 비교에서 고관절 내전각만 차이가 있었다. case2는 신전각과, 내전각,내회전각에서 차이가 있었다. case3은 큰차이를 보이지않았다.

Table 13. Kinematic analysis of hip.

	Case 1 (right)	Case 2 (left)	Case 3 (left)	Control
Maximal hip flexion	32.9	36.2	32.7	35.7
Maximal hip extension	10.3	5.7	10.0	10.4
Maximal hip Adduction	1.2	1.4	7.3	8.2
Maximal hip Abduction	5.8	3.6	7.1	6.8
Maximal hip Internal Rotation	10.1	4.8	10.7	18.7

### IV. 고찰

고관절주위근의 역할을 보면 고관절외전근인 중소둔근 대퇴근막장근 그리고 대둔근 상부섬유는 한쪽하지 지지시 전두면에서 골반을 안정시킨다. 중둔근의 활동은 말기유각기에 시작되고 단일 하지 지지기인 중간 입각기에 빠르게 상승하여 최대에 이른다. 체중이 다른 발로 이동되는 뒤꿈치 들기에서 전

기적으로 조용해진다. 이 폐쇄성 연쇄 운동에서 고관절은 5도 내전되고 중둔근은 유각기 쪽으로 골반이 떨어지는 것을 제한하거나 감속하기 위하여 원심성을 수축한다. (Laura K. Smith 등, 1996) 대퇴근막장근은 독립적으로 활동하고 서로다른기능을 가진 전내측과 후외측섬유로 구성되어있다.(Pare 등 1981) 이연구에서 뒤꿈치 닿기때 후외측 섬유가 활동하고 반면에 전내측섬유는 전보행주기를 통하여 활동하지 않는 것을 알았다. Inman 등(1981)은 뒤꿈치 닿기에서의 활동은 대둔근의 수축에 대하여 장경대를 안정시키는 것이라고 제안한다. 속도가 증가되면 발가락 들기 후에 고관절 굴곡 및 내회전을 위해 전내측 섬유가 작용하게 된다. 고관절 내전근은 입각기 초기와 말기에 2번에 활동이 있다. 초기활동의 피크는 체중의 감속작용과 이동이 일어나는 시기에 대퇴사두근, 슬건근, 외전근, 그리고 대둔근이 거의 동시에 발생된다. 근육마다 활동시기가 조금씩다른데, 대내전근은 입각기 초기, 장내전근은 입각기 후기, 박근은 유각기 초기에 활동한다.(Green and Morris, 1970) 고관절 신전근은 뒤꿈치 닿기 후 고관절의 안정과 폐쇄성연쇄운동인 고관절 굴곡을 방지함으로써 체간의 전방 운동을 감속시키는 것이다. 신전근이 마비된 사람은 중심을 고관절 뒤에 유지하고 체간 및 골반이 전방으로 넘어지는 것을 방지하기 위해 입각기 초기에 체간을 뒤로 젖혀 고관절을 15~20. 신전을 유지한다(Perry 1992). 고관절 굴곡근은 유각기 초기에 잠간활동이 시작되다가 중간유각기까지 활동이 없다(Close, 1964).

고관절이 보행에서의 많은 역할을 함에도 불구하고 고관절에 대한 연구는 특별히 적다. 이를테면 Donatelli 등(1991)의 정상인 남자 42을 대상으로 한 연구가 가장 큰 샘플이며 다른 연구들도 대부분 15명에서 30명 정도를 대상으로 연구하였다. 반면에 최근연구에서 검사프로토콜을 엄격히 적용해야한다는 인식은 늘어났다(Zeevi Dvir 1995).

보행주기시 고관절 주위 근육의 주된 역할은 입각기에 체간의 안정과 유각기에 하지를 조절하는 것이다. (Basmajian et al 1990) 따라서 대퇴환자를 재활하는데 있어서 고관절 주위근육에 대한 근력강화 및 조절 훈련이 필요하다. 대퇴 절단 환자의 절단단 고관절 근력약화가 보행 이상을 일으키는 요인 중의 하나이며 이들 환자의 절단단 근력이 견측보다도 유의하게 근력약화가 있는 것으로 알려졌다.(James U 1973) 특히 고관절 외전근은 입각기중 골반 안정에 중요한 역할을 하며 절단단에서 이 근력의 약화는 전두면의 안정을 감소시키고 보행이상 즉 체간 측방 굴곡을 일으키는 원인의 하나이다. (Bowker JH 1992)

Cahalán 등(1989)는 정상인 남녀를 20-80대까지 연령별로 하여 고관절의 굴곡력과 신전력을 연구하

여 20-40세의 남성에서의 굴곡력은 30. 에서 152Nm, 신전력은 177으로 40-81세에서 30. 에서 굴곡력은 113Nm, 신전력은 157Nm으로 각각의 결과가 나왔으며 신전력이 굴곡력보다 강한 결과를 보였다. 본 연구에서도 대조군으로 설정한 20대에서는 우성인 쪽에서 굴곡력 157Nm과 신전력 187Nm로 신전력/굴곡력 비율이 1.21로서 신전력이 조금 강한 결과가 나왔다. 이 연구에서 40-80대의 결과를 본 연구의 절단자와 비교하여 보면 정상인 측에서도 10-40Nm 정도의 차이를 보였으며 절단측에서는 좀더 많은 차이를 보여 보행에 문제가 없는 절단자들이라 할지라도 조금에 근력약화를 보이는 것으로 보여진다. 또한 본 연구에는 일부의 경우에 굴곡력이 신전력보다 강한 것으로 나타났는데 이는 의지를 장착하고 보행시에 추진력을 좀더 얻기 위함으로 보여지며 case 2의 경우 신전력/굴곡력비율이 1이하로 굴곡력이 더욱 강하게 나타났는데 보행분석에서 유각기시에 고관절의 굴곡이 더욱 많이 되는 것을 볼 수 있다. 각속도 30°가 각속도 90°보다는 높은 결과가 본 연구와 이전에 연구에서 같은 결과를 보였다. 이는 또한 여성보다는 남성이 강하며 나이많은 사람보다는 젊은사람이 더 강한 힘을 가지고 있는 것으로 나왔으나 본 연구는 정상인 남자만을 대상으로 하여 결과에 대한 비교는 할 수 없다.

Donatelli 등(1991)의 연구에서는 Cahalan 등(1989)의 연구와 다소 차이가 나는 결과를 얻었는데 이는 피검자의 검사자세와 고정하는 방법에 대한 차이로 인한 것이다(Zeevi Dvir 1995).

Tis 등(1991)도 고관절의 굴곡력과 신전력의 연구를 통해 본 연구와 같은 신전력은 굴곡력에 비해 약간 높게 나타났으며 원심성수축/구심성수축의 비율에서는 1.13(신전) 1.19(굴곡)의 값이 나왔는데 본 연구에서도 대조군과 Case 1,2,3 모두 원심성 수축이 구심성 수축보다 강한 것으로 나타났으며 Tis 등의 연구보다는 다소 높은 값이 나왔다.

Cahalan 등(1989)과 Donatelli 등(1991)의 연구에서 고관절의 외전력과 신전력을 연구하였는데 Cahalan 등의 결과를 보면 20-40의 남성에서의 내전력은 30. 에서 121Nm, 외전력은 103으로 40-81세에서 30. 에서 내전력은 99Nm, 외전력은 75Nm으로 각각의 결과가 나왔으며 내전력이 외전력보다 강한 결과를 보였다. 본 연구에서도 대조군으로 설정한 20대에서는 우성인 쪽에서 내전력 152Nm과 외전력 142Nm로 신전력/굴곡력 비율이 1.07로서 내전력이 조금 강한 결과가 나왔다. 이는 Donatelli 등(1991)의 연구에서 2.09와 Lindsay 등(1992)의 1.65보다는 내전력이 상대적으로 약하게 나온 결과이다.

Cahalan 등(1989)과 Lindsay 등(1992)에서는 고관절의 내회전과 외회전을 연구하여 내회전이 더욱 강한

결과를 보여줬으며 남성이 여성보다 젊은사람이 나이든 사람보다 30도가 90도보다 강한 결과가 나타났다. 역시 두 연구에서도 값에 다소 많은 차이를 보였는데 이는 피검자의 검사자세와 고정을 하는 위치에 따라 다른 것으로 보인다. 본 연구에서는 대퇴절단 환자가 내회전과 외회전을 측정할수 없으므로 이 연구는 제외하였다.

J. L. Croisier 등(2001)은 대퇴절단환자 14명과 하퇴절단환자 19명 모두 33명의 남녀를 대상으로 고관절 근력을 측정하였다. 굴곡신전력은 모두 측정하였으며 내전외전력은 8명의 대상만을 측정하여 외상에 의한 절단자와 혈관질환에 의한 절단자의 근력은 차이가 없는 것으로 나타났다. 또한 절단지가 정상측보다 근력이 약한 것을 나타냈다. 본 연구에서도 대체적으로 근력이 약한 것으로 나타났다. 굴곡력/신전력 비율에서 절단측이 정상측보다 높은 비율을 보여 굴곡력이 더욱 강해진 것으로 나타났다.

## V. 결 론

사지가 절단되어 정상적인 보행을 하기 위해 근력강화 및 보행 훈련을 해야하는 절단자들에게 주동근과 길항근의 적절한 근력비율과 구심성수축과 원심성수축의 적절한 근력비율을 제시하여 보행준비를 위한 근력강화운동에 대한 지침을 마련하기 위하여 정상인 남자 15명을 대조군으로 하고 대퇴절단 2명과 하퇴절단 1명을 대상으로 고관절의 근력을 측정하고 보행분석을 하였고 각근육의 길항근과 주동근 비율과 원심성수축과 구심성수축의 비율을 구하고 각각의 피검자와 대조군간을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 신전력이 굴곡력보다 더 강하였고 보행에 문제가 없는 절단자들도 유의한 결과를 보였다.( $p < 0.01$ )

2) 내전력이 외전력보다 더 강하였고 보행에 문제가 없는 절단자들도 유의한 결과를 보였다.( $p < 0.01$ )

3) 원심성수축이 구심성수축보다 더 강하였고 보행에 문제가 없는 절단자들도 유의한 결과를 보였다.( $p < 0.01$ )

## 참고문헌

1. Alexander MJL... "Peak torque values for antagonist muscle groups and concentric and eccentric contraction types for elite sprinters." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 71, pp .334-339 1990.