한국전문물리치료학회지 제 18권 제 1호
PTK Vol. 18 No. 1 2011.

# 푸시업플러스 시 근전도 바이오피드백을 이용한 전거근의 선택적 강화

전용진, 정성대, 김시현
연세대학교 대학원 재활학과
신헌석
연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, 보건환경대학원 인간공학치료학과

## Abstract

### Selective Activation of Serratus Anterior Using Electromyography Biofeedback During Push-Up Plus

**Yong-jin Jeon, M.P.H., P.T.**
**Sung-dae Choung, B.H.Sc., P.T.**
**Si-hyun Kim, B.H.Sc., P.T.**
Dept. of Rehabilitation Therapy, The Graduate School, Yonsei University
**Heon-seock Cynn, Ph.D., P.T.**
Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health and Environment, Yonsei University

Push-up plus has been advocated for increasing the activity of the serratus anterior muscle, the most critical scapular stabilizer. However, no previous study has reported the possibility of compensatory motion on the part of the pectoralis major, which could substitute for the action of the serratus anterior during push-up plus. The aim of the current study was to investigate the immediate effect of electromyography (EMG) biofeedback of the pectoralis major muscle on the pectoralis major, upper trapezius, and serratus anterior muscles during push-up plus. Fourteen healthy young subjects voluntarily participated in this study; each subject performed push-up plus from the quadruped position, in two conditions (i.e., with or without visual and auditory biofeedback). Surface EMG was used to measure pectoralis major, serratus anterior, and upper trapezius activity. A paired t-test was used to determine any statistically significant difference between the two conditions. Additionally, effect size was calculated to quantify the magnitude of EMG biofeedback in each muscle. Visual and auditory feedback reduced pectoralis major muscle activity significantly (p=.000) and increased the serratus anterior muscle activity significantly (p=.002), but did not induce a significant difference in upper trapezius muscle activity (p=.881). Thus, it is concluded that the visual and auditory feedback of pectoralis major muscle activity can be used to facilitate serratus anterior muscle activity during push-up plus.

**Key Words:** Biofeedback; Push-Up plus; Surface electromyography.

## Ⅰ. 서론

어깨 안정화에 작용하는 많은 근육들 중 전거근(serratus anterior)은 정상 견갑상완리듬(scapulohumeral rhythm)을 유지하는데 중요한 요소라고 알려져 왔다. 전거근은 상지를 거상시키는 동안 견갑골의 상방 회전(upward rotation)과 후방 경사(posterior tipping) 움직임을 도와주며 견갑골을 흉곽에 유지시켜 견갑골 익상

통신저자: 신헌석 cynn@yonsei.ac.kr

(scapular winging)을 예방한다(Ekstrom 등, 2004).

전거근 기능장애는 장흉신경(long thoracic nerve) 마비를 가진 환자에게서 나타나고(Mottram, 1997), 능형근, 승모근과의 근육 불균형에 의하여 발생된다고 한다(Magee, 1999). Sahrmann(2001)은 어깨 손상과 비정상적인 견갑골 동작은 견갑흉 근육(scapulothoracic muscles)의 전반적 약화라기보다는 근 활성도의 불균형으로 설명하였다. 상승모근(upper trapezius)의 과도한 활성화는 비정상적인 견갑골 동작을 초래한다고 보고되었으며(Ludewig 등, 2000; Sahrmann, 2001), 전거근의 기능부전과 상승모근의 보상 작용으로 인하여 다양한 어깨 손상이 발생한다. 전거근의 감소된 근 활성도는 야구선수에게 상완와관절(glenohumeral joint)의 불안정성을, 건설 노동자에게는 견관절 충돌(shoulder impingement)을, 수영선수에게 어깨 통증을 발생시킨다고 보고되었으며(Glousman 등, 1988; Scovazzo등, 1991; Ludewig 등, 2000), 이러한 근 활성도의 불균형은 비정상적인 견갑골의 위치와 움직임을 초래하는 여러 가지 원인 중의 한가지로 작용한다(Ludewig 등, 2000). 따라서 견갑골 주변근육의 기능적 운동조절이 회복과 근육 불균형을 해소시키기 위한 재활 운동으로 고려된다(Cools 등, 2007; Ludewig 등, 2004).

일반적으로 어깨 관절의 기능장애를 예방하고 재활을 진행하기 위하여 어깨 안정화에 작용하는 각 근육의 균형적인 조절 능력 회복에 초점을 맞춘 운동 프로그램이 선호되고 있다. 전거근과 견갑골 주변 안정화 근육의 근력을 증가시키기 위한 어깨 재활 프로토콜과 실행 과정에서 적합한 운동의 선택이 중요하며(Moseley 등, 1992), 근육의 실제 근력 강화뿐 아니라 주변의 근육과 관련된 상대적인 근력을 고려해야 한다(Cools 등, 2007). 선행 연구를 통하여 전거근을 강화하기 위한 목적으로 실행된 다양한 운동의 효과가 밝혀지고 있고(Decker 등, 1999; Ludewig 등, 2000; McClure, 2004; Moseley 등, 1992), 그 중에서 닫힌사슬 운동(closed kinematic chains)이 최근에 강조되고 있다(Ludewig 등, 2004). 닫힌사슬 운동은 근력강화, 지구력 증진뿐만 아니라 관절면의 기계적인 압박을 통해 여러 근육의 협응 수축을 일으키며, 관절 주위의 구심성 수용체를 자극하여 더 많은 고유수용성 감각을 제공하기 때문에 관절의 동적 안정성과 자세유지를 위해 운동치료 프로그램에서 자주 이용되고 있다(Ellenbecker와 Davies, 2001).

Moseley 등(1992)은 전거근을 포함하는 여러 어깨 근육의 활성도를 증가시키는 닫힌사슬 운동으로 표준 푸시업플러스(push-up plus)를 추천하고 있다. 푸시업플러스란 일반적인 팔굽혀펴기 동작에서 주관절을 최대 신전시킨 후 견갑골을 전인시키는 운동을 의미한다(Decker 등, 1999; Ellenbecker와 Davies, 2001; Moseley 등, 1992). Decker 등(1999)은 표준 푸시업플러스, 무릎 푸시업플러스, 프레스업(press up), 다이내믹 허그(dynamic hug) 등 다양한 어깨 관절 재활 운동들을 비교했을 때 표준 푸시업플러스 시행 동안 전거근 활성도에 유의한 증가를 보고하였다.

표면 근전도 바이오피드백(biofeedback)은 근전도를 통하여 근 활성화에 대한 즉각적인 되먹임을 제공하고 근골격계 반응을 조절하기 위하여 이용된다(Basmajian, 1981). 특히 목과 어깨 장애를 가진 환자들에게 견갑골 근육의 불균형을 조절하기 위해 표면 근전도 바이오피드백이 근력강화 운동의 한 방법으로 사용되었다(Cools 등, 2007; Decker 등, 1999; Ludewig 등, 2004). 최근에는 근전도 바이오피드백을 이용해 승모근 내의 근육 간에 선택적 활성화가 자발적인 요구에 의해 가능하다는 결과가 보고되었다(Holtermann 등, 2009). 바이오피드백으로 진행된 운동은 정확히 약화된 근육을 목표로 훈련이 가능하고 잠재적으로 운동조절과 습관적 근 활성화 양식 변화를 가능하게 할 것이다(Holtermann 등, 2010).

전거근 혹은 어깨 안정근의 근 활성도 증가와 근력 강화를 위하여 푸시업플러스가 선행연구를 통하여 추천되고 있지만, 푸시업플러스를 실행하는 동안 승모근을 제외한 다른 근육의 보상작용을 조사한 연구는 현재까지 보고되지 않고 있다. Ludewig와 Cook(2000)은 전거근 활성도 감소를 보상하기 위하여 승모근이 과도하게 동원된다고 주장하였으며, 대흉근의 전거근 보상 작용 가능성도 제기되고 있다. 그러므로 본 연구는 정상인들을 대상으로 전거근 강화 훈련인 푸시업플러스 운동을 시행할 때 대흉근 활성도에 대한 근전도 바이오피드백 제공이 대흉근, 전거근, 상승모근 활성도에 미치는 영향을 조사하여 선택적으로 전거근을 활성화 시킬 수 있는지를 알아보기 위하여 실행하였다. 본 연구의 가설은 푸시업플러스 운동 시 대흉근에 대한 바이오피드백 제공이 대흉근과 상승모근의 활성도를 감소시키고, 전거근의 활성도를 증가시킬 것이라고 설정하였다.

## Ⅱ. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 연세대학교에 재학 중인 건강한 20대 젊은 남성 14명을 대상으로 실시하였다. 모든 연구대상자

는 실험 전에 본 연구에 대한 목적과 운동 방법에 대한 설명을 듣고 실험에 동의 하였으며 연구 참여 동의서에 서명하였다. 연구대상자들의 선정기준은 1) 견갑골 익상이 없는 자, 2) 실험 참여 시점에서 과거 6개월 동안 어깨의 통증이 없는 자, 3) 최근 6개월 이내에 전거근의 강화운동을 하지 않은 자 4) 푸시업플러스 운동 시 대흉근을 사용하는 자 5) 어깨 충돌증후군의 증상을 보이지 않는 자의 조건을 모두 충족하는 자로 하였다. 연구대상자의 배제기준은 1) 임상적 평가를 통해 통증 또는 기능 부전을 가지고 있거나 과거 기록이 있는 자, 2) 통증이나 기능부전이 어깨 동작을 제한하고, 일상생활에서 또는 관절이완검사(joint laxity testing)시 어깨의 안정성에 영향을 미치는 자, 3) 경추의 통증(cervical pain), 유창성 피낭염(adhesive capsulitis), 흉곽출구 증후군(thoracic outlet syndrome)으로 진단받은 자 4) 상지에 감각이 없거나 이상 감각을 가진 자 5) 어깨 수술이나 아탈구의 경력이 있는 자로 하였다. 연구대상자의 일반적인 특징은 표 1에 제시되었다.

## 2. 측정 도구

가. 표면 근전도 기구

우세측 대흉근, 전거근, 상승모근의 근 활성도를 측정하기 위하여 표면 근전도 기기인 Telemyo 2400T[1)]를 이용하였다. 피부저항을 감소시키기 위해 전극 부착 부위의 털을 제거하고, 가는 사포로 3~4회 문질러 피부각질층을 제거하였으며, 소독용 알코올로 피부를 닦았다. 전극은 Ag/Agcl전극을 사용하여 전극간의 거리를 2 ㎝로 유지하여 근섬유 방향에 평행하게 부착하였다. 자료 분석은 Myoresearch 1.06 소프트웨어(Scottsdale, U.S.A)를 이용하여 분석하였고 근전도 신호의 표본 추출률(sampling rate)은 1000 Hz로 설정하였으며, 주파수 대역폭은 80~250 Hz와 노치필터(notch filter) 60 Hz를 사용하였다. 근전도 신호는 제곱 평균 제곱근법(root mean square; RMS)으로 처리하여 아스키(ASCII)형태로 전환하여 분석하였다.

나. 바이오피드백(biofeedback) 장치

바이오피드백 장치는 Myoresearch 1.06 소프트웨어에서 제공하는 바이오피드백 기능을 사용하였다. 대흉근의 최대 등척성수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)시의 근 활성도는 연구대상자가 똑바로 누운자세에서 팔꿈치는 신전하고 어깨는 90° 굴곡, 그리고 내회전 한 상태에서 3회 반복 측정하였고, 평균값의 10%를 산출하여 대흉근의 근 활성도를 감소시키기 위한 역치로 사용하였다(Martins 등, 2008). 즉 최대 등척성수축 시 대흉근의 근 활성도 10% 이상 증가할 때에는 과도한 근 수축을 방지하기 위하여 연구대상자에게 시각적, 청각적 바이오피드백을 제공하였다. 시각적 피드백은 연구대상자의 양팔 사이에 위치한 모니터를 통하여 대흉근의 근 활성도가 10% 미만 일 경우 파란 색으로 표시하고, 근 활성도가 10% 이상 증가할 경우 붉은 색으로 표기되도록 하였다. 청각적 바이오피드백은 대흉근의 근 활성도가 역치를 초과할 경우에 “삐” 경고음이 울리도록 하였고, 역치 보다 감소할 경우 경고음이 제거되도록 하였다.

## 3. 실험방법

가. 근전도 전극 부착 위치 및 정규화

우세측 대흉근, 전거근 및 상승모근의 근 활성도를 측정하기 위해 기존의 연구들을 참조하여 각 근육의 전극 부착 위치를 결정하였다(Cram 등, 1998; Lear와 Gross, 1998). 우세측 상지는 구두로 질문하여 결정되었으며, 연구대상자들의 우세측 상지는 모두 우측이었다. 근육별 전극 부착위치는 표 2와 같으며 접지전극(ground electrode)은 우세측 견봉(acromion) 중앙에 부착하였다.

정규화를 위한 최대 등척성 수축시 대상자의 자세는

**표 1.** 연구대상자의 일반적 특성 (N=14)

| | 평균±표준편차 | 범위 |
|---|---|---|
| 나이(세) | 23.8±2.6 | 23~30 |
| 키(㎝) | 176.4±3.0 | 172~182 |
| 몸무게(㎏) | 67.9±5.8 | 58~80 |
| 체질량지수(㎡/㎏) | 21.8±1.7 | 18.9~24.7 |

1) TeleMyo 2400T G2, Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, U.S.A.

**표 2.** 근육별 전극 부착 위치

| 근육 | 전극 부착 위치 |
|---|---|
| 대흉근 | 쇄골의 2 ㎝ 아래에서 사선 방향으로 전액와 주름의 중간 부위 |
| 전거근 | 광배근의 앞쪽 경계로 견갑골 아래 끝 높이 |
| 상승모근 | 근 섬유와 평행한 방향의 견갑골 견봉과 일곱 번째 경추의 가시돌기 가운데 사이 |

표준화된 맨손근력자세에서 시행되었다(Kendall 등, 1983, Ekstrom 등, 2005). 대흉근은 똑바로 누운자세에서 팔꿈치는 신전하고 어깨는 90° 굴곡, 그리고 내회전한 상태에서 시행되었다. 저항은 아래팔에 수평 외전되는 방향으로 적용하였다. 전거근의 최대 등척성 수축은 앉은 자세에서 어깨를 내회전 한 후 견갑골 면에서 125° 외전된 자세에서 측정되었으며, 저항은 대상자의 팔꿈치의 근접한 부위에 적용하였다. 상 상모근의 최대 등척성 수축 역시 앉은 자세에서 시행되었으며, 우세측 어깨의 상승과 목의 동측 측굴, 반대측으로 회전한 상태에 대해 어깨와 후두부 저항을 적용하였다. 각 근육의 최대 등척성수축시 근 활성도를 3회 반복 측정하였다. 5초 동안 자료값을 RMS 처리 한 후 처음과 마지막 1초를 제외한 중간 3초 동안의 평균 근전도 신호량을 100%MVIC로 사용하였다.

나. 실험과정

모든 연구대상자는 두 가지 조건에서 푸시업플러스 운동을 시행하였다. 첫 번째 조건에서 바이오피드백을 제공하지 않았고, 두 번째 조건에서는 바이오피드백를 제공하였다. 두 가지 조건에서의 푸시업플러스 자세와 움직임 수행을 표준화(standardization)하고 불필요한 움직임을 통제하기 위하여 시작 자세, 운동 수행 과정, 종료 자세를 조작적으로 정의하였다.

첫째, 시작 자세에서 연구대상자가 양손과 양발을 어깨넓이로 벌려 네발기기 자세를 취하여 양손과 양무릎으로 체중을 지지하게 하였다(Decker 등, 1999). 그리고 경추부의 중립자세를 유지하기 위하여 경추부와 흉추부가 일직선이 되도록 두개경부를 굴곡하였다. 그 후에 흉추 네 번째에 표식자(target bar)와 양쪽 어깨 바(bar)를 설치하였다(그림 1). 즉, 푸시업플러스를 실행하는 동안 연구대상자가 동일한 높이까지 견갑골을 전인하도록 표식자를 설치하였고, 동일한 어깨 굴곡 각도를 유지하고 전후방이 아닌 상방으로만 푸시업플러스를 수행하도록 바닥과 수직을 이루는 양쪽 어깨 바를 설치하였다. 둘째, 운동 수행은 연구자의 “시작”이라는 구호와 함께 연구대상자가 푸시업플러스를 실시하도록 하였다. 메트로놈을 이용하여 네발기기 자세에서 푸시업플러스를 2초 동안에 취하게 하였으며, 푸시업플러스 자세를 5초 동안 유지하게 하였다. 셋째, 푸시업플러스 실행 후 연구대상자의 흉추 네 번째가 표식자에 닿고 양쪽 어깨가 어깨 바에서 떨어지지 않은 상태로 유지되면 종료자세가 유지되어 푸시업플러스가 성공적으로 수행된 것으로 평가하였다(그림 2). 표준화된 시작 자세, 운동 수행, 그리고 종료 자세가 유지되지 않았을 경우, 자료 수집을 하지 않고 실험자는 연구대상자가 정확한 자세를 취하도록 3회 반복 측정하고, 각 수행 시 2분간 휴식을 취했다.

연구대상자에게 구두 지시와 시범을 통한 10분 동안의 익숙화(familiarization)를 통하여 네발기기 자세에서 푸시업플러스 자세로의 변환을 숙지하도록 하였다. 모든 연구대상자들은 익숙화 기간 후에 불편함과 어려움 없이 푸시업플러스 자세를 취할 수 있었

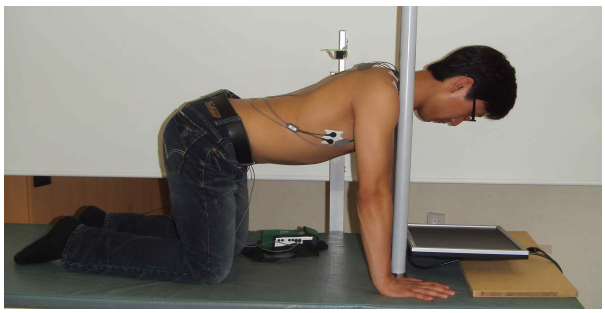

**그림 1.** 푸시업플러스 시작 자세.

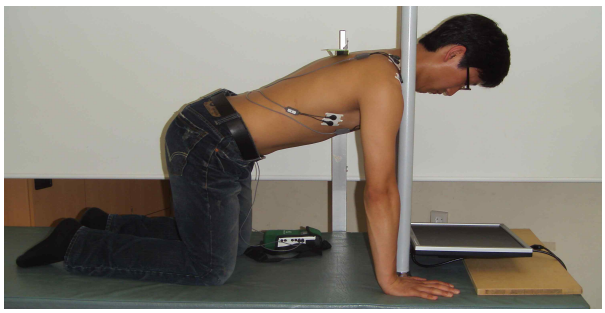

**그림 2.** 푸시업플러스 종료 자세.

다. 두 번째 조건에서도 첫 번째 조건에서와 동일한 자세와 방법으로 네발기기 자세에서 푸시업플러스 자세로의 변환이 실행되었으나, 과도한 대흉근의 수축을 방지하기 위하여 시각적 바이오피드백과 청각적 바이오피드백을 제공하였다. 푸시업플러스 자세를 유지하는 5초 동안 모니터 화면을 통해 대흉근의 근활성도를 실시간으로 보여주었으며 최대 등척성 수축의 10% 이상의 근 활성도를 보였을 때 시각적, 청각적 바이오피드백을 제공하였다. 모니터 화면은 푸시업플러스 자세에서 고개가 중립일 때 화면이 바로 보일 수 있도록 양 팔 사이에 위치하도록 하여 모니터를 관찰하기 위한 머리자세가 근 활성도에 영향을 미치치 않도록 하였다.

다. 분석방법

바이오피드백 제공 유·무에 따른 두 조건에서의 대흉근, 전거근, 상승모근의 근활성도 차이를 비교하기 위해 짝 비교 t-검정(paired t-test)을 실시하였고 효과크기(effect size)를 계산하였다. 통계학적 유의 수준을 검정하기 위하여 α=.05로 하였으며 자료의 통계처리를 위해 상용 통계프로그램인 윈도용 SPSS version 12.0 프로그램을 사용하였다.

## Ⅲ. 결과

두 조건에서의 대흉근, 전거근, 상승모근의 활성도는 표 3과 같다. 푸시업플러스 운동 시 대흉근에 대한 시각적, 청각적 바이오피드백이 제공된 후에 대흉근의 활성도는 65% 유의하게 감소하였고(p <.0001), 전거근의 근 활성도는 23% 유의하게 증가하였다(p=.002). 상승모근에서는 시각적, 청각적 바이오피드백이 제공된 후에 유의한 차이를 보이지 않았다(p=.881)(표 3). 각 근육의 효과크기는 대흉근에서 1.54, 전거근에서 .64, 상승모근에서 .02로 산출되었다.

## Ⅳ. 고찰

기존의 전거근 강화에 대한 대부분의 연구들은 여러 가지 운동 자세에 따른 근 활성도의 변화를 비교하였으며, 그 결과 견갑골 익상을 보이는 환자들을 대상으로 전거근을 강화하기 위한 다양한 운동치료 프로그램 중에서 푸시업플러스 운동을 추천하고 있다. 그리고 어깨 주변근들의 불균형으로 발생되는 손상의 원인을 규명하기 위하여 전거근과 승모근의 활성도 차이(Decker 등, 1999; Hardwick 등, 2006; Ludewig과 Cook, 2000) 또는 비율을 평가하였다(Cools 등 2007; Ludewig 등, 2004; Martins 등, 2008). 그러나 푸시업플러스를 실행하는 동안 대흉근의 과도한 근 활성도를 보고하거나 이러한 과도한 근 활성도를 방지하기 위한 방법에 대한 선행 연구는 없었기 때문에, 본 연구에서는 대흉근에 대한 시각적, 청각적 바이오피드백 제공이 어깨안정근에 근 활성도에 미치는 영향을 알아보았다.

본 연구의 결과로 푸시업플러스 운동을 시행하는 동안 제공된 바이오피드백이 대흉근 활성도를 유의하게 감소시키고, 전거근 활성도를 유의하게 증가시켰다. 즉 바이오피드백으로 인하여 과도한 대흉근 활성도가 억제되었고, 푸시업플러스가 증가된 전거근 활성도에 의하여 수행되었다고 해석할 수 있다. 그러므로 푸시업플러스 수행 중에 제공된 바이오피드백이 대흉근의 보상 작용을 제한하고 전거근 활성화를 증대시키는데 효과적이었고, 연구 가설이 지지되었다. 그러나 상승모근에서는 바이오피드백에 의하여 근 활성도의 유의한 차이가 나타나지 않아서 연구 가설이 지지되지 않았다. 이러한 결과는 바이오피드백이 상승모근 활성도에 영향을 미치지 않은 것으로 해석되며, 푸시업플러스 운동이 수행된 자세 때문에 이러한 결과가 발생했다고 판단된다. 본 연구에서는 푸시업플러스가 닫힌사슬 운동인 네발기기 자세에서 수행되었기 때문에 상승모근이 보상 작용 즉 상승모근의 활성도가 증가되지 않았다. 바로 선 자세에서의 푸시업플러스 혹은 전완을 벽에 밀착시켜서 상지를 거상하는

**표 3.** 푸시업플러스 운동 시 바이오피드백 제공 여부에 따른 근 활성도 값 단위: %MVIC

| | 바이오피드백 미제공 | | 바이오피드백 제공 | | p | 효과크기 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | 평균±표준편차 | 95%신뢰구간 | 평균±표준편차 | 95%신뢰구간 | | |
| 대흉근 | 19.14±8.99 | 13.95~24.34 | 6.69±1.86 | 5.62~7.77 | .000 | 1.54 |
| 전거근 | 43.07±14.65 | 34.61~51.53 | 53.04±16.23 | 43.67~62.41 | .002 | .64 |
| 상승모근 | 5.69±3.99 | 3.38~7.99 | 5.59±3.67 | 3.47~7.71 | .881 | .02 |

전거근 강화 운동 등에서는 상승모근이 활성화되리라고 생각된다. 선행연구에서도 네발기기 자세에서 수행되는 푸시업플러스 운동은 가장 높은 전거근 활성화를 나타내었지만(Decker등, 1999), 상승모근의 활성화는 나타나지 않았고, 또한 상승모근과 전거근의 비율을 조사한 연구에서는 푸시업플러스를 수행하는 동안 상승모근과 전거근의 비율이 낮게 측정되었다(Ludewig 등, 2004).

효과크기는 차이의 정도 또는 관련성의 정도를 측정하는 것으로 피실험자의 수가 적을 경우나 많을 경우 통계결과의 왜곡을 보완해 주는 역할을 한다(이충휘, 2008). 일반적으로 사용되는 효과크기 계산법은 Cohen's d인데 .2이면 작은 효과(small effect), .5이면 중간 효과(medium effect), .8이면 큰 효과(large effect)를 가진다고 하였다. 본 연구에서는 근전도 바이오피드백 제공으로 인하여 대흉근에서 1.54로 큰 효과를 보였고, 전거근에서 .64로 중간 효과를 보였다.

근전도 바이오피드백은 신경근 수축을 감지하고 대상자에게 되먹임을 제공하기 때문에(Dursun 등, 2001), 대흉근을 억제하고 전거근의 동원을 위하여 본 연구에서 근전도 바이오피드백을 이용하였다. Ng 등(2008)은 무릎관절 신전 운동 프로그램에 근전도 바이오피드백을 추가하였을 때 운동만 시행한 대상자 군보다 내측광근(vastus medialis obliquus)에서 근 활성도가 유의하게 증가하였다고 하였고 근전도 바이오피드백이 내측광근의 활성도를 선택적으로 증가시키는 효과적인 방법이라고 제시하였다. 또한, Ingersoll과 Knight(1991)는 근전도 바이오피드백 훈련이 무릎뼈의 비정상 위치를 교정하기 위한 방법으로 점진적 저항운동보다 유의한 효과를 나타냈으며, 근전도 바이오피드백이 근력강화운동의 지원역할을 하였다고 설명하였다. 본 연구에서는 닫힌사슬 운동인 네발기기 자세에서의 푸시업플러스를 수행하는 동안 과도한 대흉근의 보상적 근 활성도를 제한하고 전거근의 활성도를 증가시키는 방법으로 근전도를 바이오피드백을 처음으로 이용하였으며, 시각적, 청각적 바이오피드백이 전거근의 선택적 활성화에 효과적이라는 것을 증명하였다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 첫째, 움직임을 시행하면서 표면 근전도를 통해 근 활성도를 측정하는 대부분의 연구에서 근전도 부착 위치, 통제되지 않은 움직임, 측정 장비 등에 의하여 근전도 신호량 수집에 오류가 발생한다는 논쟁이 있었다(Hancock 등, 1996). 이러한 요소들을 통제하기 위하여 본 연구에서는 실험 자세와 움직임을 표준화하였고, 특히 푸시업플러스 운동 시의 움직임을 통제하기 위하여 표식자와 바를 이용하였다. 그러나, 향후 연구에서는 운동형상학(kinematics)적 그리고 운동역학(kinetics)적 장비를 이용하여 푸시업플러스가 실행되는 동안의 자세 변이와 두 조건간의 자세 변이의 차이를 규명하는 연구도 필요할 것이라고 사료된다. 둘째, 본 연구에서는 푸시업플러스 운동에서 대흉근에 대한 되먹임의 효과를 견갑골의 주요 조절근이며 어깨 재활의 목표가 되는 근육들인 전거근과 상승모근에서만(Decker 등, 1999; Ludewig 등, 2000) 조사하였지만, 향후 연구에서는 견갑대와 견관절의 움직임에 관여하는 다른 근육들도 포함되는 연구가 진행되어야 할 것이다. 마지막으로 본 연구는 건강한 성인을 대상으로 연구가 진행되었기 때문에 결과를 일반화 하는데 제한점이 있다. 전거근 약화의 증상 혹은 익상 견갑골이 나타나는 환자군을 대상으로 연구를 시행하여 바이오피드백의 효과를 검증하여야 하며, 바이오피드백을 치료로 이용하여 장기적인 효과를 알아보는 연구가 요구된다.

## Ⅴ. 결론

본 연구는 건강한 정상인들을 대상으로 선택적 전거근 강화 훈련인 푸시업플러스 운동 시 대흉근에 대한 근전도를 이용한 시각적, 청각적 바이오피드백 제공이 대흉근, 전거근, 상승모근의 활성도에 미치는 영향을 알아보았다. 푸시업플러스 운동 시 대흉근의 과도한 활성이 근전도 바이오피드백의 제공으로 억제되었을 때 전거근의 근 활성도는 유의하게 증가하였음을 확인하였다. 그러므로 푸시업플러스 운동 시에 대흉근의 과도한 활성을 억제하고 전거근의 선택적 근 활성도 증가를 위하여 바이오피드백이 유용하게 사용될 수 있으리라고 제안한다.

## 인용문헌

이충휘. 물리치료사와 작업치료사를 위한 연구방법론. 3판. 서울, 계축문화사, 2008.

Basmajian JV. Biofeedback in rehabilitation: A review of principles and practices. Arch Phys Med Rehabil. 1981;62(10):469-475.

Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, et al. Rehabilitation

of scapular muscle balance: Which exercises to prescribe? Am J Sports Med. 2007;35(10):1744-1751.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, Aspen Pub, 1998.

Decker MJ, Hintermeister RA, Faber KJ, et al. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. Am J Sports Med. 1999; 27(6):784-791.

Dursun N, Dursun E, Kilic Z. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(12):1692-1695.

Ekstrom RA, Bifulco KM, Lopau CJ, et al. Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. J Orthop Sports Phys Ther. 2004;34(5):235-243.

Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(4):418-428.

Ellenbecker TS, Davies GJ. Closed Kinematic Chain Exercise: A comprehensive guide to multiple joint exercise. Champaign, IL. Human Kinetics Publishers, 2001: 53-58.

Glousman R, Jobe F, Tibone J, et al. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. J Bone Joint Surg Am. 1988;70(2):220-226.

Hardwick DH, Beebe JA, McDonnell MK, et al. A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2006;36(12):903-910.

Hancock RE, Hawkins RJ. Applications of electromyography in the throwing shoulder. Clin Orthop Relat Res. 1996;(330):84-97.

Holtermann A, Mork PJ, Andersen LL, et al. The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: A novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(2):359-365.

Holtermann A, Roeleveld K, Mork PJ, et al. Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19(5):896-902.

Ingersoll CD, Knight KL. Patellar location changes following EMG biofeedback or progressive resistive exercises. Med Sci Sports Exerc. 1991; 23(10):1122-1127.

Kendall FP, McCreay EK. Muscles Testing and Function. 3rd ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1983.

Lear LJ, Gross MT. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. J Orthop Sports Phys Ther. 1998;28(3):146-157.

Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 2000;80(3):276-291.

Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, et al. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. Am J Sports Med. 2004;32(2):484-493.

Magee DJ. Instability and Stabilization: Theory and treatment. 2nd ed. Seminar Workbook, 1999.

Martins J, Tucci HT, Andrade R, et al. Electromyographic amplitude ratio of serratus anterior and upper trapezius muscles during modified push-ups and bench press exercises. J Strength Cond Res. 2008;22(2):477-484.

McClure PW, Bialker J, Neff N, et al. Shoulder function and 3-dimensional kinematics in people with shoulder impingement syndrome before and after a 6-week exercise program. Phys Ther. 2004;84(7):832-848.

Moseley JB Jr, Jobe FW, Pink M, et al. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program. Am J Sports Med. 1992; 20(2):128-134.

Mottram SL. Dynamic stability of the scapula. Man Ther. 1997;2(3):123-131.

Ng GY, Zhang AQ, Li CK. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18(1):128-133.

Sahrmann S. Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndrome. St. Louis, Mosby, 2001.

Scovazzo ML, Browne A, Pink M, et al. The painful shoulder during freestyle swimming: An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. Am J Sports Med. 1991;19(6):577-582.

| | |
|---|---|
| 논 문 접 수 일 | 2010년 8월 31일 |
| 논문게재승인일 | 2010년 9월 29일 |