

기능적 표면 전기자극에 의해 유발되는 등척성 근력강화현상의 기초적 특성

업 광 문

건국대학교 의과대학 의용생체공학부
(2001년 1월 29일 접수, 2001년 3월 23일 채택)

Fundamental Characteristics of Isometric Muscle Force Potentiation induced by Surface Stimulation in FES

G.M. Eom

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University
(Received January 29, 2001. Accepted March 23, 2001)

요약 : 기능적 전기자극(FES)에 의한 사지운동의 효과적인 제어를 위해서는, 전기자극을 입력으로 하여 근력 및 운동을 정확히 출력하는 근골격모델이 요망된다. 이 연구에서는 FES에 의한 근력 및 운동을 보다 정확히 예측할 수 있는 모델을 작성하기 위하여, 기존의 근육모델에서는 포함되지 않았던 근력의 점진적 강화현상에 대한 기초적 성질을 조사하는 것을 목적으로 한다. 구체적으로는, 일정강도의 표면자극에 대한 근력의 강화현상이 주파수, 자극이력, 근육길이에 어떻게 의존하는지를 조사하였다. 실험결과로부터, 자극의 주파수가 높을수록 초기근력에 대한 자극중의 근력의 증가도는 작아지고 근력의 피크에 도달하는 시간이 짧아지는 것을 알 수 있었다. 선행 자극에 의해 근육의 내부적인 강화상태가 포화되면 근력은 추가적인 자극에 대해서도 더 이상 증가하지 않았다. 자극시의 근육의 길이는 근력강화에 큰 영향을 미쳤으며, 근육의 길이가 짧을 수록 증가도가 컸다. 장래에는 이러한 결과를 토대로 한 새로운 근력강화의 모델이 요망된다.

Abstract : A computer model of the musculoskeletal system that provides accurate prediction of muscle force and body movement from the stimulation input is desired for the effective control system design in FES. This paper aims to investigate the fundamental properties of the gradual muscle force potentiation that was not included in the previous muscle models, for future development of a model that provides better prediction of FES-induced muscle force and body movement. Specifically, how the muscle force potentiation during constant-intensity stimulation depends on the stimulation frequency, stimulation history and muscle length was investigated. The experimental results showed that both the force increment ratio and the time-to-peak during electrical stimulation decreased with stimulation frequency. When the muscle potentiation state was saturated by preceding stimulation, the force did not increase any more during additive stimulation. Muscle length significantly affected the force potentiation in such a way that the force increment ratio decreased with muscle length. A new model of the muscle potentiation based on these results is desired in the future.

Key words : FES, 기능적 전기자극(functional electrical stimulation), 표면자극(surface stimulation), 근력강화(muscle force potentiation), 등척성 조건(isometric condition)

서 론

교통사고나 총기사고 등에 의한 척수손상환자 및 뇌졸중 환

자의 마비된 운동기능을 재건하기 위해 근육이나 신경에 전기적인 자극을 가하는 방법을 기능적 전기자극(functional electrical stimulation : FES)이라고 한다. FES의 역사는 1960년대 초에 Liberson 등이 편마비(hemiplegic)환자의 철족(foot-drop)을 방지하기 위해 보행 중에 마비측의 다리에 전기자극을 가한 것[1]으로 시작되었다. 이후 40여년의 연구에도 불구하고, FES의 임상에서는 시행착오(trial-and-error)적 방법에 근거한 개루프(open-loop) 제어가 사용되고 있다. 보다 효과적인 FES

<속보논문>

통신저자 : 업광문, (380-701) 충북 증주시 단월동 322
건국대학교 의과대학 의용생체공학부 511호
Tel. 43-840-3764, 3766, Fax. 043-851-0620
E-mail. gmeom@kku.ac.kr

제어가 이루어지기 위해서 해결되어야 하는 문제는 여러 가지가 있으나, 그 중 하나가 FES에 의한 동작을 정확하게 예측(시뮬레이션) 할 수 있는 시스템의 부재이다. 이러한 시스템은 전기자극에 대한 응답 즉 근력이나 관절각도를 출력으로 하는 근육과 골격의 모델[2-4]을 기초로 하는데, 정확한 예측을 위해서는 이 모델이 실제 근골격(musculo-skeletal) 시스템의 성질을 잘 표현해야 하며, 실제 시스템의 파라미터를 비침습적인(non-invasive) 방법에 의해 쉽게 추정할 수 있어야 한다[5]. 기존의 근골격모델에서는 근육을 시불변(time-invariant)으로 가정하는 것이 일반적이었으나, 보다 정확한 예측을 위해서는 전기자극에 의한 근육피로[6-7]을 비롯한 근육의 시변적인 성질까지도 포함할 필요가 있다. 이 논문에서는 근육이 발생하는 힘이 일정 강도의 자극에 대해서도 점진적으로 증가하며, 기존의 시불변 모델로 예측한 근력과는 일치하지 않는 점에 초점을 두었다. 근력강화에 대한 기존의 연구로서는, 매우 낮은 주파수의 단축자극(twitch stimulation)에 의한 근력이 점진적으로 감소 후 증가한다는 계단효과(staircase effect)[8-9]나, 선행자극에 의해 단축근력이 강화된다는 연속후 강화(post-tetanic potentiation)[8,10-11]가 알려져 있다. 그러나, 본 연구의 예비 실험을 통해 융합주파수(fusion-frequency)에서도 자극중의 근력이 점진적으로 증가하며, 그 정도는 관절각도에 의존하는 것이 밝혀졌다. 이러한 근력강화현상은 실험과 모델 시뮬레이션에서 자극에 의한 관절각도의 응답을 다르게 했다[12].

이상을 정리하면, 근골격모델을 이용하여 효율적인 FES 제어를 이루기 위해서는 모델이 실제 근골격 시스템의 특성을 잘 표현해야 하는데, 기존의 모델이 표현할 수 없었던 중요한 특성중의 하나가 근력강화현상이다. 따라서, 본 연구에서는 근력강화현상에 대한 이해와 그 모델화를 장기적인 목표로 하고, 본 논문에서는 연속후 강화와 자극중 강화를 포괄하는 근력강화현상을 다각도에서 조사하여, 모델화 작업의 기초적 데이터를 마련하는 것을 목적으로 하였다. 구체적으로는, 기립동작의 주동근(primary muscle)인 무릎 신전근(knee extensor muscle)에 대한 등척성 실험을 통해, 근력강화현상의 자극 주파수 의존성, 자극이력 의존성 및 근육길이 의존성에 대하여 조사하였다.

방 법

본 연구에서 사용된 실험장치를 그림 1에 나타내었다. 3명의 건강한 피험자의 무릎관절 신전근중 하나인 외측광근(Vastus Lateralis muscle)을 지배하는 운동신경과 근육과의 접합부(neuromuscular junction)에 표면전극을 통하여 전기자극을 가하여, 근 수축에 의한 무릎관절의 신전력(extension force)을 관절각도 45°의 등척성 조건에서 측정했다. 자극펄스의 폭은 0.2ms로 하고, 전류자극(constant-current stimulation)을 사용하였다. 자극강도의 조절을 위해서는 펄스의 진폭을 변조하는 PAM(pulse amplitude modulation)방식을 사용하였다. 또한, 자극에 의한 무릎관절의 신전력을 측정하기 위해서 발목 상부에 부착한 양방향 용력센서(AIKOH Eng.사의 CPU gauge)

에서 발생하는 전압신호를 컴퓨터로 입력한 후 힘으로 환산했다. 센서에는 하지의 중력에 의한 힘이 작용하므로, 근육수축에 의한 순수한 신전력을 산출하기 위하여, 자극이 없는 안정상태에서 센서가 나타내는 값을 실험시의 측정값에서 빼서 증력보정을 행하였다.

각 피험자가 견딜 수 있는 최대의 자극 전류치를 본실험 전에 미리 측정하여, 이 후의 모든 실험에서는 이 최대강도의 자극에 대한 근육의 반응을 조사하였다. 그러나, 자극의 강도(전류치)를 순간적으로 높이면 반사적인 근육수축이 일어나기 쉬우므로, 자극강도 0에서 최대강도까지의 램프(ramp)자극을 본자극 전에 삽입한 형태의 준스텝(quasi-step) 자극을 가하였다. 실험결과에서는 최대강도자극의 시작, 즉 램프자극의 종료시점을 0초로 하였다. 자극을 가한 후에는 근피로로부터의 회복을 위하여 충분한 휴식을 취하도록 하였다.

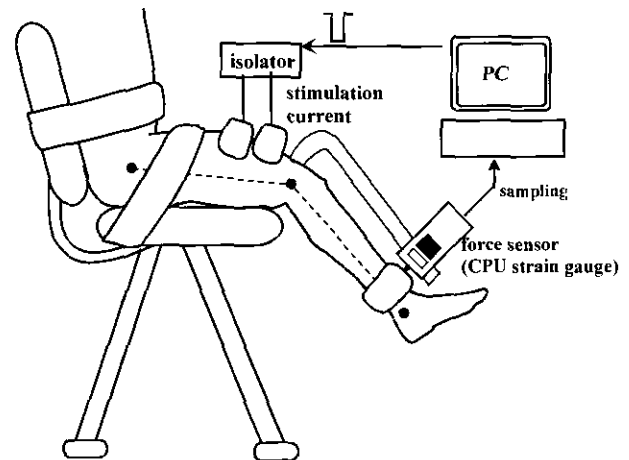


그림 1. 실험장치

Fig. 1. Experimental setup

처음으로, 2.5~25Hz의 6가지 주파수의 준스텝 자극에 대한 신전력을 측정하여, 자극중 강화현상의 주파수 의존성을 조사했다. 이 때, 준스텝의 램프형 상승시간(rise-time)을 7초, 최대자극의 유지시간을 20초로 했다. 각 실험조건은 동일 피험자에 대하여 2회 반복했다.

다음으로, 강화현상의 자극이력 의존성, 즉 선행하는 연속(tetanic)자극이 본자극중의 근력강화에 미치는 영향을 조사했다. 선행자극으로서는 40Hz의 고주파와 14.3Hz의 저주파를 각각 사용하였고, 본자극은 근력강화현상이 현저한 14.3Hz로 고정하였다. 선행자극시간은 근력이 충분히 강화되도록 피험자별로 정하였는데, 40Hz의 자극의 경우에는 램프자극 2초와 최대자극 2~4초로 구성하였고, 14.3Hz의 경우에는 램프자극 7초와 최대자극 20초로 하였다. 선행자극과 본자극의 간격은, 선행자극 40Hz의 경우에는 10초, 선행자극 14.3Hz의 경우에는 50초로 하였다. 본자극에 대한 신전력의 결과를, 선행자극이 없는 독립적인 실험에서 본자극과 동일한 형태의 자극에 의해 유발된 신전력의 결과(이하, 무선행자극 응답)와 비교하여, 선행자

극에 의한 강화현상의 변화를 조사했다. 선행자극으로서 14.3Hz를 사용한 경우에는 본자극과 선행자극이 같으므로, 무선행자극 응답으로서 선행자극의 결과를 그대로 사용했다. 각 실험조건은 동일 피험자에 대하여 2회 반복했다.

마지막으로, 자극중 강화현상의 근육길이 의존성을 조사할 목적으로, 무릎관절의 굴곡(flexion)각도를 15°에서 90°까지 15°간격으로 변화시키면서, 각각의 조건에 대해서 외측광근의 자극에 의한 신전력을 측정했다. 외측광근과 같은 신전근에서는 굴곡각도가 커짐에 따라 근육/건 복합체의 길이가 늘어나므로, 이러한 실험으로 강화현상의 근육길이 의존성을 조사할 수 있다. 이 때 가한 자극의 주파수는 FES에서 임상적으로 사용되는 20Hz로 고정하였다. 자극에 의한 피로를 회복하는데 걸리는 시간을 작게 하기 위하여, 총 자극시간을 11초(4초의 램프상승과 7초의 최대강도자극)로 하였다. 각 실험조건은 동일 피험자에 대하여 3회 반복했다.

결 과

1. 주파수 의존성

강화현상의 주파수 의존성에 대한 실험 결과를 그림 2에 나타내었다. 모든 주파수에 대해, 일정 자극 중에도 신전력이 증가하는 강화현상이 관찰되었다. 특히 10Hz이하의 주파수에서는 근력이 일단 감소하는 (-)계단(negative staircase)과 다시 서서히 증가하는 (+)계단(positive staircase)으로 구성되는 계단효과[8-9]가 관찰되었으며, 14.3Hz 이상에서는 초기의 음계단이 관찰되지 않았다. 각 주파수에 대하여, 일정자극 중에 신전력이 강화된 정도를 나타내는 근력증가도(FIR : force incre-

ment ratio)를 (1)식에 의해 산출하고, 또한 신전력이 최대가 되는 점까지 도달하는 피크도달시간(TTP : time to peak)을 도출하였다.

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

F_0 : 최대자극의 시작시점에서의 신전력, 즉 초기치

F_p : 실험 전구간에 대한 신전력의 피크치

신전력이 융합(fusion)하는 주파수영역(14.3~25Hz)에서는, 주파수를 높여감에 따라 근력증가도가 작아지고 피크도달시간도 짧아지는 것이 확인되어, 강화현상의 주파수 의존성이 명확히 드러났다. 14.3Hz의 경우 근력증가도는 97±28% 피크도달시간은 11.8±4.2초에 달했고, FES의 임상에서 주로 사용되는 20Hz의 주파수의 경우에는 근력증가도가 25±7% 피크도달시간은 5.0±3.5초였다.

2. 자극이력 의존성

자극이력 의존성에 관한 실험결과를 그림 3에 보인다. 상당은 신전력의 전형적인 시간 파형을 나타내며, 하단은 연속자극 전후의 근력증가도의 분석결과를 나타낸다. (a)의 경우, 3인의 모든 실험결과와 평균값을 살펴보면, 40Hz의 연속자극 전에는 근력증가도가 99±12%인 반면, 연속자극후의 근력증가도는 8±3%에 불과했으며, (b)의 경우에도 14.3Hz의 연속자극 전후의 자극중 근력증가도는 각각 97±13%와 6±2%였다. 이 결과로부터, 선행자극의 주파수에 무관하게 선행자극에 의해 신전력이 강화된 이후에는, 신전력이 처음부터 큰 값을 나타내어

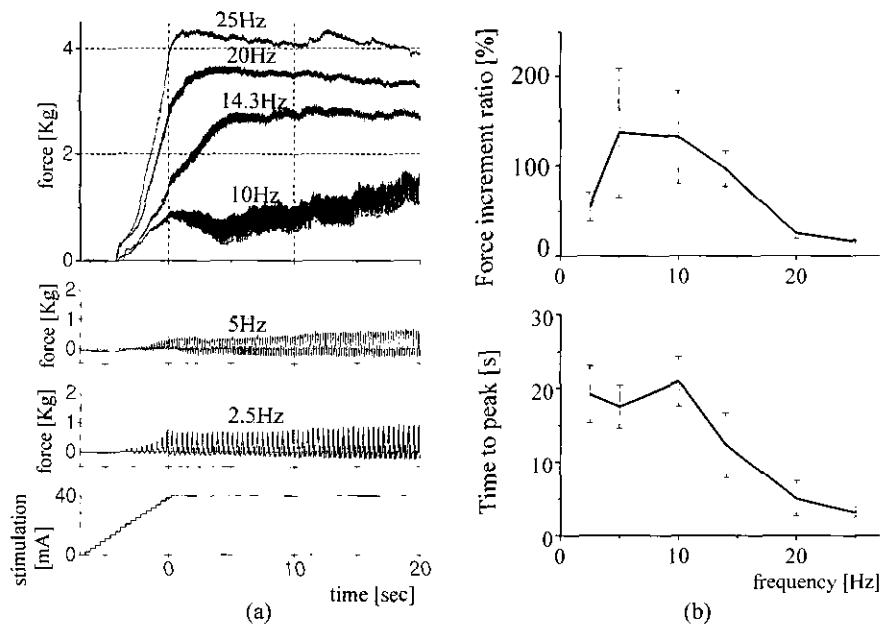


그림 2. 근력 강화현상의 자극 주파수 의존성. (a) 전형적인 신전력의 시간 파형, (b) 근력증가도와 피크도달시간의 평균과 표준편차
 Fig. 2. Frequency dependence of force potentiation, (a) typical force trajectories, (b) average and SD of force increment ratio and time-to-peak

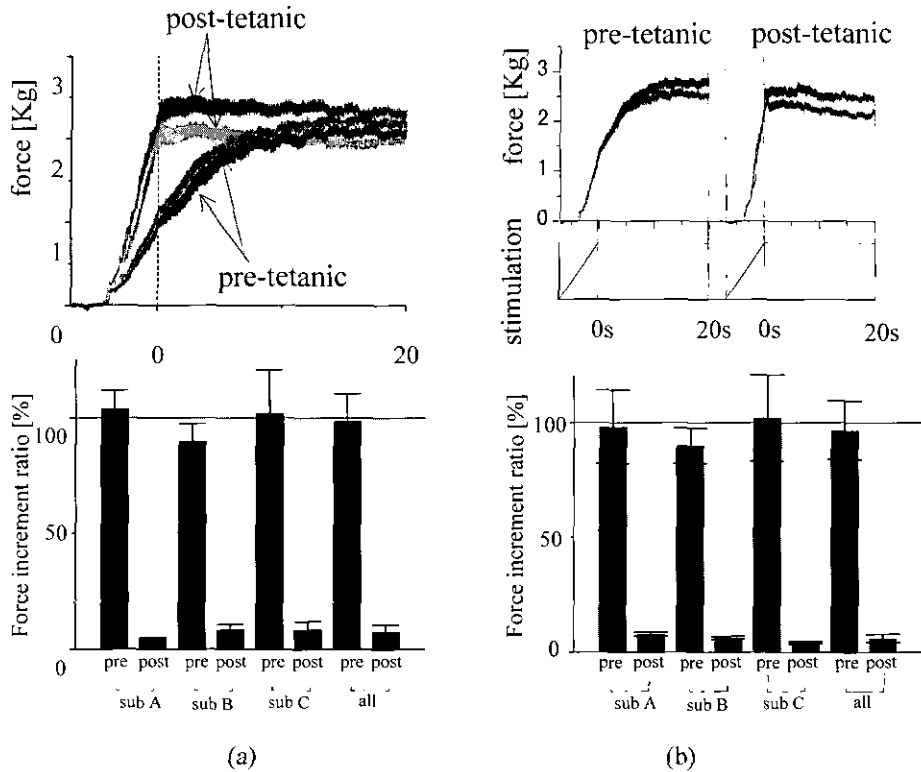


그림 3. (a) 40Hz의 연속자극 전후의 신전력, (b) 14.3Hz의 연속자극 전후의 신전력
 Fig. 3. (a) Force response before and after 40Hz stimulation, (b) Force response before and after 14.3Hz stimulation

근력의 증가는 미약한 것을 알 수 있다. 특히 (b)의 경우에는, 두 번째 자극으로 얻어진 신전력의 패턴이 첫 번째 것과 연속적으로 보이며, 식 (2)의 정의에 의해 첫 번째와 두 번째 신전력의 연속도를 조사한 결과, 세 명의 피험자의 평균이 $94 \pm 4\%$ 로서 모두에게서 90%이상의 연속성을 얻었다. 이 결과로부터, 선행자극에 의해 일단 강화된 근력은 50초의 휴게시간동안 약 6% 감소하였으나 대부분 본자극이 시작될 때까지 그대로 유지된 것을 알 수 있다.

$$CNT = \frac{F_{S2}}{F_{E1}} \times 100 [\%] \quad (2)$$

F_{E1} : 첫번째 자극의 종료시점에서의 신전력
 F_{S2} : 두번째 자극의 최대자극 시작시의 신전력

3. 관절각도(근육길이) 의존성

그림 4는 각 관절각도에서 3회의 실험을 행한 결과를 3명의 피험자에 대해 평균하여 나타낸다. 이로부터, 무릎관절의 굴곡각도가 증가하면(외측광근의 근육길이가 늘어나면) 자극중 근력증가도는 현저히 감소하고, 피크 도달시간도 감소하는 것을 알 수 있다. 굴곡각도 15°에서 근력증가도가 $73 \pm 23\%$ 인데 반해, 굴곡각도 45°에서는 $36 \pm 20\%$ 였고 굴곡각도 90°에서는 $20 \pm 18\%$ 에 불과했다. 근력증가도가 작아지면 피크 도달시간도 짧

아져서, 굽힘 각도 15°에서 6.1 ± 0.4 초인데 반해, 굴곡각도 45°

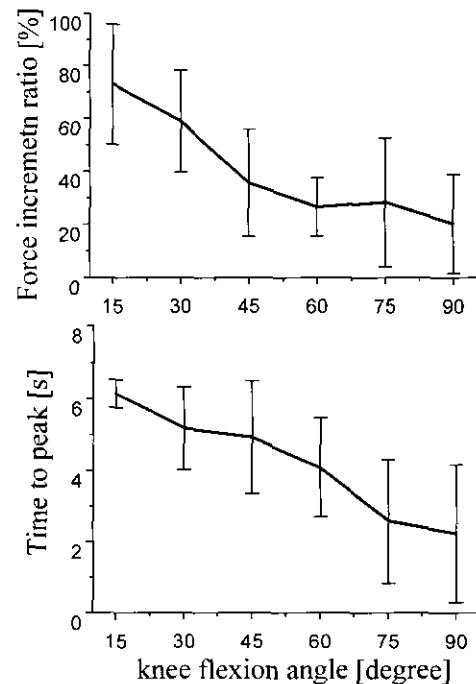


그림 4. 강화현상의 관절각도(근육길이) 의존성
 Fig. 4. Joint angle (muscle length) dependency of force potentiation

에서는 4.9 ± 1.6 초였고 굴곡각도 90° 에서는 2.2 ± 1.9 초에 불과했다.

고 찰

강화현상의 주파수 의존성에 관한 그림 2의 결과에서, 근력 증가도가 주파수의 증가와 더불어 감소한 것은, 고주파자극에서는 저주파자극보다 램프자극기간 중에 많은 수의 펄스가 가해져서, 이것이 저주파자극에 비해 동일자극강도에 대해 모집되는 근섬유의 강화정도를 높여서, 결과적으로 최대자극 중에 강화될 수 있는 근섬유의 수가 줄어드는 것이 원인이라고 볼 수 있다. 이러한 가정은, 램프자극시간이 짧을수록 최대자극중의 근력증가도가 커질 것을 시사하는데, 이것은 45° 의 굴곡각도 조건에서 20Hz 자극중의 근력증가도가, 램프자극시간이 7초였을 경우의 25%에서(그림 2) 램프자극시간을 4초로 했을 경우에 36%로(그림 4) 증가한 결과와 일치한다. 그림 2(a)의 신전력의 시간 파형에서 저주파 자극에 대하여 (-)계단이 나타난 것에 비해 고주파자극에서는 (-)계단이 나타나지 않는 것에 대한 이유는 명확하지 않으나, 고주파 자극에서는 (+)계단의 효과가 (-)계단의 효과에 비해 큰 영향력을 가져 그것이 두드러지게 나타난 것으로 생각된다.

자극이력에 관한 그림 3의 결과로부터, 강화현상은 자극의 이력에 크게 의존하는 것을 알 수 있다. 구체적으로는, 그림 3(a)(b) 모두에서 일단 근력강화가 발생한 후에는 자극중 근력강화는 미약한 것으로부터, 선행자극에 의해 근육의 내부적인 강화상태가 포화되면 근력은 추가적인 자극에 대해서도 더 이상 강화되지 않는 것으로 보인다. 또한, 그림 3(b)에서 선행자극을 행한 뒤 50초 후에 동일한 형태의 자극을 가했을 때의 신전력이 선행자극의 최종치로부터 약간 감소한 것으로부터, 자극이 없으면 근육 내부의 강화상태는 시간에 따라 서서히 감소하는 것으로 판단된다. 실제로 선행자극(20Hz, 4초의 램프와 10초의 최대자극으로 구성)에 의한 근육강화상태의 변화를 단축(twitch)자극에 대한 근력으로 평가한 결과, 단축력은 20Hz 자극 직후 약2배정도 증가했다가 약 2.4분의 시정수를 가지는 지수함수의 형태로 서서히 감소하는 것으로 나타났다 [13]. 이러한 결과는 강화현상이 자극의 이력과 더불어 자극후의 휴게시간에도 의존하는 것을 의미한다.

근육길이 의존성에 관한 그림 4의 결과는, 자극중의 강화현상은 근육의 길이에 크게 의존하며, 길이가 짧을수록 근력강화도가 커짐을 보여준다. 연속자극의 도중에 일어나는 근력증가도에 대한 이러한 결과는, 적출된 근육에서 단축력의 증가도가 근섬유의 미시적 기능단위인 근섬유 분절(sarcomere)의 길이의 증가와 더불어 감소한다는 실험결과[14-15]와도 일치한다. 따라서, 운동중의 근육 수축력의 강화정도는 크게 변화하며, 이러한 현상이 제대로 반영되지 않은 모델은 근력 및 동작의 예측에 오차를 유발할 것이 예상된다.

본 논문에서는 건강한 피험자를 대상으로 실험을 수행하였으나, 척수마비(spinal cord injury)환자나 편마비환자에서도

강화현상이 발생하는 것이 알려져 있다[16-17]. 실제로 전기자극을 치료목적으로 이용하는 경우에 강화현상을 이용하여 초기에 높은 강도의 자극을 행한 후, 강화현상이 일어난 후에는 자극강도를 줄이는 방법이 시도되고 있다[17]. 앞서 살펴본 바와 같이 강화현상은 자극의 주파수와 자극 및 휴식의 이력, 그리고 근육길이에 따라서 근골격시스템의 응답에 매우 다양한 영향을 미친다. 따라서, 전기자극에 의한 근력 및 동작을 예측할 수 있는 시스템을 이용하여 보다 효과적인 FES의 제어를 달성하기 위해서는, 전기자극에 의한 강화현상을 이해하는 것 과 이를 바탕으로 한 강화현상의 모델링이 매우 중요하다.

연속후 강화(post-tetanic potentiation)와 계단효과에서의 근력의 점진적인 강화현상의 발생 메커니즘으로는 칼슘 다이 나믹스에 의한 것이라는 설[18], 칼슘-트로포닌 다이 나믹스에 의한 것이라는 설[19], 조절성 경쇄(regulatory light chain, RLC)의 인화(phosphorylation)에 의한 것이라는 설[20-22] 등의 견이 분분하나, 본 논문에서의 주파수, 자극이력, 근육길이 의존성을 포괄적으로 설명하기에는 RLC 인화설이 보다 적합한 것으로 보인다. 이러한 메커니즘을 바탕으로 본 논문에서의 강화현상을 정량적으로 설명할 수 있는 모델은 아직까지 보고된 바 없다. 일반적으로 모델의 정확성과 복잡성 사이에는 교환(trade-off) 관계가 존재한다. 즉, 지나치게 복잡한 모델은 시뮬레이션에 걸리는 시간을 길게 하여 비현실적이며, 적합한 모델 파라미터의 추정이 불가능하여 단순한 모델보다 성능이 개선되지 않는 경우도 적지 않다[23]. 따라서, 근골격계의 중요한 성질들을 표현할 수 있으며 구조가 복잡하지 않은 적절한 모델의 개발이 앞으로 필요하다.

결 론

본 논문에서는, 기능적 전기자극에 의한 근력 및 운동의 예측시스템을 위하여, 근력의 강화현상에 대한 기초적 성질을 포괄적으로 조사하였다. 근력강화 현상은, 자극 주파수, 자극 및 휴게의 이력, 근육의 길이에 따라 그 특성이 크게 변화하는 결과를 보였다. 근력의 증가도와 피크도달시간은 자극주파수에 따른 변화 폭이 컸는데, 자극주파수가 커짐에 따라 근력증가도는 감소하고 피크도달시간은 짧아지는 경향을 보였다. 일단 선행자극에 의해 근육의 내부적인 강화상태가 포화되면 근력은 추가적인 자극에 대해서도 더 이상 강화되지 않으며, 근육 내부의 강화상태는 자극이 없는 상태에서는 서서히 감소하는 것으로 판단된다. 근육의 길이에 따른 근력증가도의 변화 폭은 매우 컸으며, 길이가 짧을 수록 근력증가도가 커서 운동중의 근력강화현상은 변화가 클 것이 예상된다. 이러한 사실들로부터 강화현상이 근력에 미치는 영향은 큰 것으로 사료되며, 근력강화현상은 마비환자에게서도 발생하는 것으로 알려져 있으므로, 장애에는 이러한 결과를 토대로 한 근력강화현상의 모델이 기능적 전기자극에 의한 근력과 운동의 예측에 있어서 적지 않은 역할을 할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

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. T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya and Y. Handa, "An approach to a muscle model with a stimulus frequency-force relationship for FES applications", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 7, pp. 12-18, 1999
3. R. Rienen and J. Quintern, "A physiologically based model of muscle activation verified by electrical stimulation", Bioelectrochemistry and Bioenergetics, Vol. 43, pp. 257-264, 1997
4. G. Khang and F.E. Zajac, "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: part I computer model and control-system design", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 36, pp. 873-884, 1989
5. G. Eom, T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya and Y. Handa, "A Macroscopic Model for Use in Large-Scale Musculoskeletal System", Proc. 4th APCMBE, p. 150, 1999
6. Y. Giat, J. Mizrahi and M. Levy, "A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES", J. Biomech. Eng., Vol. 118, pp. 357-661, 1996
7. Y. Giat, J. Mizrahi and M. Levy, "A musculotendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under FES", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 40, pp. 664-74, 1993
8. F. Colomo and P. Rocchi, "Staircase effect and post-tetanic potentiation in frog nerve-single muscle fibre preparations", Archivio di fisiologia, Vol. 64, pp. 189-266, 1965
9. J.E. Desmedt and K. Hainaut, "Kinetics of myofibril activation in potentiated contraction: staircase phenomenon in human skeletal muscle", Nature, Vol. 217, pp. 529-532, 1968
10. G.L. Brown, and U.S. von Euler, "The after effects of a tetanus on mammalian muscle", J. Physiol., Vol. 93, pp. 39-60, 1938
11. J. Bagust, D.M. Lewis and J.C. Luck, "Post-Tetanic effects in motor units of fast and slow twitch muscle of the cat", J. Physiol., Vol. 237, pp. 115-121, 1974
12. G.M. Eom, T. Watanabe, R. Futami, N. Hoshimiya and Y. Handa, "Computer-aided generation of stimulation data and model identification for functional electrical stimulation(FES) control of lower extremities", Frontiers Med. Biol. Engng., Vol. 10, pp. 213-231, 2000
13. 엄광문, 나유진, 강곤, T. Watanabe and N. Hoshimiya, "강축자극에 의해 유발된 근력강화현상의 지속시간", 제 23회 대한의용생체공학회 추계학술발표논문집(CD-ROM), 2000
14. E.R. Dilsen, LA. Tubman and B.R. Macintosh, "Length-dependent potentiation and myosin light chain phosphorylation in rat gastrocnemius muscle", American J. Physiol., Vol. 273, pp. C198-204, 1997
15. Z. Yang, J.T. Stull, R.J.C. Levine and H.L. Sweeney, "Changes in interfilament spacing mimic the effects of myosin regulatory light chain Phosphorylation in rabbit psoas fibers", J. Structural Biol., Vol. 122, pp. 139-148, 1998
16. T. Bajd, personal communication, Univ. Ljubljana, Slovenia, 2000
17. B.O. Kim, personal communication, Choongnam Univ., Korea, 2000
18. A.C. Guyton, Textbook of Medical Physiology, WB Saunders Co., 1991
19. C.P. Chou and B. Hannaford, "Dual stable point model of muscle activation and deactivation", Biol. Cybern., Vol. 66, pp. 511-523, 1992
20. 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
21. 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
22. 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. C462-471, 1984
23. J.M. Winters and L. Stark, "Muscle Models: What is gained and what is lost by varying model complexity", Biol. Cybern., Vol. 55, pp. 403-420, 1987