

## TheraBand를 이용한 견관절 외전시 삼각근과 극상근의 근전도 변화

삼육대학교 대학원 물리치료학과 · 삼육대학교 생활체육학과<sup>1)</sup>

박관용 · 이석민 · 이재구<sup>1)</sup>

### A Changes of Electromyogram Activities in Deltoideus and Supraspinatus During Shoulder Abduction Using TheraBand

Kwanyong Park R.P.T., Sukmin Lee R.P.T., Jaekoo Lee<sup>1)</sup>

*Dept. of Physical Therapy, Sahmyook Graduate School*

*Dept. of Life Time Sports, Sahmyook University<sup>1)</sup>*

#### - ABSTRACT -

The purpose of this study was to compare the changes of muscle activities in deltoid with those in supraspinatus using electromyography(EMG) while subjects abducted their shoulder to different angles with different resistance.

Methods : 20 volunteers who were comprised of 10 males(mean age:  $21.2 \pm 2.0$ ) and 10 females(mean age:  $20.2 \pm 1.6$ ) were collected. Surface electrodes were attached on deltoid and supraspinatus muscle for recording. Each reference electrode was located 3 cm to the each recording electrode. Muscle action potentials were recorded with changing the angle of shoulder abduction, 30°, 60°, 90°. This procedure was repeated with different resistance 0 pound, 2 pounds, 4.5pounds. The angle of shoulder abduction was determined by clinical goniometer. SPSS(Statistical Program for Social Science)/WIN 10.0 was used for statistics. Analysis included ANOVA, T-test.

Results : The following results were obtained in this study.

1. There was significant differences during isometric shoulder abduction 30°, 60°, 90° comparing muscle activity in deltoid and supraspinatus muscles at 0 pound, 2pound, 4.5pound resistance( $p < 0.05$ ).

2. There was no useful significant in the deltoid and supraspinatus muscles activity EMG compared by physical condition.
3. Their was significant in the deltoid EMG compared by gender  $t=-5.41$ ,  $P<0.01$ , but no difference in the supraspinatus EMG ( $P=0.333$ )  $\alpha=0.05$ . Conclusions: There are many previous studies on influence of shoulder angles and speeds of muscle activity. However most of them placed the focus on isotonic or isokinetic exercise, or shoulder function. But this study was done during isometric exercise, which is better for early assessment and treatment for injured patients. There is strong relationship between the shoulder angle with resistance in deltoid, supraspinatus muscle activity. We conclude that it is important to apply isometric shoulder abduction exercise with correct angle and resistance especially in early stage.

**Key words:** supraspinatus, deltoideus, EMG, isometric contraction.

## I. 서 론

인체의 정상적인 어깨의 움직임은 상완외관절, 견쇄관절, 흉쇄관절, 흉견갑관절 등 복잡한 다 관절의 상호작용을 통하여 이루어진다. 그러나 임상적으로는 특히 상완외관절의 상태를 진찰하는데, 그 이유는 견 관절의 통증과 기능 손상의 주된 부위이기 때문인 것이다(Cailliet, 1981). 이 관절와는 상완 골두의 1/3 크기정도에 불과해서, 그 안정성은 형태학적으로 주변근육, 건, 관절낭에 의존할 수밖에 없다(Kent, 1971). 이러한 해부학적 관절구조 특성으로 인하여 편 마비 환자의 초기 이완성 마비 단계에서 근육의 약화현상은 상지탈구를 지속시켜 삼각근과 극상근의 손상을 초래하게 한다(정낙수 등, 1992). 그런데 이 두 근육들이 손상되면 어깨의 움직임뿐만 아니라 본래 상지가 지니고 있는 기능적 가치(전신 가치 중 60%)와 견관절의 외전 가치(12%)가 상당히 떨어지게 되기 때문에(Linda and Gunnar, 2000) 이들 근육들이 적절히 근력을 유지해 하는 것은 임상적으로 아주 중요하다. 그러므로 견관절의 손상

또는 수술한 경우에는 이 근육들을 포함한 어깨부위의 근력을 강화시키는 것이 무엇보다 긴급한 것으로 생각된다. 일반적으로 근력을 강화시키는 방법은 여러 가지가 있지만, 환자의 손상형태, 회복정도, 근력수준 등을 고려하여 처방되어야 한다(Kisner et al., 1996). 즉 관절운동 중에 통증이 있거나 또는 관절운동 수행이 적합하지 않다고 판단될 경우에는 등척성 운동을 통하여 근력을 증강시키는 것이 흔히 권장되고 있다(강순희 등, 1997).

Kisner와 Colby(1996)는 손상 혹은 수술 이후의 각 조직 치유의 초기 단계에서 다른 목표와 기능적인 결과를 충족시키기 위해서 다양한 등척성 운동 형태와 부하가 적용된 정적인 근 수축을 해야한다고 주장했다. 그러나 이러한 등척성 운동은 운동 중에 부하 되는 저항정도를 알기가 쉽지 않은데, 최근 널리 이용되고 있는 Thera-Band®를 이용하면 부하의 저항과 비율을 정량적으로 파악이 가능하다. 그러므로 물리치료 및 재활치료 시 환자에게 적절한 저항운동의 적용과 그 진행 상태를 파악하는데도 효과적인 것으로 시사되어 왔다(Christopher et al., 1999). 더구나 Thera-Band®를 이용한 운동은 비용이 저렴하고 간단하며 이동이 편리하여 치료적 운동방법 및 도구로서 더욱 권장되고 있는데, 특히 견 관절 재활

운동에 가장 많이 적용되어 왔었다(Brewster et al., 1993; Pezzullo et al., 1995).

Christopher 등(1999)은 견관절 외전 저항운동에 6 종류 색깔의 Thera-Band®를 이용하여 탄력성의 변화를 측정 보고하였으며, Robert 등(1998)은 Thera-Band의 타잎과 운동 시 근전도 활성화 차이에 대하여 보고하였다. 또한 삼각근과 극상근에 사용된 근전도 검사가 근 활성화도와 지구력 및 피로도 등에 대한 평가방법으로 적용되었는데, 이러한 근전도 분석방법은 근 활성화도를 정량적으로 산출할 수 있는 비교적 객관적인 방법으로 시사되어 왔다(Anderson et al., 1977; Basmjian et al., 1985).

그러나 아직도 Thera-Band®를 임상적으로 활용하는데 있어 기초자료로 이용할 만한 문헌적 자료는 국내외적으로 모두 부족한 실정이다. 더구나 국내의 관련연구는 더욱 희소하기 때문에 본 연구는 특히 견관절의 외전 각도와 Thera-Band® 저항의 정도에 따라 삼각근과 극상근의 근전도 특성을 구명하여 향후 어깨부위의 물리치료 및 재활 운동치료 시에 Thera-Band® 활용할 수 있는 기초자료를 제시하고자 한다.

### Ⅲ. 연구 방법

#### 1. 연구 설계

본 연구는 표1에 제시한 바와 같이 견관절 외전 등척성 운동 시 독립변수인 각도와 저항에 따라 종속변수인 삼각근과 극상근의 근전도 변화 특성을 구명하기 위하여 수행되었다. 근전도 전국(표2)은 대상자의 삼각근과 극상근의 운동 점 위치에서 시작하여 견봉의 위치에 각각의 전극을 근육주행 방향을 고려하여 3개의 패취(patch)를 부착하였다(Aldo, 1994). 실험대상자들에게 설문하여 양쪽 어깨 중에서 왼쪽(잘 사용하지 않는 쪽)을 실시하였다(Bryan et al., 1996).

예비실험을 통하여 4.5 파운드 저항의 등척성 운동 시에 대상작용이 발생되어 견관절 외전 각도에 영향을 미치는 것을 확인하였다. 따라서 측정 전에 측정 대상자들에게 대상작용을 유발하지 않도록 특별히 주의를 주었다. 저항검사는 물리치료의 임상적 평가(Palmer et al., 1990)에서 분류한 견관절 기능검사에서 4.5 파운드 들기(기능적), 2 파운드 들기(기능적 양호), 능동적 들기(기능적 부족)를 기준으로 검사하였다. 견관절 외전에 대한 각도의 기준은 미국 의학협회(American Medical Association: AMA)가 권장하는 방법에 따라서 수행하였다. 측정검사시 대상자는 삼각근과 극상근을 노출시키고, 해부학적 자세를 취하도록 하였다. 이 때 대상자는 발의 넓이 및 자세의 변화를 주지 않도록 실험 전에 교육하였으며 실험방법은 다음과 같다. (1) 검사 1: 견관절 외전 30°, 60°, 90°에서 능동적 등척성 검사. (2) 검사 2: 견관절 외전 30°, 60°, 90°에서 2파운드 부하저항의 등척성 검사. (3) 검사 3: 견관절 외전 30°, 60°, 90°에서 4.5파운드 부하저항의 등척성 검사를 하였다. 측정 대상자는 연구자가 요구하는 각각의 자세를 5 초 간 유지토록 하였다.

표 1. 연구에 사용된 변수의 종류

독립변수	종속변수
0파운드 견관절 외전	
· 삼각근 각도별 30°, 60°, 90°	
· 극상근 각도별 30°, 60°, 90°	
2파운드 견관절 외전	
· 삼각근 각도별 30°, 60°, 90°	삼각근과 극상근의 근전도값
· 극상근 각도별 30°, 60°, 90°	
4.5파운드 견관절 외전	
· 삼각근 각도별 30°, 60°, 90°	
· 극상근 각도별 30°, 60°, 90°	

표 2. 측정대상자의 근육명, 전극위치 및 근육작용

근육명	전극 위치	근육 작용
삼각근(중간섬유) (Deltoid middle fiber)	견봉과 삼각근 결절 사이의 중간 부위	상완골의 외전
극상근 (Supraspinatus)	견갑근의 중간 부위	상완골의 외회전과 외전

## 2. 연구 대상

본 연구는 정상인 남자 10명과 여자 10명의 총 20명을 대상으로 실시하였으며, 대상자의 평균연령은 남자가 21.2세이고, 여자는 21.6세였다. 변인측정은 서울시내 S대학교의 실습실에서 수행했다. 측정대상자의 선정기준은 신경학적, 정형 외과적 병력이 없으며, 학습 장애와 시력 장애가 없는 자를 대상으로 하였다. 대상자들의 견 관절 질환 이상 유무 확인은 측정대상자들을 상대로 능동운동과 저항성 등척성 운동을 통하여 도수근력을 측정하고 판단하였다. 또한 극상근의 이상유무는 극상근 검사(Jobe's position)로 확인하였다(Gerard et al., 1996).

한편 연구대상자들의 외전 각도별 근력을 근력측정기(Nicholas Manual Muscle Tester, Model 01160; Lafayette Instrument, USA)로 측정 한 결과, 남자의 경우는 30°에서 평균 39.31파운드, 60°에서 평균 31.45파운드, 90°에서 평균 29.76파운드로 나타났으며, 여자의 경우는 30°에서 평균 17.78파운드, 60°에서 평균 16.46파운드, 90°에서 평균 15.13파운드로 나타났다.

또한 연구 대상자들은 견 관절 외전 각도 즉, 30°, 60°, 90°에서 2 파운드 등척성 저항과 4.5 파운드 등척성 저항에 대하여 근전도 분석을 실시하였다. 견 관절 외전 검사 시 팔꿈치는 신전상태를 유지하게 하였다. 측정대상자는 측정 전에 약 5분간의 예비운동을 하였으며, 또한 누적피로를 최소화하기 위하여 각 측정간의 휴식(능동운동 검사 시는 1분, 저항운

동 검사 시에는 3분)을 취하도록 하였다.

## 3. 실험 도구

본 연구에 사용된 Thera-Band®는 Red-tubing 이었으며, Thera-Band®에 대한 신뢰도와 타당도는 이미 검증된 것이었다(Christopher,1999., Page,1993., Anderson,1992). 견관절 외전 각도의 측정은 미국의 학협회(AMA)가 추천하는 방법에 따라 차려 자세를 0°(Set Zero)로 측정하였으며, 측정도구는 관절각도기(Clinical Goniometer, Medical Research Ltd)를 사용하였다. 외전 각도에 따른 저항을 측정하기 위하여, 측정대상자들을 30°, 60°, 90°각도 위치에서 측정하는 쪽의 세 번째 중수 골부터 발바닥까지의 거리를 측정하고 Thera-Band®를 기준에 맞추어 50%, 150% 늘어난 길이를 보간 법으로 계산하였다(표 5). 모든 측정은 측정대상자의 선 자세에서 실시하였다. 한편 팔의 길이가 지렛대로 작용하는 것을 고려하여 대상자의 견봉에서 세 번째 중수 골까지의 거리를 측정하였다. 근전도는 FlexComp/DSP(Thought Technology Ltd)로서, 연결되어있는 컴퓨터사양은 펜티엄Ⅲ이며 그 컴퓨터에 사용되는 프로그램은 FlexComp(Version 1.51B)이었다.

근전도 전극은 넓이가 40mm의 Single Electrode 300 Units를 사용하였으며, 각 전극의 삼각근과 극상근의 거리는 2cm 간격으로 두었다(Nardone et al, 1990). 컴퓨터의 FlexComp의 맞춤사양은 8채널로서, 본 연구에서는 삼각근과 극상근의 측정을 위해서 채널을 2개로 맞추었다. 각각의 채널은 I A, I B이며, Description은 EMG front, Type - EMG RMS, Filter - 100~200 Hz(Highpass), Line Filter - 60Hz Notch, Averaging Constant - 250%, Saving - 16 samples/sec 설정하였다(Nardone et al., 1990).

표 3. Thera-Band®ExerciseTubing탄성(단위파운드)

비율	노란색	빨간색	초록색	파란색	검정색	은색
50%	0.9	2	4	5	6.5	8.5
100%	1.2	3	6	8	10.5	13
150%	1.4	4.5	8	11	14.2	17
200%	1.8	6	10.5	14	18.5	22.5
250%	2.1	7.5	13.5	19	24	29

(Page et al., 2000)

#### 4. 자료 처리 및 분석

측정검사로 얻어진 근전도 자료는 통계처리 하기 위하여 엑셀 4.0으로 먼저 전환하였다.

그리고 측정결과에 대한 통계분석 SPSS(Statistical Program for Social Science)/WIN 10.0을 사용하여, 분산분석 및 t-검정을 실시하였다. 모든 통계적인 유의수준은 0.05이상으로 하였다(<0.05).

### IV. 연구 결과

#### 1. 연구 대상자의 신체적 특성

연구대상자는 총 20명(남10, 여10)이었으며, 연령범위는 최소 19세에서 최고 25세로 6세 차이를 보였고 평균연령은 21.1세였다. 대상자의 신장범위는 최소 150 cm에서 최고 180 cm이었으며, 평균신장은 166.9 cm이었다. 견관절 외전 시 지렛대 역할을 하는 팔 길이의 범위는 최소 53 cm에서 최대 82 cm이었으며, 평균 팔 길이는 67.8 cm이었다. 연구대상자들의 신체적인 특성은 표 4와 같았다.

#### 2. 각도와 저항에 따른 삼각근의 활성화도

##### 1) 각도에 따른 삼각근의 근전도 값 변화

0파운드에서의 저항은 근전도 값이 30°비해서 60°에서는 91% 증가하였고, 60°도 비해서는 90°에서는 83% 증가하였다.

표 4. 연구대상자의 신체적 특성(n=20)

성별	사례수	평균 및 표준편차	최소	최대
연령(세)				
남자	10	21.2±2.0	19	25
여자	10	20.2±1.6	19	24
전체	20	21.2±1.8	19	25
신장(cm)				
남자	10	174.4±3.7	167	180
여자	10	159.4±4.9	150	165
전체	20	166.9 ±8.8	150	180
팔길이(cm)				
남자	10	67.1±3.2	61.0	72.0
여자	10	64.4±7.3	53.5	82.0
전체	20	65.75±5.7	53.5	82.0

2파운드에서의 저항은 근전도 값이 30비해서 60°에서는 55% 증가하였고, 60°비해서는 90°에서는 44% 증가하였다.

그리고 4.5파운드에서의 저항은 근전도 값이 30°비해서 60°에서는 53% 증가하였고, 60°비해서는 90°에서는 27% 증가를 나타냈다. 삼각근이 일정한 저항에서 견관절 외전 각도에 따른 근전도 값의 변화를 검증하기 위하여 분산분석을 시행한 결과 유의한 차이(F=32.905, p<0.01)가 인식되었다.

##### 2) 저항에 따른 삼각근의 근전도 값 변화

견관절 외전 30°에서 근전도 값이 0파운드 저항에 대비해 볼때, 2파운드 저항에서는 63% 증가하였고, 2파운드 저항에 대비해서 4.5파운드 저항에서는 49% 증가를 보였다. 견관절 외전60°에서 근전도 값이 0파운드 저항에 대비하여, 2파운드 저항에서는 32% 증가하였고, 2파운드 저항에 비해서 4.5파운드 저항에서는 48% 증가를 나타냈다. 또한 견관절 외전 90°에서도 근전도 값이 0파운드 저항에 비해서 2파운드 저항에서는 60% 증가하였고, 2파운드 저항에 비해서 4.5파운드 저항에서는 29%가 증가하였다. 삼각근이 일정한 각도에서 저항에 따른 근전도 값의

변화를 검증하기 위하여 분산분석을 시행한 결과 유의한 차이(F=34.091, p<0.01)가 인식되었다(표 6).

표 5. 각도와 저항에 따른 삼각근의 활성화도 비교 (단위: mv)

저항	30°	60°	90°
0파운드	39.58±12.73a)	75.82±30.36	90.59±35.66
2파운드	64.69±30.24	100.49±46.32	145.39±73.39
4.5파운드	96.65±49.94	148.74±63.76	188.97±73.94

주 : a) 평균±표준편차

표 6. 각도와 저항에 따른 삼각근의 분산분석 결과

	제공합	자유도	평균제곱	F	p-value
각도	166033.4	2	83016.698	32.905	.00
저항	172018.8	2	86009.408	34.091	.00

### 3. 각도와 저항에 따른 극상근의 활성화도

#### 1) 각도에 따른 극상근의 근전도 값 변화

0파운드에서의 저항은 근전도 값이 30°비해서 60°에서는 8%감소하였고, 60°비해서는 90°에서는 87% 감소하였다. 2파운드에서의 저항은 근전도 값이 30°비해서 60°에서는 28% 감소하였고, 60°비해서는 90°에서는 63% 감소하였다. 또한 4.5파운드에서의 저항에서도 근전도 값이 30°비해서 60°에서는 16% 감소하였고, 60°비해서는 90°에서는 68% 감소하였다. 극상근이 일정한 저항에서 견관절 외전 각도에 따른 근전도 값의 변화를 검증하기 위하여 분산분석을 시행한 결과 유의한 차이(F=25.166, p<0.01)가 나타났다(표 8).

#### 2) 저항에 따른 극상근의 근전도 값 변화

견관절 외전30°에서 근전도 값이 0파운드 저항에 비해서 2파운드 저항에서는 119% 증가하였고, 2파운드 저항에 비해서 4.5파운드 저항에서는 43% 증가하였다. 견관절 외전60°에서 근전도 값이 0파운드 저항

에 비해서 2파운드 저항에서는 85% 증가하였고, 2파운드 저항에 비해서 4.5파운드 저항에서는 57% 증가하였다.

그리고 견관절 외전 90°에서도 근전도 값이 0파운드 저항에 비해서 2파운드 저항에서는 89% 증가하였고, 2파운드 저항에 비해서 4.5파운드 저항에서는 52% 증가하였다. 극상근이 일정한 각도에서 저항에 따른 근전도 값의 변화를 검증하기 위하여 분산분석을 시행한 결과 유의한 차이(F=63.753, p<0.01)가 인식되었다(표 8).

표 7. 각도와 저항에 따른 극상근의 활성화도 비교(단위: mv)

저항	30°	60°	90°
0파운드	65.75±51.27a)	60.55±35.87	36.26±26.55
2파운드	144.23±63.25	112.41±59.56	68.81±40.46
4.5파운드	207.37±77.43	177.55±82.32	105.11±54.39

주 : a) 평균±표준편차

표 8. 각도와 저항에 따른 극상근의 분산분석 결과

	제공합	자유도	평균제곱	F	p-value
각도	170364.5	2	85182.2	25.166	.00
저항	431579.5	2	215789.7	63.753	.00

### 4. 성별에 따른 삼각근과 극상근의 근전도 값

삼각근의 근전도 값은 성별간 유의한(P<0.05)차이가 있는 것으로 나타났지만, 극상근에서는 성별간의 유의한 차이는 나타나지 않았다(표 9).

표 9. 성별에 따른 삼각근과 극상근의 활성화도 비교 결과

		평균±표준편차	t	p
삼각근	남성	70.694±40.64	-5.41	.00
	여성	109.391±54.23		
극상근	남성	116.240±80.09	.97	.33
	여성	104.733±78.20		

## V. 논 의

재활운동은 손상이나 수술 후에 회복과 예방 및 강화를 위한 방법이며 견관절 근육을 위한 다양한 재활운동 연구들이 있었다(Robert et al., 1998). Inman(1944)은 근전도 연구와 등척성 운동을 통하여 특히 견갑하근, 극하근, 소원근이 삼각근과 극상근의 동작 시 상완골두를 안정화시킨다고 시사하였다.

본 연구는 Liu 등(1997)이 주장한 견관절의 외전에 가장 큰 역할을 하는 삼각근과 극상근에 대하여 견관절 외전 각도와 저항의 변화를 주어 등척성 운동에 따른 근활성도를 구명하고자 수행하였다. 견관절 외전의 제한을 지닌 환자의 물리치료 초기단계에서는 견관절의 인대나 회전근개의 무리한 긴장을 방지하기 위하여 90° 넘지 않는 범위에서 운동을 실행하는 것이 권장되어 왔다(Michael et al., 1999). 또한 운동방법으로는 일반적으로 삼각근이나 극상근의 손상이나 수술 후에 초기 치료에 있어서 환자에게 등척성 운동 적용이 강조되었으며(Robert et al., 1998), 따라서 본 연구자는 관절각도와 저항이 변하면 삼각근이나 극상근의 근활성도가 변화할 것이라는 가설 하에 견관절 외전의 장애를 지닌 환자의 회복을 위해 적절한 각도와 저항을 제시하고자 하는 것이다. 즉 수축하는 근육에 저항이 부하하게 되면 그 근육은 저항에 적응하게 되어 시간이 경과함에 따라 더욱 강해질 수 있으며, 치료적 운동을 통해 근육의 대사능력이 점차적으로 과부하(Overload) 된

다면 근육에서 적응성 변화가 더욱 활성화된다고 하였다(Kisner et al., 1996). 환자의 근력강화를 위한 훈련방법으로는 등장성, 등속성, 등척성 등의 다양한 방법이 있지만, 근 골격계에서 적응되고 근력의 강화를 위해서는 운동강도와 빈도의 요소가 중요하기 때문에, 환자의 손상형태, 회복정도, 그리고 환자의 능력을 고려하여 실시하여야 한다(Christopher et al., 1999).

등장성 운동은 근육이 자신의 가동범위 내에서 길어지거나 혹은 짧아짐으로써 일정한 부하 혹은 가변적인 부하를 이겨내며 수행되는 역동적인 운동이며(Sanders MT et al., 1990), 등속성 운동 역시 역동적인 동작으로 근육의 수축 속도는 신체분절의 운동속도를 제어하는 장치에 의해서 이루어 지게 된다(Prentice et al., 1990). 그러나 손상 혹은 수술 이후에 각 조직치유의 초기 단계에서 특히 이용 가능한 등척성 운동이 근육의 적절한 길이 변화나 눈에 보이는 관절의 움직임 없이 근육의 수축을 일으킬 수 있기 때문에 일반적으로 권장되고 있는 것이다(Lehmkuhl et al., 1983). 등척성 운동의 효과적인 근력강화를 위해서는 다양한 관절 위치에서 근 수축에 저항을 적용해야 하며 저항을 주는 방법으로는 자신의 체중이나 탄력고무, 무게를 지닌 기구 등이 이용되고 있다(Michael et al., 1999). 그중 Thera-Band®에 의한 등척성 운동은 손상 후 물리치료나 건강을 위한 운동 프로그램에 적용하는 것이 점점 보편화되고 있으며, 이는 저렴하고 이동이 간편하고 다양한 방법으로 운동을 적용할 수 있을 뿐 아니라 정확한 저항을 측정하는 것이 가능하기 때문이었다(Phil Page, 2000). 특히 최근에는 견관절 재활방법으로 널리 사용되고 있다(Christopher et al., 1999).

Thera-Band® 운동은 신경근의 협조를 증진시키며 적절한 자세와 동작의 패턴을 안정화시켜 주면서(Phil Page, 2000), 견관절의 동작은 삼각근과 회전근개의 부드럽고 효율적인 조화에 의해서 일어나게 한다(Scott et al., 2000). 임상에서 저항운동 방법으로 널리 쓰이고 있는 Thera-Band®의 신뢰도와 타당도

는 이미 검증이 되어왔다(Frank et al., 1998). 따라서 견관절 외전 등척성 운동을 각도와 저항에 따른 근활성도의 연구에 Thera-Band®를 사용하여 측정하는 것이 유용하다고 볼 수 있겠다. 본 연구자는 실험을 하는 동안에 저항에 영향을 미치는 신경 근의 협조 요인들을 최소화하기 위하여 노력했으며 측정을 수행하는데 필요한 조건들을 대상자가 정확히 이해할 수 있도록 충분한 설명을 한 후 시행하였다. 저항의 적용은 Christopher(1999)에서 적용한 Phil(2000)이 발표한 탄성표를 기준으로 대상자의 각도에 따른 길이를 정확하게 측정하였다. 박정미 등(1998)은 삼각근과 극상근의 활동전위의 정량적 분석에서 견관절 외전 30°~90°에서는 RMS가 증가하고 90°~180°에서는 감소하며 수근부에 1kg의 하중을 적용한 삼각근에서는 통계학적 유의한 차이가 없으며, 극상근에서는 통계학적으로 유의한 차이가 있다고 보고하였다. 불안정성 견관절과 안정성 견관절을 지닌 대상자를 누운 자세에서 견관절 외전 0°, 45°, 90°, 120°의 변화를 주어 극상근의 근전도를 이용하여 RMS(root mean square)를 측정한 결과에 따르면, 안정적인 견관절에서는 0°와 45°에서는 극상근의 근전도 값이 증가되었으며 45°와 90°에서는 근전도 값이 차이가 없거나 감소되는 것으로 나타나 극상근은 45°보다 낮은 각도에서 높은 근활성도를 나타낸다고 하였다(Kim Seung-Ho et al., 2001). Scott 등(2000)은 삼각근과 회전근개에 저항의 변화를 준 등장성 운동과 두 배 정도의 속도의 변화를 주는 등속성 운동을 시행하여 측정하여 본 결과, 저항의 변화를 준 등장성 운동에서 삼각근의 근활성도가 각각의 저항에서 0°에서 30°, 30°에서 60°, 60°에서 90°는 증가되었으며, 120°에서 150°는 감소되었다.

극상근에서의 근활성도는 각각의 저항 0°에서 30°, 30°에서 60°는 증가되었고, 60°에서 90°, 120°와 150°는 감소되는 것으로 나타났으며 두 배의 속도 변화를 준 등속성 운동에서는 삼각근에서는 0°에서 30°, 30°에서 60°는 근활성도가 증가되었지만 그 이

후 각도에서는 감소되었고, 반면, 극상근은 0°에서 30°는 증가되었고 그 이후 각도에서는 감소되었다고 보고하였다(Scott et al., 2000).

본 연구의 결과를 살펴보면 삼각근에서는 각각의 저항에 따라 30°와 60°에서는 근활성도가 평균 66% 증가하여 60°와 90°에서의 평균 51%보다 높게 나타났다. 각각의 각도에서는 0파운드와 2파운드에서는 평균 51%가 증가하여 2파운드와 4.5파운드에서의 평균 42%보다 높게 나타났다. 삼각근은 견관절 외전 각도의 증가에 따라 근활성도가 높게 나타나며 60°와 90°에서 최대를 이루며 저항에 따라서도 근활성도의 변화는 증가되는 것으로 나타났다(표 5). 삼각근의 외전 각도와 저항의 변화에 대한 통계학적으로 유의한 차이가 있었다( $P < 0.05$ ).

극상근에서는 각각의 저항에 따라 30°와 60°에서는 근활성도가 평균 17% 감소하며, 60°와 90°에서의 평균 72%보다 낮게 나타났다. 각각의 각도에서는 0파운드와 2파운드에서는 평균 97%가 증가하여 2파운드와 4.5파운드에서의 평균 50%보다 높게 나타났다. 극상근은 견관절 외전 각도의 증가에 따라 근활성도가 감소하여 60°와 90°에서 최소를 나타내며 저항에 따라서는 근활성도의 변화는 증가되는 것으로 나타났다. 극상근의 외전 각도와 저항의 변화에 대한 것은 통계학적으로 유의하였다( $P < 0.05$ ). 본 연구는 Scott 등(2000), 김성호 등(2001)의 연구결과와 유사하였다. 즉 삼각근은 외전 전체에서 주동근으로 작용하지만 특히 높은 각도(60°와 90°)에서 증가된 근활성도를 보이며 극상근은 외전의 시작 근으로 낮은 각도(30°)에서 높은 근활성도를 나타내었다. 따라서 삼각근을 위한 강화 방법으로는 높은 각도(60°와 90°)에서 적절한 저항을 적용하는 것이 효과적일 수 있으며, 극상근을 위한 강화 방법으로는 낮은 각도(30°)에서 저항을 적용하는 것이 효과적이라고 생각된다. 성별에 대한 극상근의 근활성도의 차이는 유의하지 않게 나타났다. 이는 대상자가 20명으로 적은 수로 한정되어서 확인할 수 없었으며, 성동진(1999)도 성별에 따라서 근육 구성이 차이는 없



지만 개인차가 크다고 보고하였다.

본 연구는 견관절을 구성하는 다양한 관절들과 견갑하근, 극하근, 소원근 등의 회전근개와 다른 근육들의 작용을 고려하지 않고 삼각근과 극상근의 근전도 값을 단순 수치상의 결과만을 가지고 분석하였음을 밝혀두는 바이다. 임상적으로 환자에게 적용되는 정확한 저항의 측정이 어렵기 때문에 신뢰도와 타당도가 검증된 Thera-Band®와 근전도 분석을 사용하여 견관절 외전 각도와 저항의 변화에 등척성 운동을 실시하여 삼각근과 극상근에 대한 근 활성도를 구명하였다. 따라서 본 연구와 선행 연구들을 통하여 환자에게 적용하기에 적합한 다양한 등척성 운동의 선택에 도움이 되리라 생각되며, 특히 견관절 외전의 등척성 운동에 필요한 적절한 외전 각도와 효과적인 저항의 선택의 기초자료로 활용할 수 있을 것이라 생각한다.

## VI. 결 론

견관절 외전시 작용하는 근육들이 등장성 운동과 등속성 운동을 할 때 발생하는 근전도(EMG)의 활성도는 이미 많은 연구가 이루어졌었다. 그러나 등장성 운동과 등속성 운동은 손상이나 수술후의 초기 환자에게 적용하기 어려우므로 본 연구는 초기환자에게 적용할 수 있는 등척성 운동에 대한 연구를 수행하였다. S대학에 재학중인 정상 성인을 대상으로 견관절 외전 시 각도와 저항에 따른 삼각근과 극상근의 활성도를 근전도를 사용하여 다음과 같은 연구 결과를 얻었다.

1. 삼각근은 일정한 저항(0파운드, 2파운드, 4.5파운드)에서 견관절 외전의 각도(30°, 60°, 90°)에 따라서 증가되었으며 통계적으로 모두 유의하였다(F=32.905, P<0.05). 한편 극상근은 견관절 외전의 각도(30°, 60°, 90°)에 따라서 감소하였으며 통계적으로 유의하였다(F=25.166, P<0.05).
2. 삼각근은 일정한 각도(30°, 60°, 90°)에 따라서 저항(0파운드, 2파운드, 4.5파운드)이 증가되면

근 활성도가 증가되었다(F=34.091, P<0.05). 극상근도 근 활성도가 증가되는 것으로 나타났다(F=63.753, P<0.05)

3. 성별에 따른 삼각근과 극상근의 비교에 있어서 삼각근에서는 통계적으로 유의하였다(P<0.05). 극상근에서는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(P=0.33)>a=0.05). 이러한 연구 결과로 등척성 견관절 외전의 각도나 저항을 증가시키면 삼각근과 극상근의 근 활성도가 증가된다는 것을 알게 되었다. 삼각근과 극상근의 활성도는 각도나 저항에 따라서 변화를 나타내었다.

그러므로 본 연구는 임상에서 견관절외전 등척성 운동에 있어서 외전 각도와 저항이 증가하면 근 활성도가 증가된다는 가정에 대하여, 선택적인 근육에 정확한 각도 설정과 적절한 저항의 선택이 가능한 기초적 자료로 활용할 수 있다고 생각된다. 또한 이후 견관절의 외전 뿐 아니라 굴전, 신전, 회전과 같은 동작과 견관절의 다양한 근육들에 대해서도 지속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

## 참 고 문 헌

- 박정미, 오한선, 이종민. 견관절 외전시 삼각근과 극상근의 활동전위의 정량적 분석. *대한재활의학회지*, (22): 1126-132, 1998.
- 신문균, 최홍식, 김현숙. 관절생리학. 현문사; 1993.
- 안용팔, 강혜운, 이근환. Frozen shoulder에 대한 임상적 고찰. *대한재활의학협회지*, 1(2):947-955, 1997.
- 오영택, 김기원, 권혁철. 동결견 환자에 대한 물리치료사의 진단 및 치료방법 결정기준. *대한물리치료사학회지*, 5(4): 61-68, 1998.
- 이인학, 문성기, 한동욱. 오십견 환자에 대한 Thera-Band의 치료 효과. *대한물리치료사학회지*, 4(2):93-100, 1997. 1

- 정낙수, 명철제, 김정선. 편마비환자의 상완관절와 탈구. *대한물리치료사학회지*, 13(1): 79-83, 1992.
- 최병욱, 유병규. 견관절 충돌증후군의 치료. *대한물리치료사학회지*, 3(4):367-384,1996.
- Aldo O. Perotto. *Anatomical guide for the electromyographer*. Charles C Thomas, 1994.
- Atha J. Strengthening muscle. *Exerc Sport Sci Rev*, 1981, 9: 1-73.
- Ballantyne BT, O'Hare SH, Paschall HI. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Phys Ther*, 73: 668-677, 1993.
- Basmajian JV, DeLuca CJ. *Their Functions Revealed by Electromyography Fifth edition*. Baltimore, *Williams & Wilkins*: 1985.
- Brewster C, Moyner-Schwab DR. Rehabilitation of the shoulder following rotator cuff injury or surgery. *J Orthop Sports Phys Ther*, 18: 422-426. 1993
- Bryan T. Kelly, Warren R. Kadmas, Kevin P. Speer. The manual muscle examination for rotator cuff strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(5): 581-588. 1996
- Christopher J. Hughed, Kenneth Hurd, Allan Jones, Stephen Sprigle. Resistance properties of Therband tubing during shoulder abduction exercise. *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 29(7): 413-420. 1999
- De Luca CJ, Forrest WJ. Force analysis of individual muscles acting simultaneously on the shoulder joint during isometric abduction. *J Biomechanic* 6: 385-393. 1973
- Frank A. Treiber, Jason Lott, Jewell Ducan, Greg Slavens. Effects of theraband and light weight dumbbell training on shoulder rotation Torque and serve performance in college tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6): 510-515. 1998
- Gerard A. Malanga, Yue-nan jemp, Eric S. Grownney, Kai-nan An. EMG analysis of shoulder positioning in testing and strengthening the supraspinatus. *The American College of Sports Medicine*, 28(6): 661-664. 1996
- Glousman R, Jobe F, Tibone J. Dynamic electromyographic analysis of the throwing with glenohumeral Instbility. *J Bone Joint Surg*, 70A: 220-226. 1988
- Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, Pa: *Williams & Wilkins*: 92-98. 1995
- Heniser ML, Anderson MA, Carl M, Thompson D, Bemben M. Differences in motor units recruitment of shoulder muscles for rubber tubing resisted exercise in individuals whom use manual wheelchairs as their primary mode of locomotion. *J Orthop Sports Phys Ther*, 30(1): PL08. 2000
- J Liu, RE Hughes, WP Smutz, G Niebur, K Nan-An. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*, 1997, 12(1): 32-38.
- Jiang, C. C., Otis JC, Wickiewicz TL. Changes muscles with abduction and rotation. *J Bone Joint Surg*, 76(A): 667-676. 1994
- Kessel L, Watson M. The painful arc syndrome: Clinical classification as a guide to management. *J Bone Joint Surg*, 13: 337-341. 1985
- Kisner C, Colby LA. *Therapeutic exercise: Foundations and techniques*. 3rd ed. Philadelphia, Pa: F.A. Davis Co: 56-110. 1996
- Kronberg M, Nemeth G, Brostrom LA. Muscle activity and coordination in the normal shoulder-an electromyographic study. *Clin Orthop*, 257:76-85. 1990
- Linda Cocchiarella, Gunnar B. J. Andersson. *Guides*

- to the Evaluation of Permanent Impairment. AMA Press: 2001.
- Kronberg M, Nemeth G, Brostrom LA. Muscle activity and coordination in the normal shoulder electromyographic study. *Clin Orthop*, 1990, 257:76-85.
- Macko SD, Manley ML, Maul CA, Roth BE, Sakalas MA. Effectiveness of Thera-Band® on strengthening the shoulder external rotator. *Physical Therapy*, 79(5): PL-RR247-M. 1999
- Margareta Kronberg, Lars-Ake Brostrom. Electromyographic recordings in shoulder muscles during eccentric movements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 314: 143-151. 1995
- Masayuki Kawanish, Susumu Yahagi, Kuniyoshi shimura, Tatsury Kasai. Dependence of deltoid muscle activity upon initial angles of shoulder abduction prior to flexion. *Perceptual and Motor Skills*, 88: 879-891. 1999
- McMahon, P. J, Debski, R. E., Thompson, W. O. Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane. *J Shoulder Elbow Surg*, 4: 199-208. 1995
- Michael J. Decker, Robert A. Hintermeister, Kenneth J. Faber, Richard J. Hawkins. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation on exercise. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6): 784-791. 1999
- Pezzullo DJ, Kara S, Irrgang JJ. *Functional plyometric exercises for the throwing athlete*. *J Athl Train*, 30: 22-26. 1995
- Rene Cailliet. *Shoulder pain* F. A. Davis company philadelphia: 1997.
- Robert A Hintermeister, Gregory W. Lange, Jeanne M. Schultheis, Michael Bey, Richard J. Hawkins. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2): 210-220. 1998
- Scott W. Alpert, Marilyn M. Pink, Frank W. Jobe, Patrick J. McMahon, Witaya Mathiyakom, Inglewood. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(1): 47-58. 2000
- Seung-Ho Kim, Kwon-Ick Ha, Hyeon-Sook Kim, Seon-Woo Kim. Electromyographic activity of the biceps brachii muscle in shoulders with anterior instability. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 17(8): 864-868. 2001
- Sporrong H, Styf J. Effects of isokinetic muscle activity of pressure in the supraspinatus muscle and shoulder torque. *J Orthop Res*, 17(4): 546-553. 1999
- Warner JJP, Deng X, Warren RF, Torzilli PA, O'Brien SJ. Superior-inferior translation in the intact and vented glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg*, 2: 99-105. 1993