

일정 전기자극하의 근력 상승 - 전기 자극 파형의 펄스 진폭과 펄스폭에 대한 의존성

김 지 원, 강 민 영, 공 세 진, 엄 광 문
 건국대학교 의료생명대학 의공학부

**Muscle force potentiation during constant electrical stimulation.
 - Dependence on pulse-amplitude and pulse-duration of electrical stimulation**

Ji-Won Kim, Min-Young Kang, Se-Jin Kong, Gwang-Moon Eom
 Biomedical Engineering, Konkuk University 322, Danwoidong, Choongju, Choongbuk, 380-701, Korea

Abstract - The purpose of this work is to investigate the fundamental properties of the gradual muscle force potentiation for the prediction of muscle force and body movement from the stimulation input with musculo-skeletal model. We investigated the dependence of force potentiation on both the pulse-amplitude and the pulse-duration. The experimental result showed that the force increment ratio during electrical stimulation decreased with pulse-amplitude. The force increment ratio decreased with short pulse-duration and was maintained to be constant with pulse-duration longer than 500µs. A new model of the muscle potentiation based on these results is desired in the future.

1. 서 론

SCI (spinal cord injury) 환자들의 마비된 사지에 전기적인 자극을 가하여 일상생활에 필요한 활동을 할 수 있도록 돕는 방법을 기능적 전기 자극 (functional electrical stimulation : FES)이라 한다. 1960년대 초 Liberson에 의해서 시작된 FES에서는 임상적인 시행착오(trial-and-error)의 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(musculo-skeletal) 모델의 부재이다. 근골격 모델은 실제 근 골격시스템의 특성을 잘 표현 할 수 있어야 하는데 본 연구에서는 근 골격 모델의 기초적 특성으로서 기존에 표현할 수 없었던 특성 중 하나인 근력강화현상[2]을 전기 자극 실험을 통해 알아보았다. 근력강화현상에 대한 선행연구로서 주파수, 자극이력, 근육 길이에 대한 의존성이 명확하다는 것이 알려졌다[2], 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)을 가지고 그 의존성 여부를 7명의 피험자를 통해 조사하였다.

2. 본 론

2.1 실험 방법

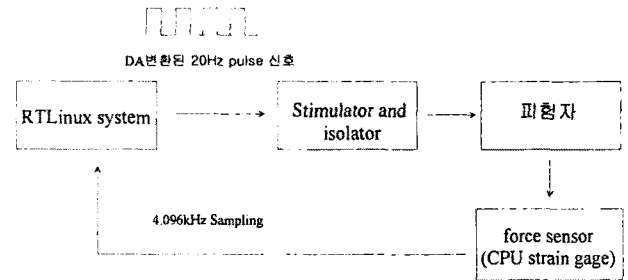
본 연구에서 사용된 실험 장치는 <그림 1> 과 같다. 20대 건강성인 7명의 무릎관절 신전근인 외측광근(Vastus Lateralis muscle)을 지배하는 운동신경과 근육의 운동점(motor point)에 표면전극(ValuTrode, AXELGAARD co.)을 부착하고 전기 자극을 가했다. Bidoex에 양방향 응력센서(CPU gage, AIKHOH Eng. co.)를 피험자의 발목에 부착할 수 있도록 장착하고, 슬관절의 굴곡(flexion)각도가 30°인 등척성(isometric) 조건에서, 전기 자극에 반응하는 무릎관절의 회전력(moment)을 측정하였다. 전기 자극 펄스의 주파수는 20Hz로 고정하고, 전류자극(constant-current stimulation)을 사용하였다.



<그림 1> 실험 장치

전기 자극 펄스의 제어와 force sensor에서 발생하는 전압신호를 처리하는 과정은 <그림 2> 와 같다. 자체 개발한 RTLinux system에서 DA 변환

된 펄스신호가 자극기로 들어가게 되고 isolator에 연결된 전극을 통해 피험자의 외측광근에 전기 자극이 들어가게 된다. 전기 자극에 대한 반응으로 발생된 무릎관절의 회전력이 응력센서에 의해 측정이 되고 측정된 값은 전압신호로 환산이 되어 RTLinux system에서 4.096kHz로 샘플링 된다.



<그림 2> 측정 시스템

각 피험자가 견딜 수 있는 최대의 자극 전류치(I_{MAX})를 본 실험에서 미리 측정하였다. 전기 자극에 대한 근육의 반사적인 수축을 방지하기 위해 자극 강도 0에서부터 본 자극 강도까지의 램프(ramp)자극을 본 자극 전에 삽입한 형태로 전기 자극을 하였고, 본 자극이 시작되는 부분, 즉 램프자극의 종료 시점을 0초로 하였다. 모든 실험에 대해 램프 자극 구간은 5초로 하고 본 자극 구간은 25초로 하였다.

처음으로 근력강화현상의 펄스 진폭 의존성 실험에서 펄스의 크기를 각각 최대 자극 전류의 20%, 40%, 60%, 80%로 조절하면서 각각의 자극에 대한 근육의 반응을 알아보았다. 이때의 자극 펄스의 폭은 250µs로 일정하게 하였다.

다음으로 근력강화현상의 펄스 폭 의존성 실험에서는 최대 자극 전류의 20%로 고정하고 자극 펄스의 폭을 각각 250µs, 500µs, 750µs, 1000µs로 조절을 하면서 각각의 자극에 대한 반응을 조사하였다.

펄스 진폭과 펄스폭에 대한 각각의 실험 순서는 각각의 피험자마다 다른 임의로 순서대로 하였고, 자극 후에는 근피로로부터의 회복을 위해 최소 6시간 이상의 휴식 시간을 두었다.

2.2 결과

2.2.1 자극 amplitude 의존성

근력강화현상의 자극amplitude 의존성에 대한 실험결과는 <그림 3> 과 같다. 모든 자극에 대해, 일정 자극 중에 신전력이 증가하는 강화현상이 관찰되었다. 신전력이 강화된 정도를 나타내는 근력증가도(FIR : force increment ratio)를 산출하는 방법은 (1)식과 같다.

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

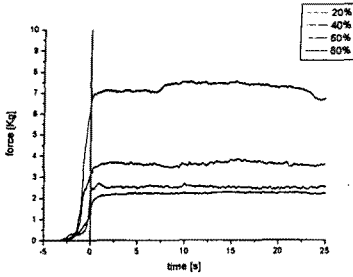
F₀ : 최대자극의 시작점에서의 신전력, 즉 초기치

F_P : 실험 전구간에 대한 신전력의 피크치

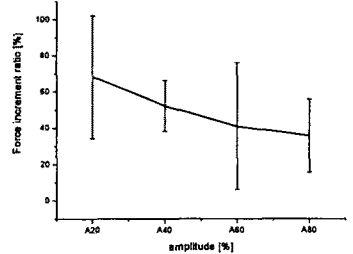
7명의 근력 증가도의 평균과 표준편차를 구한 결과 amplitude가 클수록 근력증가도가 뚜렷하게 작아지는 것이 확인 되었다. 20%일 경우 근력증가도는 68 ± 33% 였고, 80%의 경우에는 35 ± 20% 에 달했다. amplitude를 크게 할수록 근력증가도가 작아지는 것으로 보아 강화 현상이 amplitude에 의존한다는 것이 확인 되었다.

2.2.2 duration 의존성

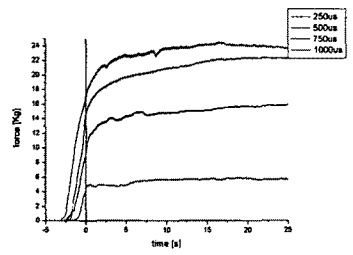
펄스폭 의존성에 관한 실험결과는 <그림 4> 와 같다. 500µs까지는 근력증가도가 감소하였고, 500µs 이후는 일정한 결과가 나타났다. 근력증가도는 250µs에서 68 ± 33% 500µs에서 40 ± 21% 750µs에서 39 ± 18% 로서 근력증가도가 감소하다가 일정하게 되는 것을 볼 수 있었다.



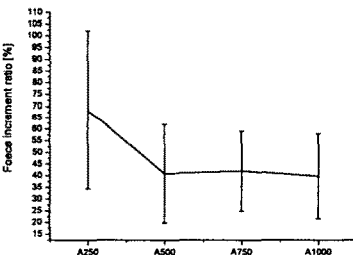
(a) 신전력의 시간 파형



(b) 근력증가도의 평균과 표준편차
 <그림 3> 근력증가도의 자극펄스 진폭 의존성



(a) 신전력의 시간 파형



(b) 근력증가도의 평균과 표준편차
 <그림 4> 근력증가도의 자극펄스폭 의존성

2.2 고찰

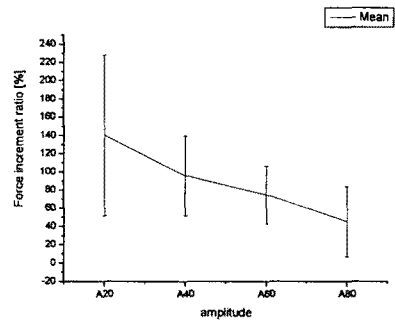
근력강화현상의 amplitude 의존성에 관한 그림 3을 보면, amplitude의 증가와 더불어 근력증가도가 감소한다. 자극의 amplitude가 클수록 자극에 의해 모집(recruit)되는 근섬유의 수는 늘어나며, 모집의 순서는 속근(fast-type muscle)섬유에서 지근(slow-type muscle)섬유의 순인 것이 알려져 있다. 따라서, 자극펄스의 진폭이 커질수록 근력강화도가 감소하는 것은, 다음과 같은 과정에 기인할 가능성이 있다. 첫 번째는, 속근 섬유에 비해 지근섬유의 근력강화도가 작을 가능성이 있다. 두 번째는, 속근 섬유와 지근섬유의 근력강화도는 유사하더라도, 지근 섬유가 근력강화에 걸리는 시간이 짧아서 램프자극시간동안 대부분 강화되었을 가능성이 있다. 보다 확실한 원인은 추가적인 실험을 통하여 밝혀야 할 것이다.

한편, 램프자극시간동안 근력이 충분히 강화되었다면 본 자극중의 근력강화도는 작아질 것이므로, 램프자극이 짧을수록 본 자극중의 근력증가도가 커질 것이 예상되는데, 이러한 예상은 그림 5의 램프구간을 2초로 했을 때의 결과와 일치한다. 램프구간을 5초로 했을 때 보다 전체적으로 근력증가도가 큰 것을 알 수 있다.

duration에 관한 그림 4의 결과로부터 250us의 근력증가도가 제일 크게 나타나고 그 이상의 duration에서 근력증가도가 현저히 작아진 것은 같은 구간동안에 자극이 on 되는 시간이 더 길어져 더 많은 근육 섬유들이 강화

되었기 때문이라 할 수 있다. 하지만 500us이상의 duration에서는 강화되는 정도가 거의 같은 것을 볼 수 있다. 이것은 20Hz의 자극주파수조건에서는, 5초간의 램프시간동안에 유발할 수 있는 근력의 강화도가, 500us이상의 펄스폭에 대해서는 유사하기 때문인 것으로 사료된다. 즉, 5초*20Hz=100펄스 동안 500us의 펄스폭이 대부분의 근섬유를 강화하도록 한 것으로 생각된다. 근력의 점진적 강화는 미요신 헤드(myosin head)가 미요신 체인에 근접한 위치에서 액틴쪽으로 이동하면서 수축력을 발생하기 위한 최적의 위치로 자리잡는데 수초의 시간이 걸리기 때문인 것으로 가설되었다 [5-7]. 따라서, 펄스폭500us이상에서 일정하게 보여지는 약 40%의 근력강화도는 미요신 헤드의 이동에 의한 것보다는 근육수축의 동역학에 의한 1차 지연에 가까운 것으로 생각된다.

본 논문에서는 건강한 20대 피험자를 대상으로 실험을 수행하였으나, 실제 기능적 전기 자극이 적용 되는 대부분이 이동이 불편한 고령자나 사지가 마비된 SCI 환자 및 편마비 환자이다. 이들에게도 강화 현상이 발생하는 것이 알려져 있다[3-4]. 앞서 살펴본 바와 같이 근력강화현상은 자극의 진폭과 폭에 따라서 근골격계에 영향을 미친다. 근골격모델을 이용한 효과적인 FES의 제어를 위해서는, 전기 자극에 의한 강화현상을 이해하고 이러한 기초적 특성을 바탕으로 강화현상과 관련된 근 골격의 정확한 모델링이 필요할 것이다.



<그림 5> 램프구간 2초 일 때의 근력증가도 평균과 표준편차

3. 결 론

본 논문에서는 전기 자극을 주었을 때 반응하는 근력과 그 운동을 예측하기 위해 근력강화 현상에 대한 기초적 성질을 조사하였다. 근력강화 현상은 펄스 진폭에 따라 그 특성이 크게 변화하는 결과를 보였고, 펄스폭의 경우 일정 펄스폭 이상에서는 크게 변화하지 않는 것을 보였다. 근력증가도는 펄스 진폭의 변화에 따라 그 크기가 유의하게 감소하였고, 펄스폭의 경우에는 500us까지는 감소하다가 그 이상의 펄스폭에서는 변화가 없었다. 이러한 사실들로부터 강화현상이 근력에 영향을 미치는 것으로 판단되고 근력강화현상의 모델의 역할이 기능적 전기 자극에 의한 근력과 운동의 예측에 있어 클 것으로 본다. 그리고 더 정확한 근력 강화현상에 관한 근 골격 모델링에 있어 고령자 및 환자들의 근력강화 실험이 필요할 것으로 본다.

[참고 문헌]

[1] W.T. Liberson, H.J. Holmquest, D. Scott and A.Dow, "Functional electrotherapy : 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. Hoshmiya, G. Khang, "Gradual potentiation of isometric muscle force during constant electrical stimulation", Medical & Biomedical Engineering & Computing , p.137 - p.142, 2000
 [3] T. Bajd, personal communication, Univ. Ljubljana, Slovenia, 2000
 [4] B.O. Kim, personal communication, Choongnam Univ., Korea, 2000
 [5] 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
 [6] 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
 [7] R.L. Moore, and J.T. Stull, "Myosin light chain phosphorylation in fast and slow skeletal muscles in 나새", Am. J. Physiol., Vol. 247, pp. C1085-C1095, 1993