

대퇴절단환자의 고관절 등속성근력비율에 관한 연구

삼육대학교 대학원 물리치료학과 박사과정 · 물리치료학과¹⁾

송창호 · 이완희¹⁾

A Study on Isokinetic Strength Ratios of Hip joints in Above-knee Amputees

Song, Chang Ho, Lee, Wan Hee¹⁾

Dept of Physical Therapy, Graduate School of ShamYook University

Dept. of Physical Therapy, ShamYook University¹⁾

- ABSTRACT -

The purpose of this study is to provide guideline of muscle strengthening exercise for preparing ambulation by presenting suitable ratio of muscle power of agonist & antagonist, and that of concentric & eccentric contraction on behalf of amputee's normal ambulation training and it's strengthening as well.

7 Subjects who have femur amputee for experimental group were able to ambulate naturally without inconvenience and 20 adult subjects of comparison group for comparison were considered to be free from disturbance of ambulation.

The method of study was to measure the muscle power of hip joint, was to figure out the ratio of agonist & antagonist, concentric contraction & eccentric contraction, and was to find out mean and standard deviation of each measurement.

Every numerical value of comparison was tested by Mann-whitney and comparison group's comparison between left & right value was done with t-test.

Results are as followings :

- 1) Extension force was stronger than flexor force and had no remarkable difference($p < 0.05$)

2) For normal adults, adduction force was stronger than abduction force and for amputees, abduction force was stronger while adduction force was the same as the normal without showing remarkable difference($p < 0.05$)

According to the result above, I make an assumption that maintaining a proper ratio of muscle power on strengthening exercise for amputee's ambulation training & rehabilitation and finally bring out an improvement of transfer and ambulation

Key Word : Amputation, Isokinetic, Hip joint

I. 서 론

고관절은 인체에서 운동성이 많으면서 구조적으로 가장 안정된 관절이다. 고관절은 체간과 지면사이에 큰힘을 전달하며 또한 이행작용의 중요한 구성요소이다. 고관절은 기어오르거나 의자에서 일어날 때 몸을 들어올리고 내리는데 관여하며 신발을 신을 때 발을 앞으로 가져가는 중요한 역할을 한다. 매 걸음마다 지지축 외전근은 전 체중에 약 85%에 대한 균형을 유지하기 위한 힘을 필요로 한다. 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. (Laura K. Smith 등, 1996)

하퇴절단자들은 슬관절 굴곡근과 고관절 굴곡근에 구축이 나타날 수 있다. 경한 구축은 운동이나 신장 운동으로 감소시킬 수 있으나 중간정도 이상의 구축은 어렵다. 따라서 구축을 위한 최선의 치료는 예방을 하는 것이다. (Bella J. 등, 1996)

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

환자에게는 의지착용 후는 물론 의지를 착용하기 전부터 근력을 강화하고 적절한 근력의 비율을 맞추는 것이 중요하다. (川村次郎 등, 1992)

근력을 객관적으로 정확하게 평가하는 것은 근력의 감소를 결정하거나 질병의 진행정도를 평가하며 치료에 대한 효과를 알기 위해서도 매우 중요하다 등속성 측정방법은 1967년 Hislop와 Perine에 의하여 등속성 개념이 소개된 이래 현재는 광범위하게 쓰이고 있다. (한태륜 등, 1989)

병리적상태의 고관절의 근력 변화에 대한 연구가 미비하며 특히 절단환자에 대한 근력과 근력비율에 대한 연구가 적은 상태이다. 윤태식(1995)은 고관절의 근력과 보행에 속도에 대한 연구를 하였으며 J.L. Croisier 등(2001)은 하퇴절단환자의 고관절 근력평가에 대한 연구를 하였으나 고관절굴곡과 신전, 외전과 내전 등 각각의 근력에 대한 비율과 구심성수축과 원심성수축에 대한 비율에 대한 연구가 미비한 실정이다.

본 연구의 목적은 주동근과 길항근의 적절한 근력비율과 구심성수축과 원심성수축의 적절한 근력비율을 제시하여 보행준비를 위한 근력강화운동에 대한 방향설정에 도움을 주고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 실험대상

보행이 자연스러워 일상생활에 불편함이 없는 7명(우측절단2명, 좌측절단 5명)의 대퇴절단자를 대상으로 하였으며 대조군으로는 보행에 아무런 문제가 없고 우측이 우성인 정상인 성인 남성 20명으로 하였다(표 1). 절단군의 일반적인 특성을 보면 절단의 원인은 모두 외상에 의한 것이었으며 절단 된지 2년 이상 경과했다. 건축하지에는 이상이 없었고 의지장착 후 도움 없이 독립보행이 100m 이상 가능하였고 절단 측에 고관절의 병력이나 관절구축이 없었으며 실험 중에 스템프의 통증이나 이상감각, 요통이 없었다. 보행이 가능한 절단자를 실험대상으로 하여 보행이 가능한 자의 고관절 특징을 정상인과 비교해 보고자 하였다.

표 1. 연구대상자의 일반적특성.

특성	평균±표준편차	
	실험군	대조군
연령(세)	32.5±5.4	27.2±2.6
체중(kg)	62.6±1.8	64.7±6.8
신장(cm)	166.6±4.1	171.9±3.5

2. 측정

1) 측정기구

(1) 근력측정

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

2) 측정방법

(1) 근력측정

① 굴곡과 신전근력 측정

바로누운자세에서 골반벨트와 양쪽의 어깨벨트 맨 상태에서 측정하였다. 고관절의 측정방법은 선자세와 누운자세 두 방법이 있으나 J. L. Croisier(2001)에 연구에 의하면 누운자세에서의 검사가 보상작용을 줄이는 것으로 나타나 안정성 있는 검사를 위해 누운 방법을 선택하였다. 고정장치는 대조군은 슬개골위로 5cm에서 고정하였고, 대퇴절단자는 고정장치가 실험 중 벗겨지지 않는 한도 내에서 최대한 체간으로부터 멀리 착용하였다.

관절의 움직임의 축은 고관절의 위치와 일치시켰으며 각 실험마다 중력으로 인한 사지의 무게에 대한 영향은 제거하였다. 등속성운동의 범위는 구심성수축검사시에는 50°~55°로 하였으며 원심성수축검사시에는 40°~45°로 하였다.

② 외전과 내전의 근력측정

옆으로 누운자세에서 골반벨트만을 고정하였고 고정장치는 굴곡신전때와 같은 방법으로 하였다.

③ 측정절차

검사 전에는 10분 이상 휴식을 취하고 고관절에 해당되는 근육을 5분 동안 스트레칭 하였다. 등속성운동검사는 양쪽으로 모두 검사하였으며 굴곡과 신전을 함께 검사하고 후에 외전과 내전을 함께 검사하였고 양쪽다리를 번갈아가며 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 충분히

한 휴식 후 재교육을 한 후 다시 실험에 임하게 하였다. 검사는 시각적 피먹임은 주지 않았으며 구두로 지시는 하였다.

3. 통계분석

각 측정치의 평균 및 표준 편차를 구하였고 각각의 피검자의 결과와 대조군간의 결과비교는 Mann-whitney 검정을 하였고 대조군의 좌우측비교는 t-검정을 하였다. 통계분석은 SPSS 10.0을 사용하였고 P value가 0.05 미만인 것을 통계학적으로 유의한 것으로 하였다.

III. 결 과

1. 굴곡신전

절단군의 굴곡과 신전력을 검사한 결과 정상측이 절단측보다 높게 나왔으며 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 굴곡력보다 신전력이 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다 높게 나왔다(표 2).

표 2. 절단군의 굴곡과 신전의 최대우력.

움직임과 각속도	평균±표준편차			
	구심성 최대우력(Nm)		원심성 최대우력(Nm)	
굴곡	절단측	건측	절단측	건측
30°/s	66.6±16.1	95.8±21.3	90.6±21.0	141.1±15.1
90°/s	60.1±15.1	89.2±20.8	90.5±15.1	152.4±16.3
신전				
30°/s	69.8±18.7	114.2±17.1	87.7±19.8	140.1±16.1
90°/s	60.2±18.2	84.5±17.2	90.0±15.1	156.2±19.6

대조군의 굴곡과 신전력을 검사한 결과 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 굴곡력보다 신전력이 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다 높게 나왔다. 우성인 측이 다른 측보다 조금 높게 나왔지

만 통계학적으로 유의한 차이(p<.05)는 보이지 않았다(표 3).

표 3. 대조군의 굴곡과 신전의 최대우력.

움직임과 각속도	평균±표준편차			
	구심성 최대우력(Nm)		원심성 최대우력(Nm)	
굴곡	우성측	좌성측	우성측	좌성측
30°/s	158.2±28.1	144.1±25.3	237.7±31.5	223.9±39.5
90°/s	134.7±19.7	128.0±22.1	25.6±20.1	212.1±42.2
신전				
30°/s	188.1±33.6	177.3±39.2	218.7±31.7	200.3±38.4
90°/s	174.9±41.8	160.5±46.4	208.4±24.1	203.0±40.8

2. 외전내전

절단군의 외전과 내전력을 검사한 결과 정상측이 절단측보다 높게 나왔으며 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다 높게 나왔다. 정상측에서는 외전력보다 내전력이 높게 나왔으나 절단측에서 그의 반대되는 결과가 나왔다(표 4).

표 4. 절단군의 외전과 내전의 최대우력.

움직임과 각속도	평균±표준편차			
	구심성 최대우력(Nm)		원심성 최대우력(Nm)	
외전	절단측	건측	절단측	건측
30°/s	75.2±17.0	92.6±20.8	92.9±15.2	117.5±26.6
90°/s	40.4±22.1	85.4±18.5	108.2±22.0	121.3±20.3
내전				
30°/s	65.5±15.1	100.5±15.7	83.8±16.1	119.2±18.3
90°/s	37.5±22.0	80.5±24.0	89.8±15.2	126.3±17.3

대조군의 외전과 내전력을 검사한 결과 각속도 30°가 90°보다 높게 나왔고 외전력보다 내전력이 높게 나왔고 원심성수축력이 구심성수축력보다 높게

나왔다.

우성측이 아닌 측보다 약간 높게 나왔지만 통계학적으로 유의한 차이($p<.05$)는 보이지 않았다(표 5).

표 5. 대조군의 외전과 내전의 최대우력.

움직임과 각속도	구심성		원심성	
	우성측	최대우력(Nm)	우성측	최대우력(Nm)
외전	30°/s	141.8±25.5	126.7±92.8	161.9±28.7
	90°/s	135.5±36.3	114.6±32.1	185.9±32.5
내전	30°/s	151.6±34.0	129.9±34.6	200.6±43.6
	90°/s	142.2±32.4	118.0±32.0	207.9±34.2

3. 근력비율

1) 원심성수축/구심성수축의 비율

대조군에서 원심성수축/구심성수축 비율은 각 운동에서 모두 원심성수축이 구심성보다 높은 것으로 나왔다. 절단군과 대조군의 비교를 위해서 대조군의 우성측과 비교를 하였다.

표 6. 절단측의 원심성수축/구심성수축력의 비율.

	평균±표준편차	
	대조군 우성측	절단군 절단측
굴곡 30°	1.53±0.3	1.39±0.4
신전 30°	1.14±0.2	1.33±0.2*
외전 30°	1.38±0.4	1.25±0.1
내전 30°	1.46±0.4	1.44±0.1

* $p<.05$

앞서 대조군의 좌우의 결과를 비교하여 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않아 우성측만을 기준으로 비교하였다. 절단군의 절단측과 대조군과의 비교에서는 신전에서 통계학적인 차이를 보였으나 큰 차

표 7. 건측의 원심성수축/구심성수축력의 비율.

	평균±표준편차	
	Control dominant	Amputee 건측
굴곡 30°	1.53±0.3	1.51±0.3
신전 30°	1.14±0.2	1.38±0.2*
외전 30°	1.38±0.4	1.19±0.2
내전 30°	1.46±0.4	1.34±0.4

* $p<.05$

이는 없었다(표 6). 절단군의 정상측과의 비교에서도 신전에서 통계학적 차이를 보였다(표 7).

2) 주동근/길항근의 비율

주동근/길항근 비율은 대조군의 경우를 볼 때 신전력이 굴곡력보다 약간 높은 것으로 나왔으며 대조군과 절단군의 비교에서 역시 우성측을 기준으로 비교하였다. 절단군의 절단측과의 비교에서는 통계학적으로 유의한 차이를 보였으나 수치상의 큰 차이는 없었다(표 8). 정상측과의 비교에서도 신전력이 굴곡력보다 높게 나왔고 90°에서만 통계학적 차이가 있었다(표 9).

내전력과 외전력의 결과는 대조군과 절단군의 정상측에서는 내전근이 외전근보다 높은 것으로 나왔고 절단측에서는 외전근이 더 강하게 나왔다.

표 8. 절단측 대상근육의 근력비율.

	평균±표준편차	
	대조군 우성측	절단군 절단측
신전/굴곡		
30°	1.21±0.2	1.05±0.1*
90°	1.30±0.3	1.00±0.2*
내전/외전		
30°	1.08±0.2	0.88±0.1*
90°	1.11±0.3	0.91±0.1*

* $p<.05$

표 9. 건측 대상근육의 비율.

	평균±표준편차	
	대조군 우성측	절단군 건측
신전/굴곡		
30°	1.21±0.2	1.21±0.1
90°	1.30±0.3	1.00±0.3*
내전/외전		
30°	1.08±0.2	1.10±0.1
90°	1.11±0.3	1.11±0.1

* p<.05

IV. 고찰

고관절에 대한 연구는 주요관절 중에서 주관절과 함께 가장 연구가 적은 관절이다. 고관절이 보행과 자세에 있어서 중요한 역할을 하는 것에 비하면 매우 놀라운 일이다(Zeevi Dvir, 1995). 고관절주위근의 역할을 보면 고관절외전근인 중·소둔근 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 전기적으로 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 서로 다른 기능을 가진 전내측과 후외측섬유로 구성되어있다(Pare 등, 1981). 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 조금씩 다른데, 대내전근은 입각기 초기, 장내전근은 입각기 후

기, 박근은 유각기 초기에 활동한다(Green and Morris, 1970). 고관절 신전근은 뒤꿈치 닿기 후 고관절의 안정과 폐쇄성연쇄운동인 고관절 굴곡을 방지함으로서 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 잠깐 활동이 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.

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 건측보다도 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).

Judith 등(2000)은 노인남성을 대상으로 보행에 있어서 하지의 관절토크가 미치는 영향을 조사하여 고관절 신전력은 보행속도와 활보장, 분속수에 영향을 끼치므로 고관절 신전근의 강화훈련은 보행을 개선시킬 것이라고 했다. 대퇴환자도 이와 마찬가지로 좋은 보행을 위해 고관절 주위근에 적절한 강화훈련이 필요하다.

등속성 측정방법은 많은 연구를 통해 고관절의 근력을 측정하는데 사용되어왔으며 여러 연구에서 그

신뢰도가 증명되었다. Carolyn N Burnett 등(1990)은 6세에서 10세의 아동을 대상으로 등속성 측정방법으로 고관절의 근력을 측정하여 신뢰도를 증명하였고 굴곡과 신전력이 외전과 내전력보다 더 유의한 결과를 보였다.

본 연구는 고관절 근력을 측정하여 각 근육별 비율을 연구하였다. Varick L. 등(1972)은 고관절 외전근의 구심성, 원심성, 등척성 수축의 최대 우력에 대한 연구를 하여 6개의 각도에서 측정을 하였고 결과로 원심성, 등척성, 구심성 순으로 우력이 발생한다고 하였고 각에 따라 그 비율은 차이가 있지만 원심성/구심성비율은 약 1.5정도 된다고 하였다.

May W W (1968)는 정상성인의 고관절 외전근과 내전근의 등척성 근력 연구를 통해 외전근과 내전근간의 근력의 차이가 없었고 우성과 비우성간도 통계학적으로 유의한 차이가 없었가고 했고 이와 비슷한 연구를 한 Murray 등(1968)은 내전근과 외전근의 비율이 1.07로 내전근이 강하다고 보고하였다. Agre 등(1987) 우성과 비우성간의 비교에서 유의한 차이가 없다는 보고를 하였다. 본 연구에서 대조군으로 설정한 정상인군에서 우성과 비우성간의 차이비교에서도 유의한 차이를 나타내지 않았다. 내전과 외전 비교에서는 내전근이 강한 것으로 나타났다.

Cahalan 등(1989)는 정상인 남녀를 20-80대까지 연령별로 하여 고관절의 굴곡력과 신전력을 연구하여 20-40세의 남성에서의 굴곡력은 30°에서 158Nm, 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 188Nm로 신전력/굴곡력 비율이 1.21로서 신전력이 조금 강한 결과가 나왔다. 본 연구의 절단자와 비교하여 보면 정상측에서도 30-50Nm정도의 차이를 보였으며 절단측에서는 좀더 많은 차이를 보여 보행에 문제가 없는 절단자들이라 할지라도 근력약화를 보이는 것으로 보여진다. 또한 본 연구에는 일부의 경우에 굴곡력이 신전

력보다 강한 것으로 나타났는데 이는 의지를 장착하고 보행시에 추진력을 좀더 얻기 위함으로 보여지며 각속도 30°이 각속도 90°보다는 높은 수치를 보였으며 본 연구도 이전에 연구와 같은 결과를 보였다. 이는 또한 여성보다는 남성이 강하며 나이많은 사람보다는 젊은사람이 더 강한 힘을 가지고 있는 것으로 나왔다.

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 절단군 모두 원심성 수축이 구심성 수축보다 강한 것으로 나타났으며 Tis 등의 연구보다는 다소 높은 값이 나왔다.

Paul M. 등(1997) 건강한 정상인 158명을 대상으로 각관절의 신전근과 굴곡근의 우력 비율을 여러 각도별로 연구하여 1.33에서 1.47사이의 결과를 얻었으며 Alexander(1990)은 우수 육상선수를 대상으로 연구하여 1.36에서 1.56사이의 결과로 비교적 신전근이 강하다고 하였다.

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 151Nm과 외전력 142Nm로 내전력/외곡력 비율이 1.08로서 내전력이 조금 강한 결과가 나왔다. 이는 Donatelli 등 (1991)의 연구에서 2.09와 Lindsay 등(1992)의 1.65보다는 내전력이 상대적으로 약하게 나온 결과이다. 절단군의 정상측은 내전근의 더욱 강한 것으로 대조군과 같게 나왔으나 절

단측에서는 그의 반대의 결과가 나왔다.

Cahalan등(1989)과 Lindsay등(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 대퇴절단환자가 내회전과 외회전을 측정할수 없으므로 이 연구는 제외하였다.

J. L. Croisier등(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 나타났다. 본 연구에서도 대체적으로 근력이 약한 것으로 나타났다. 굴곡력/신전력 비율에서 절단측이 정상측보다 높은 비율을 보여 굴곡력이 더욱 강해진 것으로 나타났다.

Ryser, D. K등(1988)은 대퇴절단자들의 대퇴골의 각에 의한 고관절 외전근의 근력을 연구하여 절단측이 정상측보다 근력이 약화된 결과를 보고했으며 연령과 성별과 신장에 따라 차이를 보인다고 했다. 또한 내전각도에 따라 외전력의 차이를 보고했다.

V. 결 론

사지가 절단되어 정상적인 보행을 하기 위해 근력 강화 및 보행 훈련을 해야하는 절단자들에게 주동근과 길항근의 적절한 근력비율과 구심성수축과 원심성수축의 적절한 근력비율을 제시하여 보행준비를 위한 근력강화운동에 대한 지침을 마련하기 위하여 정상인 남자 20명을 대조군으로 하고 대퇴절단 7명을 대상으로 고관절의 근력을 측정하고 각근육의 길항근과 주동근 비율과 원심성수축과 구심성수축의 비율을 구하고 각각의 피검자와 대조군간을 비교하

여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 1) 신전력이 굴곡력보다 더 강하였고 대퇴절단자와 대조군들간의 유의한 차이가 없었다.($p < 0.05$)
- 2) 정상인은 내전력이 외전력보다 더 강하였고 대퇴절단자의 정상측은 정상인과 같은 결과가 나왔으나 절단측은 외전력이 더 크게 나왔고 유의한 차이가 있었다.($p < 0.05$)
- 3) 원심성수축이 구심성수축보다 더 강하였고 대퇴절단자와 대조군들간의 유의한 차이가 없었다.($p < 0.05$)

위의 결과를 통해 앞으로 절단자의 보행훈련과 재활을 위한 근력강화운동에서 적절한 근력비율을 유지하므로 이동과 보행에 개선을 가져오리라 생각한다. 본 연구에서는 절단군의 수가 적었다. 좀더 많은 대상으로 연구가 되기를 기대한다. 또한 정상인을 대상으로 설계한 등속성측정장비가 아닌 절단자의 특성을 고려한 측정장비와 운동장비의 개발도 필요하리라 생각한다.

참 고 문 헌

- 윤태식, 편측대퇴절단환자의 고관절 근력양상과 보행속도에 미치는 영향. 대한재활의학회지, 19(1):1995.
- 한태륜, 김상규 근력측정에서 등속성 측정방법과 근전도 측정방법의 비교. 대한재활의학회지, 13(2):1989.
- Alexander MJL. Peak torque values for antagonist muscle groups and Eccentric and Concentric contraction types for elite sprinters. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 71:334-339, 1990.
- Agre JC, Baxter TL. Musculoskeletal profile of male collegiate soccer players. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 68:147-150, 1987.

- Basmajian JV, Wolf SL. *Therapeutic Exercise*. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins: 260-277, 1990.
- Bella J. et. al. *Amputations and prosthetics*. Philadelphia, F.A. Davis Company: 87-88, 1996.
- Carolyn N Burnett et al. Reliability of Isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Physical Therapy*, 70: 244-249, 1990.
- Cahalan T, D, Johnson M E, Liu S, Chao E Y S. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 246:136-145.
- Close, JR. *Motor function in the lower extremity: Analyses of electronic instrumentation*. Charles C Thomas, Springfield, IL: 1964
- Donatelli R, Catlin P A, Baker G S et al. Isokinetics hip abductor to adductor torque ratio in normals. *Isokinetics and Exercise Science*, 1:103-111, 1991.
- Donatelli R, et al. Isokinetics hip abductor to adductor torque ratio in normals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81: 1153-1157.
- Green, DL and Morris, JM. Role of adductor longus and adductor magnus in postural movements and ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 49:223-240, 1970.
- Hislop, H J & Perrine, J J. The isokinetic concept of exercise. *Journal of American Physical Therapy Association*, 47: 114-117, 1967.
- Inman, VT et al. *Human walking*. Baltimore, Williams & Wilkins: 1976.
- J.L.Croisier et al. Isokinetic evaluation of hip strength muscle groups in unilateral lower limb amputees. *Isokinetics and Exercise Science*, 9: 163-169, 2001.
- Laura K. Smith et al. *Brunstrom's Clinical kinesiology*. 5th ed. Philadelphia, F.A. Davis Company: 286, 1996.
- May WW. Relative isometric force of the hip abductor and adductor muscles. *Physical Therapy*, 48:845-851, 1968.
- Murray MP, Sepic SB. Maximum isometric torque of hip abductor and adductor muscles. *Physical Therapy*, 48: 1327-1335, 1968.
- Pare, EB. et al. Functional differentiation within the tensor fasciae latae. *J Bone Joint Surgery*, 63:1457, 1981.
- Perry, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ, slack: 1992.
- Ryser, D. K et al. Isometric hip abductor strength of above-knee amputees as a function of femur angle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69:840, 1988.
- Tis L L. et al. Isokinetic strength of the trunk and hip in female runners. *Isokinetics and Exercise Science*, 1:21-24.
- Varick L. The maximum torque generated by the eccentric, isometric, and concentric contractions of the hip abductor muscle. *Physical Therapy*. 52: 149-158, 1972.
- Zeevi Dvir. *Isokinetics: testing, interpretation, and clinical applications*. 1st ed. NewYork, Churchill Livingstone: 91-98, 1995.
- 川村次郎. *義肢装具學*. 第 1 版. 醫學書院: 200-201, 1992.