운동의도 검출을 위한 근육반력과 근전도의 비교

허재훈¹ · 김지원¹ · 권유리¹ · 엄광문¹ · 정구영² · 권대규²

¹건국대학교 의학공학부, ²전북대학교 바이오메디컬 공학부

Comparison of EMG and Muscle Reaction Force to Detect Exercise Intention

J. H. Heo¹, J. W. Kim¹, Y. R. Kwon¹, G. M. Eom¹, K. Y. Jeong² and D. K. Kwon²

¹School of Biomedical Engineering, Konkuk Univ, Chung-ju, Korea

²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University

(Received February 22, 2013. Accepted April 25, 2013)

Abstract: Activeness of exercise is critical for stroke rehabilitation so that application of stimulation in response to patient's intention would be effective in FES cycling. The purpose of this study was to investigate the relationship between muscle reaction force (MRF) and electromyogram (EMG) during cycling exercise, for the future usage of MRF as patients' intention signal. Seven young men (24 ± 1.63 yrs) participated in this study. Cycling speed was set to 20 RPM and 60 RPM. MRF and EMG were measured in the vastus lateralis muscle of right leg. Active cycling was performed at the maximal load (16 Nm) of an ergometer. Angle dependent artifact in MRF was measured from passive cycling and was subtracted from the MRF of active cycling. The delay of MRF with respect to EMG envelope and their correlation coefficients were derived from the best of cross correlation. MRF was significantly correlated with EMG amplitude in all subjects ($p < 0.01$). Their mean correlations were 0.84 and 0.91 for 20 RPM and 60 RPM, respectively. Mean delay in MRF was 59.14 ms and 53.14 ms for 20 RPM and 60 RPM, respectively. The result suggests that MRF can be used to assess patient's intention for exercise as a substitute to EMG. The method may be applied to FES cycling to encourage patient's effort which is critical for stroke rehabilitation.

Key words: Exercise intention, Cycling exercise, EMG, Muscle Reaction Force, Vastus Lateralis muscle

I. 서론

뇌졸중(stroke) 환자의 운동 기능 회복을 위해서는 효과적인 재활치료가 중요하다. 운동 기능 회복 기전으로서, 뇌의 가소성(neuroplasticity)에 의한 뇌 운동영역의 기능적 재조직화(reorganization) 가설이 가장 유력한 것으로 인정

되고 있다[1]. 뇌의 기능적 재조직화를 촉진시키기 위해서는 재활치료 시 능동성, 정확성 그리고 반복성의 세 가지 요소를 고려하여야 한다[2-4]. 현재 정확성과 반복성을 고려한 재활치료 장비는 많이 사용되고 있지만, 환자의 능동성까지 고려한 장비는 부족하다[2-4].

최근에 뇌졸중 환자의 능동적인 운동을 유도하기 위한 재활치료 장치들이 개발되어 왔다. 대표적인 능동적 재활치료 장치로서 토크센서가 내장된 에르고미터(VIVA2, MOTomed Inc., Germany)가 있다. 이 장비는 토크 센서를 이용하여 환자의 운동의도를 감지하여 수동적 운동에서 능동적 부하 운동으로 전환되는 방식을 사용하고 있다. 이 장비는 토크 센서의 채택으로 인하여 고가여서 주로 병원에서 사용되고 있다. 또한, 단순히 운동모드를 전환하는 것만으로는 환자에게 동기를 부여하여 능동적인 운동이 이루어지도록 하기에

Corresponding Author : Gwang-Moon Eom
School of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, 322 Danwol-dong, Choong-ju, Choong-buk 380-701, Korea
TEL: +82-43-852-9890 / FAX: +82-43-852-9890
E-mail: gmeom@kku.ac.kr

이 논문은 2011년도 지식경제부 (국민편익증진기술 개발사업(QoLT), No. 10036494)와 2012년도 교육과학기술부 (일반연구자지원사업, No.2012005163)의 지원을 받아 수행된 연구임.

는 부족하다.

한편, Li 등은 뇌졸중 환자의 재활치료를 위해 근전도를 이용하여 환자의 운동의도를 검출하여 이에 상응하는 전기 자극을 인가하는 방식의, 근전도 제어형 기능적 전기 자극 (EMG-driven FES: functional electrical stimulation)를 제안하였다[5]. 하지만, 근전도 장비는 고가이고, 전극부착 등이 거주장스러우며, 전원잡음 등 주변으로부터 유입되는 전기적 잡음의 영향을 크게 받는다는 제한점을 가진다. 따라서 토크 센서 및 근전도의 기능을 대신할 수 있으며, 저구속적이고, 전기잡음의 영향이 작으며, 저가인 운동의도 감지 센서가 요구된다.

본 연구에서는 운동의도를 파악할 수 있는 새로운 방법으로서 근육반력(muscle reaction force: MRF)센서의 사용을 제안하고자 한다. 근육반력 센서는, 근육의 수축에 의해 발생한 근육장력(tension)에 의해 근육 위에 부착된 힘센서가 감지하는 반력이 증가하는 원리로 동작한다. 이 센서는 구성이 간단하여 조작이 쉽고, 가격이 저렴하며, 역학적 센싱방식에 의해 전기적 잡음의 영향이 작다는 장점이 있다 [6]. 따라서 근육반력을 근전도의 대용으로서 사용할 수 있다면, 환자의도 감응식의 뇌졸중 재활시스템의 보편화에 큰 도움이 될 것으로 기대된다. 이를 위해서는 근육반력의 운동의도 지표로서의 유효성(validity) 평가가 필요하다. 따라서 본 연구에서는, 기존의 근전도와 본 연구에서 제안된 근육반력의 유사성을 파악함으로써, 운동의도 지표로서의 근육반력의 유효성을 보이고자 한다. 유효성 검증의 대상운동으로서 뇌졸중 환자의 대표적인 재활치료 방법인 자전거 운동을 선택하였고, 대상 근육으로 외측광근(vastus lateralis muscle)을 선택하였다.

II. 방 법

1. 피험자

근육반력 센서의 효용성을 알아보기 위해 젊은 성인 남성 7명(24 ± 1.63 yrs)이 참여하였다. 표 1은 연구에 참여한 피험자들의 신체적 특성 정보를 나타낸다.

2. 측정 시스템

그림 1은 본 연구에서 제안하는 근육반력 센서와 대상 근육에 부착하는 모습을 나타내고 있다. 근육반력센서는 힘센서(FlexiForce A201-25-2, Tekscan Inc., South Boston, MA)와 플라스틱 버튼 및 증폭기로 구성되어 있다. 따라서 근육반력 신호 출력의 크기를 조절할 수 있다. 그림 1과 같이 센싱부와 대퇴를 커프 밴드(cuff band)로 감아서 근육과 센서가 밀착되도록 하였다. 커프 밴드는 신축성이 작은 폭 1.5 cm의 인조가죽을 사용하여 근육반력이 센서에 잘 전달

표 1. 피험자의 신체적 특성

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Characteristics	mean $\pm$ SD (N = 7)
Age [year]	24.0 $\pm$ 1.6
Weight [kg]	60.1 $\pm$ 3.7
Body mass index [kg/m ²]	20.0 $\pm$ 0.8
Body fat ratio [%]	14.2 $\pm$ 4.4
Height [cm]	172.9 $\pm$ 3.7
Lower limb length [cm]	86.3 $\pm$ 4.2
Thigh length [cm]	42.8 $\pm$ 3.6
Calf length [cm]	37.8 $\pm$ 3.8
Ankle height [cm]	7.1 $\pm$ 0.5

그림 1. 근육반력 센서의 대퇴 부착

Fig. 1. Attachment of MRF sensor on thigh

되도록 하였고, 벨크로테이프로 커프 밴드의 양쪽 끝단을 부착하였다. 커프 밴드 부착 시 피험자가 불편함을 느끼지 않는 범위에서 밀착하였고, 플라스틱 버튼의 폭이 1 cm로서 접촉 면적이 넓어서 압력이 분산되므로, 환자가 일반적으로 수행하는 재활운동 시간이 1시간 정도인 점을 고려할 때 문제가 없는 것으로 판단하였다. 실제로 예비실험에서 6시간 정도의 사용에서 피부접촉에 의한 문제는 발생하지 않았고, 이 센서를 사용하여 보조기를 구동한 과거의 연구에서도 문제가 보고되지 않았다.

그림 2는 자전거 운동동안 근육반력과 근전도를 측정하기 위한 실험 장치를 나타내고 있다. 자전거 운동의 부하 조절과 속도 모니터링을 위해 에르고미터(VIVA2, MOTomed Inc., Germany)를 사용하였고, 근전도 측정을 위해서 Trigno Wireless System(Delsys Inc., Boston, MA)을 사용되었다. 근육반력 센서와 근전도는 DAQ보드를 통해 1 kHz로

그림 2. 실험 장치
Fig. 2. Experiment setup

샘플링하여 PC에 전달하였다. 에르고미터의 크랭크 각도는 100 Hz로 샘플링되어 RS232를 통해 PC로 전달되었다. 크랭크 각도, 근전도, 근육반력은 동기화하여 Labview 8.0(NI Inc., Austin, TX)을 이용하여 저장하였다.

3. 실험방법 및 분석

본 연구를 위한 대상 근육으로서 무릎의 신전근(extensor) 중에서 외측광근을 선택하였다. 무릎신전에 의한 토크는 자전거운동의 주된 동력이므로, 무릎신전에서 발생하는 운동의도를 파악하는 것이 중요하다. 무릎신전을 유발하는 대퇴사두근(quadriceps) 중 내측, 외측 및 중간의 광근(vasti)은 무릎신전에만 작용하는 일관절(single joint) 근육이므로, 자전거운동중의 발생토크와의 관계가 단순하여 재활운동에 적용이 편리하다. 실제로 자전거운동속도가 증가하면 외측광근의 근전도도 증가하는 것으로 보고되었다[11]. 이 광근중에서 전극 부착이 가장 편리한 외측광근을 대상 근육으로 하였다.

근육반력과 근전도를 동시에 측정하기 위해 피험자의 오른쪽 외측광근에 근육반력 센서와 근전도 전극을 나란하게 부착하였다.

그림 3(a)와 같이 근육반력은 능동적 자전거 운동 중에만 발생하지 않고 수동적 자전거 운동 중에도 발생한다. 수동적인 자전거 운동중의 근육반력은 크랭크 각도에 의존하는 오프셋(offset)으로 볼 수 있다. 이것은, 수동적 운동 중에는 능동적 근육수축이 없으므로, 크랭크 각도 및 관절각도 변화에 따른 근육의 길이변화가 유발한 것으로 근육의 수동요소에 의한 장력변화가 근육반력으로 나타난 것이기 때문이다.

관절각도에 따른 오프셋은 각 피험자별로 산출하였고, 10바퀴의 수동적 자전거 운동동안의 근육반력의 평균으로 정의하였다. 능동적 자전거 운동 중에 측정된 근육반력에서 오프셋

그림 3. 자전거 운동 중 근육반력 (a) 능동 및 수동 자전거 운동에서의 근육반력 (b) 오프셋이 제거된 근육반력

Fig. 3. MRF during cycling exercise (a) MRF during active and passive cycling (b) Offset compensated MRF

을 제거하여 순수한 능동적 성분만을 추출하였다(그림 3(b)).

능동적인 자전거 운동에서의 부하는 16 Nm로 하였다. 20 RPM과 60 RPM의 자전거 운동을 각각 2회 시행하였다. 피험자들에게 실험방법에 대해 사전에 설명하였고, 실험 전에 약 3분간 연습하였다. 피험자의 근육 피로도를 고려하여 1회의 실험이 끝난 후 약 3분의 휴식을 인가하였다.

에르고미터의 크랭크 각도는 그림 2와 같이 오른쪽 페달의 위치가 최고점(top)일 때 0도로, 최하점(bottom)일 때 180도로 정의하였다. 우측 하지 기준으로 시계 방향으로 페달이 움직일 때 크랭크 각도가 0도에서 360도까지 증가하게 된다.

측정된 근육반력과 근전도에 6 Hz의 차단주파수를 갖는 영위상(zero phase) 버터워스 저역통과필터를 적용하여 각각의 포락선을 추출하고, 10주기의 평균값을 산출하였다.

그림 4와 같이 근육반력은 근전도보다 지연된다. 이 지연시간은 근전도가 활성화되기 시작한 후, 실제로 근력이 발생하기까지 걸리는 시간을 의미하며 전기역학적 지연(electro-mechanical delay)이라고 한다[8]. 따라서 본 연구에서는

그림 4. 근전도와 근육반력의 시간 지연
Fig. 4. Delay between EMG and MRF

근전도와 근육반력 센서의 시간 지연을 고려하여 상관성을 분석하기 위해 상호상관(cross correlation)을 수행하였다. 상호상관에서 상관계수가 최대일 경우의 지연을 각 피험자별 전기역학지연으로 하였고, 이때의 상관계수를 피험자별 상관계수로 하였다.

근전도와 근육반력의 발현구간을 최대값에 대해 20%이상 구간으로 정의하고, 발현시작과 발현종료의 각도를 각각 산출하였다. 상관분석으로 산출된 근육반력의 지연시간을 식 (1)(2)와 같이 지연각도로 변환하였다. 상관분석의 타당성을 확인하기 위하여, 위의 지연각도를 근전도와 근육반력의 발현각도의 차와 비교하였다.

$$v[rpm] = \frac{v_r[rev]}{60[deg]} * \frac{360[deg]}{[rev]} = 6v[deg/s] \quad (1)$$

$$\theta_d[deg] = 6v[deg/s] * td[s] \quad (2)$$

※ θ_d : 지연각도, v :속도, rev :회전수, td :지연시간

III. 결 과

그림 5는 시간지연을 보정한 후의 근전도와 근육반력의 상관성을 분석한 대표적인 결과를 나타내고 있다. 크랭크 각도에 따른 근육반력의 패턴은 근전도의 패턴과 유사한 결과를 보였다. 이를 크랭크 각도에 따라 구간별로 살펴보면 자전거 운동동안 외측광근은 평균 약 72도에서 근활성이 시작되고, 평균 약 258도에서 근활성이 종료하는 것을 알 수 있다. 이는 자전거 운동의 주된 동력인 무릎신전에 의한 토크가 발생하는 구간 즉, 무릎의 신전구간이다. 그림 6은 모든 피험자의 근육반력과 근전도로 본 근활성 시작 및 종료 시 크랭크 각도이다. 20 RPM에서 근전도와 근육반력의 평균 발현각도는 각각 81.29도, 88.27도이고, 60 RPM에서는

그림 5. 근전도와 근육반력의 대표적인 상관성 결과
Fig. 5. Representative result of correlation between EMG and MRF (60 rpm)

각각 65.29도, 80.98도이다. 고속에서의 근활성 시작 및 종료일 때의 크랭크 각도는 저속일 때에 비하여 더 낮은 각도에서 발현한다. 즉, 저속에 비해 고속에서 위상 앞섬(phase advance)현상이 발생한다.

평균 약 258도에서 약 72도까지는 외측광근이 발현하지 않는 무릎굴곡구간이다.

또한, 식(1)(2)를 통하여 근육반력의 지연시간을 20 RPM에서는 7.08도, 60 RPM에서는 19.08도의 지연각도로 변환하였다.

표 2는 근육반력과 근전도의 상관계수와 지연시간을 나타낸다. 모든 피험자에서 상관은 유의하였다($p < 0.01$). 20 RPM에서는 평균 상관계수가 0.84였고, 평균 지연시간은 59 ms이었다. 60 RPM에서 평균 상관계수는 0.91이었고 평균 지연시간은 53 ms이었다.

표 2. 근육반력과 근전도의 상관성

Table 2. Correlation between MRF and EMG

Subjects	Exercise speed			
	20 RPM		60 RPM	
	Correlation coefficient	Delay (ms)	Correlation coefficient	Delay (ms)
subject 1	0.88*	83	0.96*	59
subject 2	0.67*	111	0.95*	53
subject 3	0.75*	11	0.94*	34
subject 4	0.94*	78	0.91*	37
subject 5	0.94*	82	0.90*	125
subject 6	0.77*	28	0.86*	48
subject 7	0.91*	21	0.86*	16
Average	0.84 ± 0.11	59 ± 39	0.91 ± 0.04	53 ± 35

*: $p < 0.01$

IV. 고 찰

자전거 운동동안 하지의 근육반력과 근전도의 상관성을 조사한 결과, 모든 피험자들의 근육반력은 유의하게 근전도와 높은 상관성을 보였다($p < 0.01$). 느린 속도와 빠른 속도 모두에서 근육반력이 근전도 패턴과 유사하였다. 이것은 본 연구에서 제안하는 근육반력이 재활 운동 시 환자의 운동의도를 잘 표현할 수 있음을 나타낸다.

근전도와 근육반력간의 평균적인 지연 시간은 약 50 ms로서, 최대 토크(peak torque)를 이용하여 측정된 문헌의 100 ms[9]와 비교하여 짧았다. 이것은 근육반력 센서를 이용하여 환자의 운동의도를 감지하는 것이 최대 토크에 비해 더 짧은 시간 내에 환자의 운동의도를 검출할 수 있다는 것을 나타낸다.

그림 6에서 근전도와 근육반력의 발현시작 각도의 차는 20 RPM에서는 6.98도, 60 RPM에서는 15.69도로서, 표 2

그림 6. 근전도와 근육반력의 평균 발현각도

Fig. 6. Mean revelation angle both EMG and MRF

에서의 지연시간으로부터 계산한 지연각도와 유사하다. 이는 근육반력 센서의 전기역학적 지연시간을 보정한다면 근전도와 동등한 역할을 할 수 있다는 것을 의미한다.

근전도를 기준으로 한 근육반력의 지연시간은 그 표준편차가 35-39 ms로서 개인차가 컸다. 그 이유로서 피험자의 체지방률의 차이를 생각할 수 있다. 예를 들어, 지연시간이 길었던 피험자 2와 피험자 5는 다른 피험자에 비하여 체지방률과 BMI 지수가 높았다. 체지방은 근육에서 발생한 장력이 반력센서에 전달되는 것을 지연시킬 가능성이 있다.

근육반력 센서는, 운동의도를 파악할 수 있는 토크센서나 근전도에 비해 무게 및 부피도 작아서 휴대가 편리하고, 탈부착이 가능하여 상대적으로 쉽게 운동의도를 검출할 수 있다.

본 연구에서 제안하는 근육반력 센서는 다양한 능동적인 재활운동시스템 개발에 적용될 수 있다. 근육반력 센서는 환자의 운동의도를 파악하고 이를 환자에게 피드백함으로써, 환자의 능동적인 재활 운동을 유도할 수 있다. 예를 들어, 센서를 통하여 환자의 운동의도가 감지되는 순간의 크랭크 각도값부터 1바퀴동안 FES를 인가하여 자전거 운동을 보조해주는 운동의도 감응식 FES 자전거 시스템 개발이 가능하다. 더 나아가, 1바퀴의 FES 자전거 운동이 끝나면 자동으로 FES 자극기를 오프시켜서 새로운 운동의도가 감지될 때까지는 수동적인 자전거 운동 혹은 대기하는 상태를 유지하는 운동의도 피드백 시스템 개발이 가능할 것이다(그림 7). 혹은, 환자의 운동 의지를 근육반력 센서로 정량화하여 근육반력에 비례하여 보조적인 운동의 속도를 가변시키는 방식의 시스템 개발도 가능할 것이다. 이러한 방식으로 환자에게 동기를 부여하여 능동적 움직임을 더 유발할 수 있을 것으로 예상된다.

수동적인 자전거 운동보다 FES에 의한 자전거 운동이 더 효과적이라는 보고가 있다[7]. 하지만, 환자의 운동의도를 이용하는 FES 자전거 운동시스템은 보고된 바 없다. 환자가 능동적인 움직임을 시도할 때만 근육에 전기 자극을 전달하는 능동형 FES 자전거 운동시스템이 재활의 효과를 향상

그림 7. 운동의도 감지식 FES 자전거 운동

Fig. 7. FES cycling by detecting exercise intention

시킬 것으로 기대된다. 본 연구의 근육반력 센서는 저가이면서 환자의 운동의도를 쉽게 파악하는 것이 가능하므로, 이러한 능동적 재활치료 시스템들에 응용이 용이할 것으로 판단된다.

뇌졸중 발병 이후의 운동 기능의 회복은 발병 후 3개월까지 가장 많이 진행되고 그 이후에는 미약하다는 보고가 있다[10]. 본 연구에서 제안하는 근육반력 센서는 발병 초기의 중증 뇌졸중 환자의 운동 기능 회복을 위한 능동형 재활 치료에 특히 효과적일 것으로 기대된다.

V. 결 론

본 연구에서는 자전거 운동동안 근육반력과 근전도의 상관성을 분석하였다. 느린 속도와 빠른 속도 모두 근육반력 센서는 근전도 신호와 유의하게 높은 상관성을 보였다. 이것은 근육반력 센서가 자전거 운동동안 사용자의 운동의도를 파악하는데 유용하게 사용이 가능할 것을 나타낸다. 또한, 다른 운동의도 측정 장치들보다 휴대성이 용이하고 탈부착이 쉬우며, 전기적 잡음의 영향이 작고 필터 등의 추가적인 회로설계 없이 분석이 가능하다. 따라서 근육반력 센서는 비단 자전거 운동뿐만 아니라 다양한 재활 치료에서도 운동의도를 검출할 수 있을 것이다.

References

- [1] S. H Jang *et al.*, "Differences of cortical activation pattern between cortical and corona radiata infarct", *Neuroscience Letters*, 417, pp. 138-142, 2007.
- [2] Teasell R *et al.*, "Progress in clinical neurosciences : stroke recovery and rehabilitation", *Can J neurol Sci.* vol. 33, no. 4, pp. 357-364, 2006.
- [3] Büttefisch C, Hummelsheim H, Denzler P, Mauritz KH, "Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand", *J Neurol Sci* 130: pp. 59-68, 1995.
- [4] Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW, "Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct", *Science* 272: pp. 1791-1794, 1996.
- [5] R. Li *et al.*, "Combined Electromyography (EMG)-Driven System with Functional Electrical Stimulation (FES) for Poststroke Rehabilitation", *Biomedical Robotics and Bio-mechatronics*, pp. 642-646, 2008.
- [6] K. Kim *et al.*, "Analysis on the Assist Characteristics for the Knee Extension Motion of Lower Limb Orthosis Using Muscular Stiffness Force Feedback", *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 31, pp. 217-226, 2010.
- [7] Emilia Ambrosini *et al.*, "Cycling induced by electrical stimulation improves motor recovery in postacute hemiparetic patients a randomized controlled trial", *Journal of the American heart association, Res.*, vol. 42, no. 4, pp. 1068-1073, 2011.
- [8] P. F. Vint, S. P. McLean, G. M. Harron, "Electromechanical delay in isometric actions initiated from nonresting levels", *Med. Sci. Sports Exerc.* 33 pp. 978-983, 2001.
- [9] G. Sarre, R. Lepers. "Cycling exercise and the determination of electromechanical delay", *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17, pp. 617-621, 2007.
- [10] Duncan PW, Goldstein LB, Matchar D, Divine GW, Feussner J, "Measurement of motor recovery after stroke", *Outcome assessment and sample size requirements. Stroke* 23: pp. 1084-1089, 1992.
- [11] J. H. Hur, J. W. Kim, Y. R. Kwon, G. M. Eom, D. K. Kwon. "Analysis of EMG Pattern with Various Pedaling Rate", *The Korea Society of Medical & Biological Engineering* 2011 May 43.