12주 근력강화 훈련 동안 표면근전도 신호의 특성

연세대학교 대학원

재활학과

신 화 경

12주 근력강화 훈련 동안 표면근전도 신호의 특성

지도 조 상 현 교수

이 논문을 석사 학위 논문으로 제출함

2002년 6월 일

연세대학교 대학원
재활학과
신 화 경

신화경의 석사 학위논문을 인준함

심사위원________________인

심사위원________________인

심사위원________________인

연세대학교 대학원

2002년 6월 일

감사의 글

"모든 일은 물을 거슬러 올라가는 배와 같으니 그대로 머무르기 위해서는 항상 노를 저어야 한다."

학문이라는 배움의 길을 통해 부족함을 많이 느꼈지만 오늘 이 자리에 설 수 있도록 도와주신 많은 분 들게 진심으로 감사드립니다. 본 연구를 위해 끊임없는 지도와 조언을 해주시고 연구하는 학자의 모습을 보여주신 조상현 교수님께 진심으로 감사드립니다. 그리고 논문의 정도를 가르쳐주신 권오윤 교수님, 바쁜 일정 속에서도 세심한 지도를 해주신 차광석 교수님, 항상 잔잔한 정으로 지켜봐 주시던 이충휘 교수님, 단아한 모습의 정보인 교수님, 논문 진행과정을 관심있게 염려해 주신 유은영 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 그리고 마음 속의 큰 스승이신 권혁철 교수님께도 깊은 감사의 마음을 전합니다. 첫 강의 동안 충고와 격려로 도와 주신 안동과학대학의 주민 교수님, 이승주 교수님께도 감사드립니다.

논문 준비과정에서 도움을 주고 서로에게 힘이 되었던 장기연 선생님, 김진경 선생님, 이수영 선생님, 김창인 선생님, 최은희 선생님과 그리고 함께 수업을 들으며 지내왔던 대학원 선 후배 선생님들과도 함께 기쁨을 나누고 싶습니다. 3개월이라는 힘들고 긴 실험에 끝까지 참여해준 이상헌, 김문환, 성대영, 봉희석, 최종덕 여러분과 실험기구를 직접 고쳐주신 이병규 선생님께도 감사의 마음을 전합니다.

마지막으로 많은 어려움 속에서도 가장 든든한 후원자가 되어주셨고, 지금 이순간에도 아낌없는 사랑으로 자식을 위해 기도하시는 아버님, 어머니께 모든 영광을 돌립니다.

2002년 6월

드림

차　　례

그림 차례

표 차례

국문 요약

12주 근력강화 훈련 동안 표면근전도 신호의 특성

본 연구는 DeLorm의 방법을 이용한 12주 근력강화 훈련기간 동안 등척성 및 등장성 운동에서 수집한 표면근전도 신호를 연속중첩FFT로 얻은 중앙주파수 관련 변수와 적분EMG로 분석하였을 때, 이들과 근력과의 연관성을 분석함으로써 근력강화 훈련의 효과를 유의하게 표현할 수 있을지를 검정해 보고자 하였다.

이를 위해 건강한 남자 5명을 대상으로 12주 훈련기간 동안 3주 간격으로 등척성 및 등장성 수축시 팔굽관절 굽힘근(위팔두갈래근)과 무릎관절 폄근(넙다리곧은근)에서 최대근력, 표면근전도 신호, 근육둘레를 측정하였다. 또한 MVC의 80%와 10RM에서 실시된 각각의 운동 동안 적분EMG와 중앙주파수의 회귀직선 변수인 초기중앙주파수, 피로지수, 회귀직선 기울기를 구하였다.

그 결과 12주 근력강화 훈련 동안 MVC, 1RM, 적분EMG, 초기중앙주파수는 선형으로 증가하였으며, 피로지수와 회귀직선 기울기는 6주까지 일시적으로 증가하다가 감소하였다. 본 결과에서 전반 6주까지는 속근섬유의 동원력의 증가로 초기중앙주파수가 증가하고, 후반 6주는 속근섬유 동원의 지속적인 증가와 비대발생으로 인하여 근피로 저항력이 강해졌음을 추측할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 사용된 적분EMG 및 중앙주파수 분석기법은 12주 근력강화 훈련 중 등장성 및 등척성 평가 모두에서 훈련 효과를 표현할 수 있었으며, 이는 근육의 전기생리적

변화 및 조직학적 변화를 추정하는데 사용될 수 있을 것이다.

핵심되는 말 : 근력강화 훈련, 적분EMG, 주파수 분석, 중앙주파수, 표면근전도.

제1장 서론

근력(strength)은 근육이 발휘할 수 있는 최대의 힘(force)으로 정의하며, 근력강화 훈련의 가장 큰 효과는 근력을 증가시킬 수 있는 기능적 능력의 향상이다(Enoka 1988; Frontera 1999; Kraemer 1996). 초기의 근력 증가는 운동단위동원(motor unit recruitment) 능력의 개선으로 인한 근전도 활성량의 뚜렷한 증가를 일으키는 신경훈련기전(neural training mechanism)이 원인이며, 그 이후의 근력 증가는 근비대(muscle hypertrophy)에 의한다(Hakkinen, Alen, Komi 1985; Hakkinen, and Komi 1983; Komi et al. 1978; Moritani, and De Vries 1979; Sale 1988). 근력강화 훈련 동안 근비대는 지근섬유(slow twich fiber)보다 속근섬유(fast twitch fiber)에서 더욱 선택적으로 발생한다(Hakkinen 1994; Hakkinen, Alen, and Komi 1985; Hakkinen et al. 2001; Houston et al. 1983; Kraemer, Fleck, and Evans 1996; Tesch 1988). 또한 Molina 등(1997)은 근력강화 훈련 초기 2~8주 동안은 속근섬유의 동원 능력의 증가에 의해서, 그 이후에는 전체 근육 중 속근섬유의 조성비 증가로 근비대가 발생함으로써 근력이 증가된다고 보고했다. 따라서 속근섬유는 근력강화 훈련으로 인한 기능적 변화의 가장 큰 지표로 여겨진다(Kadi, and Thornell 1999).

20세기 후반 Henneman 등(1974)이 크기의 원리(size principle)를 제시한 이래로 근수축에 있어서 운동신경원(motor neuron)과 운동단위 활동(motor unit activity)의 양적인 변화를 연구하기 위해 시평면(time domain)과 주파수평면(frequency domain)의 관점에서 표면근전도(surface electromyography) 신호의 분석이 발전되어왔다(Andearssen, and Arendt - Nilsen 1987; Basmajian, and De Luca 1985). 전자는 주로 표면근전도 신호의 진폭(amplitude)을 반영한 RMS (root mean square)와 적분EMG (integrated EMG: IEMG)를 구하는 방법이고, 후자는 중앙주파수(median frequency: MDF) 등을 지표로 사용하는 주파수 스펙트럼 분석법(frequency spectrum analysis)이다(Basmajian, and De Luca 1985; Bigland, and Lippold 1954; Macaluso et al. 2000). RMS와 함께 적분EMG는 활성화된 운동단위의 수와 발화율(firing rate)을 반영하며, 일정한 힘으로 유지하는 등척성 수축 동안 일시적인 증가 양상을 보인다(Basmajian, and De Luca 1985; De Luca 1984). 중앙주파수는 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity), 속근섬유의 동원비와 조성비에 비례한다(Anne et al. 1998; Basmajian, and De Luca 1985; Johnson et al. 1973; Kupa et al. 1995; Linssen et al. 1991; Solomonow et al. 1990; Zwarts et al. 1987). 따라서 국소적 근피로가 발생함에 따라 근섬유 전도속도가 감소함으로써 속근섬유의 동원이 감소하고 지근섬유(slow - twitch muscle fiber)의 동원은 증가하여 결과적으로 중앙주파수는 저주파수 대역으로 이동하게 된다(Basmajian, and De Luca 1985; Biedermann et al. 1991; Gerdle, and Elert 1994; Merletti, and Roy 1996; Stulen, and De Luca 1978).

이와 같이 주파수 스펙트럼 분석은 속근섬유의 특성을 반영하므로 근섬유 조성비를 추정하기 위한 비침습적인 전기생리학적 근육생검(muscle biopy)으로 사용될 수 있다(Bottinelli 1996; Eberstein, and Beattie 1985; Gerdle et al. 1988; Moritani, and Graffney 1985). 이와 같은 근거를 바탕으로 주파수분석은 근력강화 훈련의 효과를 반영할 수 있을 것이라는 가설을 세울 수 있다. 그러나 현재 적분EMG와 RMS를 이용한 예는 있으나 주파수 스펙트럼 분석을 이용하여 훈련 효

과를 검정한 예는 드물다(Hakkinen, and Komi 1983; Macaluso et al. 2000).

한편, 표면근전도 신호를 이용한 연구들은 대개 정적인 등척성 수축에만 제한적으로 사용하여 왔다(Macaluso et al. 2000). 따라서 일상생활과 관련이 깊은 작업수행 동작이나 스포츠와 같은 등장성 운동에 관한 연구가 필요한 실정이다(김유미, 조상현, 김영희 2001; Clancy, Bouchard, and Rancourt 2001; Komi, and Tesch 1979). 그러나 등장성 운동에서 얻은 표면근전도 신호의 주파수 스펙트럼 분석은 관절각도에 따른 근육길이의 변화, 근육 내 장력의 변화, 전극과 근육 사이의 거리 변화 및 전극의 흔들림 등으로 인하여 표면근전도 신호가 불안정하다는 문제점이 있었다(Masuda et al. 1999; Pincivero et al. 2000; Potvin 1997). 특히 중앙주파수는 국소적 근피로가 발생함에 따라 운동의 강도와 허혈의 정도에 비례하여 감소하게 되는데, 등장성 운동 시에는 간헐적인 혈액 공급의 재개와 근장력의 변화로 인하여 주파수 스펙트럼의 변화가 등척성 운동 보다 미약하다는 문제점이 있다(Ament, Bonga, and Vekerke 1996; Edwards, and Hyde 1977). 이러한 단점을 보완하기 위하여 본 연구의 선행 연구에서는 전기적 소음(electrical noise)을 현저히 줄일 수 있는 연속중첩 FFT(consecutive overlapping fast Fourier transformation)를 이용하였다(김유미, 조상현, 김영희 2000; 옥준영 2000; 원종임 외 2001). 그리고 중앙주파수의 이동 형태(shift pattern)를 잘 표현하기 위하여 시간에 대한 중앙주파수의 선형회귀직선(linear regression line)을 구한 후, 초기중앙주파수(initial median frequency: IMDF), 피로지수(fatigue index), 회귀직선의 기울기(slope)를 변수로 사용하였다(Elfving et al. 1999; Nargol et al. 1999; Rainoldi et al. 1999).

이에 본 연구는 선행 연구에서 개선된 중앙주파수 처리 기법을 이용하여 등척성과 등장성 운동 모두에서 12주 근력강화 훈련의 효과를 입증할 수 있을 지를 알아보고자 하였다.

제2장 연구 방법

2.1 연구 대상

본 연구는 연세대학교에 재학중인 건강한 성인 남자로 훈련군 5명, 대조군 5명을 대상으로 하였다. 선정기준은 최근 1년 동안 근골격계 또는 신경계에 손상이 없었으며, 정기적인 근력강화 운동을 하지 않는 사람으로 전문적인 운동선수는 제외하였다. 실험 전에 본 연구의 목적과 방법에 대하여 연구 대상자에게 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻었다. 연구 초기에 훈련군과 대조군 간에 연령, 신장, 체중은 유의한 차이가 없었다($p>0.05$).

Table 1. Age, height, body mass of subjects in training and control group before training

Group	Age (years)		Height (m)		Body mass (kg)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Training (n=5)	22.90	2.10	1.65	0.04	63.60	5.00
Control (n=5)	26.30	3.60	1.66	0.05	65.80	6.03

2.2 실험 설계

연구기간은 3주의 준비기와 그 후 12주의 근력강화 훈련기간으로 구성된다. 준비기간 첫 3주 동안은 어떠한 근력강화 훈련도 실시하지 않았으나 일상적인 저강도 신체활동은 허락하였다. 근력강화 훈련의 효과를 검정하기 위해 훈련군은 매 3주 마다(0, 3, 6, 9, 12주) 실시된 평가에서 우세측(dominant side)의 팔굽관절 굽힘근과 무릎관절 폄근을 대상으로 최대 등척성 및 등장성 근력과 근전도 신호를 분석하였다. 근육 둘레는 0주와 12주에만 측정하였다. 대조군은 같은 측정을 0주와 12주에만 실시하였다.

2.3 근력강화 훈련

훈련군은 우세측의 팔굽관절 굽힘근과 무릎관절 폄근의 근력강화 훈련에 참여했다. 근력강화 훈련은 DeLorme의 방법을 이용하여 12주 동안 실시하였다(DeLorme 1945; DeLorme and Watkins 1948). 이때 1세트(set)는 10RM의 1/2 부하로 10회 반복(Repetition), 10RM의 3/4 부하로 10회 반복, 10RM의 부하로 10회 반복을 순차적으로 수행했으며, 연구자의 감독 하에 일주일에 3회씩, 1회에 2분의 휴식 간격을 두면서 3세트를 연속 시행하였다. 운동 시작 전에 반드시 가벼운 팔굽혀 펴기(push - up)와 고정형 자전거(stationary bicycle)를 타는 준비기간(warm - up phase)을 가졌으며, 전체 운동시간은 약 30분이 소요되었다. 근력강화 훈련에 필요한 부하량, 즉 1RM 은 0주, 3주, 6주, 9주, 12주에 각각 다시 측정하여 사용하였다. 운동 형태는 자신의 최대 속도를 권장하면서 구심성 수

축 후 내리는 기간(lowering phase)에는 원심성 수축을 하도록 하였다. 12주 동안 훈련군과 대조군 모두 일상적인 저강도 활동은 허락하였다.

2.4 최대 근력의 평가

디지털 장력계(digital tensiometer)인 TSD121C (BIOPAC System Inc., CA. USA)를 이용하여 kg 단위로 최대 등척성 근력인 MVC를 측정하였다. 이 장비에서 나오는 아날로그 신호는 MP100 시스템(BIOPAC System Inc., CA. USA)으로 보내져 디지털 신호로 전환된 다음 개인용 PC에서 Acqknowledge 소프트웨어(BIOPAC System Inc., CA. USA)를 이용하여 필터링(filtering)과 기타 처리를 하였다. 장력 신호의 표본추출율(sampling rate)은 125 ㎐이고, 5 ㎐ 저역필터(low pass filter)를 사용하였다. TSD121C는 가죽으로된 손목 혹은 발목 커프와 고정된 로프(rope) 사이에 설치되었다. 팔굽관절 굽힘근의 MVC 측정시에는 선 자세에서 등과 상지의 후면을 벽에 붙이고 어깨 관절은 해부학적 자세를 유지한 채로 팔굽관절을 90° 굴곡 자세에서, 위팔두갈래근(biceps brachii) 수축에 의한 아래팔(forearm)의 회외(supination) 효과를 방지하기 위하여 최대한 회외 상태를 유지한 채로 최대 등척성 수축을 하도록 하였다. 무릎관절의 폄근의 MVC는 N-K 테이블(Preston., NJ. USA)에 걸터앉아 무릎관절 110° 신전 자세에서 측정하였다. MVC는 대상자에게 최대 등척성 수축을 3초 이상 유지할 수 있도록 독려하면서 기록된 장력자료에서 최대정점(maximal peak force)을 기준으로 전후 1초 구간의 자료를 평균하여 1회차 시도의 MVC로 정하였으며, 10분 휴식간격으로 3회 측정 후 최대치를 MVC로 정하였다.

최대 등장성 근력은 1RM으로 측정하였다. 상지의 팔굽관절 굽힘근은 선 자세에서 chest pulley weight (Preston, MI. USA)를 이용하였고, 하지의 무릎관절 폄근은 앉은 자세에서 N-K테이블을 이용하였다. 1RM은 팔굽관절 굽힘근 0~135°, 무릎관절 폄근 70~180°의 범위로 7~8회 반복이 가능한 중량(W0)과 이 무게로 반복할 수 있는 최대 횟수(R)을 측정한 후 공식(1)에 의하여 산출하였다(LeSuer et al 1997). 이때 구한 1RM 은 소수점 첫째 자리에서 반올림하였다.

$$1RM = W0 + W1, \qquad W1 = W0 \times 0.025 \times R \quad \cdots\cdots\cdots\cdots \text{공식}(1)$$

2.5 표면근전도 신호 수집

2.5.1 장비 설정

표면근전도 신호는 팔굽관절 굽힘근의 위팔두갈래근과 무릎관절 폄근의 넙다리곧은근(rectus femoris)에서 기록되었다. 표면전극은 근육이 수축함에 따라 근복(muscle belly)의 위치가 변하는 것을 고려하여 위팔두갈래근은 팔굽관절 90° 구부렸을 때 촉진되는 근복의 아래쪽 1/3 지점에 부착하였고, 넙다리곧은근은 전상장골극(anterior superior iliac spine)과 슬개골(patella)을 연결하는 선의 중간지점에 부착하였다. 12주 동안 전극위치를 일정하게 유지하기 위하여 잘 지워지지 않는 피부용 잉크(dermographic ink)로 부착부위를 표시하였다. 표면근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위해 부착부위를 가는 사포로 3-4회 문질러 피부각질층을 제거하고, 소독용 알코올로 피부지방을 제거한 후에 소량의 전해질 젤(electrolyte gel)을 바른 표면전극을 피부에 부착하였다. 접지전극(ground electrode)은 동측 손등 혹은 슬개골에 부착하였다.

운동 중 1채널 표면전극인 Bagnoli DE3 - 1 EMG (DelSys Inc., Boston. MA. USA)에서 수집된 근전도 아날로그 신호는 MP100 시스템으로 보내져 디지털 신호로 바뀐 다음, 개인용 PC에서 Acqknowledge 소프트웨어를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다(Fig 1). 근전도 신호의 표본추출율은 1024 ㎐이고, 주파수 영역(band width)는 20~450 ㎐이었으며, 60 ㎐ 노치 필터(notch filter)를 사용하였다.

2.5.2 표면근전도 신호 수집

등척성 운동 동안 팔굽관절 굽힘근 혹은 무릎관절 폄근의 MVC의 80 ± 5%를 12초 동안 유지하도록 독려하면서 표면근전도 신호를 기록하였다(Macaluso et al. 2000; Lindeman et al. 1999). 지시한 범위 내에서 수축력을 일정하게 유지하는 것을 돕기 위해 TSD121C에서 나오는 수축장력을 컴퓨터 화면에 실시간 그래프로 보여줌으로써 시각적 피드백을 제공하였다. 여기에서 얻은 표면근전도 신호 중에서 최초 2초와 최종 2초는 운동단위가 동원되는 과정에서 불안정할 수 있으므로 신호처리에서 제외하고, 가운데 8초의 신호만 분석 하였다.

등장성 운동 중 팔굽관절 굽힘근과 무릎관절 폄근 각각에서 1RM의 80%에 해당하는 10RM을 10회 굽힘과 폄을 반복하는 동안 표면근전도 신호를 기록하였다. 여기에서 얻은 신호 중에 1회와 10회에 해당되는 부분은 동원 과정에서 불안정할 수 있으므로 가운데 8회 반복의 신호만 분석하였다.

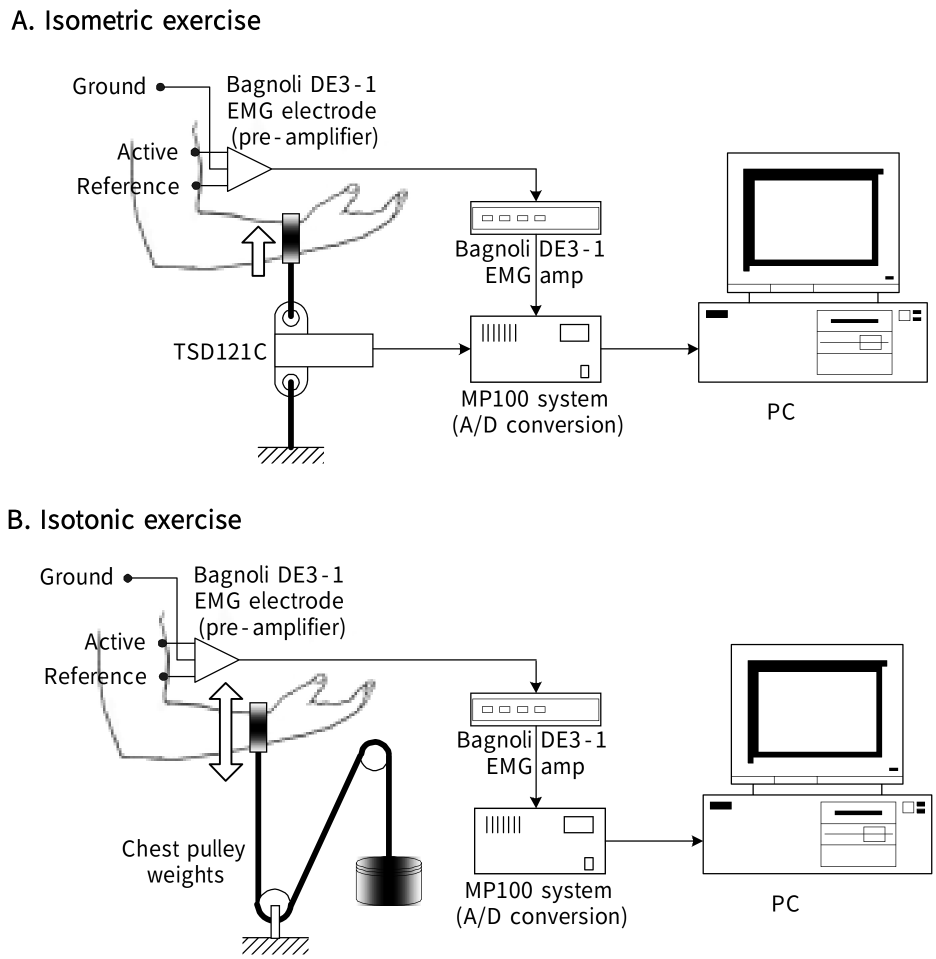


Fig 1. Instrument setting.

2.6 신호 처리

2.6.1 주파수 스펙트럼 분석

주파수 스펙트럼 분석을 위한 LabView 프로그램의 신호처리 과정은 다음과 같다. 첫 0.5초 동안의 512개 표면근전도 신호를 대상으로 FFT Hanning windowing을 이용하여 주파수 스펙트럼을 얻은 후, 이를 대표하는 하나의 중앙주파수를 구하였다. 다음 FFT 대상구간(epoch)은 0.5초로 동일하나 첫 구간 시작지점에서 1/8초, 즉 128개 신호가 지난 곳에서 시작 되어 구간의 75%인 384개가 중첩 되도록 하였다. 그리고 이와 같은 과정을 표면근전도 신호의 끝까지 반복하였다. 이러한 과정에서 얻은 중앙주파수는 특히 동적 운동의 경우에 움직임에 관련된 불규칙한 잡음(random noise)이 매우 심하여, 피로발생에 따른 감소추세를 관찰하기에 적당하지 않았다. 따라서 LabView 프로그램을 통하여 시간에 대한 중앙주파수의 회귀분석을 수행하여 얻은 중앙주파수 회귀직선 변수인 초기 중앙주파수, 피로지수, 회귀직선의 기울기를 이용하여 중앙주파수의 특성을 표현 하였다. 피로지수는 다음과 같은 공식(2)로 구하였다.

$$피로지수 = \frac{초기중앙주파수 - 마지막중앙주파수}{초기중앙주파수} \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots 공식(2)$$

그러나, 중앙주파수 중에는 순간적으로 움직임과 관련된 불규칙 잡음에 의하여 일시적으로 중앙주파수 값이 심하게 상승하거나 저하되는 경우가 자주 있어서 회귀분석의 신뢰도를 저하시킬 우려가 있었다. 이를 해결하기 위하여 처음 시행한 회귀분석의 결과에서 얻은 회귀직선 ± 1 MSE (mean squared error)를 경계선으

로 하여 이를 벗어나는 중앙주파수를 모두 경계선 값으로 대치한 후에 다시 회귀직선을 구하였다. 이 과정도 Labview 프로그램을 통해 처리되었다.

2.6.2 적분EMG

등척성 운동에서는 처리 대상이 되는 8초의 신호에서 1초 구간마다 절대값 처리 후 적분EMG를 구하였고, 등장성 운동에서는 처리 대상이 되는 8회 반복구간의 자료에서 각 반복구간마다 같은 방법으로 적분EMG를 구하였다.

2.7 통계 분석

2.7.1 정규화

표면근전도 신호의 개인차 및 개인내 부위별 차이를 최소화하여 전반적인 변화 추세를 관찰하기 위해서는 정규화(normalization) 과정이 필요하다(Ann 2001; Clancy 2001).

12주간 변수들의 변화를 알아보기 위해서는 중앙주파수 관련 변수들, 1RM, MVC는 운동 시작 직전 0주의 값으로 정규화하였다. 또한 적분EMG로 12주간의 변화를 보고자 할 때는 0주차 운동 전체구간, 즉 등척성 운동에서는 2~10초 사이의 8초 그리고 등장성 운동에서는 둘째~아홉째 반복구간 사이의 8개의 반복구간의 적분EMG를 1.0으로 놓고 이후의 값들을 정규화하였다.

적분EMG를 이용하여 지정된 운동을 지속하는 동안의 변화를 보고자 할 때는 0주차의 최초구간의 적분EMG, 즉 등척성 운동에서는 2~3초 사이 그리고 등장성 운동에서는 두번째 반복구간의 적분EMG를 1.0으로 놓고 이후의 값들을 정규화하였다.

2.7.2 통계 분석

반복 측정에 따른 여러 요인들 간의 차이는 반복측정에 따른 분산분석 검정(repeated ANOVA test)을 이용하였다. 대조군의 전후 비교는 짝비교 t-검정(paired t-test)을 실시하였고, 운동 종료 시점인 12주에 훈련군과 대조군의 비교는 독립비교 t-검정(independent t-test)을 실시하였다. 유의성을 검정하기 위하여 유의수준 α는 0.05로 정하였다. 자료의 통계처리는 상용통계프로그램인 윈도우용 SPSS (Statistical Package for the Social Science) 10.0을 사용하였다.

제3장 결과

3.1 근육 둘레의 변화

근력 강화 훈련 전후 근육둘레의 비교에서 훈련군은 유의한 차이가 있었으나 ($p<0.05$), 대조군은 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(Table 2).

Table 2. Changes of limb circumference

(㎝)

Group	Muscle circumference	Pre - training		Post - training		t
		Mean	SD	Mean	SD	
Training (n=5)	Upper arm	28.90	2.26	29.82	2.17	6.98*
	Lower leg	46.24	2.14	48.30	1.31	4.83*
Control (n=5)	Upper arm	28.44	1.57	28.54	1.47	0.85
	Upper leg	46.50	2.41	45.76	2.34	0.65

* $p<0.05$.

3.2 적분EMG와 근수축력의 변화

3.2.1 등척성 운동

훈련기간 0, 3, 6, 9, 12주의 적분EMG의 상대적인 값은 위팔두갈래근과 넙다리곧은근 모두에서 유의하게 증가되었다($p<0.05$)(Table 3, Fig 2). 8초 수축기간 동안 적분EMG의 상대적인 값은 위팔두갈래근에서만 유의하게 증가되었다($p<0.05$). 대조군은 0주와 12주의 적분EMG에 유위한 차이가 없었다.

Table 3. ANOVA for relative IEMG with two repeated factors

Exercise type	Muscle	Repeated factor	Sum of square	Degree of freedom	F
[a] IM	Biceps brachii	Week	29.32	4.00	11.27 *
		Second	0.78	7.00	3.83 *
		Week*second	0.46	28.00	1.48
	Rectus femoris	Week	102.39	1.32	10.39 *
		Second	1.93	1.69	2.75
		Week*second	2.20	3.13	1.74
[b] IT	Biceps brachii	Week	41.29	4.00	3.69 *
		Second	4.15	7.00	9.85 *
		Week* second	1.02`	28.00	0.47
	Rectus femoris	Week	10.26	4.00	17.45 *
		Second	0.20	7.00	1.23
		Week* second	0.54	28.00	1.31

[a] IM: Isometric exercise.

[b] IT: Isotonic exercise.

* $p<0.05$.

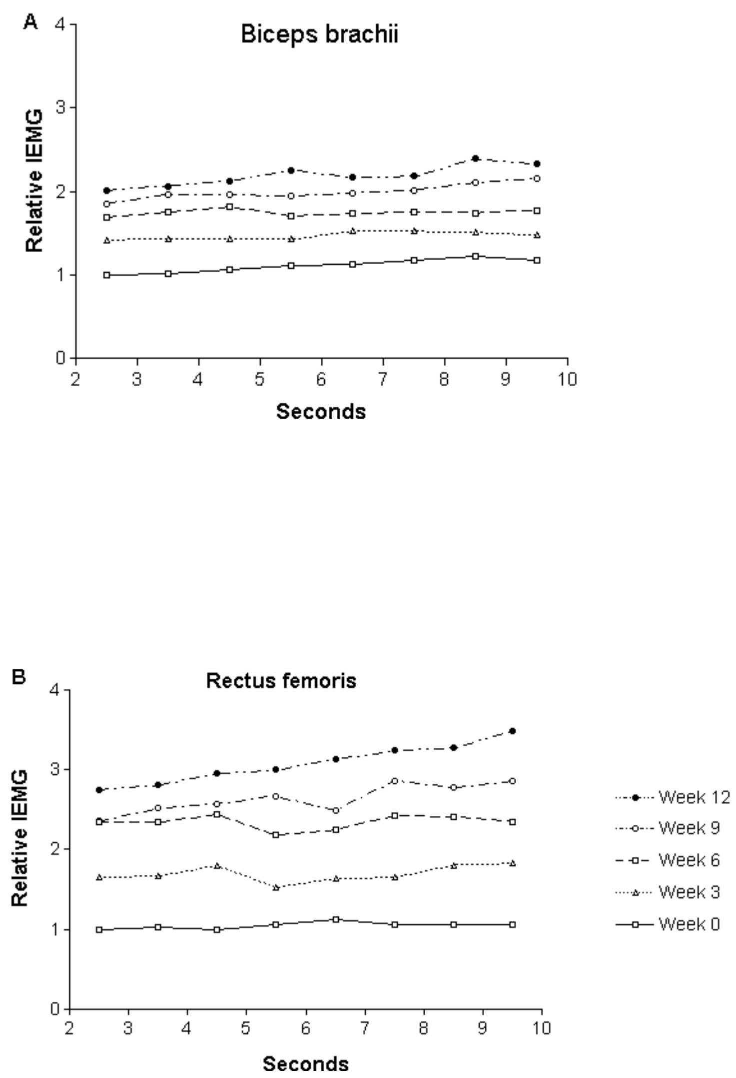
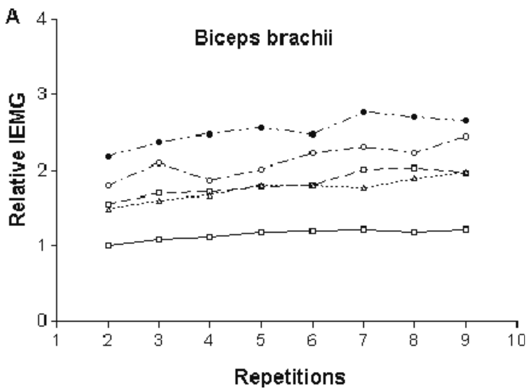


Fig 2. Changes of relative IEMG during isometric exercise in the training group.

3.2.2 등장성 운동

훈련기간 0, 3, 6, 9, 12주의 적분EMG는 위팔두갈래근과 넙다리곧은근 모두에서 유의하게 증가되었다($p<0.05$)(Table 3, Fig 3). 연속 8회 반복구간 내에서 후반으로 갈수록 적분EMG의 상대적인 값은 위팔두갈래근에서만 유의하게 증가되었다($p<0.05$). 대조군은 0, 12주의 적분EMG에 유의한 차이가 없었다.



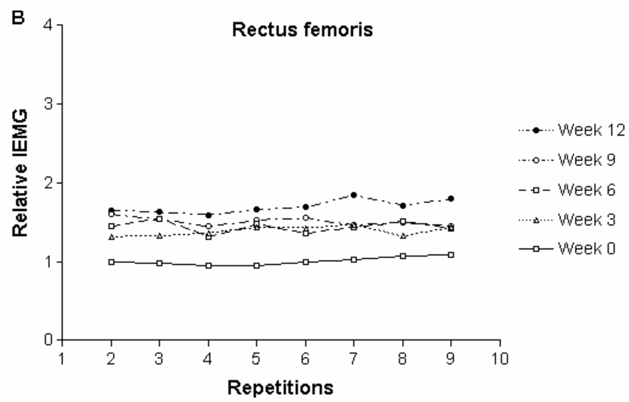


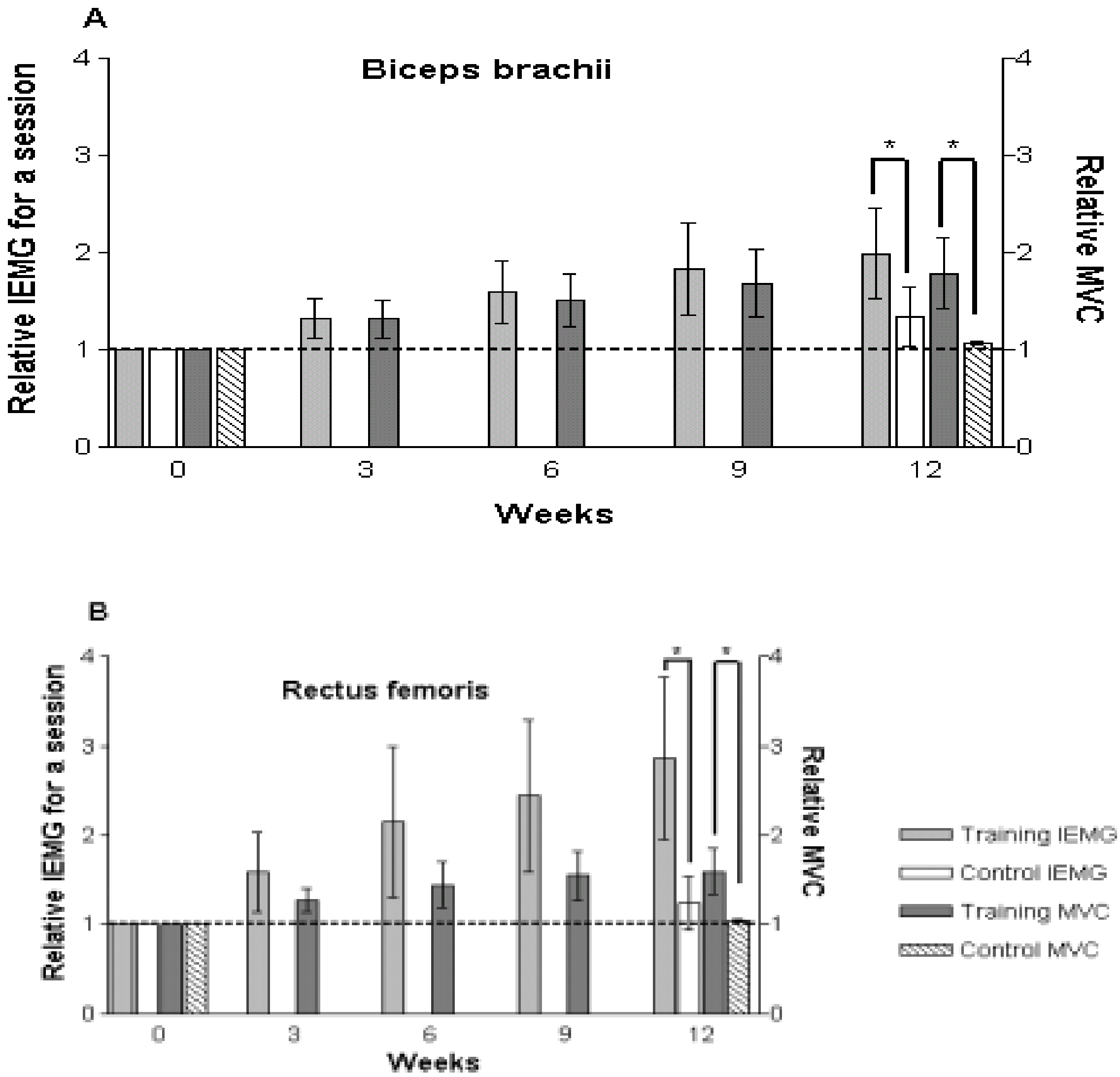
Fig 3. Changes of relative IEMG during isotonic exercise in the training group.

3.2.3 12주 동안 근력과 적분EMG의 변화

등척성 운동에서 적분EMG와 MVC의 상대적인 값을 비교했을 때 위팔두갈래근은 두 항목이 비슷하게 증가했으나, 넙다리곧은근은 적분EMG가 MVC보다 빠르게 증가했다(Fig 4).

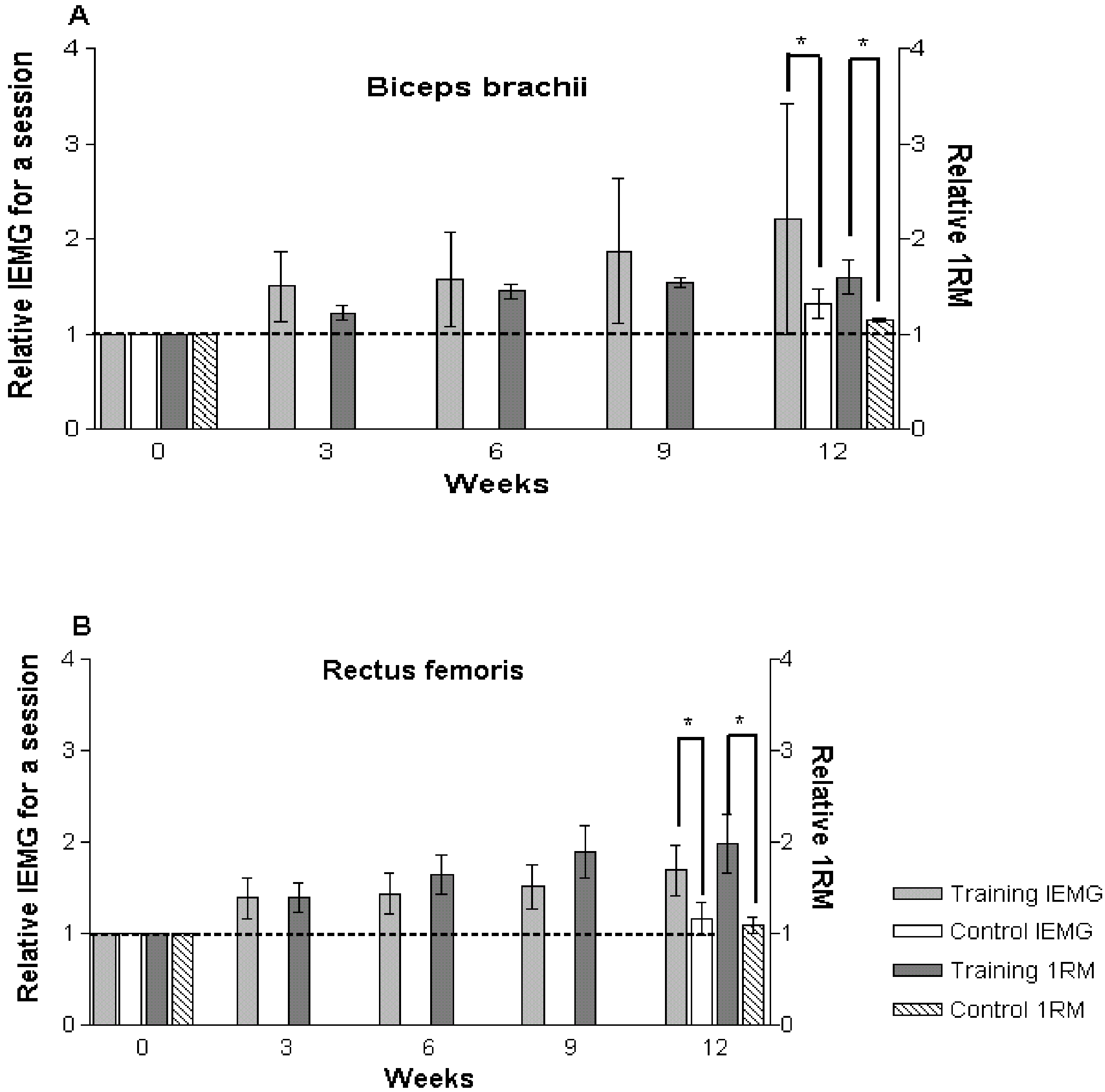
등장성 운동에서 적분EMG와 1RM의 상대적인 값을 비교했을 때, 위팔두갈래근은 적분EMG가 1RM보다 다소 빠르게 증가했으나, 넙다리곧은근은 비슷하게 증가하다가 6주 후에 1RM이 적분EMG보다 약간 빠르게 증가했다(Fig 5).

훈련 종료 시점인 12주에 훈련군의 적분EMG는 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 대조군 보다 유의하게 증가되어 있었다 ($p<0.05$)(Fig 4 - 5).



* $p<0.05$.

Fig 4. Comparison of changes in relative IEMG and relative MVC of isometric exercise during training of 12 weeks.



* $p<0.05$.

Fig 5. Comparison of changes in relative IEMG and relative MVC of isotonic exercise during training of 12 weeks

3.3 초기중앙주파수의 변화

12주 동안 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 초기중앙주파수의 상대적인 값은 유의하게 증가되었다($p<0.05$)(Table 4, Fig 6). 그러나 등척성 운동 시 위팔두갈래근은 6주에, 넙다리곧은근은 9주에 초기중앙주파수가 일시적으로 감소하는 현상이 나타났다. 개체내 대비 검정에서 등척성 운동시 넙다리곧은근은 그 증가양상이 삼차형 변화패턴을 보였으며, 나머지 경우에는 모두 지속적으로 증가하는 선형 변화패턴을 보였다($p<0.05$).

훈련 종료 시점인 12주에 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성과 등장성 운동 모두에서 훈련군의 초기중앙주파수는 대조군보다 유의하게 증가되어 있었다($p<0.05$)(Fig 6).

Table 4. ANOVA for three relative parameters of MDF regression line with two repeated factors

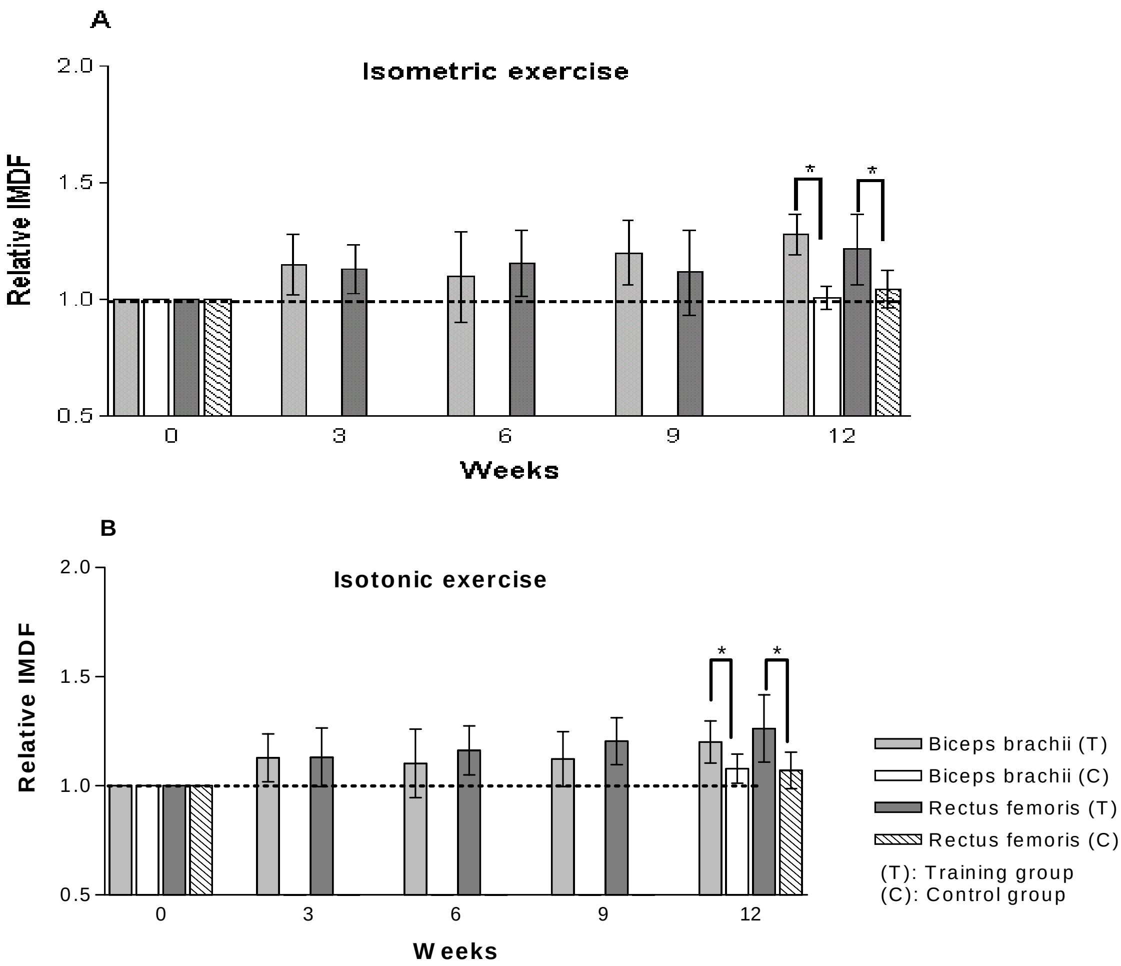
	Exercise type	Repeated factor	Sum of square	Degree of freedom	F
IMDF [c]	IT [a]	Muscle	0.01	1.00	0.17
		Week	0.30	4.00	10.13 *
		Muscle*week	0.03	4.00	1.04
	IM [b]	Muscle	0.02	1.00	0.36
		Week	0.28	4.00	11.66 *
		Muscle*week	0.01	4.00	0.38
Fatigue index	IT	Muscle	1.69	1.00	2.35
		Week	1.46	4.00	1.25
		Muscle*week	1.36	4.00	0.34
	IM	Muscle	0.33	1.00	0.29
		Week	0.44	4.00	0.65
		Muscle*week	0.40	4.00	0.50
Slope	IM	Muscle	1.03	1.00	2.47
		Week	1.95	1.83	0.95
		Muscle*week	0.47	1.41	0.28
	IT	Muscle	0.42	1.00	0.56
		Week	0.56	4.00	0.43
		Muscle*week	0.37	4.00	0.34

[a] IM: Isometric exercise.

[b] IT: Isotonic exercise.

[c] IMDF: Initial median frequency.

* $p<0.05$.

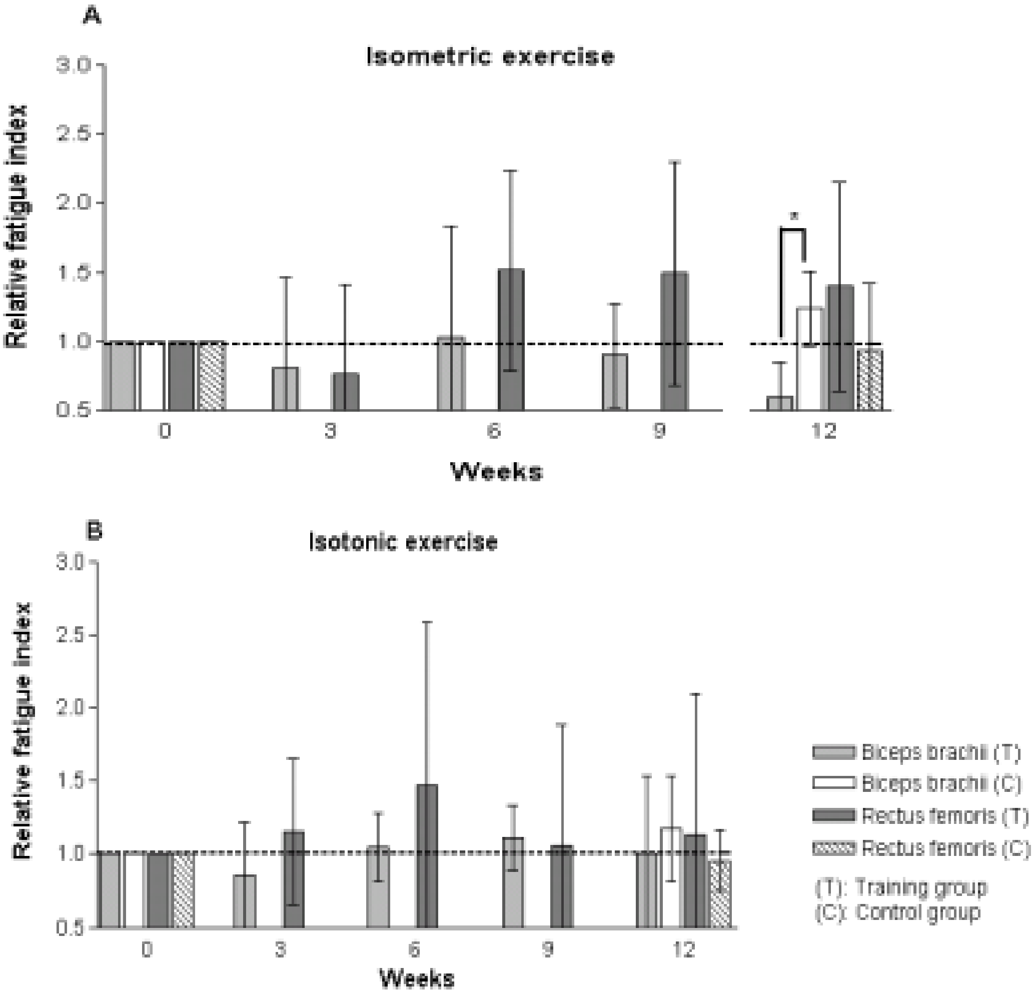


* $p<0.05$.

Fig 6. Changes of relative IMDF during training of 12 weeks.

3.4 피로지수의 변화

12주 동안 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 피로지수의 상대적인 값은 유의한 차이가 없었다($p>0.05$)(Table 4, Fig 7). 그리고 12주에 피로지수는 위팔두갈래근의 등척성 운동에서만 대조군 보다 낮았다($p<0.05$). 이것은 훈련 전보다 피로에 강해졌음을 보여주었다. 그래프 관찰 시 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 6주째에 가장 높고, 이후에는 점차 감소하는 2차형 변화양상을 보이기는 하나, 편차가 심하여 통계학적 유의성은 없었다.



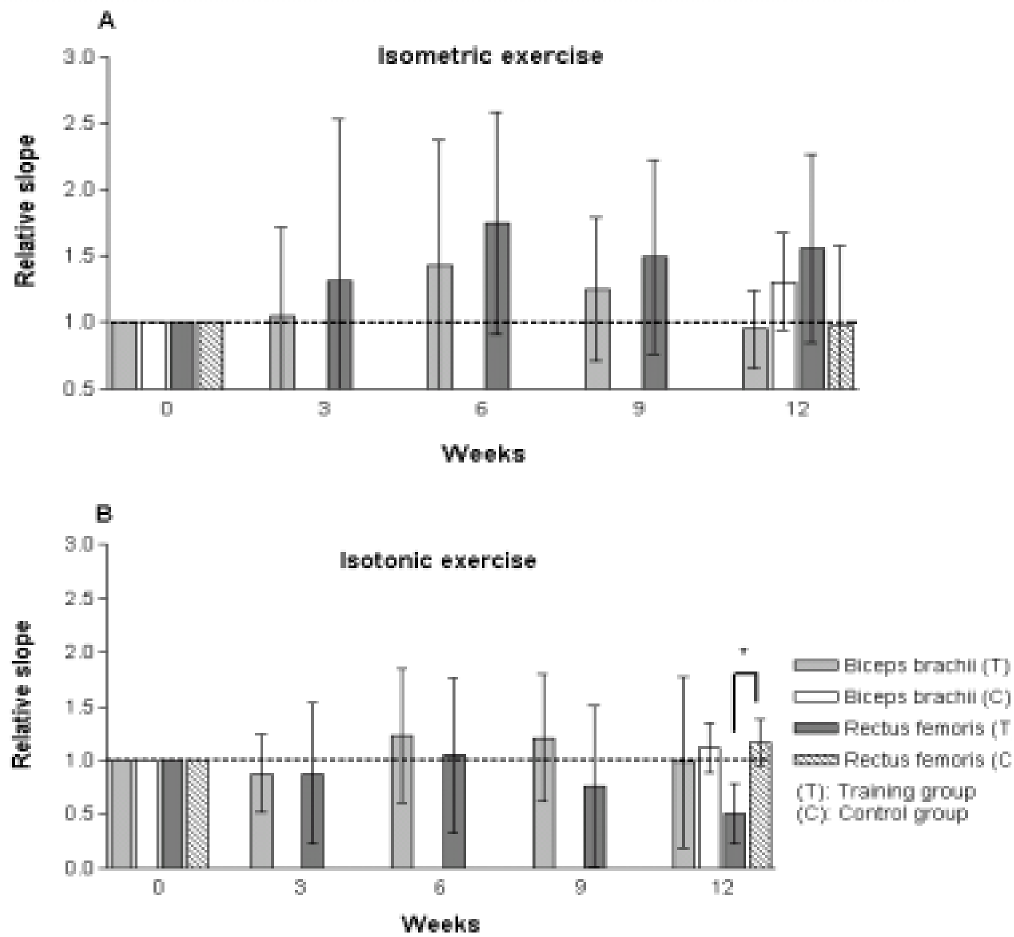
* $p < 0.05$.

Fig 7. Changes of relative fatigue index during training of 12 weeks.

3.5 회귀직선 기울기의 변화

위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 기울기의 상대적인 값에 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$)(Table 4, Fig 8). 그리고 12주에 훈련군과 대조군의 회귀직선의 기울기를 비교했을 때, 넙다리곧은근의 등장성 운동에서만 훈련군이 대조군 보다 유의하게 낮았으며($p < 0.05$), 이는 훈련 전보다 피로에 강해졌음을 보여주었다.

그래프 관찰 시 위팔두갈래근과 넙다리곧은근의 등척성 운동과 등장성 운동 모두에서 6주째에 가장 높고 이후에는 점차 감소하는 2차형 변화양상을 보이지만, 편차가 심하여 통계학적 유의성은 없었다.



* p<0.05.

Fig 8. Changes of relative regression slope during training of 12 weeks.

제4장 고찰

본 연구는 12주 근력강화 훈련 동안 최대근력, 적분EMG, 중앙주파수 회귀직선 변수들을 이용하여 훈련에 의한 적응(training - induced adaptation)에 대하여 알아보았다. DeLorme의 방법을 이용하여 근력강화 훈련의 효과를 검정하기 위해 본 연구에서는 등척성 수축의 최고힘(maximal peak force)으로 MVC를, 등장성 수축의 최대근력으로 구심성 1RM 근력(concentric 1RM strength)을 측정하였다. 근력강화 훈련의 형태는 등장성 운동이지만 측정은 등장성과 등척성 모두 사용했으므로, 본 연구에서는 운동의 특이성(specificity)의 원리에 의해 무릎관절 폄근의 경우 등척성 보다 등장성 근력이 더 크게 증가하였다(Brunner 1967).

본 연구에서 사용된 중앙주파수는 연속중첩FFT에 의해 구하였다. 이는 FFT 대상신호는 규칙적으로 무한 반복되는 특성을 가져야 한다는 기본전제를 가급적 만족시키기 위한 방법이었다. 몇몇 연구자들이 이 기법을 사용한 바 있으며 그 원리는 이동평균을 구하는 원리와 비슷하다(Pincivero et al. 2000; Kankaanpaa 1997). 본 연구에서 이용한 연속중첩 FFT는 과거 연구보다 조밀한 밀도의 중앙주파수를 구하기 위해 FFT 수행을 위한 신호구간이 이전 신호구간과 75% 중첩되도록 설정함으로써 1초에 8개의 중앙주파수를 구하였다. 옥준영(2000)은 이러한 기법으로부터 얻은 초기 중앙주파수의 급간내 상관계수(intraclass correlation coefficients)를 구하였을 때, 등척성 운동에서 0.92, 등장성 운동에서 0.80로 비교적 높게 나타났다고 보고했다.

훈련기간 동안 최대 근력은 3주까지는 급속하게 증가하고, 그 후에는 서서히 증

가하였다. 이것은 훈련자극이 충분할 때 정기적으로 훈련하지 않은 대상자의 근력은 훈련 초기에 쉽고 크게 증가된다는 이전 연구와 유사하다(Muller 1970). 등장성 근력강화 훈련은 등장성 근력을 주로 증가시키며, 훈련 효과는 해당 근육의 운동형태(mode)에 한정된다는 특이성(specificity)의 원리와 같다(Brunner 1967). 본 연구는 등장성 근력강화 훈련 후, 무릎관절 폄근에서는 등장성 근력인 1RM(1.98)이 MVC(1.59)보다 더 크게 증가하여 이전 연구와 일치하였다. 그러나 팔굽관절 폄근에서는 MVC(1.78)와 1RM(1.70)이 비슷하게 증가하였다. 추후 연구에서 상지와 하지 근육의 근력 차이에 관한 후속 연구가 필요하다고 본다.

표면근전도 신호의 진폭을 반영하는 적분EMG는 활성 운동단위의 수와 발화율과 연관이 있다(Basmajian, and De Luca 1985). Hakkinen과 Komi(1983)는 12주 근력강화 훈련동안 적분EMG는 8주까지 급하게 증가하였으며, 이는 신경기전에 주로 기인하고 이 시기에 근비대는 근소하게 발생했다고 보고했다. 본 연구에서도 근력이 지속적으로 증가함에 따라 적분EMG는 훈련 후 3주 또는 6주까지 급속하게 증가했다가 그 이후로는 서서히 증가했다. 이는 근력의 증가에 있어서 신경훈련기전의 기여도를 의미한다(Hakkinen, and Komi 1983; Lindeman et al. 1999; Moritani, and De Vries 1979).

Portero 등(2001)은 8주 근력강화훈련 후 중앙주파수가 상승하였으며. 주된 원인은 속근섬유의 비대였다고 보고했다. 즉, 장기간 훈련으로 인한 중앙주파수의 상승은 속근섬유의 변화와 밀접한 관계가 있다. Molina (1997)는 전기자극을 이용하여 근력강화 훈련을 실시했을 때 주파수 스펙트럼이 고주파수 대역으로 이동하는 현상은 근섬유 직경, 속근섬유의 선택적인 동원력, 근육내 전도속도 등의 증가로 해석하였다.

본 연구에서 중앙주파수 회귀직선 변수인 초기중앙주파수는 훈련기간 동안 유의하게 증가하였다.

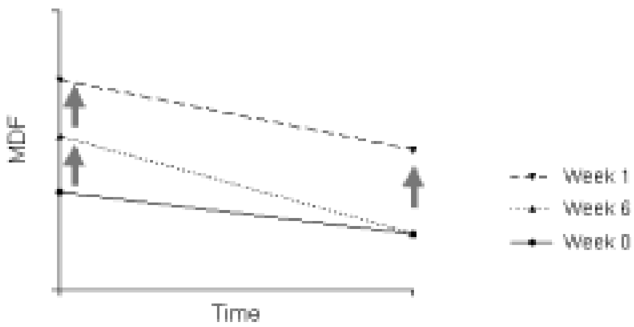


Fig. 9. Hypothetical changes of MDF during training of 12 weeks

피로지수와 회귀직선 기울기는 6주까지 증가했다가 다시 감소하였으나 편차가 심하여 통계적 유의성은 없었다. 전반 6주까지는 초기중앙주파수가 주로 상승하게 되며, 이는 속근섬유의 동원이 증가하기 때문일 것이다. 발화율이 개선되어 초기중앙주파수는 계속 증가하지만, 속근섬유는 피로에 약하므로 같은 시기의 피로지수와 회귀직선의 기울기는 증가했을 것이다(원종임 외 2001; Gerdle et al. 1998; Kraemer 1996; Lindeman et al. 1999). 후반 6주에 초기중앙주파수는 꾸준히 증가하고, 피로지수와 기울기는 감소하였다. 이것은 속근섬유의 동원이 지속적인 증가하고, 속근섬유의 점차적인 비대로 인해 피로저항력이 증가했음을 의미한다. 또한 훈련효과인 산화적 능력의 개선으로 type IIb가 type IIa로 전환되어 typeIIa의 조성비가 증가됨으로써 피로저항성이 강해진 영향도 있을 것이다.

따라서 본 연구에서 사용된 적분EMG 및 중앙주파수 분석기법은 12주 근력강

화 훈련 중 등장성 및 등척성 평가 모두에서 훈련 효과를 표현할 수 있었으며 이는 근육의 전기생리적 변화 및 조직학적 변화를 추정하는데 사용될 수 있는 가능성을 제시해 준다.

제5장 결론

본 연구는 12주 근력강화 훈련 동안 등척성 및 등장성 운동 시 측정한 표면근전도 신호(적분EMG, 연속중첩FFT로부터 얻은 중앙주파수 관련변수)와 근력간의 관계를 분석함으로써 표면근전도 신호가 근력강화 훈련의 효과를 표현할 수 있는지를 검정해 보고자 하였다.

그 결과 12주 근력강화 훈련 동안 MVC, 1RM, 적분EMG, 초기중앙주파수는 선형으로 증가하였으며, 피로지수와 회귀직선 기울기는 6주까지 일시적으로 증가하다가 감소하였다. 전반 6주까지는 속근섬유의 동원력의 증가로 초기중앙주파수가 증가하고, 후반 6주는 속근섬유 동원의 지속적인 증가와 근비대의 발생으로 인하여 근피로 저항력이 증가되었음을 추측할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 사용된 적분EMG 및 중앙주파수 분석기법은 12주 근력강화 훈련 중 등장성 및 등척성 평가 모두에서 훈련 효과를 표현할 수 있었으며, 이는 근육의 전기생리적 변화 및 조직학적 변화를 추정하는데 사용될 수 있을 것이다.

참고문헌

김유미, 조상현, 이영희. 2001. “등장성 운동시 회귀분석기간에 따른 근전도 중앙주파수 회귀직선의 특징 ”. **한국전문물리치료학회지**, 8(3): 63 - 76.

옥준영. 2000. **등장성 운동 시 근전도 중앙주파수 변화에 대한 회귀직선의 신뢰도 평가**. 석사학위논문, 연세대학교 대학원, 재활학과.

원종임, 조상현, 이충휘, 권오윤, 이영희, 박정미. 2001. “등속성 운동시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성 ”. **한국전문물리치료학회지**, 8(3): 11 - 26.

Ament W, Bonga AL, and Vekerke GJ. 1996. "Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensity ”. *Eur J Appl Physiol,* 74: 180 - 186.

Andearssen S, and Arendt - Nilsen. 1987. "Muscle fiber conduction velocity in motor units of human anterior tibial muscle: A new size principle parameter ”. *J Physiol,* 39: 561 - 571.

Ann EB, David G, Nihat O, and Magareta N. 2001. "Test apparatus and experimental procedure for position specific normalization of electromyographic measurement of distal upper extremity". *Clinic Biomech,* 16: 576 - 585.

Anne FM, Genvevieve AD, Joan MS, and Robert GC. 1998. "The influence of muslce fiber size and type distribution on electromyographic measure of back muscle fatigability". *Spine,* 23(5): 576 - 584.

Basmajian JV, and De Luca CJ. 1985. *Muscle Aliv*e. 5th. Baltimore: Williams & Wilkins.

Biedermann HJ, Shanks GL, Forrest WJ, and Inglis J. 1991. "Power spectrum analyses of electromyographic activity, discriminators in the differential assessment of patients with chronic low - back pain". *Spine.* 16(10): 1179 - 1184.

Bigland B, and Lippold OCJ. 1954. "The relation between force, velocity, and integrated electrical activity in human muscles". *J Physiol,* 123: 214 - 224.

Bottinelli R, Caneparri M, Pellegrino MA, and Reggiani C. 1996. "Force - velocity properties of human skeletal muscle fibers: Myosin heavy chain isoform and temperature dependance". *J Physiol,* 495: 573 - 586.

Brunner L. 1967. "Untersuchungen der statisches(isometrisches) und dynamische(isotonisches) Muskeltraining". In *Trainingslehre*. Berlin: Sportverlag.

Clancy EA, Bouchard S, and Rancourt D. 2001. "Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions ". *IEEE Eng Med Biol Mag,* 20(6): 47 - 54.

De Luca CJ. 1984. "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans ". *Crit Rev Biomed Eng,* 11: 251 - 279.

DeLorme T. 1945. "Restoration of muscle power by heavy resistance exercise". *J Bone Joint Surg Am*, 27: 645 - 656.

DeLorme T, Watkins A. 1948. "Technics of progressive resistance exercise". *Arch Phys Med*, 29: 263 - 279.

Eberstein A, and Beattie B. 1985. "Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue ". *Muscle Nerve,* 8(9): 768 - 773.

Edwards RH, and Hyde S. 1977. "Methods of measuring muscle strength and fatigue ". *Physiotherapy,* 63(2): 51 - 55.

Elfving B, Nemeth G, Arvidsson I, and Lamontagne M. 1999. "Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue ". *J Electromyogr Kinesiol,* 9(4): 235 - 243.

Enoka RM. 1988. "Muscle strength and its development. New perspectives ". *Sports Med,* 6(3): 146 - 168.

Frontera WR. 1999. *Exersise in Rehabilitaiton Medicine*. Canada: Human Kinetics.

Gerdle B, and Elert J. 1994. "The temporal occurrence of the mean power frequency shift of the electromyogram during maximum prolonged dynamic and static working cycles ". *Int J Sports Med,* 15: S32 - S37.

Gerdle B, Karlsson S, Crenshow AG, Friden J, and Nilsson L. 1998. "Characteristics of the shift from the fatigue phase to the endurance level of peak torque during repeated dynamic maximal knee extension are correlated to muscle morphology". *Isokinetic Exerc Sci,* 7: 49 - 60.

Hakkinen K, Alen M, and Komi PV. 1985. "Changes in isometric force - and relaxation - time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining". *Acta Physiol Scand,* 125(4): 573 - 585.

Hakkinen K, and Komi PV. 1983. "Electromyographic changes during strength training and detraining". *Med Sci Sports Exerc,* 15(6): 455 - 460.

Hakkinen K. 1985. "Factors influencing trainability of muscular strength during shor - term and prolonged trainin: A research overview". *Nat Strength condit Assoc J,* 7: 32 - 40.

Hakkinen K. 1994. "Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining, and immobilization". *Crit Rev in Phys rehabili Med,* 6(3): 161 - 198.

Hakkinen K, Pakarinen A, Kraemer WJ, Hakkinen A, and Valkeinen H, Alen M. 2001. "Selective muscle hypertrophy, change in EMG and force, and serum hormones during strength training in old women". *J Appl Physiol,* 91: 569 - 580.

Henneman E. 1974. *Medical physiology.* 13th ed. St Louis: Mosby - Year book.

Houston ME, Froese EA, Valeriote SP, Green HJ, and Ranney DA. 1983. "Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: A one leg model". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 51(1): 25 - 35.

Johnson MA, Polgar J, Weightman D, and Appleton D. 1973. "Data on the distribution of the fibre types on thirty - six human muscles on the autopsy study". *J Neurol Sci,* 18(1): 111 - 129.

Kadi F, and Thornell LE. 1999. "Training affects myosin heavy chain phenotype in the trapezius muscle of women". *Histochem Cell Biol,* 112(1): 73 - 78.

KanKaanpaa M, Taimela S, Webber CL Jr, Airaksinen, and Hannien O. 1997. " Lumbar paraspinal muscle fatigability in repeated isoinertial: EMG spectral indices, borg scale and endurance". Eur J Appl Physiol Occup Physiol". 76(3):236 - 242.

Komi PV, and Tesch P. 1979. "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 42(1): 41 - 50.

Komi PV, Viitasalo JT, Rauramaa R, and Vihko V. 1978. "Effect of isometric strength training of mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function ". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 40(1): 45 - 55.

Kraemer WJ, Fleck SJ, and Evans WJ. 1996. "Strengh and power training : physiological mechanism of adaptation ". *Exerc Sport Sci Rev,* 24: 363 - 398.

Kupa KJ, Roy SH, Kandarian SC, and De Luca CJ. 1995. " Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity ". *J Appl Physiol,* 79: 23 - 32.

LeSuer DA, McComik JH, Mayhew JL, Wasserstein RL, and Arnold MD. 1997. "The accuracy of predication equation in the bench press, squat, and deadlift". J Strength Cond Res, 11(4): 211 - 213.

Lindeman E, Spaans F, Reulen J, Leffers P, and Drukker J. 1999. "Progressive resistance training in neuromuscular patients. Effects on force and surface EMG ". *J Electromyogr Kinesiol,* 9(6): 379 - 384.

Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, Binkhorst RA, Merks MJ, ter Laak HJ, and Notermans SL. 1991. "Fatigue in type I fiber predominance: A muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and fast twitch muscle fibers ". *Muscle Nerve,* 14(9): 829 - 837.

Macaluso A, De Vito G, Felici F, and Nimmo MA. 2000. "Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women training sustained contraction after resistance training in women in their 3nd and 8th decades". *Eur J Appl Physiol,*82(5 - 6): 418 - 424.

Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, and Katsuta S. 1999. "Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions ". *J Electromyogr Kinesiol,* 9(1): 39 - 46.

Merletti R, and Roy S. 1996. "Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions ". *J Orthop Sports Phys Ther,* 24(6): 342 - 353.

Merletti R, Sabbahi MA, and DeLuca CJ. 1984. " Median frequency of the myoelectric signal. Effect of the muscle ischemia and cooling". *Eur J Appl Physiol occup Physiol,* 52(3): 258 - 265.

Molina RM, Galan AT, Garcia MSM. 1997. "Spectral electromyographic changes during a muscular strengthening training based on electrical stimulation ". *Electromyogra Clin Neurophysiol,* 37(5): 287 - 295.

Moritani T, and deVries HA. 1979. "Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain ". *Am J Phys Med,* 58(3): 115 - 130.

Moritani T, Graffney F, Carmichael T, and Hargis J. 1985. *Interrelationships among muscle fiber types, electromyogram, and blood pressure during fatiguing isometric contraction*. Human kinetics .

Muller E. 1970. "Influence of training and of inactivity on muscle strength ". *Arch Phys Med Rehab*, 51:449 - 462.

Nargol AV, Jones AP, Kelly PJ, Greenough CG. 1999. "Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue". *Spine*, 24(9):883 - 888.

Pincivero DM, Green RC, Mark JD, and Campy RM. 2000. "Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris ". *J Electromyogr Kinesiol,* 10(3): 189 - 196.

Portero P, Bigard AX, Gamet D, Flageat JR, and Guezennec CY. 2001. "Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes ". *Eur J Appl Physiol,* 84(6): 331 - 341.

Potvin JR. 1997. "Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions". *J Appl Physiol,* 82(1): 144 - 151.

Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, Lo Conte L, and Merletti R. 1999. "Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle". *J Electromyogr Kinesiol,* 9(2): 105 - 119.

Sale DG. 1988. "Neural adaptation to resistance training". *Med Sci Sports Exerc,* 20: S135 - S145.

Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, and Shoji H. 1990. "Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies". *J Appl Physiol,* 68(3): 1177 - 1185.

Staron RS, Malicky ES, Leonardi MJ, Falkel JE, Hagerman FC, and Dudley GA. 1989. "Muscle hypertrophy and fast twitch type conversions in heavy resistance - trained women". *Eur J Appl Physiol,* 60: 71 - 79.

Stulen FB, and De Luca CJ. 1978. "The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions". *Electroencephalogr Clin Neurophysiol,* 45(6): 681-698.

Tesch PA. 1988. "Skeletal muscle adaptations consequent to long-term heavy resistance exercise". *Med Sci Sports Exerc,* 20: S132-S134.

Zwarts MJ, Van Weerden TW, and Haenen HT. 1987. "Relationship between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectrum during isometric contraction, recovery and applied ischemia". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol,* 56(2): 212-216.

ABSTRACT

Characteristics of Surface Electromyography During Strength Training of 12 weeks

Shin Hwa Kyung
Dept. of RehabilitationTherapy
(Physical Therapy Major)
The Graduate School
Yonsei University

This study tested whether repeated measurement of median frequency (MDF)-related variables could express the muscle power changes during a 12-week DeLorme strengthening program, by using consecutive overlapping FFT (fast Fourier transformation) and integrated EMG (IEMG) from surface EMG data for isometric and isotonic exercise. To evaluate the effect of training, the following were recorded every 3 weeks for the elbow flexors and knee extensors of 5 healthy male volunteers: MVC, 1RM, limb circumference, and surface EMG during isometric MVC or isotonic contraction at 10RM load. From the EMG data, IEMG and variables from a regression analysis between MDF and time were obtained.

MVC, 1RM, IEMG, and initial MDF increased linearly over the training period.

The fatigue index and slope of the regression line increased temporarily until the 6th week and decreased thereafter. From these results, there appeared to be enhanced neural recruitment of fast twitch fibers in the first 6 weeks and continued enhancement in the recruitment and hypertrophy of fast twitch fibers, which led to increased fatigue resistance, over the last 6 weeks.

Accordingly, the MDF and IEMG analysis technique could demonstrate the effect of the program detected significant changes in both isometric and isotonic contractions. EMG analysis methods can be used to estimate the electrophysiological and histological changes in skeletal muscles during a strengthening program.

Key Words : Surface EMG ; FFT ; IEMG ; MDF ; Strengthening.