

## 기능적 전기자극기를 이용한 간헐적 고주파 교대자극과 간헐적 저주파 동시자극의 근 수축력 비교

송영희

대원과학대학 물리치료과

조상현

연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학 연구소

이영희

연세대학교 원주의과대학 재활의학 교실

### Abstract

### A Comparison of Muscle Contraction Using Functional Electrical Stimulation: Intermittent High Frequency Alternating Stimulation Versus Intermittent Low Frequency Synchronous Stimulation

**Song Young-hee, M.Sc., P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Daewon Science College

**Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.**

Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University

Institute of Health Science, Yonsei University

**Lee Young-hee, Ph.D., M.D.**

Dept. of Rehabilitation Medicine, Wonju Christian Hospital

Functional electrical stimulation (FES) training of the knee extensors is a useful way to rehabilitate the ability to stand and walk. However, training using FES has not been able to solve the problem of fatigue: clinical application of FES quickly produces muscle fatigue, due to the continuous activation of the muscles of the lower extremity. Therefore, reduction of muscle fatigue is an important factor in increasing the effectiveness of FES training in paraplegia. Intermittent high frequency alternating stimulation is a method that combines the advantages of high frequency (leading to strong muscle contractions) and alternating stimulation (reducing muscle fatigue), thereby continuously strengthening muscles. It is not known whether low frequency simultaneous stimulation results in stronger muscle contraction than high frequency alternating stimulation. This study compared the effectiveness of high frequency alternating stimulation with low frequency synchronized stimulation. Muscle power using FES on the quadriceps of 20 normal subjects were compared. Intermittent high frequency alternating stimulation did not produce more powerful muscle contraction than intermittent low frequency synchronized stimulation, because the muscle characteristics differed individually. Significant individual variation according to muscle

characteristics was founded when applying FES. Accordingly, when physical therapists use FES to treat patients, they must be aware of individual variation in muscle characteristics.

**Key Words:** Contraction force; FES; Muscle fatigue; Stimulation mode.

## 1. 서론

기능적 전기자극 치료기(functional electrical stimulator, 이하 FES)는 척수손상 환자의 재활과 관련된 수많은 연구들의 주제가 되어 왔다(Yarkony 등, 1990). 그 이유는 FES가 상위 신경계의 통제를 받지 않아 능동적 조절이 안 되는 하위운동신경과 근 섬유들을 전기 자극을 통해 기능적으로 유용한 움직임을 만들어 낼 수 있기 때문이다(Cybulski 등, 1984; Gračanin 등, 1967; Matsunaga 등, 1999), 즉 양측 장하지보조기(Bilateral Knee-Ankle Foot Orthosis)와 목발(crutch) 혹은 의자차(wheelchair)와 같은 전통적 방법에 의존하던 서기와 보행이 FES를 적용함으로써 착용시간과 에너지 효율성, 기능성과 실용성의 한계를 어느 정도 극복할 수 있게 되었다(이재호와 김택훈, 1996).

일반적으로 척수손상 환자의 서기(standing)가 시도되는 시기는 넙다리네갈래근의 근력으로 결정되며, Kradj와 Bajd(1991)는 넙다리네갈래근의 근력이 30~50 N·m, Cybulski 등(1984)은 최소 40 N·m의 힘(manual grade fair+)이 필요하다고 보고하였다. FES는 척수손상 후 넙다리네갈래근 근력의 빠른 회복을 위해 적용되며 실제로 FES 보행 프로그램은 약간의 수의적 근력이 있는 척수손상 환자의 근력을 향상시켰다는 연구결과가 있다(Granat 등, 1993).

따라서 무릎 신전근(knee extensor)의 FES 훈련은 대부분의 척수손상 환자의 초기재활 과정에 유용하다고 할 수 있으며(Bajd 등, 1999), Kralj와 Grobelnik(1973)는 척수손상 환자들의 서기와 보행을 회복시키기 위한 준

비과정으로 FES를 초기에 사용하도록 제안하였다.

그러나 FES에 의한 훈련방법은 아직 해결되지 않은 피로라는 커다란 문제점이 있다. 이는 임상적 FES 적용방법이 하지 근육의 지속적인 움직임을 요구하여 빠른 근 피로(muscle fatigue)를 유발하기 때문이며(Franken 등, 1993; Happek 등, 1989; Peckham 등, 1970; Pournezam 등, 1988; Yarkony 등, 1992) 따라서 하지마비 환자들의 효과적인 FES 훈련을 위해서는 근 피로를 경감시키는 것이 중요한 사항이다.

근육에 전기자극을 가할 경우 나타나는 피로현상은 능동적인 수축 시 하나의 근육내부에 있는 여러 운동단위(motor unit)가 골고루 동원(recruitment)되는 것과는 반대로 계속 같은 신경섬유들이 작용하고(강곤, 1994), 능동적인 근 수축과 동원 순서가 다르기 때문이다(이재호, 1995).

FES를 적용하였을 경우의 근 피로 현상은 자극변수(stimulus parameter)의 신중한 선택으로 어느 정도 최소화시킬 수 있다. 수많은 방법들이 이 문제점을 해결하기 위해 시도되었다. Off time은 근 피로의 감소를 위해 중요한 요소가 된다. Kralj 등(1986)의 연구결과에 의하면 on time이 off time 보다 1배, 2배, 3배 더 큰 순환주기는 방법면에 있어 지속적 자극(continuous stimulation)과 유사한 피로를 유발한다고 하였으며, 이와 반대로 off time을 길게 하면 피로를 감소시킨다고 하였다. 따라서 저 순환주기자극(low duty cycle stimulation: short on time, long off time)은 근 피로를 감소시키는데 유용하며 결과적으로 근력을 지속시킬 것이다(Matsunaga

등, 1999).

또 다른 방법으로 Kralj 등(1986)은 하나의 근육군을 지속적으로 자극하는 대신에 여러 개의 근육군을 교대로 자극하는 방법을 도입함으로써 환자가 일어서 있는 시간을 늘릴 수 있었다고 하여 근 피로 문제를 어느 정도 해결할 수 있는 방법을 제시하였다. 이 기술을 순차자극(cycling stimulation) 혹은 교대자극(SSNS: sequential segmental neuromuscular stimulation 혹은 alternating stimulation)이라 하며(Zonnevillage 등, 1999), 근육의 한 부분이 수축하고 있는 동안 다른 부분은 휴식하도록 하는 것이다. 이러한 형태의 자극은 피로를 감소시키기 위해 그리고 근 강화를 연속적으로 연장시키기 위해 사용되며(Zonnevillage 등, 2000), 근 회복시간을 연장시키기 위한 것일 수도 있다. Pournizam 등(1988)의 실험결과에 의하면 넓다리곧은근(rectus femoris)과 가쪽넓은근(vastus lateralis), 안쪽넓은근(vastus medialis)에 가해진 교대자극이 동시자극보다 처음 힘의 50%까지 떨어지는데 걸리는 시간인 근 피로시간을 9분 이상 지연시켰다고 보고하였다. 이는 교대자극 방법이 동시자극 방법보다 더 빨리 근력을 재획득함을 의미한다. 교대자극 방법은 동시자극 방법보다 첫째, 일부하량(work load)이 각 근육 사이에서 분담되고 둘째, 개별적 근 수행능력이 향상되는 장점이 있다(Pournizam 등, 1988).

마지막으로 자극 주파수(stimulation frequency)의 선택은 근 피로를 감소시키는데 중요한 요소가 될 수 있다. 고주파 자극은 근육강화 훈련에 많이 사용되고 있고(Selkowitz, 1989), 저주파 자극보다 더 강한 근 수축을 일으키지만 신경근 접합부(neuro-muscular junction)에서 자극을 전달하는 신경전달물질(transmitter)이 쉽게 고갈되어 곧 근 피로가 나타난다(Matsunaga 등, 1999). Benton 등(1981)은 30~40 Hz보다 높은 주파수에서 지속적으로 자극할 경우 근 피로가 빨리 발생한다고 하였

고, Handa(1990)는 약 20 Hz의 주파수가 임상적인 FES 사용에서 추천할 만하다고 보고하였다. Matsunaga 등(1999)은 임상에서는 지속적 저주파 자극(12~30 Hz)이 사용되고 있다고 기술하였다.

그러나 임상에서 하지마비 환자에게 FES 적용 시 고주파 자극을 적용하는 것이 저주파 자극을 적용하는 것에 비해 좀 더 강한 수축을 유발할 수 있기 때문에 고주파 자극은 저주파 자극보다 자극 강도가 낮아질 수 있는 장점이 있다. 일반적으로 좀 더 높은 자극 강도는 빠른 근 피로를 유발하며 따라서 고주파 자극에서 자극 강도를 조절함으로써 근 피로를 감소시킬 수 있다(Matsunaga 등, 1999).

위의 방법들을 종합해 볼 때 피로를 줄일 수 있는 가장 효과적인 방법은 간헐적 고주파 교대자극일 것으로 생각된다. 그러나 간헐적 고주파 교대자극이 기존의 간헐적 고주파 동시자극(intermittent synchronized stimulation)만큼 간헐적 저주파 동시자극에 비해 강한 수축력을 보였다는 연구결과는 드물다. 만일 간헐적 고주파 교대자극이 간헐적 저주파 동시자극보다 강한 수축력을 보인다면 자극 강도를 낮출 수 있을 것이고 교대자극의 장점과 함께 근 피로를 경감시키는데 효율적인 방법이 될 것으로 기대된다.

본 연구의 목적은 임상에서 일반적으로 적용되는 간헐적 저주파 동시자극과 간헐적 고주파 교대자극의 근 수축력 값을 직접 비교함으로써 실제로 간헐적 고주파 교대자극 방법이 간헐적 저주파 동시자극 방법보다 강한 수축력을 일으켜 자극 강도를 낮출 수 있는지를 알아보기 위함이다. 만일 본 연구 결과에서 간헐적 고주파 교대자극 방법이 간헐적 저주파 동시자극 방법에 비하여 강한 수축력을 보인다면 자극 강도를 낮춤으로써 척수손상 환자의 초기 재활과정에서 근 피로를 감소시켜 효율적인 무릎 신전근의 FES 훈련이 가능할 것이며, 결과적으로 손상 후 재활

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

일반적 특성	남자(n=10)	여자(n=10)	전체(N=20)
연령(세)	24.7±3.06 <sup>a</sup>	26.5±2.72	25.6±2.96
신장(cm)	173.8±6.68	162.0±5.10	167.9±8.37
체중(kg)	69.3±8.99	54.9±4.63	62.1±10.15

<sup>a</sup>평균±표준편차

초기에서 서기까지 걸리는 시간을 단축함으로써 보행 훈련에 도움을 줄 수 있을 것이다.

## I. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구는 건강한 성인 남·녀 중 오른쪽 다리가 우세다리인 20명(남 10명, 여 10명)을 대상으로 하였으며, 오른쪽 무릎에 이상이 있는 자는 대상에서 제외하였다. 연구 대상자의 평균연령은 25.6세였고, 신장은 167.9 cm이었으며, 체중은 62.1 kg이었다(표 1). 실험에 참여하기 전에 모든 대상자에게 본 연구의 목적과 방법에 관하여 충분히 설명을 한 후 동의를 얻었다.

### 2. 실험도구

휴대용 two channel FES<sup>1)</sup>와 MP100WS<sup>2)</sup>(그림 1), 토크 감지기(torque sensor)가 장착된 N-K 테이블<sup>3)</sup>이 사용되었다(그림 2).

### 3. 전극위치

안쪽넓은근(vastus medialis)의 전극 위치는 안쪽넓은근의 근육힘살(muscle belly) 중에서 가장 돌출이 된 부분에(Hung와 Gross, 1999; Karst와 Jewett, 1993; Laprade 등, 1998) 부착하였고, 가쪽넓은근(vastus lateralis)은 무릎뼈 바닥에서 근위부 방향으로 대상자의 손

바닥 넓이 위에서 바깥쪽으로 부착하며 넓다리곧은근(rectus femoris)의 전극 위치는 위앞 엉덩이뼈가시(ASIS: anterior superior iliac spine)와 무릎뼈 위모서리 중간지점에 근 섬유와 평행하게 약 2 cm 떨어뜨려 양쪽으로 부착하였다(Delagi 등, 1975),(그림 3). 전극 부착은 실험기간 내내 연구자 혼자 부착하였다.



그림 1. MP100과 휴대용 FES



그림 2. 토크 감지기가 장착된 N-K 테이블

1) Microstim, MEDEL Co, GERMANY

2) Biopac System Inc, CA, USA

3) Preston, NJ, USA

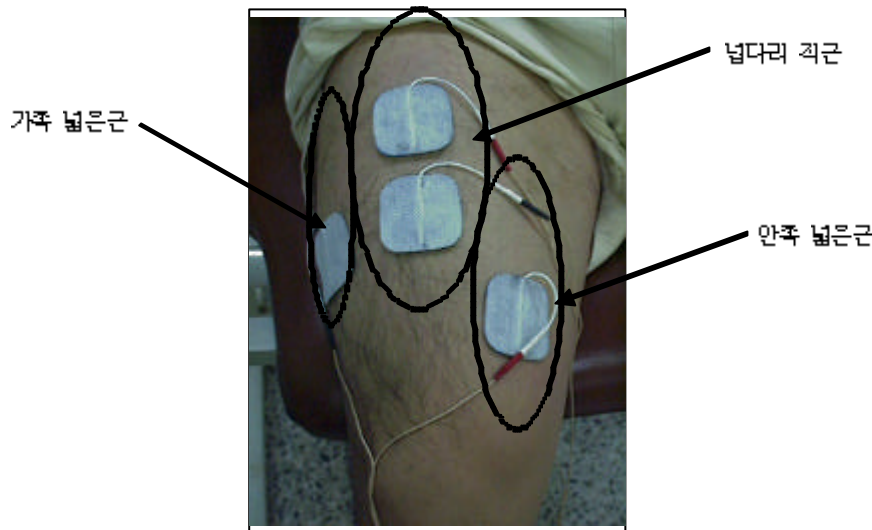


그림 3. 전극 위치

#### 4. MP100 토크 감지기 설정

토크 감지기와 연결되어 나오는 근전도 신호처리를 위한 설정 중 여과기(filter)는 5 Hz low pass filter로 설정해 놓았으며, N-K 테이블에 대상자의 무릎관절이 110°가 되도록 고정된 상태에서 나온 근 수축력 값(단위 kg · cm)과 이때 MP100에서 나온 신호의 평균값(단위 volt)을 무부하 상태의 평균값으로 정하고 일정 무게(4.5 kg)를 얹어서 나온 토크값과 이때에 MP100에서 나온 신호의 평균값을 구한 후 단위변환을 하였다.

#### 5. 자극방법

자극방법은 20 Hz 간헐적 동시자극과 90 Hz 간헐적 교대자극 모두 Rise time 2초를 포함하여 통전시간(on time) 7초, 비통전시간(off time) 10초로 1:2의 비율을 적용하였다. 20 Hz 간헐적 동시자극은 넓다리직근과 가쪽넓은근/안쪽넓은근에 동시에 5초간 통전하고 10초간 비통전하였고, 90 Hz 간헐적 교대자극은 5초간 넓다리직근과 가쪽넓은근/안쪽넓은근에 교대로 2.5초씩 통전하고 10초 동안 비통전 하였다(그림 4).

시간	20 Hz 간헐적 동시자극				90 Hz 간헐적 교대자극			
	7sec	10sec	7sec	10sec	7sec	10sec	7sec	10sec
가쪽 넓은근, 안쪽 넓은근	■		■		■		■	
넓다리직근	■		■			■		■
단속	on	off	on	off	on	off	on	off

그림 4. 주파수에 따른 자극방법  
(on time 7초는 ramp up time 2초를 포함한 것임)  
■, ■ 부분이 실제 자극이 가해지는 시간임

### 6. 최대 등척성 수축력 측정

대상자는 토크 감지기가 장착된 N-K 테이블에 등을 대고 앉은 상태에서 5 cm 너비의 벨트에 의해 상체가 등받이에 고정되고, 상지는 편안한 상태로 양쪽 손잡이를 잡도록 했다. 하지는 넓다리네갈래근의 최대 등척성 수축력이 발생하는 각도인 70°(Smith 등, 1996)를 만들기 위해 무릎을 110° 신전시킨 상태(maximum isometric force of quadriceps femoris)가 되도록 고정하였으며, 대퇴부 원위 아래에 수건을 말아 넣어 대퇴부 신전 시 테이블에 가해지는 마찰력으로 인한 통증을 줄였고, 대퇴부가 테이블과 평행이 되도록 하였다(그림 5). 토크 감지기는 MP100 system에 연결되어 화면을 통해 근육의 수축상태를 볼 수 있도록 연결하였다. 표면전극을 이용한 FES의 전기자극으로 넓다리네갈래근의 최대 근 수축력이 유도되었다.



그림 5. 측정시의 자세

근육을 완전히 이완시키도록 지시하여 전기자극에 의해서만 근육이 활성화되어 발생하는 순수한 근 수축력 값을 측정하도록 노력하였다. 최대 근 수축력 측정을 위한 자극은 간헐적 저주파 동시자극으로 하였으며, 자극강도를 서서히 올려 토크 값이 더 이상 증가하지 않고 일정하게 유지되는 강도를 찾아내어 최대 근 수축력의 100%(MVC 100%)로 보았다(강곤, 1994). 충분한 휴식을 취하는 동안 온습포를 적용하여 긴장된 근육을 충분히 이완시킨 후에 대상자가 안전하고 잘 참을 수 있는 강도인 최대 근 수축력의 60%에 해당되는 강도를 대상자의 무릎 신전근에 10회 수축이 일어나기에 충분한 시간 동안 적용하였다. 실험군은 넓다리곧은근과 가쪽넓은근, 안쪽넓은근에 각각 전극을 부착하여 간헐적 고주파로 교대로 자극하는 교대자극 방법(cyclical stimulation method)을 적용하였으며 주파수는 고주파(90 Hz), 맥동(pulse)은 정사각 이상파형(square biphasic wave form), 맥동폭(pulse width)은 0.2 ms이었다. 대조군은 넓다리곧은근과 가쪽넓은근, 안쪽넓은근에 채널을 동일시하여 저주파(20 Hz)로 동시에 자극하는 동시자극 방법을 적용하였다. 그 외의 방법은 실험군과 동일하였다. 실험군과 대조군은 동전을 던져 앞뒷면에 의해 한 대상자 내에서 무작위로 순서를 결정하였으며, 한번 적용 후 근 피로가 충분히 회복되는 48시간 이후에 연속적으로 다음 실험을 하였다.

측정 결과 FES에 의해 최대 등척성 수축을 일으키는 강도는 남·녀 간 평균차이가 1.6 mA 로 유의하지 않았다(표 2).

표 2. 남·녀별 최대 등척성 수축값을 일으키는 강도 (단위: mA)

성별	남자(n=10)	여자(n=10)	전체(N=20)
MVC 100%	39.5±6.00*	37.9±6.04	38.7±5.92
MVC 60%	24.0±3.62	23.1±3.51	23.5±3.50

\*평균±표준편차

MVC: 최대 근 수축력(Maximal Voluntary Contraction)

### 7. 근 수축력 값의 기록

토크 감지기에 연결되어 MP100 모니터에 나오는 토크 값으로 변환된 신호는 각 수축 횟수마다 영역값(area)을 구하여 기록하였다. 측정 변수의 설정과 신호의 컴퓨터 저장은 Acqknowledge 3.53(Biopac System Inc, CA, USA) 프로그램을 이용하였다.

### 8. 분석방법

대상자 20명의 각 횟수별 근 수축력의 평균값을 짝 비교 t-검정하여 비교하였으며, 대상자 각각의 1회부터 10회까지 나온 근 수축력의 평균값 또한 짝 비교 t-검정을 하여 비교하였다. 자료의 통계처리는 상용 통계프로그램인 WINDOW용 SPSS(Statistical Package for the Social Sciences) 10.0을 사용하였으며, 통계적 유의성을 검정하기 위한 유의 수준  $\alpha$ 는 .05로 하였다.

## II. 결과

### 1. 주파수별 근 수축력 비교

가. 변이계수, 정규분포 검정

대상자 20명의 주파수에 따른 10회 동안 근 수축력 값의 평균값을 각각 구하여 그 변화 정도를 변이계수로 나타내었고, 단일표본 콜모로고프-스미르노프 검정을 사용하여 정규분포 하는지의 여부를 알아보았다. 그 결과 20 Hz 간헐적 동시자극과 90 Hz 간헐적 교대자극에서도 근 수축력 값이 모두 정규 분포하였다( $p > .05$ ), (표 3).

나. 횟수별 근 수축력 차이

남·녀 총 20명의 90 Hz 교대자극에 의한 근 수축력의 영역 값과 20 Hz 동시자극에 의한 근 수축력의 영역 값을 각각 구하여 나온 평균값을 횟수마다 비교한 결과 20 Hz 동시자극을 적용하였을 때 보다 90 Hz 교대자극을 적용하였을 때의 근 수축력 값이 높았다 ( $p < .05$ ), (그림 6).

표 3. 10회간 근 수축력 값의 변화정도와 정규분포 검정

	20 Hz 간헐적 동시자극	90 Hz 간헐적 교대자극
CV <sup>a</sup>	1.187	1.011
K-S <sup>b</sup>	.078	.416

<sup>a</sup>CV: 변이계수(coefficient of variation) = (표준편차/평균)×100

<sup>b</sup>K-S: 콜모고로프-스미르노프(Kolmogorov-Smirnov) 검정 통계량

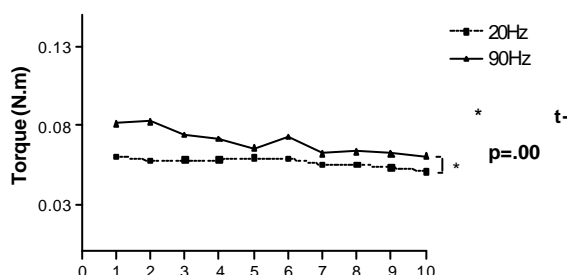


그림 6. 횟수별 근 수축력 값 비교

다. 10회 동안의 근 수축력의 평균값 비교 남·녀 총 20명 각각의 10회 동안의 고주파와 저주파의 영역 값을 평균 내어 짝 비교 t-검정을 해본 결과 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다( $p>.05$ ), (그림 7).

있는지 알아본 결과 남자가 고주파에선 0.04 N·m, 저주파에선 .05 N·m 정도 여자보다 높았으나(표 4), 독립 t-검정으로 비교해 본 결과 유의한 차이는 없었다( $p>.05$ ), (그림 8, 9).

## 2. 남·녀 별 근 수축력 값 비교

가. 성별간 차이

주파수별로 남·녀 별 토크 값에 차이가

## 3. 주파수에 따른 개인별 근 수축력 차이

FES를 적용하였을 때 주파수에 따라 근 수축력에 있어 개인차가 심하게 나타났다. 대상자 총 20명 중 55%가 90 Hz 교대자극 적

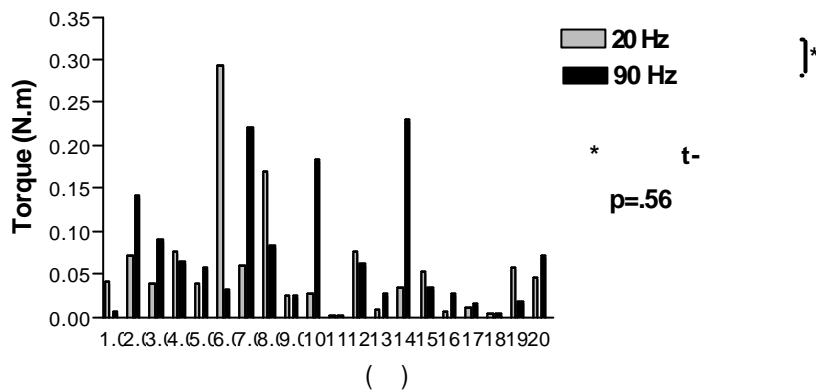


그림 7. 10회간 근 수축력의 평균값 비교

표 4. 남·녀별 근 수축력 값

(단위: N·m)

	남자(n=10)	여자(n=10)	전체(N=20)
고주파(90Hz)	.09±.07 <sup>a</sup>	.05±.07	.07±.07
저주파(20Hz)	.08±.08	.03±.03	.06±.07

<sup>a</sup>평균±표준편차

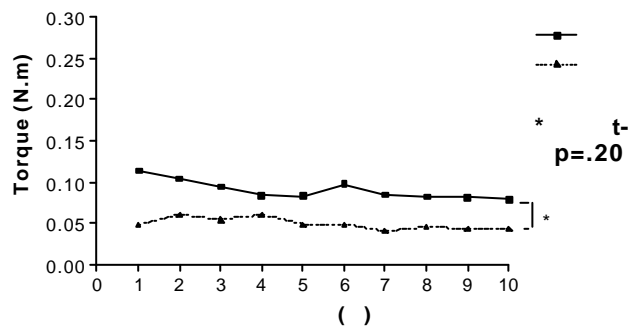


그림 8. 90 Hz 교대자극에서의 근 수축력 차이



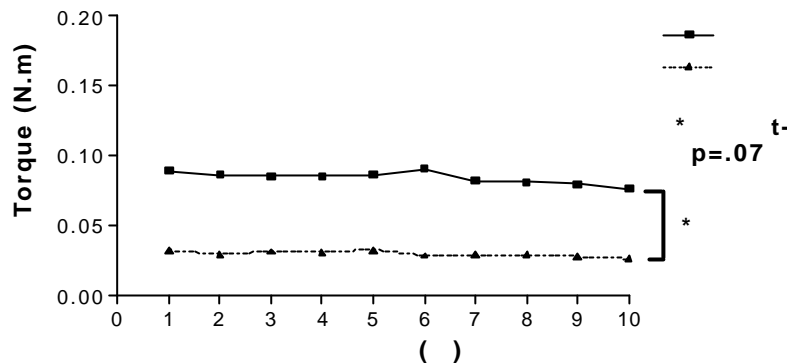


그림 9. 20 Hz 동시자극에서의 근 수축력 차이

용시 강한 근 수축력을 보였고, 20명 중 35%가 20 Hz 동시자극 적용 시 강한 근 수축력을 보였으며, 20명 중 10%가 유사한 근 수축력을 보였다(표 5).

남·녀 별로는 90 Hz 교대자극 적용시 강한 수축력을 보인 대상자가 남자 25%, 여자 30%, 20 Hz 동시자극 적용시 강한 수축력을 보인 대상자는 남자가 20%, 여자가 15%였으며, 90 Hz 교대자극과 20 Hz 동시자극에 비슷한 양상을 보인 대상자는 남자가 5%, 여자가 5%였다(표 6).

#### IV. 고찰

##### 1. 연구방법에 대한 고찰

척수손상 환자의 재활을 위한 FES의 적용 시 문제점으로 대두되고 있는 근 피로를 감소시키기 위한 다양한 방법들이 제시되었었다. 빨리 수축하면서 큰 힘을 나타내지만 급속히 피로현상을 나타내기 때문에 간헐적으로 사용되는 type II 섬유를 피로 저항성이 있으면서 지속적으로 천천히 수축할 수 있는 type I 섬유로 전환하기 위한 시도에서 장기적인 전기자극을 하는 방법(Kralj 등, 1988;

표 5. 자극방법에 따른 개인별 근 수축력 차이

	90 Hz 교대자극	20 Hz 동시자극	유사
대상자(명)	11명(55%)	7명(35%)	2명(10%)

표 6. 자극방법에 따른 남·녀별 근 수축력 차이

	남자	여자
고주파	5(25%)	6(30%)
저주파	4(20%)	3(15%)
유사	1(5%)	1(5%)

< 사례 제시 >

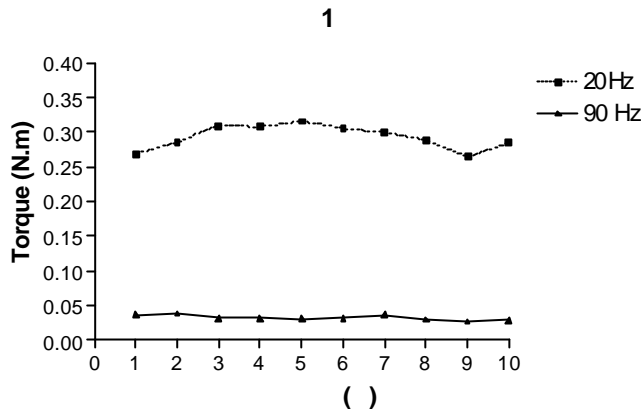


그림 10. 20 Hz 동시자극 적용 시 강한 근 수축력을 보인 사례

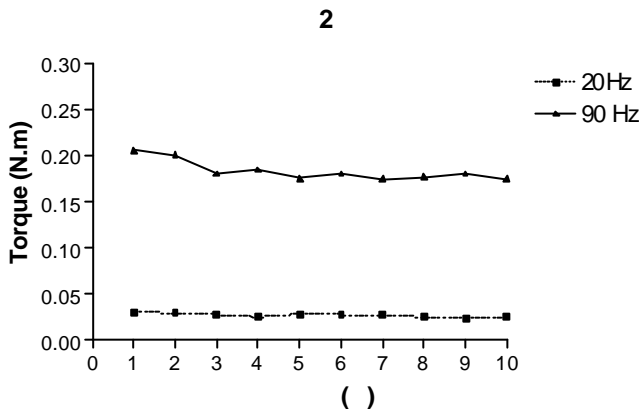


그림 11. 90 Hz 교대자극 적용 시 강한 근 수축력을 보인 사례

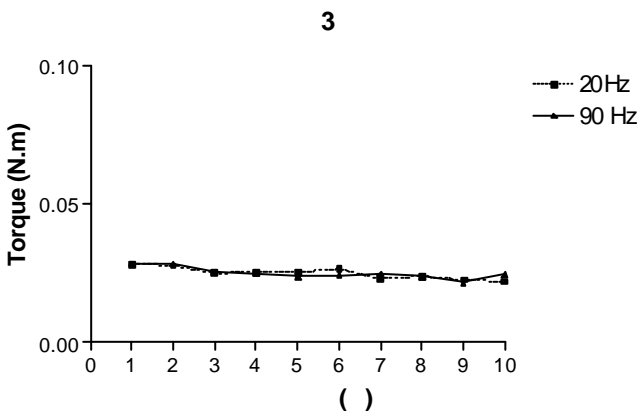


그림 12. 자극 방법에 관계없이 근 수축력이 유사한 사례

Marsolais와 Kobetic, 1987; Peckharm 등, 1976), 전기적 매개변수(electrical parameter)의 조정(Bigland-Ritchie 등, 1979; Binder-Macleod와 Barker, 1991; Binder-Macleod와 Clamann, 1989; Kralj 등, 1988; Marsolais와 Kobetic, 1987), 서기자세(standing position)를 유지하기 위해 하지를 교대로 자극하는데 있어 같은 기능을 하는 다른 근육들을 교대 자극하는 방법(Andrews 등, 1987; Kralj 등, 1988; Kralj 등, 1986; Kralj와 Bajd, 1991), 연속자극방법(sequential stimulation method), (Peckham 등, 1970), 그리고 신경자극의 다양한 방법들이 포함된다. 이러한 방법들은 각각 저마다의 효과를 나타내지만 피로로 인한 여러 가지 문제들을 해결하기에는 어려움이 있어(Lau 등, 1995), 새로운 방법들이 모색되고 있는 실정이다.

고주파 교대자극 방법은 신경근 접합부에서 자극을 전달하는 전달물질들을 쉽게 고갈시킴으로써 빠른 근 피로를 유발하는 것으로 알려져 있지만(Matsunaga 등, 1999), 저주파 자극에 비해 강한 근 수축을 일으켜 자극강도를 낮출 수 있는 장점을 가지고 있어 근 피로를 감소시킬 수 있는 고주파의 장점과 근육의 한 부분이 수축하는 동안 다른 부분들은 휴식하도록 허락함으로써 자극하는 동안에도 혈류량을 향상시킬 수 있고(Zonneville 등, 1997) 근육의 일부분만이 일정한 시간동안 자극되어지기 때문에 좀 더 낮은 최대출력 소비량(the cost of a lower maximum power output)으로 인하여 근 피로저항도(fatigue resistance)를 향상시키는(Zonneville 등, 1999) 교대자극의 장점을 결합한 방법으로써 근 피로를 어느 정도 해결하기 위해 본 연구에서 제시된 방법이다. 그러나 고주파 교대자극방법이 저주파 동시자극 방법보다 강한 근 수축을 일으키는지에 관해 보고된 연구가 드물어 본 연구에서는 먼저 고주파 교대자극방법과 저주파 동시자극 방법의 근 수

축력을 직접 비교함으로써 고주파 교대자극 방법의 효율성을 입증하고자 하였다.

본 연구에서 최대 등척성 수축값은 전기적 자극으로만 유도하여 그 값의 60%를 실험에 적용하였는데, 이는 일반적 연구에서 능동적 수축으로 최대 등척성 수축값을 구하여 그 값의 60%와 동일할 때까지 전류를 적용하면서 전기적으로 근 수축을 유도하는 방법(McDonnell 등, 1987)과 차이가 있다. 이는 수의적 근 수축이 대상자의 동기나 협조의 부족, 중추신경계의 다양한 수준과 근 수준에 있어서의 억제효과 등에 의해 제한되어 질 수 있고 강력한 독려와 계속적인 피드백이 중추적 억제를 완벽하게 제거하기에 충분하지 않기 때문에 객관적이고 정확한 토크 값을 구하는데는 무리가 있을 수 있기 때문이다(Vollestad, 1997). 그러나 표면 전극(surface electrode)에 의해 근육의 최대 근 수축력(MVC 100%)을 측정하기 위해서는 삽입전극에 비해 자극의 강도가 높아지는 문제점이 있기 때문에 감각이 정상인 대상자들은 통증을 호소하는 경우가 많았다. 리도카인을 넓다리네갈래근에 바르기도 했으나 통증감소에는 별 도움이 되지 않았다. 실험 시 최대 근 수축력의 60%를 적용할 때에도 통증을 호소하는 경우가 있었으며 이로 인해 대상자가 측정 근육을 긴장하여 결과 값에 영향을 주는 경우가 있었다. 따라서 최대한 이완하도록 계속 강조하였으며, 수의적 수축이 의심되면 다시 측정하였다.

본 연구에서 전기자극에 의해 유도된 근 수축력 값이 최대 등척성 수축력이라고 생각하는 이유는 관절토크의 크기가 자극강도와 선형적인 관계를 나타내지 않는다는 이론에 근거한다. 이는 우선 문턱 값(threshold)과 포화(saturation)라는 두 가지의 비선형 요소를 볼 수 있다. 자극 강도를 증가시키면 두 개의 전극 사이에 형성된 전기장의 영향권 내에서 새로운 근 섬유들을 동원시킴으로써 관절토

크가 증가하게 된다. 자극 강도를 일정하게 유지했을 때에도 근 섬유들이 모두 다 동원되지는 않는데, 그 이유는 문턱 값이 모두 다르고 또 전극에서부터의 거리가 다 다르기 때문이다. 일반적으로 전극에서 가장 가깝고 단면적이 큰 섬유들이 먼저 동원되기 시작하며, 자극 강도가 어느 수준에 다다르면 신경 섬유들이 모두 동원된 상태가 되기 때문에 그 이상의 자극강도를 높여도 근육의 힘이 증가하지 않는 포화상태에 이른대(강곤, 1994). 따라서 강도를 계속 높이다가 일정하게 토크 값이 나오기 시작하면 이를 포화점으로 보고 MVC 100%로 기록하였다.

근 수축력을 비교할 근육의 선택은 넓다리 네갈래근 중 가쪽넓은근, 안쪽넓은근을 결합하여 넓다리곧은근과 근 수축력을 비교하였는데 이는 넓다리곧은근이 가쪽넓은근, 안쪽넓은근 보다 좀 더 강력한 근육이기 때문에 가쪽넓은근, 안쪽넓은근을 결합시키는 것이 기능적으로 유용하다고 고려되어졌기 때문이다(Pournezam 등, 1988). 전극 부착에 있어 측정자간 신뢰도를 위해 연구자가 실험기간 내내 부착하였지만 48시간 이상 실험간 간격이 있었기 때문에 재 부착하여야만 하였고, 피 실험자가 불편하게 생각할 수 있어 전극부착 위치를 표시하지 않았으므로 이전과 똑같은 위치에 부착하였다고는 확신할 수 없다. 하지만 안쪽 넓은 근의 경우 근 수축을 유도하여 근육힘살 중에서 가장 돌출이 되는 부분에 일정하게 부착하였고 다른 근육의 경우에도 항상 동일하게 부착하려고 노력하였다. 본 연구의 실험기구였던 FES의 기구 타당도를 검증하기 위해 오실로스코프로 검사한 결과 90 Hz, 20 Hz 모두 20분 동안 설정된 주파수 대역을 유지하였음을 확인하였다(부록).

## 2. 연구결과에 대한 고찰

본 연구에서 남·녀 총 20명 각각의 10회 동안의 영역 값을 평균내어 간헐적 90 Hz 교

대자극과 간헐적 20 Hz 동시자극을 비교 해 본 결과 유의한 차이가 없는 것으로 나타났는데, 이는 각 개인마다 주파수에 따라 반응하는 근육의 성질이 다르기 때문인 것으로 보인다. 즉 90 Hz 교대자극 시 강한 근 수축력을 보인 대상자들이 있는 반면, 20 Hz 동시 자극 시 강한 근 수축력을 보인 대상자들도 있었다. 고주파 교대자극에 더 강한 근 수축력을 보일 것으로 예상했었으나 결과가 다르게 나온 대상자들에 대해서는 두 번 이상 반복 측정해 보았지만 역시 같은 결과를 보였는데 이는 개인마다 근육의 유형별 구성비가 다르고 지방층의 두께나 전기자극에 대한 피부저항(skin impedance)의 정도 등이 다르기 때문인 것으로 추측된다. 따라서 임상에서 각 개인의 근육 특성을 무시하고 획일적으로 FES를 적용하는 것은 효율적인 치료방법이 될 수 없다고 생각한다. 본 연구결과를 보면 대상자 20명 중 55%가 고주파에 강한 근 수축력을 보이고 35%가 저주파에 강한 근 수축력을 보였으며, 10%는 주파수에 관계없이 유사한 근 수축력을 보임으로써 개인간 차이가 큼을 알 수 있었다.

## V. 결론

본 연구에서는 척수손상 환자의 서기와 보행을 위한 FES 훈련 시 발생하는 피로를 해결하기 위한 여러 가지 방법 중 강한 수축력으로 저주파에 비해 자극강도를 낮출 수 있는 고주파의 장점과 근 회복 시간을 연장시켜 피로를 감소시키는데 효과적인 교대자극 방법을 동시에 적용한 간헐적 고주파 교대자극을 제시하였다. 그러나 간헐적 교대자극 방법이 근 피로를 감소시키는데 효과가 있는지를 알아보기에 앞서 고주파 교대자극이 기존의 고주파 동시자극처럼 저주파 동시자극보다 강한 근 수축을 일으켜 자극 강도를 낮출 수 있는지를 먼저 알아보았다. 이를 위하여

건강한 성인 20명(남자 10명, 여자 10명)을 대상으로, 넓다리곧은근, 가쪽넓은근, 안쪽넓은근에 대상자가 참을 수 있고 안전한 최대 근 수축력의 60%의 강도로 전기 자극하여 10회 동안의 등척성 수축력을 비교하였으며 본 연구 결과는 다음과 같다.

1. 남·녀 총 20명의 각 횡수마다의 90 Hz 교대자극 방법에 의한 근 수축력의 영역 값과 20 Hz 동시자극 방법에 의한 근 수축력의 영역 값을 각각 구하여 나온 평균값을 짝 비교 t-검정 한 결과 저주파를 적용하였을 때 보다 고주파를 적용하였을 때 근 수축력이 높았다( $p < .05$ ).
2. 10회 동안의 90 Hz 교대자극방법과 20 Hz 동시자극방법에 의한 근 수축력의 영역값을 평균 내어 짝 비교 t-검정을 해본 결과 개인별로 강한 근 수축력을 보인 주파수가 서로 다르게 나오는 경우가 많아 결과적으로 유의한 차이가 없었다( $p > .05$ ).
3. 자극방법에 따른 남·녀 간 근 수축력 값에 차이가 있는지 독립 t-검정으로 비교해 본 결과 유의한 차이가 없었다( $p > .05$ ).
4. 대상자 총 20명 중 55%가 90 Hz 교대자극 방법 적용 시 강한 근 수축력을 보였고, 20명 중 35%가 20 Hz 동시자극 방법 적용 시 강한 근 수축력을 보였으며, 20명중 10%가 유사한 근 수축력을 보였다.
5. 남·녀 별로는 90 Hz 교대자극 방법 적용 시 강한 수축력을 보인 대상자가 남자는 25%, 여자는 30%였고, 20 Hz 동시자극 방법 적용 시에 강한 수축력을 보인 대상자는 남자가 20%, 여자가 15%였으며, 비슷한 양상을 보인 대상자는 남자가 5%, 여자가 5%였다.

본 연구의 결과를 정리하면, 주파수에 따른 개인별 근 수축 특성이 서로 판이하게 달라

간헐적 고주파 교대자극 방법이 간헐적 저주파 동시자극방법에 비하여 강한 근 수축력을 보이진 않았지만, 기능적 전기자극 적용 시 근 특성에 따라 개인차가 심하다는 새로운 결론을 얻을 수 있었다. 따라서 본 연구결과를 참고하여 임상에서 환자에게 FES를 적용할 때 개인간 근 특성을 고려하여 적용하는 것이 더 효율적 치료방법임을 제시한다.

## 인용문헌

- 강근역, 기능적 전기자극, 여문각, 1994.
- 이재호, 기능적 전기자극 I:척수손상환자의 기능적 보행을 중심으로, 한국전문물리치료학회지, 1995;2(2):62-70.
- 이재호, 김택훈, 척수손상인의 기능적 전기자극을 이용한 보행, 한국전문물리치료학회지, 1996;3(3):32-43.
- Andrews BJ, Baxendale RH, Paul JP, et al. Muscle fatigue in man induced by functional electrical stimulation can be reduced by using multiple sites of stimulation, *J Physiol*, 1987;392:106.
- Bajd T, Kralj A, Stefancic M, et al. Use of functional electrical stimulation in the lower extremities of incomplete spinal cord injured patients, *Artif Organs*, 1999;23(5):403-409.
- Benton LA, Baker LL, Bowman BR, et al. Functional Electrical Stimulation: A practical clinical guide, 2nd ed, Downey (CA): Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Center, 1981.
- Bigland-Ritchie B, Jones DA, Woods JJ. Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contraction, *Exp Neurol*, 1979;64:414-427.
- Binder-Macleod SA, Barker CB. Use of a catchlike property of human skeletal

- muscle to reduce fatigue, 3rd ed, Muscle Nerve, 1991;14:850-857.
- Binder-Macleod SA, Clamann HP. Force output of cat motor units stimulated with trains of linearly varying frequency, J Neurophysiol, 1989;61:208-217.
- Cybulski GR, Penn RD, Jager RJ. Lower extremity neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury, Neurosurgery, 1984;15:132-146.
- Delagi EF, Perotto A, Lazzetti J, et al. Anatomic Guide for the Electromyographer, Charles C Thomas Publisher, 1975:180-194.
- Franken HM, Veltink PH, Fidder M, et al. Fatigue of intermittently stimulated paralyzed human quadriceps during imposed cyclical lower leg movement, J Electromyogr Kinesiol, 1993;3(1):3-12.
- Gracänin F, Prevec T, Trontelj J. Evaluation of use of functional electronic peroneal brace in hemiparetic patients, in pro. Int. Symp. External Control Human Extremities, Duvrobnik, Yugoslavia, 1967.
- Granat MH, Ferguson ACB, Andrews BJ, et al. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury - observed benefits during gait studies, Paraplegia, 1993;31:207-215.
- Handa Y. Clinical application of a portable functional electrical stimulation system, Rinsho Seikei Geka, 1990;25:1060-1066.
- Happak W, Gruber H, Holle J, et al. Multi-channel indirect stimulation reduces muscle fatigue, Proc. 11th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. in Med Biol Soc., 1989.
- Hung YJ, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities, J Orthop Sports Phys Ther, 1999;99(2):93-104.
- Karst GM, Jewett PD. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components, Phys Ther, 1993;73(5):286-299.
- Kralj A, Bajd T. Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury, Boca Raton, CRC Press Inc., 1991.
- Kralj A, Bajd T, Turk R. Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation, Clin Orthop, 1988;233: 34-43.
- Kralj A, Bajd T, Turk R, et al. Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients, Paraplegia, 1986;24:221-230.
- Kralj A, Grobelnik S. Functional electrical stimulation: A new hope for paraplegic patients? Bull Prosthet Res, 1973;10(20):75-102.
- Laprade J, Culhan E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercise in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrom, J Orthop Sports Phys Ther, 1998;27(3):197-204.
- Lau HK, Liu J, Pereira BP, et al. Fatigue reduction by sequential stimulation of multiple motor points in a muscle, Clin Orthop, 1995;321:251-258.
- Marsolais EB, Kobetic R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia, J Bone Joint Surg, 1987; 69A:728-733.
- Matsunaga T, Shimada Y, Sato K. Muscle

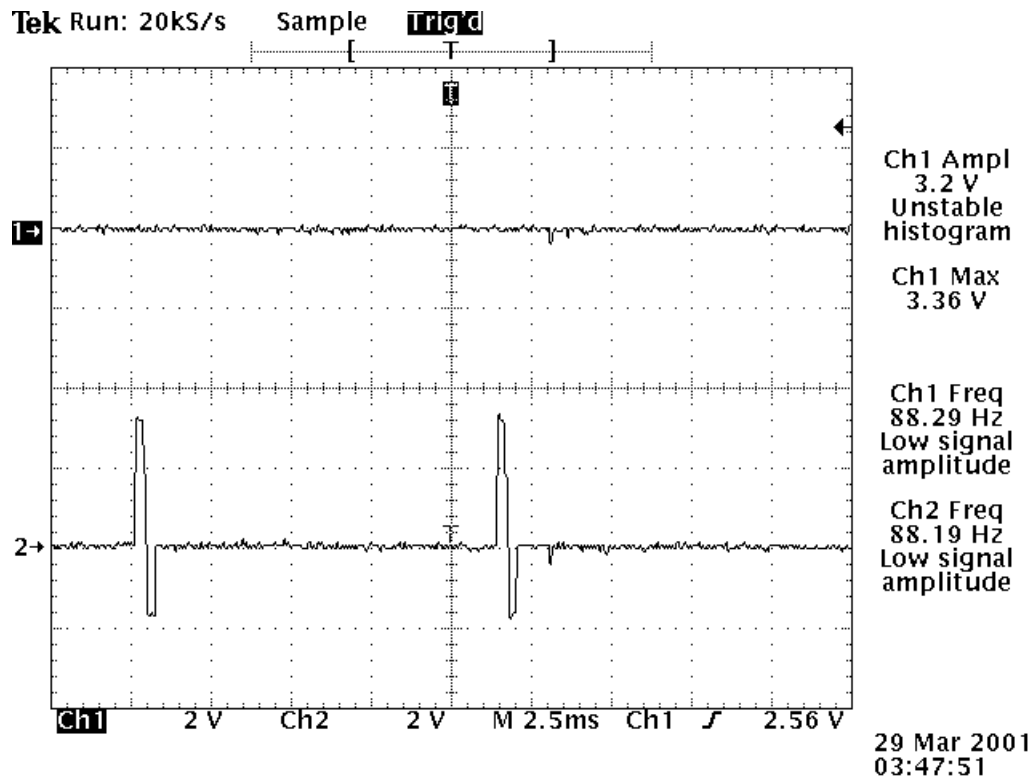
- fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999;80:48-53.
- McDonnell MK, Delitto A, Sinacore DR, et al. Electrically elicited fatigue test of the quadriceps femoris muscle. *Phys Ther*, 1987;67(6):941-945.
- Peckham PH, Mortimer JT, Marsolais EB. Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadriplegic human following exercise induced by chronic electrical stimulation. *Clin Orthop*, 1976;114:326-334.
- Peckham PH, Van der meulen JP, Reswick JB. The Nervous System and Electric Current. In: *Electrical activation of skeletal muscle by sequential stimulation*. Plenum, New York, 1970.
- Pournezam M, Andrews BJ, Baxendale RH, et al. Reduction of muscle fatigue in man by cyclical stimulation. *J Biomed Eng*, 1988;10(4):196-200.
- Selkowitz DM. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening. *Am J Sports Med*, 1989;17(1):103-111.
- Smith LK, Weiss EL, Don Lehmkuhl L. *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, 5th ed. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1996.
- Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, 1997;74:219-227.
- Yarkony GM, Jaeger RJ, Roth E, et al. Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 1990;71:201-206.
- Yarkony GM, Roth EJ, Cybulski G, et al. Neuromuscular stimulation in spinal cord injury. In: *Restoration of functional movement of the extremities*. *Arch Phys Med Rehabil*, 1992;73:78-86.
- Zonnevillage EDH, Somia NN, Perez Abadia G, et al. Three parameters optimizing closed-loop control in sequential segmental neuromuscular stimulation. *Artif Organs*, 1999;23(5):388-391.
- Zonnevillage EDH, Somia NN, Stremel RW, et al. Alternating muscle stimulation: A method to mimic motor unit recruitment to enhance fatigue resistance. *Surg Forum*, 1997;48:748-749.
- Zonnevillage EDH, Somia NN, Stremel RW, et al. Sequential segmental neuromuscular stimulation: An effective approach to enhance fatigue resistance. *Plast Reconstr Surg*, 2000;2:667-673.

### 부록. FES의 신뢰도

본 연구에서 사용한 휴대용 FES 가 일정한 시간 동안 본 연구에서 설정한 주파수대로 나오는지를 오실로스코프(oscilloscope) 한 결과 고주파, 저주파 모두 20분 동안 아래와 같이 일정한 주파수 대역을 보였다.

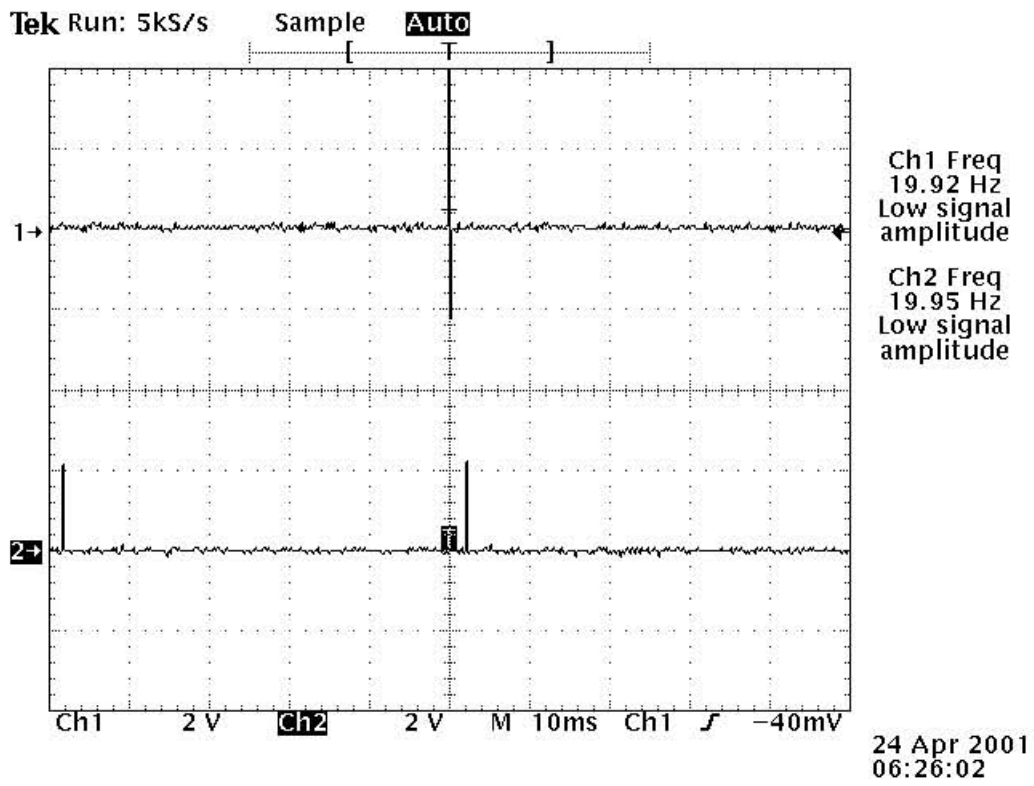
부록 표 1. 자극방법에 따른 출력대역

주파수	Channel 1	Channel 2
20 Hz 동시자극	19.92±.00	19.91±.13
90 Hz 교대자극	88.63±.31	88.32±.61



부록 그림 1. 90 Hz 교대자극으로 설정해 놓았을 때 출력되는 주파수





부록 그림 2. 20 Hz 동시자극으로 설정해 놓았을 때 출력되는 주파수