



한국운동역학회지, 2005, 제15권 1호, pp. 197-206
Korean Journal of Sport Biomechanics
2005, Vol. 15, No. 1, pp. 197-206

하지 분절 각도에 따른 수의 등척성 수축(MVIC)시 근전도 비교

김정자 · 이민형 · 김연정 · 채원식* · 한윤수(경북대학교) · 권선옥(영산 중학교)

ABSTRACT

Comparison of the maximum EMG levels recorded in maximum effort isometric contractions at five different knee flexion angles

Kim, Jung-Ja · Lee, Min-Hyung · Kim, Youn-Joung · Chae, Won-Sik*
Han, Yoon-Soo(Kyungpook National University) · Kwon, Sun-Ok(Young-san middle school)

J. J. KIM, M. H. LEE, Y. J. KIM, W. S. CHAE, Y. S. HAN, S. O. KWON. Comparison of the maximum EMG levels recorded in maximum effort isometric contractions at five different knee flexion angles. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 1, pp. 197-206, 2005. The purpose of this study was to quantify the maximum EMG levels and determine if there are differences in these EMG levels with respect to different knee flexion angles. Eight university students with no known musculoskeletal disorders were recruited as the participants. The maximum voluntary isometric knee extensions and flexions were taken from each participant sat on the isokinetic exercise machine (Cybex 340) at five different knee flexion angles (10° , 30° , 50° , 70° , 90°). After surface electrodes were attached to rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, and semitendinosus, maximum EMG levels at five different knee flexion angles were measured. The results showed that there was no significant difference in maximum EMG levels among five different knee flexion angles. Although there was no significant difference in

이 논문은 2003년도 경북대학교의 연구비에 의하여 연구되었음

* wschae@knu.ac.kr

EMG levels and were some variations among different knee flexion angles, the EMG signals of quadriceps in extension and biceps femoris in flexion were the greatest at 30°. It seems that different joint angles or relative locations of body segments might affect the magnitude of EMG levels. Because the maximum EMG levels could change with a different knee flexion angle, an attempt should be made to more accurately measure these values. If then, %MVIC measure provides more reliable data and is most appropriate for EMG normalization.

KEYWORDS: EMG, %MVIC, KNEE FLEXION ANGLES

I. 서 론

EMG는 근육에서 발생하는 생체 전기 신호를 측정해 근육의 활동 정도를 파악하고 근육의 기능과 협응 등을 알 수 있다. 이러한 EMG 기기는 그 측정을 통해 근육의 수축 시기와 수축 유무 등을 측정하여 근피로와 근력 등과 같은 것들을 측정하거나 예측할 수 있는데 측정을 위해 고려되어야 할 여러 문제점 중에 가장 중요한 부분이 표준화(normalization)이다(Gregor et al., 1991).

각 근육들과 피험자 개개인간에 따른 비교에 있어 영향을 주는 요소는 Mirka (1991)에 따르면 피하지방의 두께, 근육의 피로 상태, 근육의 안정 길이, 근육의 수축 속도, 근섬유의 특성 등이 있는데 이러한 특성들의 고려 없이 동적인 움직임 중에서 절대적인 근전도값의 크기만을 측정해서 비교하는 것은 근전도의 정량화 분석 및 해석에 있어 큰 오류를 유발시킬 수 있다. 그래서 이러한 문제점들을 해결하기 위해 여러 가지 방법들이 제시되어 왔다.

MVIC(Maximum voluntary isometric contraction: 최대수의 등척성 수축) 측정을 통한 표준화 방법은 특정 근육에서 최대 정적 수축 동작을 수행함에 있어 발생되는 가장 큰 근전도값을 기준으로 실제 운동에서 나타난 동일 근육의 근전도 값을 나눈 값으로 가장 일반적인 표준화 방법이다 (Cram et al., 1998; U.S. Department of Health and Human Services, 1993). 하지만 %MVIC 방법은 정적인 상태에서 측정된 값이기 때문에 동적인 운동 상황에서 적용될 시에는 빈번하게 100 %MVIC 이상의 값이 발생하게 되고, 이로 인해 피험자가 정적 수축 시 발현한 힘이 최대값이 될 수 있는가에 대한 문제가 발생하게 된다. 표준화를 위한 최대 정적 수축 근전도값을 구하기 위해 정적 수축 동작 시 피험자는 최대의 노력을 통해 최대의 근육 활동을 발생시켜야 하나 피험자의 신체적, 심리적인 상황에 따라 이러한 문제를 객관적으로 통제하기 어려운 점도 %MVIC 방법의 또 다른 제한점이 될 수 있을 것이다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 최근 특정한 동작을 기준 동작으로 설정하여 그 동작 시의 발생

하는 최대의 활동전위 값을 기준값으로 설정하거나 최대 근전도값 측정 시 사지 분절의 가동 각도를 정해주는 방식(%RVC: percentage of reference voluntary contraction), 등척성 운동 기구를 사용하여 특정 근육에 기계적으로 최대이하의 정해진 양의 힘을 가하도록 하는 방식(%SMVIC: submaximal voluntary contraction), 실제 연구되어질 동작과 같은 동작 사이클에서 가장 높은 근전도치를 찾아내어 표준화를 가능하게 하는 %DMC(dynamic movement cycle)을 방법을 통해 MVIC 측정을 통한 표준화 방법의 제한점을 해결하고 있다. 그러나 이러한 방법들도 측정 방식에 따라 %MVIC 방식과는 다른 또 다른 제한점이 발생되어지며, 아직까지 국제 근전도와 운동학회 (International Society of Electromyography and Kinesiology)를 포함해 근전도 연구를 위해 가장 널리 사용되어지고 가장 선호되어지는 근전도 신호의 표준화 방법으로는 %MVIC(maximum voluntary isometric contraction, 최대수의 등척성 수축)가 많이 사용된다(Cram et al., 1998).

MVIC 방식을 통한 표준화 방법이 가장 빈번하게 표준화의 방식으로 채택되어지는 이유 중 하나는 정적인 상태에서 특정 관절 각도를 유지시킨 후 근육의 수의적 수축을 실행하기 때문에 모든 피험자에 있어 동일한 동작을 통해 근전도치를 측정할 수 있다는데 있다. 다시 말하면 서로 다른 피험자 혹은 다른 근육의 비교를 위한 표준화의 준거가 되는 객관화된 동일 동작을 발생시킬 수 있다는데 이점이 있다는 것이다.

Hunter et al. (2002)의 선행 연구를 살펴보면 자전거를 이용한 피로 측정 시 EMG 표준화 방법을 연구한 실험에서 최대 근력을 측정하기 위해 무릎 각도를 60°를 정해놓고 등척성 신전 운동을 실시하였을 때 EMG 값이 실제 자전거를 타고 있는 자세에서의 무릎관절각(대퇴와 하퇴의 종축이 이루는 각)이 60°, 108° 였을 때 보다 높게 나타난 것으로 보고하였다. St Clair Gibson(1997)의 연구에서 정적 상태에서 최대 근력값을 얻기 위해서는 무릎의 적정한 각이 중요하며 완전히 무릎을 편 상태를 0°로 가정했을 때 60°와 65° 사이의 무릎관절각에서 가장 큰 근력값을 보인다고 하였으며, 또 다른 선행연구 (Bobbert & Harlaar, 1993; Eloranta & Komi, 1980)에 따르면 신전 근육의 등속성 MVIC의 근전도값은 중간각에서 가장 크다고 밝히고 있다. 하지만 일반적으로 대퇴 신전근과 굴곡근에서의 근전도값 측정 시에는 흔히 무릎각 90°에서 등척성 운동을 실시하여 최대 근전도값을 찾는 방법이 널리 쓰이고 있다. 그러나 선행 연구에서는 반드시 90°에서만이 아닌 다른 각도에서의 최대 근전도값을 보고하고 있으나 그 결과가 일관적이지 않으며 실험 설계에 있어 신전 및 굴곡 각도의 범위를 포괄적으로 정함으로써 실제 연구에 응용하기에는 부족함이 있는 것으로 사료되어진다.

본 연구에서는 특정 각도의 신전, 굴곡 운동 시 하지 근육의 최대 근전도값을 측정하여 무릎 관절이 어느 각도에서 최대의 근전도값이 발생되는지를 밝혀냄으로써 근전도 표준화를 위해 요구되어지는 최대의 MVIC 값을 찾기 위한 이상적인 기준 무릎관절 각도를 제시할 수 있을 것이다.

본 연구의 목적은 하지의 무릎 각도를 10°, 30°, 50°, 70°, 90°로 유지한 상태에서 등척성 운동을 실시하여 각 각도에 따른 하지 근육의 MVIC값을 측정하며, 무릎 각도에 따른 MVIC값의 차이를 밝히는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구는 하지 근육에 병력이 없는 활동적인 남녀 대학생 8명(20.5 ± 1.4 yrs, 68.9 ± 8.6 kg, 173.4 ± 8.6 cm)을 대상으로 하였다.

2. 실험도구

본 연구에 사용되어진 실험도구는 <표 1>과 같다.

표 1. 실험 도구

Equipments	Model	Manufacture
Video camera	AG-456	Panasonic
Video monitor	PVM-1351Q	Sony
Video recorder	HR-DV3KR	JVC
EMG	QEMG8	Laxtha Korea
Electrode collar	AG/AgCl 2223	3M Korea
EMG software	Telescan	Laxtha
동작분석 software	Kwon3D	Visol
등속성 운동기구	Cybex340	Cybex

3. 실험과정

1) 실험장비의 배치

<그림 1>처럼 등속성 운동기구 (Cybex)에 앉은 피험자에게 표면전극을 부착하여 근전도 측정기구에 연결시켜 특정 무릎관절 각도에서 하지의 정적 신전과 굴곡 수축 동작을 실시하였다.

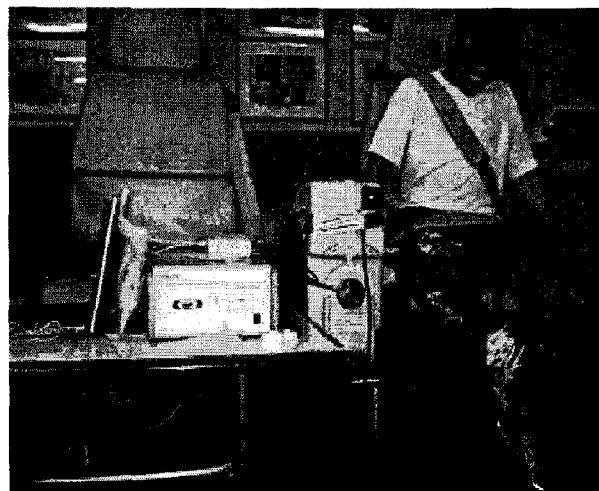


그림 1. 등척성 운동 시 근전도 측정

2) 실험절차

(1) 근전도 실험절차

양질의 근전도 자료를 얻기 위해 알코올을 사용하여 피부 표면을 세척한 후 면도기를 사용하여 피부 외피층의 털을 제거하는 사전준비 작업을 각 피험자에 실시하고 고도일(1999)의 테이핑 & 근 이완 자극요법에 따라 피험자의 하지 오른쪽 다리의 대퇴직근(Rectus femoris: R.F.), 내측광근(Vastus medialis: V.L.), 외측광근(Vastus lateralis: V.M.), 대퇴이두근(Biceps femoris: B.F.)-장두, 반건 양근(Semitendinosus: S.T.)에 표면 전극을 각각 부착하였으며 접지전극은 상전장골극에 부착하였다. 근전도 측정은 QEMG8 (Laxtha Korea, gain = 1,000, input impedance $> 10^{12}\Omega$, CMRR $> 100\text{dB}$, center-to-center distance= 4.5cm)을 사용하였으며 이때 샘플링 주파수는 1024 Hz로 설정하였다. 실험절차는 피험자를 Cybex에 앉히고 상체를 고정시킨 후 양손은 등속성 운동기구 양쪽 지지대를 잡게 한 상태에서 실시하였다.

측정 순서는 대퇴 종축과 하퇴 종축이 이루는 각 도(그림 2)를 각각 10°, 30°, 50°, 70°, 90°로 굴곡 시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘하여 정적 굴곡과 신전 동작을 각각 3초간 실시하여 자료를 수집하였다. 실험 시 무릎의 각도는 피험자마다 다르게 무작위 순으로 정하였다. 하지근의 지속적 수축에 따른 근피로를 방지하기 위해 각 시기 사이에 10분의 휴식을 피험자에게 허용하였다.

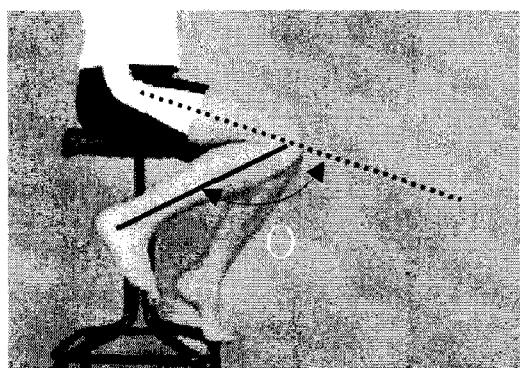


그림 2. 등척성 운동 시 슬관절 굴곡 각도

(2) 근전도 신호 채집

측정된 EMG 데이터는 신전과 굴곡 구간 설정을 위해 동작 분석 software(Kwon3D)를 이용하여 최대 신전 지점과 굴곡 지점을 찾고 EMG 기기에 나타나는 동조신호와 영상분석에서 나타난 동조신호의 시간차를 이용해 정확한 지점을 채집하였다.

3) 자료 분석

EMG 신호는 Telescan program (Laxtha Korea)으로 분석하였으며 일차적으로 얻어진 원자료는 10Hz의 고역 통과 필터와 350Hz의 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 한 후 전파 정류하였으며 이후 얻어진 적분 근전도치를 50 ms 이동 평균법 (moving average)을 사용하여 최대 수의적 정적 수축 근전도치 (MVIC)를 구하였다. 각 각도별로 최대 정적 신전 및 굴곡 동작 시 하지근 활동에 유의한 차이가 있는지를 밝히기 위해 통계 프로그램 SPSS 10.0을 이용해 유의수준 $p < .05$ 에서 일원 분산 분석을 실시하였으며 통계적 유의성이 검증될 시 Tukey 방식을 통해 사후검증을 실시하였다.

III. 결과 및 논의

대학생 8명을 대상으로 하여 무릎관절각 10°, 30°, 50°, 70°, 90°을 유지한 상태에서 최대 수의적 정적 신전 및 굴곡 수축 운동을 수행하였다. 하지에 있는 대퇴직근(Rectus femoris: R.F.), 외측광근(Vastus medialis: V.L.), 내측광근(Vastus lateralis: V.M.), 대퇴이두근(Biceps femoris: B.F.), 반건양근(Semitendinosus: S.T.)에 표면전극을 부착하고 MVIC를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

<표 2>와 <그림 3>에서 보는 바와 같이 무릎의 신전 시 사용되는 대퇴직근의 경우 30°에서 EMG 값이 가장 크게 나타났고 이어 70°, 50°, 10°, 90° 순으로 값이 나타났으나 이들 모두 통계적 유의차

표 2. 신전근에서 슬관절 각도에 따른 MVIC 측정치(mV)

각도	근육에 따른 MVIC 측정치(SD)		
	대퇴직근(R.F.)	외측광근(V.L.)	내측광근(V.M.)
10°	1961.95(622.38)	2254.19(797.39)	1901.36(401.01)
30°	2381.81(715.80)	2515.69(939.85)	2302.91(741.37)
50°	2050.70(305.24)	1960.25(1050.72)	2190.22(568.39)
70°	2072.41(518.82)	2296.68(996.43)	2222.31(880.16)
90°	1698.89(318.60)	1990.88(815.23)	2167.63(534.90)

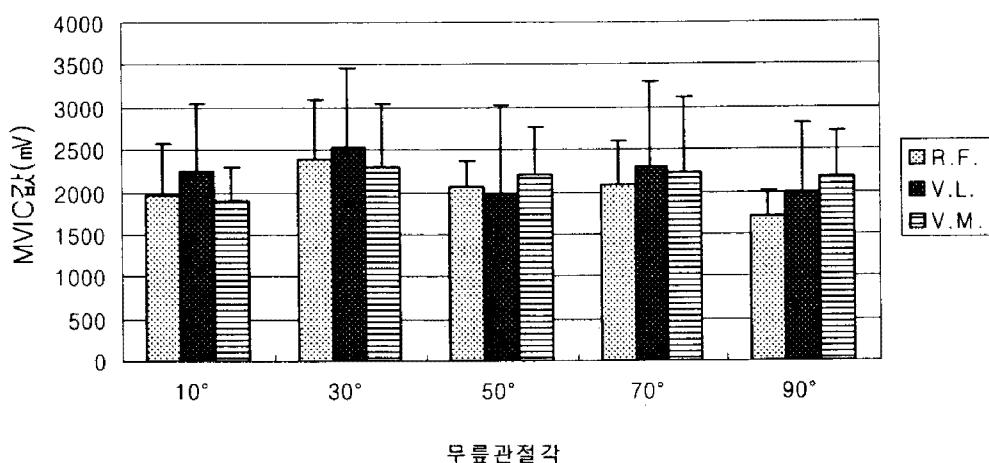


그림 3. 각도에 따른 슬관절 신전근의 근전도값

는 없었다($F(4, 35)=1.762, p > .05$). 외측광근의 경우 EMG 값 측정에서 무릎관절각 30°에서 가장 크게 나타났으며 70°, 10°, 90°, 50°의 순으로 값이 나타났다($F(4, 35)=0.498, p > .05$). 하지만 이들 역시 대퇴직근과 마찬가지로 유의차가 나지 않았다(그림 3). 내측광근은 30°, 70°, 50°, 90°, 10°의 순으로 EMG 값이 나타났으며 통계적인 유의차는 없었다($F(4, 35)=0.440, p > .05$, 그림 3).

<표 3>와 <그림 4>에서 나타난 대퇴이두근의 각도에 따른 최대 근력 측정에서 30°, 70°, 90°, 10°, 50°의 순으로 30°에서 가장 큰 EMG 값을 나타내었으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다 ($F(4, 35)=0.387, p > .05$). 반건양근의 경우 역시 통계적으로 유의한 차이가 나는 값은 없었으며 그 크기는 90°, 70°, 50°, 10°, 30°의 순으로 나타났다($F(4, 35)=0.491, p > .05$, 그림 4).

표 3. 굴곡근에서 슬관절 각도에 따른 MVIC 측정치(mV)

각도	근육에 따른 MVIC 측정치(SD)	
	대퇴이두근(B.F.)	반건양근(S.T.)
10°	1944.91(800.96)	1839.39(604.72)
30°	2304.35(1058.78)	1763.19(433.86)
50°	1873.90(380.13)	2040.10(717.08)
70°	2174.13(692.46)	2098.31(677.00)
90°	1998.38(908.02)	2175.07(983.84)

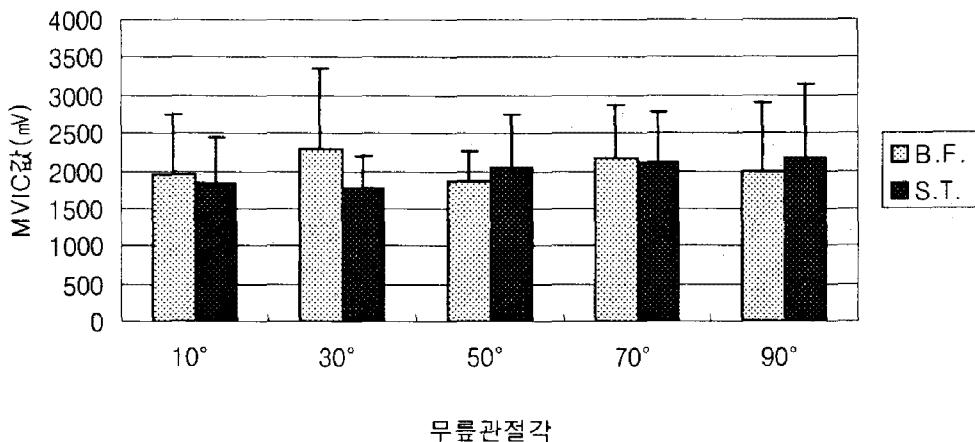


그림 4. 각도에 따른 슬관절 굴곡근의 근전도값

근전도 비교, 분석에 이용할 기준을 정하기 위한 최대 근력 측정에서 하지 근육들의 각도에 따른 MVIC(Maximum voluntary isometric contraction: 최대수의 등척성 수축)를 측정한 실험에서 신전 구간에서 주로 사용된 근육인 대퇴직근, 외측광근, 내측광근은 비록 통계적 유의차는 없었지만 대퇴와 하퇴의 종축이 이루는 각도가 30°인 동작에서 가장 큰 값을 나타내었다. 이는 St. Clair Gibson의 1997년 연구에서 하퇴가 완전히 펴진 상태를 0°로 보았을 때 60°-65°에서 가장 큰 균력을 나타낸다는 것과 비교해 보면 본 실험에서는 30°의 무릎관절각에서 가장 높은 근전도값을 보여주기 때문에 St. Clair Gibson의 연구 결과와는 약간의 차이가 있는 것으로 나타났다. 본 연구에서 30°의 무릎관절각 외엔 70°의 무릎관절각에서도 하지근육의 근전도치가 높아지는 것으로 나타났으나, 무릎관절각에 따른 근전도치에 유의한 차이가 나타나지 않았기 때문에 두 연구에 제시된 결과를 직접적으로 비교하는데 어려움이 있을 것으로 사료되어진다.

인체의 모든 근육은 특정 관절을 통과하며 건을 통해 골격에 부착되어진다. 이러한 근골격계의 특성에 따라 인체 동작 시 근육의 활동 정도는 관절 각도에 따라 유의한 차이를 발생시키게 될 것이다. 일반적인 대퇴사두근과 슬건근과 같은 하지 근육의 MVIC 측정법은 대퇴와 하퇴의 사이각을 90°로 고정한 상태에서 무릎을 신전, 굽곡 시키는 운동을 할 때 근육의 최대 활동치를 찾는 것이다 (U.S. Department of Health and Human Services, 1993). 그러나 근육의 길이-힘, 근수축속도-힘의 관계를 통해 밝혀진 바와 같이 근육에 발현되어지는 힘의 정도는 근육의 길이와 근수축 속도에 따라 변화되어질 것이며 근력의 변화는 바로 근육에서 발생하는 활동전위 변화를 동반하여야 하기 때문에 이러한 값의 변화는 근전도값의 변화와 직접적인 관계가 있을 것으로 판단되어진다. 이러한 원인에 의해 정적 수축 시 무릎 관절의 고정 각도에 따라서 근육의 활동치가 달라질 수 있을 것으로 판단되어진다.

IV. 결 론

본 실험의 결과에서 MVIC값의 크기가 대퇴 신전근의 경우에는 30° 의 무릎관절각에서 가장 높은 값을 보였으며, 일반적인 근육활동 형태는 무릎관절각에 따라 매우 유사하게 나타났다. 그러나 대퇴 굴곡근의 경우 대퇴이두근은 30° 의 무릎관절각에서, 반건양근은 90° 의 무릎관절각에서 최대근전도치가 나타났다. 이와 같이 하지근의 최대 수의적 정적 활동시 무릎관절 각도에 따라 차이가 나타난다는 것은 근육에서 발생하는 활동 전위가 분절의 상대적 위치 특성에 따라서 차이가 날 수 있다는 것을 의미한다. 즉 이와 같은 차이는 인체 분절의 길이, 근육의 정지와 기시점, 근육의 작용 방향(근섬유의 작용 기울기각: pennation angle), 근육의 단면적과 같은 근의 해부학적 특성과 근육이 견딜 수 있는 최대 스트레스, 근수축 속도와 같은 근섬유 자체의 생리학적 특성이 피험자마다 다르기 때문에 분절의 상대적 위치가 변할 때 이와 같은 근육의 해부생리학적 특성이 변화되어질 수 있을 것이다.

본 연구의 결과 MVIC값을 통한 근전도 표준화 방법 사용 시 최대의 활동 전위값을 발생시키는 특정 관절각도 혹은 분절의 상대적 위치를 밝혀내는 것이 근전도 정량화 연구에서 가장 우선적으로 이루어져야 할 것으로 사료되어진다. 특정한 근육에 있어 최대의 MVIC값을 발생시키는 분절의 상대적 위치를 찾을 수 있다면 이러한 동작을 통해 서로 다른 피험자 혹은 다른 근육간의 비교를 위한 근전도 표준화의 준거 동작으로 설정할 수 있을 것이다.

참고문헌

- 고도일 (1999). 알기 쉬운 키네시오 테이핑 요법. 서울: 도서출판 푸른솔.
- Bobbert, M. F., & Harlaar, J. (1993). Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension. *Medicine and science in sports and exercise*, 25, 251-259.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc.
- Eloranta, V., & Komi, P. V. (1980). Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric and eccentric contractions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 20, 159-54.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. 19, 127-169.

- Hunter, A. M., St Clair Gibson, A., Lambert, M., & Noakes, T. D. (2002). Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(5), 857-861.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34, 343-352.
- St Clair Gibson, A. (1997). *Neurological and humoral control of atrophy*. Unpublished Doctorial Dissertation, Cape Town. University of Cape Town,
- U.S. Department of Health and Human Services (1993). Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives. (DHHS Publication NO. 91-100). Washington, DC: U.S. Government Printing Office.

투고일 : 2005. 02. 15

심사일 : 2005. 02. 23

심사완료일 : 2005. 02. 28