Korean Journal of Acupuncture Vol.29, No.4, pp.634~642, 2012

침체굵기에 따른 자침의 근피로도 회복에 미치는 영향

황요순 · 박진수 · 구성태

부산대학교 한의학전문대학원 경락구조의학부

Effects of Acupuncture on the Muscle Fatigue Recovery in Different Diameters of Needle

Yo-Sun Hwang, Chin-Su Park, Sungtae Koo

Division of Meridian and Structural Medicine, School of Korean Medicine, Pusan National University

Abstract

Objectives : The aim of the study is to find out whether effect of acupuncture is depending on the diameter of needle, which is a possible component of dose of acupuncture needling.

Methods : To compare acupuncture effects in different diameters of needle, we measured the changes in muscle fatigue recovery using surface electromyogram(sEMG) in healthy 8 volunteers. Muscle fatigue was induced by 20 times sit-up for 1 min. Immediately after induction of muscle fatigue, acupuncture needle was inserted into ST36 or ST25 for 10 min by diameters of 0.20 mm, 0.30 mm, or 0.40 mm needles. The sEMG recording was followed by acupuncture for 30 min. As a control group, sEMG was recorded for the same period at rest after muscle fatigue induction.

Results : In both of ST 36 and ST 25, stimulation with 0.4 mm diameter needle showed significant rapid recovery followed by short period of muscle fatigue increase. Stimulation with 0.2 mm diameter significantly suppressed the increase of muscle fatigue.

Conclusions : These data suggest that acupuncture effect is, at least in part, dependent on diameter of needle. Therefore, diameter of needle is also considered to achieve effective outcome of acupuncture.

Key words : surface electromyogram(sEMG), muscle fatigue, acupuncture, diameter of acupuncture needle, ST25, ST36

I. 서 론

약물 농도와 비슷한 개념으로 침에 있어서도 용량에 대한 연구가 진행되고 있다. 침 자극을 구성하는 인자로는 자침 깊이, 유침 시간 등이 알려져 있으며[1] 전침의 경우에는 자극 강도와 주파수 등이 인자로서 알려져 있으나[2,3], 침체의 굵기에 대한 연구는 많지 않은 실정이다. 아울러 일회용 호침의 산업규격(KSP3007 일회용 멸균 호침) 내용 중에 침체의 굵기와 길이에 따른 기준이 마련되어 있는데 침체의 굵기를 달리해야 하는 근거에 대한 연구나 침체의 굵기에 따른 침의 효과에 대한 연구는 거의 보고가 되어 있지 않다. 최적의 침 치료 효과를 얻기 위해 고려해야 할 사항 중 하나로서 침체의 굵기에 대한 연구가 필요하다고 볼 수 있다.

· Corresponding author: Sungtae Koo, Divison of Meridian and Structural Medicine, School of Korean Medicine, Pusan National University, Beomeo-ri Mulgeum-eup, Yangsan 626-870, Korea
Tel: +82-51-510-8474, Fax: +82-51-510-8437
E-mail: stkoo@pusan.ac.kr
· Received December 6, 2012, Revised December 24, 2012, Accepted December 24, 2012
This work was supported by a 2-Year Research Grant of Pusan National University.

이에 본 연구에서는 신체 부위별로 최적의 효과를 낼 수 있는 침의 굵기와 복부의 천추(天樞)와 하지부 족삼리(足三里) 자침 후 근피로 회복능의 차이가 있는지를 알아보고자 하였다. 천추는 족양명위경에 속하고 복부 전면에 위치하며, 부인과질환과 위장질환에 상용되는 혈이고, 족삼리는 족양명위경에 속하고 하지부 전면에 위치하며 소화기병 전반, 중풍, 호흡기 질환, 신경쇠약에 상용되며 각기팔처혈 중의 하나이므로 하지부 질환, 각기병에 상용되는 혈이다. 본 연구에서는 천추와 족삼리에 굵기가 다른 세 가지 침을 자침하여 근피로 유발 후 근전도 변화에 어떻게 상이한 영향을 미치는지 알아봄으로써 침체 굵기에 따른 근피로 회복능을 비교 확인하였다.

근육의 피로(fatigue)는 근장력을 최대로 유지시킬 수 있는 능력의 손실로 정의된다[4]. 저장된 에너지 또는 에너지 대사에 쓰일 기질의 고갈, 에너지 생성작용에 필요한 효소의 고갈, 산소의 공급 부족 그리고 대사 노폐물이나 열의 축적 때문에 대사작용이 방해 받을 때 근피로는 발생한다[5]. 그런데 최대근수축의 50% 부하를 준 후 등척성 운동을 시행하고 근전도 스펙트럼의 초기 중앙주파수(Median Frequency; MDF)와 기울기를 분석한 결과 다른 근육에 비해 앞정강근(tibialis anterior m.)의 초기 MDF가 높고, 기울기도 더 급격하다고 보고되어 있다[6]. 이는 MDF가 급속히 감소하는 피로시기(fatigue phase)가 짧고, 빠르고 강한 근수축을 담당하는 고주파대 근섬유와 느리고 약한 근수축을 담당하는 저주파대 근섬유의 주파수대의 큰 차이를 의미하므로, 실험적 근피로 유도를 통한 자침효과 비교실험에 적합한 근육이라 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 등척성 운동에 의한 MDF의 변화가 극명한 앞정강근의 근피로를 윗몸일으키기를 통해 유도한 후 자침한 침의 굵기에 따라 근피로도 변화(근피로 회복능)가 다른지를 확인하고, 윗몸일으키기 시에 함께 근피로가 유도되는 배곧은근(rectus abdominis)에서도 자침한 침의 굵기에 따라 근피로도 변화가 다르게 나타나는지를 확인함으로써 자침부위별 자침굵기별 근피로도 변화를 비교해 보고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 실험대상

남녀 만 24~35세 이내에 자발적으로 지원한 건강한 사람으로 본 실험에 대한 충분한 설명을 듣고 동의한 자 8명(남 5명, 여 3명)을 대상으로 하였다. 단, 심혈관계 질환이 있는 사람이나 혈압이 정상영역 밖에 있는 사람(고혈압 기준 : 수축기혈압 140 mmHg/이완기혈압 90 mmHg 저혈압 기준 : 수축기혈압 100 mmHg/이완기혈압 60 mmHg), 자침으로 인한 침훈 경험이 있는 사람, 금속알레르기가 있는 사람을 제외하였으며 최근 6개월 내에 근육강화훈련을 한사람과 자침부위에 피부질환이 있는 사람 또한 제외하였다.

2. STRICTA(Standards for Reporting Interventions in Clinical Trials of Acupuncture)에 의거한 자침방법 기술

족양명위경은 하지와 체간의 전면, 안면부, 구순, 치, 후롱 등의 병변에 대한 치료작용이 있다. 경근의 병후는 운동방면으로 표시되며 치료에는 국소병증에 대하여 발병부위를 자극하는 시술법을 시행하기 위해 수기침을 이용하였다. 우측 족삼리, 우측 천추에 각각 3종류 굵기의 침으로 평보평사자극을 통한 산마중창감 등 득기반응을 얻도록 각 혈 마다 1개 자침하였고 10분간 유침하였다. 이 때 사용한 침은 동방침구제작 stainless steel재질의 침으로 굵기 0.20 mm × 길이 40 mm, 0.30 mm × 40 mm, 0.40 mm × 40 mm이었고, 천추(ST25)는 배꼽과 수평으로 앞정중선에서 가쪽으로 2촌 위치에 1.0 cm되도록 직자하였고, 족삼리(ST36)는 종아리 앞 가쪽, 정강뼈거친면과 종아리뼈머리의 중점에서 해계까지 연결선상에서 독비 아래 3촌으로 앞정강근의 힘살부위에 1.0 cm되도록 직자하였다. 함께 처치한 다른 시술은 없으며, 시술자는 관련분야의 훈련기간이 12개월 가량 되는 연구자로 임상경험기간은 없다.

3. 측정

근피로를 유도하기 위한 운동으로 무릎각도 105도, 몸통각도 30도를 유지한 채 1분 동안 20회 윗몸일으키기를 수행하였다. 운동 수행 전 우측 족삼리와 우측 천추 상하 양방 5 mm 위치에 기준전극과 측정전극을 부착하였는데 전극부착부위는 실험 전에 shaving과 abrade(사포)을 통해 이물질과 각질을 제거하였고 alcohol로 닦아 완전 건조시킨 후 electrolytic gel을 면봉으로 전극 면에 발라 준비한 후 전극을 부착하였다. 주변 노이즈를 방지하기 위해 주위 전자제품의 모든 플러그를 제거하였고 컴퓨터 등 전자기기의 신호를 제거하기 위해 측정 후 60 Hz notch filtering 을 실시하였다. 근전도 장비인 Poly G-I(LAXTHA Inc. Korea)는 입력저항 2 MΩ, 최대입력전압 ±10 V, 동상제거비(common mode rejection ratio) 120 dB, 증폭(gain) 1,000 dB, 주파수 10~500 Hz가 되도록 설정하였다. 두 표면전극을 10 mm 정도 떨어지도록 부착한 다음 아날로그-디지털 변환기로 2 ms마다 샘플링하였다(500 samples/sec). 신호의 분석을 위해 Telescan (LAXTHA Inc. Korea) 프로그램을 이용하였다.

4. 측정순서

운동 전 안정상태에서 기본 근전도를 1분간 측정하였고 1분 동안 20회 윗몸일으키키를 수행하여 근피로를 유도한 직후 30분간 표면근전도를 측정하였다. 지원자들은 총 4회 방문하였고, 방문 회차에 따라 다음 4가지 측정 방법 중 하나를 무작위 순서로 진행하였다. 측정은 1) 자침 없이 30분간 측정, 2) 0.20 mm 10분간 자침 후 30분간 근전도 측정 3) 0.30 mm 10분간 자침 후 30분간 근전도 측정 4) 0.40 mm 10분간 자침 후 30분간 근전도 측정 과정을 수행하였다(Fig. 1).

5. 측정 및 평가지표

300초 구간으로 spectral edge frequency(SEF)를 읽어 시간에 따른 MDF 변화를 측정하고 최대 근피로상태(최소 MDF)에 도달하는 시간(fatigue phase)이 자침 굵기에 따라 어떻게 변하는지 조사하였다. 1분 동안의 근피로 유도운동을 종료한 직후부터 MDF의 변화를 측정한 것으로 운동종료 후에도 이어지는 근피로 증가량과 증가기간, 그리고 이후 회복기 돌입양상이 자침종류에 따라 어떻게 달라지는지가 중요한 요소이다. 일반적으로

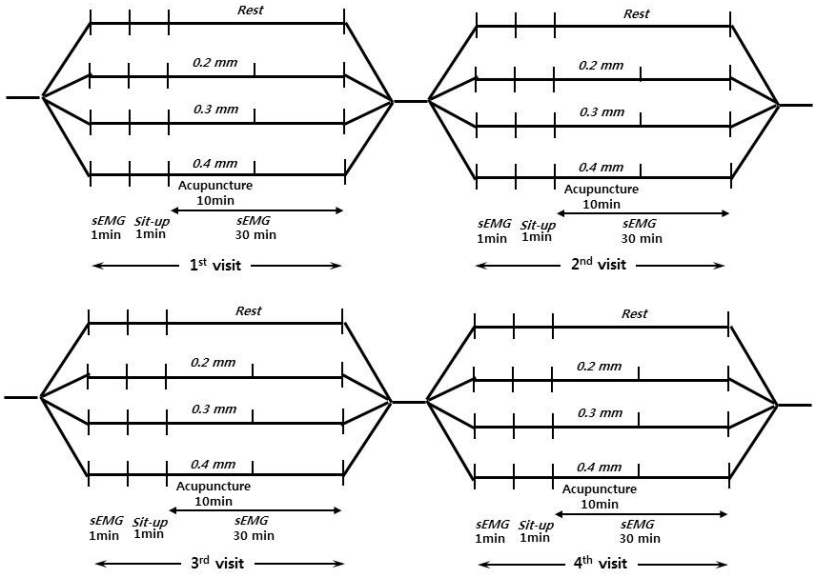

Fig. 1 Schematic diagram of the study.
In 1st visit the volunteers were randomly assigned to one of 4 treatments. In the next following 3 visits, the rest of treatments were given in random order.

MDF가 낮아질수록 근피로도가 높아짐을 의미하며 근피로도가 높아지면 전반적인 파워스펙트럼 분포가 저주파 성분으로 편향한 분포를 나타내게 되므로 '(운동 전 MDF - 최대근피로시 MDF)/운동 전 MDF'로 정규화한 값을 침의 굵기별로 비교하였다. 최대 근피로에 도달한 이후 근피로도는 회복양상을 보이게 되므로 자침종류에 따라 최대 근피로 도달시간이 달라지고 이후 빠른 시간에 회복하는 양상을 보이는 것이 중요하다. 얼마나 짧은 시간 동안 운동 전 MDF의 80%로 회복하느냐를 보기 위해 최대 근피로 도달시간을 T로 정의하고 이후부터 운동 전 MDF의 80% 회복시간을 τ로 정의하였다. 침굵기별 시간에 따른 MDF의 변화율 $\Delta \frac{MDF}{t}$을 정의하여 시간에 따라 근피로도가 회복되는 양상이 침굵기별로 어떤 차이를 보이는지 확인하였다.

6. 통계처리

Sigmaplot 프로그램을 이용하여 각 그룹의 측정 결과에 대해 One-way ANOVA Duncan 사후검정 비교를 실시하여 $p<0.05$일 때 유의한 것으로 판정하였다. 각 그룹 내에서도 자침 전후의 측정값에 대한 유의차 검증을 진행하였다.

III. 결 과

0.20 mm, 0.30 mm, 0.40 mm 세 가지 종류의 침으로 동일한 실험을 하였으며 침의 굵기에 따른 근피로도 변화를 비교하였다. Fig. 2는 운동종료 직후 30분 동안 시간에 따른 근전도의 변화를 측정한 것이다. Time=0일 때 MDF값은 운동전 1분간 표면근전도를 측정한 결과인데 측정 일에 따라 약간의 차이가 있어서 '(운동 전 MDF - 최대근피로시 MDF)/운동 전 MDF'로 정규화하였다. 운동종료 후 휴식하면서 표면근전도를 측정한 값 중 NoAT ST36은 족삼리 부위 측정전극의 MDF값이고, NoAT ST25은 천추 부위 측정전극의 MDF값이다. 두 측정전극 모두 15분 동안 MDF값은 감소하다가 이후 15분 동안 다시 증가하는 경향을 보인다. 운동종료 후 자침 시에도 같은 경향을 보이는데 단 MDF값의 감소속도와 감소시간이 다르게 나타난다. 0.2 - ST36은 0.2 mm 족삼리 자침 후 족삼리 부위 측정전극의 MDF값이고, 측정시간 30분 내내 아주 작은(-)기울기로 MDF가 감소하면서 총 감소량은 오히려 작게 나타났다. 침을 시술하지 않은 군의 MDF 감소패턴과 비교해 보면 0.2 mm 자침한 경우 근피로 증가가 억제되고 있다고 해석할 수 있다. 0.2 mm 자침한 경우는 이후 1시간 동안의 표면 근전도 측정에서 30분 이후 MDF값이 증가하였다. 0.4 mm 자침 시에는 5분 내에 급격히 MDF값이 증가한 이후 10분 내에 운동 전 MDF값의 80% 변화량까지 회복하였다. 0.3 mm 자침 시에는 0.2 mm 자침결과와 0.4 mm 결과의 경향을 모두 가진 형태로 자침하지 않았을 때보다 조금 감소된 MDF감소기울기로 10분까지 MDF값이 감소한 이후 15분 동안 운동 전 MDF값의 80% 변화량을 회복하였다.

침의 굵기에 따른 근피로회복능을 비교하였다. 침의 0.2 mm 자침 시 근피로 증가량(ΔMDF) 값이 가장 작았으며, 0.4 mm 자침 시 근피로 증가 후 회복시간(T+τ)이 가장 짧았다(Fig. 3). 근피로 증가량 감소와 회복시간 단축 모두 근피로 운동 후 기대할 수 있는 동시적 자침효과이므로 두 요

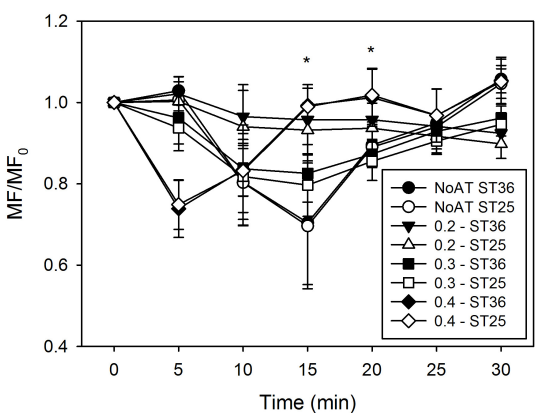

Fig. 2. Effects of acupuncture in 3 different diameters of needle on the median power frequency.

Graphs are plotted for the average values(±SD) of differential rate of median power frequency value. *Indicates values significantly different($p<0.05$) from the rest value of each time point by the one-way ANOVA followed by the Dunnett's post-hoc test.

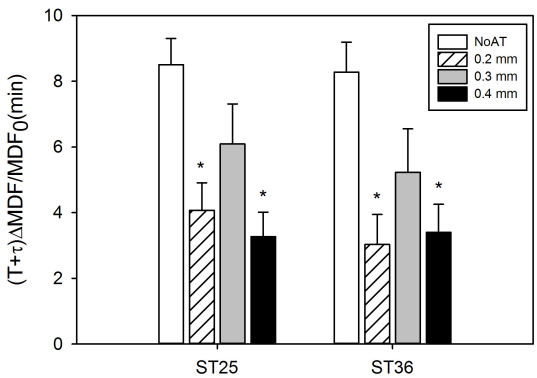

Fig. 3. Comparison of 3 different diameters of needle in muscle fatigue recovery.
Graphs are plotted for the average values(±SD) of muscle fatigue recovery rate value. ST36 shows the changes of muscle fatigue recovery in ST36 point. ST25 shows the changes of muscle fatigue recovery in ST25 point. *Indicates values significantly different($p<0.05$) from the rest value of each acupoint by the one-way ANOVA followed by the Dunnett's post-hoc test.

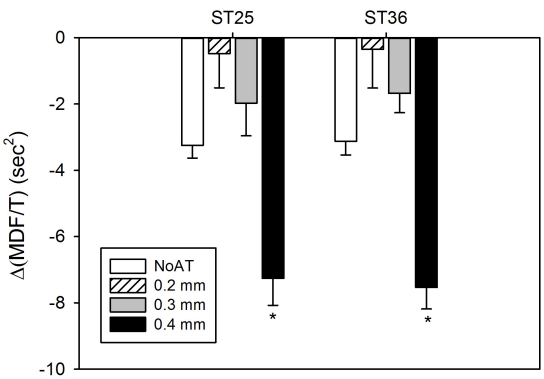

Fig. 4 Changing rates of median power frequency in varying diameters of needle.
Graphs are plotted for the average values(±SD) of differential time of median power frequency value. *Indicates values significantly different($p<0.05$) from the rest value of each acupoint by the one-way ANOVA followed by the Dunnett's post-hoc test.

인의 곱으로 전체효과를 비교해 보았다. 추후 ΔMDF와 T+τ의 매개변수를 측정할 수 있는 자세한 연구가 필요할 것으로 보인다.

침굵기에 따른 MDF의 변화율 Δ(MDF/t)을 확인하였다. 0.2 mm침으로 자침 후 근전도 측정 시 -0.3[1/s^2] 정도의 (-) 기울기를 보였고 0.3 mm 자침 시에는 -2[1/s^2]의 (-) 기울기를 보였고 0.4 mm 자침 시에는 -8[1/s^2]의 (-) 기울기를 보였다 (Fig. 4). 이것은 Fig. 2에서 볼 수 있듯이 0.2 mm 자침 시 MDF 감소가 억제되고, 0.4 mm 자침 시에는 급격한 MDF의 감소 이후 빠른 회복을 보이는 결과와 일치한다.

Ⅳ. 고 찰

운동이나 갑작스런 사고로 유도된 근피로회복을 위해 일반적으로 침이 많이 시술된다. 침의 굵기기준에 대한 실험적 근거가 없는 현재 연구상황에서 침 굵기에 따른 근피로 회복능 비교연구는 오랜 시간 요구되어 왔다. 이에 본 연구는 근피로도의 변화를 효과적으로 확인할 수 있는 근전도 측정을 통해 자침효과를 알아볼 뿐 아니라 침 굵기에 따른 근피로 회복능의 차이가 있는지를 확인하고 신체부위별로 가장 적합한 자침굵기가 어떠한지를 연구하기 위한 기초연구자료로 활용될 수 있는 연구라 생각된다. 한가지 동작으로 근피로가 유도되는 근육들은 심부에서부터 천부까지 복합적이지만 침으로 시술하는 10 mm 내외의 자극을 직접 받을 수 있는 천부근육에만 제한해서 근피로도 정도를 확인하기 위해 표면 근전도를 본 연구에 활용하였다. 표면 근전도는 근육의 기능을 진단하기 위한 신뢰성 있는 수단으로 여겨진다[7-9]. Needling형 근전도에 의한 근섬유손상이 없어서 근전도 측정의 재현성이 보장되고, 측정 시 통증이 없어 전극부착이 비교적 간편하며 needling형 근전도에 비해 좀 더 넓은 면적의 근섬유 근전위를 받아들일 수 있어 그 신호진폭이 크다. 표면근전위란 전극 밑 모든 근육의 활동전위의 합으로 감지되지만 피층 바로 아래 근섬유의 근전위를 가장 효과적으로 받아들이고 앞정강근과 배곧은근 모두 천층에 존재하는 충분히 큰 근육으로 표면근전도 측정법을 이용하는 데 따른 문제는 없다고 할 수 있다. 그러나 근육의 움직임이 증가할수록 내재근들의 근전위 신호가 증가하므로 운동조건 선택 시 고려해야 하는데 등척성 운동이라는 제한된 운동종료 후 안정

상태에서의 근전위 측정이므로 cross talk효과는 충분히 배제할 수 있다. 피부저항과 피부의 두께에 의한 영향요소[10,11]를 배제하기 위해 남녀 모두 면도를 시행하여 털과 각질을 제거하였고 이 같은 준비과정이 10 kΩ에 가까운 신호 임피던스(저항)를 줄여준다고 보고되어 있다. 전극부착부위의 지형적 굴곡이 크지 않으므로 위치선정요소는 근전도 결과분석에 큰 영향을 미치지 않았으리라 생각된다. 단 각 개인간 결과의 차이가 크다는 것이 표면근전도 분석의 한계이다. 여러 대상자들의 표면근전도 영향요인 즉 심리적요인으로 인한 테스트 운동에 대한 친화성[12], 피하지방층의 두께[13,14], 실제적 개인의 근당김 정도 등으로 인한 표면근전도 결과의 일관성 부족을 배제할 수는 없다.

근육을 최대수축상태로 수축하는데 2초가량이 소요되고 최대수축상태를 유지하는데 3~5초 밖에 안 되는 반면, 최대수축상태 근섬유의 15%에서는 10분 이상 그 힘을 유지시킬 수 있는 것으로 밝혀져 있다. 저장된 에너지 또는 에너지 대사에 쓰일 기질의 고갈, 에너지 생성작용에 필요한 효소의 고갈, 산소의 공급 부족 그리고 대사 노폐물이나 열의 축적 때문에 대사작용이 방해 받을 때 근피로가 발생하는 것으로[5] 표면전극을 이용한 근전도 측정을 통해 근피로를 확인할 수 있다[15]. 이 방법에는 근전도 신호의 진폭을 반영한 Root Mean Square(RMS)값을 구하는 방법과 주파수 스펙트럼 분석에 의한 MDF와 MPF를 구하는 방법이 있다[16,17]. 근전도 진폭과 관련된 연구에서는 근육이 최대로 수축할 때 최대 근수축력과 근전도 진폭은 서로 평행하게 감소된다고 하여 피로 발생의 증거로 주장되어 왔으나, 근육을 최대하로 수축시킬 때는 진폭이 일정하게 유지되거나 점차적으로 증가하는 것으로 관찰되었고[17,18] 또한 근육 길이와 수축력이 변하는 역동적 운동에서 근전도의 진폭과 근수축력은 일관성이 없는 것으로 드러나, 진폭을 반영한 RMS값을 구하는 방식은 잘 이용되지 않는다[19,20]. 본 연구에서는 원래신호를 Fast Fourier transform(FFT)하여 얻은 주파수 스펙트럼 분석방식을 선택하였다. 스펙트럼 분석연구에 의하면 근육이 피로함에 따라 고주파대는 감소하고 저주파대는 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파대로 이동한다는 사실이 밝혀져 있다[17,21].

측정결과분석에 있어서 RMS는 full wave rectification과 sampling average(smoothing)를 통해 근수축정도(근긴장도, 근활성도)를 잘 보여주지만 sEMG의 RMS가 곧 근력(Force)을 의미하지는 않는다. 운동을 지속할수록 근력은 약해지지만 RMS는 일정하게 유지되기 때문인데 근피로에 의해 근력이 약해지는 것은 MDF의 변화로 확인이 가능하다. 파워 스펙트럼 공간상에서 근피로에 의한 스펙트럼 분포의 변형을 정량화하기 위해 MDF를 사용한다. 일반적으로 근피로도가 높아지면 전반적인 파워스펙트럼 분포가 저주파 성분 쪽으로 이동하면서 MDF값이 낮아지는 양상을 나타내는데 근육이 피로해지면 근육세포의 탈분극 이후 전기적 재분극과정, 즉 회복과정이 지연되면서 근육세포의 전기적 불응기간이 길어지기 때문이다. 매 탈분극간 간격에 해당하는 한 주기가 길어지게 되어 서서히 저주파 성분으로 편향한 분포를 나타내게 되는 것이다. 이를 근섬유단위에서 볼 때 Slow twitch fiber-type1은 유산소성대사에 의존하는 근섬유로 쉽게 피로하지 않으며 저주파 근전위를 보이고, Slow twitch fiber-type 2은 무산소성해당과정에 의존하는 근섬유로서 쉽게 피로해지며 고주파 근전위를 보인다. Type 2 근섬유는 마이오신 ATPase활성이 높아 Type 1 근섬유에 비해 2~3배 빠르고 강한 근수축이 가능한데, 근피로 증가 시 type 2 근섬유의 근수축이 type 1근섬유의 근수축으로 대체되면서 0~500 Hz대역에 걸쳐 있는 근전위의 MDF가 저주파로 이동한다. 결국 MDF 감소를 통해 근피로를 확인할 수 있다.

근피로가 발생한 여부와 그 정도를 확인하기 위한 주파수 스펙트럼 분석에 의한 MDF와 평균주파수(Mean Power Frequency; MPF)값을 구하는 방법[16,17]이 있다. 스펙트럼 분석연구에 의하면 근육이 피로함에 따라 고주파대는 감소하고 저주파대는 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파대로 이동한다[17,21]는 사실이 알려져 있다. 주파수 스펙트럼분석에서는 MPF와 MDF을 얻을 수 있는데 그 중 MDF가 신뢰성과 일관성이 있으며 원래의 스펙트럼 성질을 잘 반영하여 가장 많이 이용되므로[17,21] 본 연구에서도 MDF를 사용하여 분석하였다.

많은 연구에서 운동을 지속하는 동안 MDF가 감소하는 것과 여러 운동조건에 따라 시간에 따른 MDF감소율의 차이가 어떠한지를 비교하여 근피로 정도를 확인하고 있다. 시간에 따른 MDF변화량 즉(-) 기울기가 근피로증가를 확인하는 데에 중요한 의미가 있는 것이다. 그러나 본 연구에서는 1분 동안의 근피로유도 운동을 종료한 직후부터 MDF값의 변화를 측정한 것으로 운동종료 후에도 이어지는 근피로 증가량과 증가시간, 그리고 이후 회복기 돌입양상이 자침종류에 따라 어떻게 달라지는지가 중요한 요소이다. 그러므로 운동조건에 따른 MDF 변화율Δ(MDF/t)보다는 자침한 침의 굵기에 따른 MDF의 변화율Δ(MDF/t)을 확인하였다.

전극부착 부위 선택 시 족삼리는 자극근육이 앞정강근으로 안쪽 복사끝에서 종아리뼈 머리 연결선상 위 1/3지점으로 하였다. 기준전극은 근육분포가 적은 족삼리 위쪽 5 mm 부위에 부착하여 근섬유의 주행방향과 평행이 되도록 하였다. 두 전극간 거리가 10 mm로 그 거리가 짧을수록 전극부착부위 표면근육의 활동전위만 모니터링이 가능한데 이를 specific mode라 하고 내재근들의 활동전위 간섭효과 즉 Cross talk 방지할 수 있도록 하였다. 천추는 그 자극근육이 배곧은근으로 100~200 Hz ECG artifact를 최소화하기 위해 오른쪽 천추를 선택했다. 신궐혈 오른쪽 2촌(정중선-유두선 4촌 기준으로 가운데 지점)에 측정전극을 부착하였으며 기준전극은 천추 위쪽 5 mm 부위에 부착하여 이 또한 근섬유의 주행방향과 평행이 되도록 하였다.

이 연구에서는 신체 부위별로 최적의 자극량을 낼 수 있는 침의 굵기와 그에 따른 자침 후 회복능의 차이가 있는지를 확인하기 위해 시간에 따른 MDF의 변화와 침의 굵기에 따른 근피로 회복능을 비교하였다. 앞정강근과 배곧은근의 근부하를 일으킬 수 있도록 앙와위에서 양측 무릎아래 각이 105°가 되도록 굴곡시키고, 앙와위에서 양측 고관절을 30° 굴곡시킨 채 1분 동안 20회 윗몸일으키기 운동을 하였으며 운동종료 직후 10분간 유침하면서 30분 동안 시간에 따른 근전도의 변화를 측정하였다. 0.20 mm, 0.30 mm, 0.40 mm 세가지 종류의 침에 대해 동일한 실험을 하였으며 침의 굵기에 따른 근피로도를 비교하였다. 운동 후 자침하지 않고 휴식하는 것보다 0.4 mm 자침 시 근피로 증가기간이 짧아지고 빠른 회복을 보였으며, 0.2 mm 자침 시에는 근피로의 증가가 크게 억제되었다. 이것은 침 굵기에 따른 MDF의 변화율Δ(MDF/t)값으로도 확인할 수 있는데 0.4 mm 자침 시 -8[1/s^2] 기울기는 중앙주파수 감소가 억제되는 것과 일맥상통하며 앞정강근과 배곧은근 모두 이와 같은 근전도 변화양상을 보인다. 그리고 Fig. 3결과에서 볼 때 근피로 회복능으로 해석한 근피로 증가량의 감소와 근피로 증가 후 회복시간 단축 사이에는 서로 임의의 상관관계가 있는 것으로 보이며 이러한 이유 때문에 침 굵기에 따라 농도의존적인 변화가 관찰되지 않는 것으로 보인다. 근피로 증가량의 감소와 회복시간(T+τ) 단축 모두 근피로운동 후 기대할 수 있는 자침효과인데 두 요인의 중요도 즉 매개변수를 확인할 수 있는 추가연구가 필요할 것으로 보인다.

V. 결 론

신체 부위별로 최적의 자극량을 낼 수 있는 침의 굵기와 그에 따른 자침 후 회복능의 차이가 있는지를 확인하기 위해 0.20 mm, 0.30 mm, 0.40 mm 세가지 종류의 침에 대해 동일한 실험을 하였으며 침의 굵기에 따른 근피로도를 비교하였다. 운동 후 자침하지 않고 휴식하는 것보다 0.4 mm 자침 시 근피로 증가기간이 짧아지고 빠른 회복을 보였으며, 0.2 mm 자침 시에는 근피로의 증가가 크게 억제되었다. 이 실험결과를 통해 침굵기에 따라 근피로회복능의 차이를 확인하였으며 치료목적에 따라 침굵기를 선택할 수 있는 근거자료가 될 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

This work was supported by a 2-Year Research Grant of Pusan National University.

참고문헌

1. Filshie J, White A. Introduction. In: Filshie J, White A. Medical acupuncture: A Western scientific approach. London : Churchill Livingstone. 1998 : 6.
2. Romita VV, Suk A, Henry JL. Parametric studies on electroacupuncture-like stimulation in a rat model: effects of intensity, frequency, and duration of stimulation on evoked antinociception. Brain Research Bulletin. 1997 ; 42 : 289-96.
3. Lao L, Zhang RX, Zhang G, Wang X, Berman BM, Ren K. A parametric study of electroacupuncture on persistent hyperalgesia and Fos protein expression in rats. Brain Res. 2004 ; 1020 : 18-29.
4. Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad NK. Fatigue of submaximal static contractions. Acta Physiol Scand Suppl. 1986 ; 556 : 137-48.
5. Duchene J, Goubel F. EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1990 ; 61 : 81-7.
6. Krivickas LS, Taylor A, Maniar RM, Mascha E, Reisman SS. Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? J Clin Neurophysiol. 1998 ; 15 : 138-45.
7. Aaras A, Veierod MB, Larsen S, Ortengren R, Ro O. Reproducibility and stability of normalized EMG measurements on musculus trapezius. Ergonomics. 1996 ; 39 : 171-85.
8. Viitasalo JH, Komi PV. Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. Acta Physiol Scand. 1975 ; 93 : 531-9.
9. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. Arch Phys Med Rehabil. 1983 ; 64 : 417-20.
10. Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. Acta Physiol Scand. 1991 ; 142 : 457-65.
11. Karlsson S, Erlandson BE, Gerdle B. A personal computer-based system for real-time analysis of surface EMG signals during static and dynamic contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1994 ; 4 : 170-80.
12. Mannion AF, Junge A, Taimela S, Muntener M, Lorenzo K, Dvorak J. Active therapy for chronic low back pain: part 3. Factors influencing self-rated disability and its change following therapy. Spine(Phila Pa 1976). 2001 ; 26 : 920-9.
13. De la Barrera EJ, Milner TE. The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1994 ; 93 : 91-9.
14. Hemingway MA, Biedermann HJ, Inglis J. Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. Biofeedback Self Regul. 1995 ; 20 : 39-49.
15. Petrofsky JS. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1979 ; 41 : 1-15.
16. Ament W, Bonga GJ, Hof AL, Verkerke GJ. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogr Kinesiol. 1993; 3 : 214-20.
17. Luca D, Luca V, Duta M, Sbenghe M, Stan M. Comparative evaluation of the genetic toxicity of organophosphate pesticides by various mutagenicity tests. Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi. 1984 ; 88 : 531-4.
18. Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A. Quan-

titative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions. Electro-encephalogr Clin Neurophysiol. 1988 ; 70 : 239-47.
19. Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. J Electromyogr Kinesiol. 2000 ; 10 : 225-32.
20. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. J Neurosci Methods. 1997 ; 74 : 219-27.
21. Basmajian JV, Gopal DN, Ghista DN. Electrodiagnostic model for motor unit action potential(MUAP) generation. Am J Phys Med. 1985 ; 64 : 279-94.