

근력운동용 제어기의 변수에 따른 근육부하 연구 A Study on Muscle Stress Followed by Parameter of Muscle Training Robot Controller

*신민기¹, #조규진¹, 박대근¹

*M. K. Sin¹, #K. J. Cho(kjcho@snu.ac.kr)¹, D. G. Park¹

¹서울대학교 기계항공공학부

Key words : isokinetic, isotonic, shared control, EMG, exercise stress

1. 서론

현재 많은 환자들이 부족한 인력과 객관적이지 못한 치료 방식으로 인해 재활에 어려움을 받고 있다[1]. 이러한 문제들을 해결하기 위해 로봇을 이용한 재활 운동에 관한 연구가 많이 진행되고 있는데, 이런 재활 운동은 크게 운동 범위를 넓혀주는 운동과 근력강화를 위한 운동으로 나뉜다. 본 연구에선 이 두 가지 운동 중 근력강화 운동을 다루며, 대상으로 하고 있는 부분은 보행 시 swing phase에 중요한 역할을 하는 무릎 근육이다. 일반적으로 근력강화를 위해서는 등속성 (isokinetic) 운동이나 등장성 (isotonic) 운동을 사용하였으며[2] 최근엔 impedance control에 기반을 둔 협동제어 (shared control) 방법도 사용하고 있다[3]. 등속성 운동은 환자의 힘이 일정 문턱값을 넘으면 환자의 몸을 등속으로 움직여 주는 운동방법이고 등장성 운동은 속도에 상관없이 근육에 일정한 외부 부하를 지속적으로 주어 근력운동을 시키는 방법이다. 마지막으로 협동 제어 방식은 환자와의 상호작용을 고려한 운동 방식으로, 가상의 무게와 저항을 주어 원하는 운동 부하를 조절한다.

본 연구에서는 제시된 재활 운동 방법을 수행해보고, 각 운동이 변수들의 변화에 따라 근육의 부하에 어떤 영향을 미치는지에 대해 알아보았다.

2. 시스템 개요

무릎관절 근력운동용 외골격 시스템은 무릎 관절의 굽힘, 폼이 가능한 1 자유도로 제작되었다(Fig. 1). 외골격에 사용한 모터는 최대 26.7Nm의 출력을 가진 RE-50(Maxon,

Switzerland)를 사용하였다.

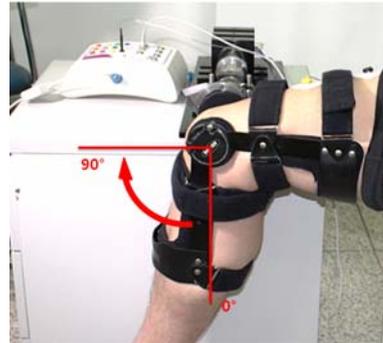


Fig. 1 Experimental setup and range of motion during experimental

근육의 부하를 측정하기 위해 poly G-I(Laxtha, Laxtha Inc, Korea) EMG 장비를 사용하였다. EMG 전극은 무릎의 extension 시 근육의 부하를 측정하기 위해 대퇴직근 (Rectus Femoris)에 부착하고 목 뒷면에 ground 전극을 부착하였다.

3. 실험

실험은 정상인을 대상으로 실시하였다. 피험자는 Fig. 1에 나타난 것처럼 0~90도 사이를 움직이며 extension 동작 동안의 대퇴직근의 근전도 신호를 측정하였다. 실험 동안 조절된 제어기 변수들은 등속성운동의 경우는 작동속도와 힘의 문턱값을 조절하였고 등장성운동의 경우에는 무릎관절에 부과되는 부하 외력을 조절하였다. 협동제어 방식의 경우에는 desired mass와 desired damping 값을 조절하며 실험하였다. 실험은 각각의 조건에서 5 번씩 실험하고 그동안 나오는 EMG 값들을 RMS(Root Mean Square)하여 받았다.

Table 1 Experimental Condition

Isokinetic	Operation speed($^{\circ}$ /s)	Threshold(Nm)
	15, 30, 45, 60	0.5, 1, 2
Isotonic	External force(Nm)	
	1.5, 3, 4.5, 6, 9, 12	
Shared control	Desired mass(kg·m ²)	Desired damping(N·s/m)
	1, 5, 10	5, 10, 15, 20, 25

4. 실험 결과

실험결과(Fig. 2, 3, 4) 등속성 운동의 경우에는 EMG 가 작동속도에 반비례하고 문턱값에 비례하는 모습을 보였다. 등장성운동의 경우는 부하 외력에 비교적 선형적으로 EMG 값이 증가하였다. 협동제어방식을 이용한 경우에는 EMG 값이 desired mass 에는 반비례하고 desired damping 에는 비례하는 현상을 보였다

5. 결론 및 고찰

등속성 운동의 경우에는 EMG 변화에 보다 큰 영향을 주고 선형적으로 변하는 작동속도로 부하를 설정하고 힘의 문턱값은 시스템을 가장 안정화 시키는 값을 선택하는 것이 좋을 것으로 보인다. 등장성 운동의 경우도 부하 외력과 근육의 부하가 비교적 선형적인 모습을 보인다. 협동제어 방식의 경우는 desired mass 가 더 큰 영향을 주므로, desired mass 를 이용하여 근육의 부하를 조절하며 desired damping 은 시스템을 가장 안정화 시킬 수 있는 을 선정하는 것이 좋을 것이다.

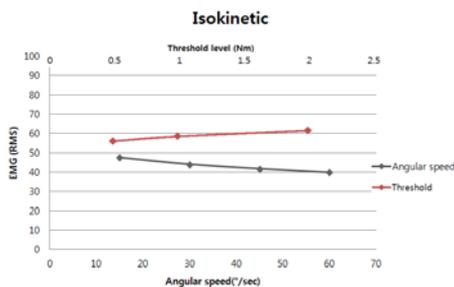


Fig. 2 EMG RMS values with isokinetic method while changing operation speed and threshold

level

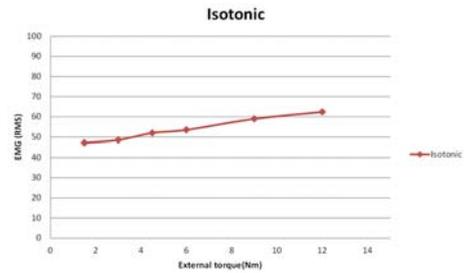


Fig. 3 EMG RMS values with isotonic method while changing external force

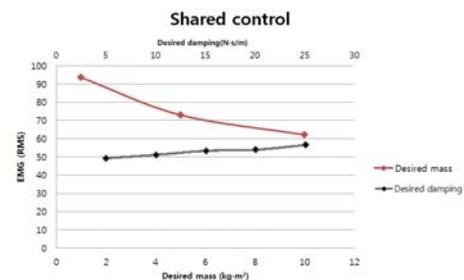


Fig. 4 EMG RMS values with shared control method while changing desired mass and damping

후기

본 연구는 지식경제부 / 지식경제 기술혁신 사업 QoLT 기술개발사업의 지원으로 수행되었음

참고문헌

1. Krebs, H. I, Volpe, B.T., Aisen, M.L., Hogan, N. "Increasing productivity and quality of care: Robot-aided neuro-rehabilitation, " Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 37 No. 6, 639-652, 2000
2. Gaël, G., Christophe, C., Arnaud, G., "Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises," European Journal of Applied Physiology, DOI: 10.1007/s00421-011-1894-3
3. Govindarajan, S., Venkatraghavan, G., Thenkurussi, K., "Comparative Study: Virtual Fixtures and Shared Control for Rehabilitation of Fine Motor Skills," WHC'07, 0-7695-2738-8/07