

# 일정 전기자극하의 근력 상승

論 文

## - 전기 자극 파형의 펄스 진폭과 펄스폭에 대한 의존성

55D-10-5

### Muscle Force Potentiation During Constant Electrical Stimulation

#### - Dependence on Pulse-Amplitude and Pulse-Duration of Electrical Stimulation

金智源\*·姜珉煥\*\*·嚴光文†

(Ji-Won Kim · Min-Young Kwang · Gwang-Moon Eom)

**Abstract** - The purpose of this work is to investigate the fundamental properties of the gradual muscle force potentiation. We investigated the dependence of force potentiation on both the pulse-amplitude and the pulse-duration with different ramp-up time. The experimental results showed that the force increment ratio (FIR) during constant electrical stimulation decreased with pulse-amplitude and also with pulse-duration. The FIR was greater with short ramp-up time in both the pulse-amplitude and pulse-width modulation. The feasible mechanism might be that the myosin light chain phosphorylation induces the force potentiation and it occurs only in the fast type muscle fibers which are recruited first. These observations indicate that muscle potentiation must be understood well for the accurate control of muscle force.

**Key Words** : Functional Electrical Stimulation, Muscle Force Potentiation, Stimulation Current, Pulse-Duration

## 1. 서 론

SCI (spinal cord injury) 환자들의 마비된 사지에 전기적인 자극을 가하여 일상생활에 필요한 활동을 할 수 있도록 돋는 방법을 기능적 전기 자극(functional electrical stimulation : FES)이라 한다. 1960년대 초 Liberson에 의해서 시작된 FES에서는 임상적인 시행착오(trial-and-error)에 기반을 둔 개루프(open-loop) 제어가 주로 사용되고 있다[1]. 이러한 방법들은 대개 정교하게 제어하기가 어려워 환자와 의사의 부담이 큰 것으로 나타났다. FES의 효과적인 제어를 위해 해결해야 될 문제 중 하나가 FES에 의한 동작을 정확하게 예측할 수 있는 근골격(msculo-skeletal) 모델의 부재이다. 근골격 모델은 실제 근골격 시스템의 특성을 잘 표현 할 수 있어야 되는데 근육 및 골격시스템의 비선형성과 시변성(time-variance) 때문에 정확한 예측을 하기 위한 모델을 만들기가 어렵다. 근골격 모델의 기초적 특성으로서 기존에 표현할 수 없었던 시변적 특성 중 하나가 근력강화현상이다.

그림 3은 근육에 일정한 전기 자극을 주었을 때 10~30 s 정도의 짧은 시간에 근력이 점진적으로 증가하는 근력강화 현상을 나타내고 있다. 이러한 근력강화현상에 대한 선행연구로서 주파수, 자극이력, 근육 길이에 대한 의존성이 명확하다는 것이 알려졌다[2]. 그러나 이러한 근력강화현상이 자

극의 다른 속성(펄스진폭 및 펄스폭)에 의존하는지의 여부는 알려진 바가 없다. 따라서 본 연구에서는 기립동작의 주동근(primary-muscle)인 무릎 신전근(knee extensor muscle)에 대해 자극 펄스의 진폭(pulse-amplitude)과 자극 펄스의 폭(pulse-duration)에 대한 근력 강화 현상의 그 의존성 여부를 조사하였다.

## 2. 방 법

본 연구에서 사용된 실험 장치는 그림 1과 같다. 20대 건강성인 9명의 무릎관절 신전근인 외측광근(Vastus Lateralis muscle)을 지배하는 운동신경과 근육의 운동점(motor point)에 표면전극(ValuTrode, AXELGAARD co.)을 부착하고 전기 자극을 가했다. 슬관절의 관절각도를 조절하는 Bidoex에 슬관절의 회전력(moment)를 측정하는 양방향 응력센서(CPU gage, AIKHOH Eng. co.)를 피험자의 발목에 부착할 수 있도록 장착하고, 슬관절의 굴곡(flexion)각도가 30°인 등척성(isometric) 조건에서, 전기 자극에 반응하는 무릎관절의 회전력을 측정하였다. 전기 자극 펄스의 반복 주파수는 20Hz로 고정하고, 정전류자극(constant-current stimulation)을 사용하였다.

전기 자극 펄스의 제어와 응력센서(force sensor)에서 발생하는 전압신호를 처리하는 과정은 그림 2 와 같다. 자체 개발한 RT-Linux system에서 DA(Digital to Analog)변환된 펄스신호가 자극기로 들어가게 되고 절연장치(isolator)에 연결된 전극을 통해 피험자의 외측광근(Vastus Lateralis muscle)에 전기 자극이 들어가게 된다. 전기 자극에 대한 반응으로 발생된 무릎관절의 회전력이 응력센서에 의해 측정이 되고 측정된 값은 전압신호로 환산이 되어 RT-Linux system에서 4.096 kHz로 샘플링 된다.

\* 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授,  
建國大 醫工學實用技術研究所 · 工博

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

\* 學生會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 碩士課程

\*\* 非 會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 學士課程

接受日字 : 2006年 7月 20日

最終完了 : 2006年 9月 6日

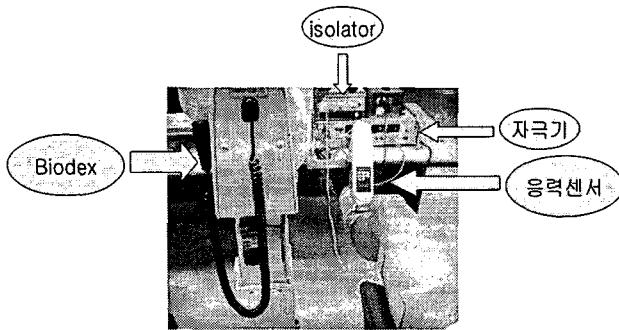


그림 1 실험 장치

Fig. 1 Experimental set-up

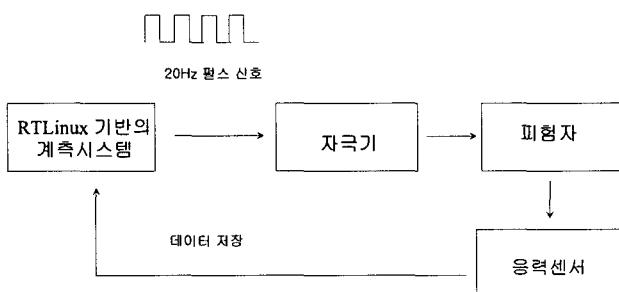


그림 2 측정 시스템

Fig. 2 measurement system

각 피험자가 견딜 수 있는 최대의 자극전류값( $I_{max}$ )을 본 실험에서 미리 측정하였다. 표1은 각 피험자별 최대 자극전류값을 나타낸 것으로서 최소 10.85 mA, 최대 38.8 mA가 측정되었고, 그 평균값은 25.23 mA였다.

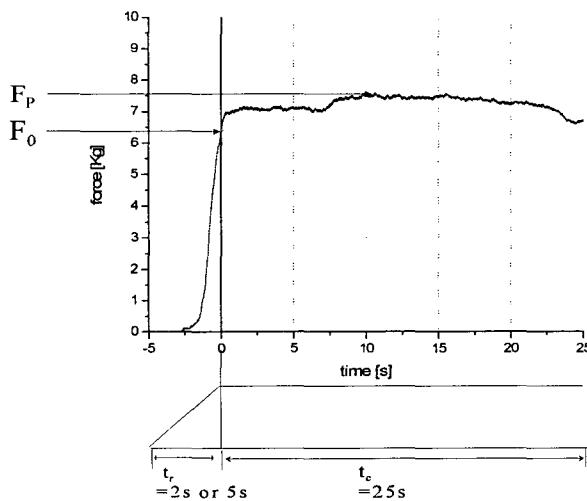


그림 3. 램프자극 구간과 본 자극 구간의 신전 파형

Fig. 3. Potentiation of ramp rise time and plateau stimulation time

자극에 대한 근육의 반사적인 수축을 방지하기 위해 그림 3과 같이 자극 강도 0에서부터 본자극강도까지의 램프

(ramp)자극을  $t_r$ 동안 본자극 전에 삽입하였다. 이 때  $t_c$ 가 시작되는 부분, 즉  $t_c$ 의 종료 시점을 0초로 정의하였다. 그럼 3에는 실험중의 전형적인 균력파형 및 초기신전력과 최대신전력도 나타내었다. 모든 실험에서, 신전력이 강화된 정도를 나타내는 균력증가도(FIR : force increment ratio)를 산출하기 위해서 (1)식을 사용하였다.

첫 번째 실험은 균력강화현상의 펄스 진폭 의존성 실험으로서, 펄스의 크기를 각각 최대 자극 전류의 20, 40, 60, 80%로 조절하면서 PAM(pulse-amplitude modulation)에 대한 근육의 반응을 알아보았다. 이때의 자극 펄스의 폭은 250  $\mu$ s로 일정하게 하였다.

두 번째 실험은 균력강화현상의 펄스폭 의존성 실험으로서, 자극펄스진폭은 최대 자극 전류의 20%로 고정하고 자극 펄스폭을 각각 250, 500, 750, 1000  $\mu$ s로 조절을 하면서 PWM(pulse-width modulation)에 대한 반응을 조사하였다.

$$FIR = \frac{F_P - F_0}{F_0} \times 100 [\%] \quad (1)$$

$F_0$ : 최대자극의 시작점에서의 신전력, 즉 초기치

$F_P$ : 실험 전구간에 대한 신전력의 피크치

표2와 같이 조건1-4에서 PAM과 PWM은 각각 같은 전하량을 갖도록 설계하여, 펄스진폭과 펄스폭에 대한 실험결과를 동일한 전하량에 대하여 비교할 수 있도록 하였다. 예를 들어, 조건 2 PAM의 40% $I_{max}$ 의 경우 펄스폭 250  $\mu$ s를 곱하면 펄스당 전하량은 10000  $\mu$ s% $I_{max}$ 가 되고, 조건 2 PWM의 500  $\mu$ s의 펄스진폭 20% $I_{max}$ 를 곱하면 펄스당 전하량은 10000  $\mu$ s% $I_{max}$ 가 되어 양자는 동일한 전하량을 가지게 된다.

근력증가도는 램프자극시간이 아닌 본 자극 시간의 균력변화량만으로 산출하게 된다. 그러나, 램프자극시간에도 근섬유가 모집되어 근력증가도에 영향을 미칠 수 있으므로, 램프자극 시간을 다르게 하여, 램프자극시간의 영향을 조사하였다. 램프 자극시간을 너무 짧게 하면 반사적인 수축이 일어나고 너무 길게 하면 본 자극 전에 많은 근섬유들이 강화가 되므로 시행착오를 통하여 2 s와 5 s로 하였다. 6명의 피험자는 모든 실험에 대해  $t_r=5$  s,  $t_c=25$  s로 하고, 3명의 피험자는  $t_r=2$  s,  $t_c=25$  s로 한 후 각각의 결과를 비교하였다.

펄스 진폭과 펄스폭에 대한 각각의 실험 순서는 이전 실험의 영향을 배제하기 위해 임의로 순서대로 하였고, 자극후에는 근피로의 회복을 위해 최소 6시간 이상의 휴식 시간을 두었다.

표 1 각 피험자들의 최대 자극 전류값( $I_{max}$ )Table 1 Maximum stimulation current( $I_{max}$ )

	subject 1	subject 2	subject 3	subject 4	subject 5	subject 6	subject 7	subject 8	subject 9	mean
$I_{max}$ [mA]	24.3	10.9	38.8	27.9	15.6	23.9	24.3	37.2	24.3	25.2

표 2 각각의 자극조건들의 전하량

Table 2 Amount of charge in PAM and PWM

	condition1	condition2	condition3	condition4
PAM(PW=250 μs)	20%I <sub>max</sub>	40%I <sub>max</sub>	60%I <sub>max</sub>	80%I <sub>max</sub>
PWM(PA=20%I <sub>max</sub> )	250 μs	500 μs	750 μs	1000 μs
charge [μs%I <sub>max</sub> ]	5000	10000	15000	20000

### 3. 결 과

#### 3.1 자극 펄스 진폭 의존성

근력강화현상의 자극 펄스 진폭 의존성에 대한 실험결과는 그림 4와 같다. 모든 자극 조건에 대해서, 본 자극 중에 신전력이 증가하는 강화현상이 관찰되었다.

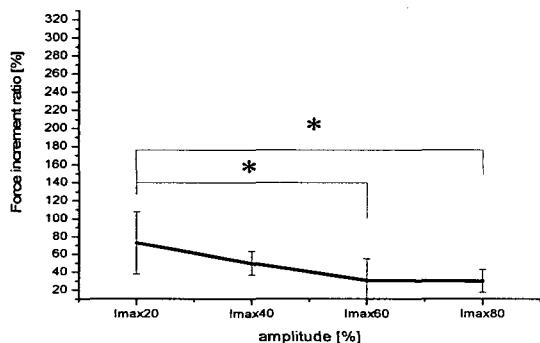
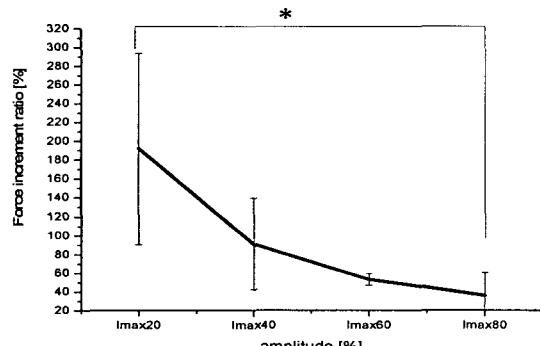
(a) t<sub>r</sub>=5 s일 때의 근력증가도의 평균과 표준편차(\*: p<0.05)(b) t<sub>r</sub>=2 s일 때의 근력증가도의 평균과 표준편차(\*: p<0.05)

그림 4 근력증가의 자극펄스진폭 의존성

Fig. 4 dependence on pulse-amplitude of muscle potentiation

t<sub>r</sub>=5 s인 그림 4(a)의 경우, 6명의 근력 증가도의 평균과 표준편차를 구한 결과 펄스진폭이 클수록 근력증가도가 뚜

렷하게 작아지다가 수렴하는 것이 확인 되었다. 20%I<sub>max</sub>일 경우 근력 증가도는 73±35%였고, 80%I<sub>max</sub>의 경우에는 29±12%에 달했다. 일원변량분석(one-Way ANOVA) 결과  $\alpha$ (alpha)=0.05 수준에서  $p<0.05$ 로서 각 데이터의 평균값은 유의차가 있는 것으로 나타났다. 각각의 데이터에 대한 사후 검증(post hoc tests) 결과  $\alpha=0.05$  수준에서 20%I<sub>max</sub>에 대해 60%I<sub>max</sub>와 80%I<sub>max</sub>가 각각 유의차가 있는 것으로 나타났다.( $p<0.05$ )

그림 4(b)는 t<sub>r</sub>=2 s일 때의 결과이다. 모든 펄스 진폭에 대해서 t<sub>r</sub>=5 s에 비해 t<sub>r</sub>=2 s의 경우가 FIR이 상대적으로 커졌다. t<sub>r</sub>=5 s의 경우와 같이 펄스진폭이 클수록 근력증가도가 작아졌다. 변량분석 결과  $\alpha=0.05$ 에서  $p<0.05$ 로서 각 데이터의 평균값은 유의차가 있는 것으로 나타났고, 사후검증 결과 20%I<sub>max</sub>에 대해 80%I<sub>max</sub>가 유의차가 있는 것으로 나타났다.( $p<0.05$ )

이상의 결과를 정리하면, 펄스진폭을 크게 할수록 근력증가도가 작아지며, 램프자극시간이 짧을수록 근력강화도는 커졌다.

#### 3.2 자극 펄스폭 의존성

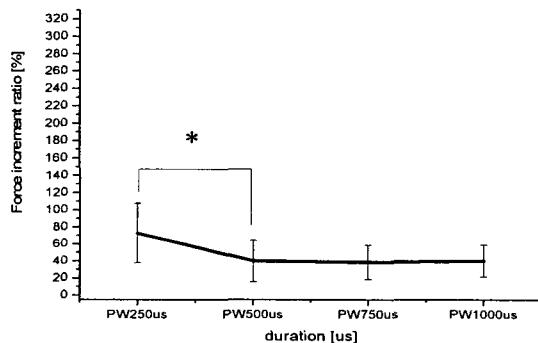
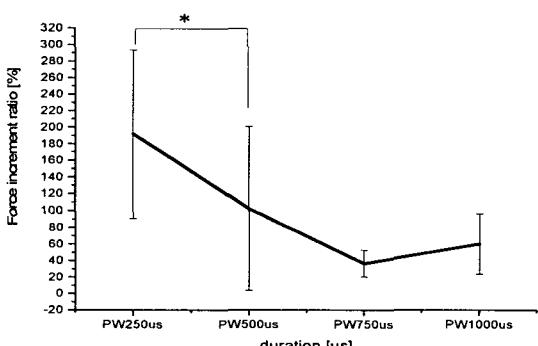
(a) t<sub>r</sub>=5 s일 때의 근력증가도의 평균과 표준편차(\*: p<0.05)(b) t<sub>r</sub>=2 s일 때의 근력증가도의 평균과 표준편차(\*: p<0.05)

그림 5 근력증가의 자극 펄스폭 의존성

Fig. 5 dependence on pulse-duration of muscle potentiation

자극 펄스폭 의존성에 관한 실험결과는 그림 5와 같다. 그림 5(a)의 t<sub>r</sub>=5 s인 경우, 500 μs까지는 근력 증가도가 감

소하였고, 500  $\mu$ s 이후는 큰 변화가 없었다. 근력증가도는 250  $\mu$ s에서 73±35%, 500  $\mu$ s에서 40±24%, 750  $\mu$ s에서 38±19%로서, 근력증가도가 감소하다가 500  $\mu$ s 이상에서 수렴하는 것을 볼 수 있었다. 상관표본 t-Test의 결과 250  $\mu$ s에 대하여 500  $\mu$ s가 유의차가 있는 것으로 나타났다.( $p<0.05$ )

그림 5(b)의  $t_r=2$  s일 때는, 앞서의 자극펄스진폭 의존성에 대한 결과와 같이,  $t_r=5$  s일 때에 비해 전반적으로 근력증가도가 커졌다. 상관 표본 t-Test의 결과 250  $\mu$ s에 대하여 500  $\mu$ s의 경우가 유의하게 작았고( $p<0.05$ ), 500  $\mu$ s 이상에서도 750  $\mu$ s까지 근력증가도가 뚜렷이 감소하다가, 1000  $\mu$ s에서는 오히려 증가하는 경향을 보였으나 750  $\mu$ s와 1000  $\mu$ s의 결과에서 유의차는 없었다.( $p=0.18$ ) 이러한 경향의 유의성을 확인하기 위해서는 피험자의 수를 늘려 추가적인 실험이 필요하다.

#### 4. 고찰

근력강화현상의 자극 펄스진폭 의존성에 관한 그림 4를 보면, 펄스진폭의 증가와 더불어 근력증가도가 감소한다. 자극 펄스의 진폭(자극 전류)이 클수록 자극에 의해 모집되는 근섬유의 수는 늘어나며 [5-11], 모집의 순서는 능동적 수축과는 반대로 속근(fast-type muscle)섬유에서 지근(slow-type muscle)섬유의 순인 것이 알려져 있다[15]. 그러므로, 자극펄스의 진폭이 커질수록 근력강화도가 감소하는 이유로서 다음과 같은 가능성성이 있다. 첫 번째는, 낮은 자극 전류에도 모집되는 속근섬유에 비해 높은 자극 전류에만 모집되는 지근섬유의 근력강화도가 작을 가능성이다. 두 번째는, 속근섬유와 지근섬유의 근력강화도는 유사하더라도, 지근섬유가 근력강화에 걸리는 시간이 짧아서  $t_r$ 동안 대부분 강화되어, 결과적으로 큰 자극 전류를 인가하여 속근섬유와 지근섬유가 함께 모집되었을 경우, 두 가지 섬유의 근력강화도가 평균되면 낮은 근력강화도를 나타내게 되었을 가능성이다.

그런데, 기존의 논문에서 근력강화 현상이 속근섬유에만 나타나고 지근섬유에는 거의 나타나지 않는다는 보고가 있다[16]. 이것은 속근섬유가 지근섬유보다 근력 강화가 크다는 첫 번째 가능성을 지지한다. 즉, 큰 전류로 자극할 때에 추가적으로 모집되는 지근섬유에서 근력강화가 발생하지 않으므로, 본 자극시의 초기 근력에 대한 피크치의 비로 정의된 근력강화도는 결과적으로 낮아지게 된 것이다.

한편,  $t_r$ 동안 근력이 충분히 강화되었다면  $t_c$ 중의 근력강화도는 작아질 것이므로, 램프자극이 짧을수록  $t_c$ 중의 근력증가도가 커질 것이 예상되는데, 이러한 예상은 그림 5(b)의  $t_r=2$  s로 했을 때  $t_r=5$  s일 때 보다 전체적으로 근력증가도가 커진 것과 일치한다. 또한 60% $I_{max}$  이상에서도 근력증가도가 감소 한 것은  $t_r=5$  s일 때보다 램프자극시간이 짧아서 램프구간에서 미리 강화되지 못한 근섬유의 수가 증가하였기 때문이다. 그림 4(a)(b) 모두에서 최종적인 근력강화도의 최소치가 30~40%에 몰려 있는 것은 이러한 고찰을 지지하고 있다.

그림 5의 펄스폭에 대한 결과에서도 펄스폭이 넓어질수록 근력증가도가 감소하며,  $t_r=5$  s에 비해  $t_r=2$  s의 경우가 전반

적으로 근력증가도가 큰 것을 볼 수 있었다. 전기 자극에 의한 근섬유의 모집은 펄스의 진폭과 펄스폭의 양자 모두로 조절이 가능한 것으로 보고된 바 있다[15]. 따라서, 그림 5에서의 근력증가도의 감소는, 펄스진폭에 대한 결과에서와 같이, 자극펄스폭이 커질수록 나중에 모집되는 지근섬유의 근력증가도가 작아서 나타나는 것이라 할 수 있다. 또한,  $t_r=2$  s일 때 근력증가도가 전반적으로 큰 것도, 2 s 동안의 램프자극이 이 시간동안 모집되는 근섬유를 강화시키기에는  $t_r=5$  s에 비해 충분하지 못했기 때문이라 할 수 있다.

펄스진폭과 펄스폭의 결과에서 20% $I_{max}$ 와 250  $\mu$ s, 40% $I_{max}$ 와 500  $\mu$ s, 60% $I_{max}$ 와 750  $\mu$ s, 80% $I_{max}$ 와 1000  $\mu$ s의 전하량은 동일하다. 그러나, 그림 4(a)에서 펄스진폭이 60% $I_{max}$ 에서 수렴하는 것에 반해, 그림 5(a)에서는 펄스폭이 500  $\mu$ s가 될 때부터 수렴하고 있다. 또한, 그림 4(b)에서는 80% $I_{max}$ 까지 지속적으로 근력증가도가 감소하지만 그림 5(b)에서는 750  $\mu$ s까지만 감소하였다. 이것은 같은 전하량의 자극이 가해지더라도 펄스폭으로 조절하는 것이 펄스 진폭으로 조절하는 것보다 더 많은 근섬유를 모집할 수 있다는 연구 결과[15]와 일치하는 것으로서, 동일한 전하량을 가지더라도 펄스의 폭이 넓어진 경우보다 많은 근섬유를 모집하게 된다면, 동일한 램프자극시간동안 미리 강화되는 근섬유의 개수가 많아져서, 결과적으로 본자극중의 근력증가도의 감소를 유발하기 때문인 것으로 판단된다.

근육 수축 과정에서, 그림 6과 같이 마이요신 헤드(myosin head)가 마이요신 백본(backbone)에 근접한 위치(안정상태:resting state)에서 액틴쪽으로 이동하면서 수축력을 발생하기 위한 최적의 위치로 자리 잡는데 RLCP(regulatory light chain phosphorylation)의 다이나믹스가 관여하며, 이 과정에 수초의 시간이 걸리기 때문에 근력의 강화가 발생하는 것으로 가설되었다 [12-14]. 이러한 가설은 본연구의 결과를 설명할 수 있다. 그림 5의 결과에서  $t_r$ 가 짧을수록 근력증가도가 전반적으로 크게 나타난 것은, 마이요신 헤드가 짧은  $t_r$ 시간동안에 미소한 양만큼 위치를 변화하였기 때문에, 최적의 위치(근력강화가 종료되는 상태)까지의 거리가 상당부분 남아있었기 때문이다. 즉,  $t_r$ 가 5 s일 때가 2 s일 때보다  $t_r$ 동안 마이요신 헤드는 액틴쪽으로 더 많이 이동을 하게 되고  $t_r$ 동안 액틴에 가까운 최적의 위치로 이동하는 양이 작아져서 근력증가도가 작아지게 되는 것이다.

그림 5의 결과에서 자극강도(자극 전류 및 자극 펄스폭)의 증가와 더불어 근력 증가도가 감소 한 것은 RLCP가설에 의해 다음과 같이 설명할 수 있다. 자극 강도가 클 때만 모집되는 지근 섬유의 경우 RLCP가 관찰되지 않으므로[16], 지근 섬유의 근력강화는 매우 작다. 즉 자극 강도가 작을 경우 속근 섬유만이 모집이 되어 근력강화도가 커지게 되나, 자극 강도가 높을 경우에는 지근섬유까지 모집이 되어 전체적인 근력강화도가 작아지게 된 것이다.

본 논문에서는 건강한 20대 피험자를 대상으로 실험을 수행하였으나, 실제 기능적 전기 자극이 적용 되는 대상은 고령자나 척수손상(SCI) 환자 및 편마비 환자이다. 이들에게도 강화 현상이 발생하는 것이 알려져 있다[3-4]. 앞서 살펴본 바와 같이 근력강화현상은 자극의 펄스진폭과 펄스폭에 따라서 근골격계에 영향을 미치는 것을 알 수 있다. 근골격 모델을 이용한 효과적인 FES의 제어를 위해서는, 전기 자극

에 의한 강화현상을 이해하고 이를 바탕으로 한 근 골격의 정확한 모델링이 필요할 것이다.

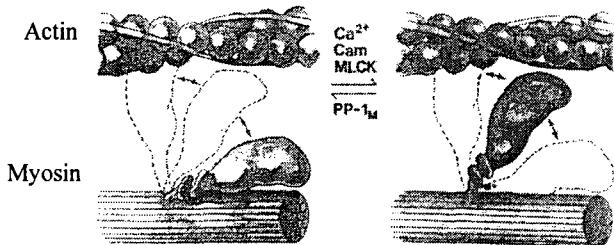


그림 6 Regulatory Light Chain Phosphorylation (RLCP) 이론 [13]

Fig. 6 Regulatory Light Chain Phosphorylation (RLCP) Theory [13]

### 3. 결 론

본 논문에서는 전기 자극에 대하여 반응하는 근력과 그 운동을 예측하기 위해 근력강화 현상에 대한 기초적 성질중 기존의 문헌에서 조사되지 못한 펄스폭과 펄스진폭의 의존성을 조사하였다. 실험 결과 자극 강도(펄스진폭 및 펄스폭)를 증가시킴에 따라 근력증가도가 감소하였다. 또한 램프자극 시간을 감소시키면 근력증가도가 전반적으로 증가한 것은, 램프자극시간이 짧을수록 본자극전에 미리 강화되는 근섬유의 수가 적어지기 때문인 것으로 판단된다. 이러한 현상은 자극 강도의 증가에 따라 모집되는 속근, 지근 섬유의 근력 증가 속성에 기인한 것으로서, 큰 자극에 의해 속근섬유에 이어 근력강화가 작거나 일어나지 않는 지근섬유가 모집되면서 결과적으로 근력증가도는 감소하게 된다.

본 연구의 결과는 RLCP이론으로 설명이 가능하다. 자극 강도가 커질수록 근력증가도가 증가하고 램프자극시간이 짧을 때 더 큰 근력강화현상이 일어나는 것은, 큰 자극에 의해 서만 모집되는 지근섬유는 RLCP에 의한 근력강화가 미미하므로 큰자극의 경우 전체적인 근력강화도는 작아지는 것과, 긴 램프자극 구간에서는 마이요신 헤드가 본 자극 전까지 엑틴쪽으로 더 많이 이동해 있기 때문이다. 본 연구의 결과와 고찰은 RLCP 이론을 지지하는 것으로 판단된다.

선행 연구에 이어 본 연구를 통해 근력강화현상의 기초적인 특성을 알 수가 있고, 이러한 기초적인 특성을 바탕으로 근력강화현상의 모델의 역할이 기능적 전기 자극에 의한 근력과 운동의 예측에 있어 클 것으로 본다. 향후에는 더 정확한 근력 강화현상에 관한 근 골격 모델링에 있어 고령자 및 환자들의 근력강화 실험이 필요할 것으로 본다.

### 참 고 문 헌

- [1] W.T. Liberson, H.J. Holmquest, D. Scott and A.Dow, "Functional elecrotherapy : stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait in hemiplegic patients", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 42, pp. 101 - 105, 1961.
- [2] G. Eom, T. Watanabe, N. Hoshimiya, G. Khang, "Gradual potentiation of isometric muscle force during constant electrical stimulation", Medical & Biomedical Engineering & Computing , pp. 137 - 142, 2000.
- [3] T. Bajd, personal communication, Univ. Ljubljana, Slovenia, 2000.
- [4] B.O. Kim, personal communication, Choongnam Univ., Korea, 2000.
- [5] M. Cabric, H.J. Appell, "Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men.", Int J Sports Med, Vol. 8, pp.256 - 260, 1987.
- [6] A Delitto, L Snyder-Mackler, "Two Theories of muscle strength agumentation using percutaneous electrical stimulation", Phys Ther ,Vol. 70, pp.158-64, 1990.
- [7] M.H. Trimble, R.M. Enoka, "Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation", Phys Ther , Vol. 71, pp. 273 - pp. 280, 1991.
- [8] R.M. Enoka. "Activation order of motor axons in electrically evoked contractions." Muscle Nerve, Vol. 25, pp. 763 - 764, 2002.
- [9] E.F. Coyle, D.C. Feiring ,T.C. Rotkis ,R.W. Cote, F.B. Roby ,W. Lee, J.H. Wilmore . "Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training.", H Appl Physiol Vol. 51, pp. 1437 - 1442, 1981
- [10] M. Gainnier, F. Michel, P. Fontanari, S. Delpierre, Y. Jammes. "Exercise-induced inflammatory reaction affects electromyographic changes in skeletal muscle during dynamic contractions in humans.", Neurosci Lett Vol. 304, pp. 45 - 48, 2001.
- [11] C.K. Thomas, G. Nelson, L. Than, I. Zijdewind. "Motor unit activation order during electrically evoked contractions of paralyzed or partially paralyzed muscles." Muscle Nerve, Vol. 25, pp. 797 - 804, 2002
- [12] B. B. Adhikari, J. Somerset, J.T. Stull, and P.G. Fajer, "Dynamic modulation of the regulatory domain of myosin heads by pH, ionic strength, and RLC phosphorylation in synthetic myosin filaments", Biochemistry, Vol. 38, pp. 3127 - 3132, 1999.
- [13] H.L. Sweeney, B.F. Bowman and J.T. Stull, "Myosin light chain phosphorylation in vertebrate striated muscle: regulation and function", American J.Physiol. Cell Physiol., Vol. 264, pp. C1085 - C1095, 1993.
- [14] R.L. Moore, and J.T. Stull, "Myosin light chain phosphorylation in fast and slow skeletal muscles in situ", Am. J. Physiol., Vol. 247, pp. 462 - 471, 1984.
- [15] E. Patrick. P. Crago., Hunter Peckham, B Geoffrey, Thrope. "Modulation of Muscle Force by Recruitment During Intramuscular Stimulation", IEEE Trans.

Biomed. Eng., vol. BME-27, No.12, pp.679 - 684  
December, 1980.

- [16] E.M. Houston, J. H. Green, T. James. Stull, "Myosin light chain phosphorylation and isometric twitch potentiation in intact human muscle.", Pflugers Archiv, Vol. 403, pp. 348 - 352, 1985.

---

## 저자 소개



김지원 (金智源)

1980년 8월 2일생. 2006년 2월 건국대 의학  
공학부 졸업(학사). 2006년~현재 동 대학원  
의학공학과 석사과정.

Tel : 043-852-9890

Fax : 043-852-9890

E-mail : kjw802@hanmail.net



강민영 (姜珉煥)

1984년 2월 18일생. 현재 건국대학교 의학  
공학과 학사과정.

Tel : 043-852-9890

Fax : 043-852-9890

E-mail : prettystone0@nate.com



엄광문 (嚴光文)

1969년 3월 17일생. 1991년 2월 고려대 전  
자전산공학과 졸업(학사). 1996년 3월 東北大  
(日本) 전자공학과 생체전자공학대학원 졸  
업(석사). 1999년 3월 東北大(日本) 전자공  
학과 생체전자공학대학원 졸업(공박). 1993  
년 9월~1994년 3월 일본 Tohoku Univ. 연  
구생. 1999년 4월~2000년 2월 일본 과학기  
술진흥재단 Research Associate. 2000년 3  
월~현재 건국대학교 의료생명대학 의학공  
학부 부교수, 2000년 3월~현재 건국대학교  
의공학 실용기술연구소 책임연구원.

Tel : 043-840-3764

Fax : 043-852-8056

E-mail : gmeom@kku.ac.kr