

논문 2009-46SC-4-11

대퇴근활성화에 대한 자전거 운동 시 근전도와 슬관절 각도와의 상관관계 연구

(A Study of Relationship Between EMG Activation of Thigh Muscle(Rectus Femoris, Vastus Lateralis Muscles) and Knee Angle During Bicycle Exercise)

장 원 석*, 김 성 민**, 강 승 호***, 김 남 현*

(Won-Seuk Jang, Sung-Min Kim, Seung-Ho Kang, and Nam-Hyun Kim)

요 약

본 연구는 자전거운동에서 슬관절 각도와 대퇴근 활성도의 관계를 확인하고자 하였다. 총 16명의 20대 남성을 대상으로 실험을 진행하였으며, 대퇴근의 대퇴직근과 외측광근에서 EMG 신호를 측정하였다. 실험은 안장거리에 따라 총 5단계로 나누었으며, 단계별로 1분씩 60RPM, 200W의 부하로 운동을 하였고 슬관절 각도는 동작분석 장비를 이용하여 측정하였다. 실험결과 슬관절 각도와 대퇴직근, 외측광근 각각은 상관관계가 Step 1에서만 높게 나타났으며 그 외에서는 나타나지 않았다. 이러한 이유는 개인의 습관에 따라 두 근육의 활성도가 다르기 때문으로 사료된다. 그러나 대퇴근의 근전도와 슬관절 각도를 비교한 결과 높은 상관관계가 나타났다.

Abstract

In this study, we investigated relationship of muscular activity in thigh muscle and knee joint angle from bicycle exercise. The EMG signals of 16 persons were measured from rectus femoris and vastus lateralis muscles. The experiment was performed in 5 steps according to saddle distance and 60RPM/200W loads were applied for 1 minute at each step. EMG activation of rectus femoris and vastus lateralis muscles and knee joint angle were recorded using surface EMG and motion analysis system, respectively. Experimental results of inter relationship between EMG activation of thigh muscles and knee joint angle showed high correlation from Step 1. The unified EMG activation of two muscles and knee joint angle showed negative correlation(-0.97).

Keywords : 자전거운동(bicycle exercise), 근전도 활성화(EMG activity), 슬관절 각도(knee angle), 대퇴근(vastus muscle)

I. 서 론

보행은 인간의 기본적인 이동수단으로써 여러 근육

들의 상호작용에 의하여 가능하게 된다. 특히 대퇴근(vastus muscle)은 넓적다리(thigh)와 종아리(peroneus)를 펴는 작용을 하여 원활한 보행을 가능하게 하는 매우 중요한 근육이다.

이러한 대퇴근의 근력이 약화되면 신체 균형이 불균형해지며, 신체를 지탱하는 근육 역시 불균형을 보이고 정상적인 보행에 지장을 초래하여 보행 중 낙상의 위험을 증가시킨다. 실제로, 고령자의 경우 근력이 약해지고, 유연성이 감소하면서 낙상 사고를 많이 경험하게 된다. 특히 65세 이상인 노인의 경우 주요 사고사 이유가 낙상으로 나타나 노인의 조기사망원인이 되어 사회

* 정희원, 연세대학교 의과대학 의공학교실
(Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

** 정희원, 동국대학교 바이오시스템대학
(Department of Bio System College of Dongguk Univ)

*** 정희원, 동국대학교 생명과학연구원
(Dongguk University Research Institute of Biotechnology)

접수일자: 2009년4월21일, 수정완료일: 2009년7월3일

적으로 문제가 되고 있다^[1].

이러한 이유로 고령자의 낙상 예방을 위해 많은 운동이 소개되고 있으며, 그중 자전거 운동이 주로 추천되고 있다. 그 이유는 자전거 운동이 유산소 운동으로써 심폐능력 향상 효과, 하지 근력증진 효과와 골다공증예방 등의 여러 복합적인 운동효과를 가지고 있기 때문이다^[2-3]. 특히 안장을 이용하여 하지에 체중부담을 주지 않으면서 페달의 부하로 운동을 함으로 부하조절이 비교적 간단하여 비만인과 노약자들에게 유용한 운동이다.

근력을 측정하는 방법은 여러 방면에서 다양하게 연구되고 있다. 그중 근전도 신호를 측정하여 근력을 예측하는 방법이 연구되었다^[4]. 연구결과에 의하면 근전도 측정치의 시간 적분 값과 근력의 시간 적분 값 사이에는 일정한 상관관계가 있다고 하였다. 이러한 상관관계를 이용하여 근전도 신호 측정값을 수식에 적용하여 관절에 작용하는 근력을 도출한 결과 실제 실험결과와 거의 일치함을 확인하였다^[4].

그러나 많은 연구들이 근전도 활성화에 대하여 연구함에 있어서 자전거가 아닌 다른 기구나 방법을 이용하거나, 자전거를 이용한 연구라도 슬관절 각도와의 비교는 현재 연구결과가 없는 실정이다^[5-7].

따라서 본 연구는 가정에서도 손쉽게 운동할 수 있는 고정형 자전거를 이용하여 안장거리에 변화를 주어 대퇴근 근전도 활성화와 슬관절 각도의 관계를 보임으로써 자전거 운동 및 재활 치료 시 정량적 근력사용도모하여 처방에 의한 운동 및 치료에 도움이 되고자 한다.

II. 본 론

1. 실험방법

가. 실험대상

실험은 슬관절 통증, 슬관절 수술의 병력, 기타 근육격계 이상이 없는 16명의 20대 남성을 대상으로 하여 자전거 운동 시 다리 동작을 분석하였다. 실험 전 피험자는 실험에 동의하였으며, 실험방법 및 과정을 숙지하였다. 피험자 특성은 표 1과 같다. 다리 길이(length of leg)는 바닥에서 골반뼈(pelvic bones) 상전장골극(anterior superior iliac spine)까지의 높이를 측정하였고, 무릎높이(heel-knee)는 바닥에서부터 슬개골(patella)측면에 다리를 구부렸을 때 움직이지 않는 부

표 1. 신체적 특성

Table 1. Subject profiles.

	Height (cm)	Weight (kg)	Length of leg (cm)	Heel-knee (cm)
Average	171.9	68.9	97.4	48.0
SD	5.8	14.0	5.1	3.7

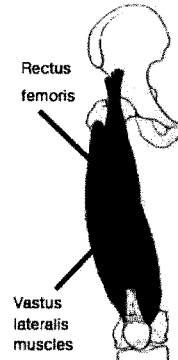


그림 1. 대퇴근의 구조

Fig. 1. Structures of vastus Muscle.

분(슬관절 마커 위치)까지의 높이로 측정하였다. 이는 안장거리와 대퇴, 종아리 부분의 길이에 따라 자전거 운동 시 슬관절 각도가 달라지기 때문이며, 자전거 운동 시 움직임에 의해 위치가 변하지 않는 부분으로 실험에 맞추어 임의로 기준을 정하였다. 실험은 평상시 주로 사용하는 다리의 대퇴 근력을 측정하였다. 이를 위하여 실험 전 피험자에게 평상시 주로 사용하는 다리를 설문을 통하여 검사하였으며, 검사결과 피험자 전원 우측 다리를 주로 사용함을 확인했다.

평가에 사용한 두 근육은 대퇴근 중에서 종아리를 펴는 동작을 담당하는 주동근으로 부착부위가 무릎뼈(patella)로 같으며, 힘의 작용방향도 동일한 협동근이다(그림1)^[8]. 개인의 보행이나 운동 습관 등으로 인해 두 근육의 활성화도는 다르게 나타난다. 이는 근육의 사용빈도 차이로 두 근육사이의 발달이 상이하여 근전도 활성화에도 영향을 보이게 된다. 따라서 본 연구에서는 두 근육을 대퇴근으로 가정하여 슬관절과 대퇴근 활성화사이의 관계를 확인하고자 하였다. 생체 역학적으로 인체 모델링 등에서 슬관절에 발생하는 힘을 구하기 위하여 협동근인 두 근육을 하나의 근육으로 가정하여 계산하는 예를 찾아볼 수 있다^[9-11].

나. 측정 장비

자전거 운동을 실시하기 위하여 운동기능평가 시스

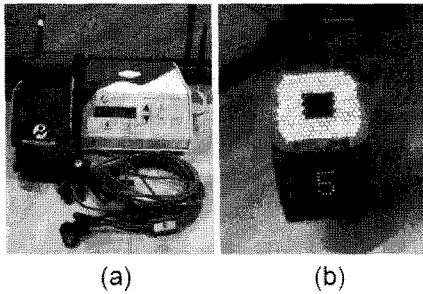


그림 2. 실험장비 (a) EMG 측정기 (b) 동작분석 카메라
 Fig. 2. The measuring equipment. (a) Surface EMG system, (b) Camera of motion analysis system.

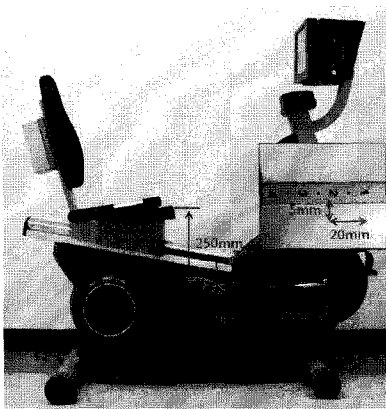


그림 3. 단계별 안장위치
 Fig. 3. Location of sit on each steps.

템을 사용하였다. 운동기능평가 시스템은 자전거 에르고미터를 이용한 운동평가 장치로 컴퓨터를 이용하여 운동부하를 정밀하게 조절하며 운동내용을 저장할 수 있다. 자전거 운동 시의 슬관절 각도 측정을 위해 동작분석 장비Vicon 370 (Motion Analysis System, USA)을 사용하였고, 근력측정을 위하여 EMG 측정 장비인 Telemyo 2400R (Noraxon, USA)과 내장된 소프트웨어를 사용하였다(그림 2).

시스템의 안장거리리는 총 Step 12로 Step 1일 때 휠 축에서 안장까지 수평방향 390mm, 수직방향 250mm이며 휠 축에서 페달까지(크랭크) 200mm 이고 Step별 수평방향으로 20mm, 수직방향으로 5mm씩 증가한다 (Fig 3). 본 연구에서는 피험자가 운동할 수 있는 최대 거리인 Step 5까지만 실험하였다.

다. 측정방법

피험자는 동작분석 마커를 고정 장치를 통해 우측

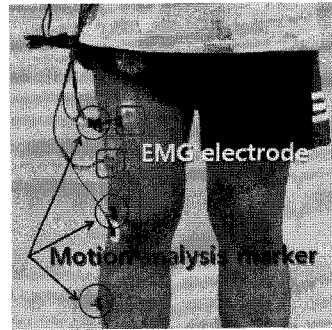


그림 4. 마커 및 근전도 측정 위치
 Fig. 4. Location of markers and electrodes.

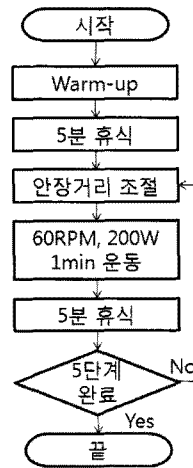


그림 5. 실험 프로토콜
 Fig. 5. Experimental protocol.

허벅지, 무릎, 종아리의 측면에 붙였다(그림 4). 이는 슬관절의 각도 분석을 위하여 동일직선상에 위치하도록 하였으며, 동작분석 시 각 Step별로 완전한 12cycle의 페달회전으로 샘플링 하였다. EMG 측정은 대퇴부 대퇴직근(rectus femoris), 외측광근(vastus lateralis muscles)의 EMG 신호를 측정하고(그림4)^[12], 샘플링율은 1000Hz, 필터링 대역은 10~500Hz로 하였으며, RMS(root mean square)를 이용하였다. 정확한 측정을 위하여 측정부위를 알코올 솜을 이용하여 땀, 습기 등을 깨끗이 닦은 후 표면전극을 부착하였으며, 전극의 움직임을 최소화하기 위하여 종이테이프를 이용하여 고정했다.

프로토콜은 다음 그림 5와 같으며, 선행 연구를 근거하여 Warm-up 방법, 휴식시간 실험 시간 및 실험 강도를 고려하여 프로토콜을 결정하였다^[5, 12].

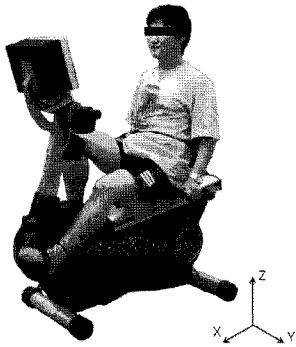


그림 6. 운동자세 및 운동기기
Fig. 6. Bicycle exercise and coordination system.

피험자는 피험자 데이터를 작성한 후 60RPM으로 Warm-up 운동을 실시하였으며, 운동 자세는 안장의 등받이에 최대한 밀착하여 앉고, 안장손잡이를 이용하여 운동 중 상체가 최대한 움직이지 않도록 하였다.

Warm-up 운동을 통하여 실험 전 자전거 운동에 익숙해 질 수 있도록 하였으며, Warm-up 운동을 마친 후에 5분간 휴식을 통하여 근피로가 생기지 않도록 하였다. 휴식을 마친 후 Step 1에서 Step 5까지 안장거리를 조절하여 각 Step별로 60RPM, 200W의 운동부하로 1분간 운동을 수행하며 동작분석과 EMG를 측정했다. 각 Step별로 운동 후 5분간의 휴식을 취하였으며, 이때 순차적으로 실험을 진행할 경우 마지막 Step 5에서 근 피로 누적으로 인하여 정확한 실험이 어려울 것을 고려하여 Step 1에서 Step 5까지는 임의의 순서로 진행하였다(그림6)^{16, 13)}.

2. 분석방법

좌식형 자전거 운동에서 대퇴부 최대근력이 발생하는 슬관절 각도를 알아보기 위하여 EMG의 최대 측정값과 슬관절 각도를 조사 및 계산하였다. EMG는 1분 동안 8초씩 5회 측정하였으며 5회 측정값의 평균값으로 평가했다.

각 개인별, 근육별 EMG의 최대값은 차이가 있는데, 이는 운동을 많이 한 사람과 적게 한 사람, 피부의 상태, 근육의 사용빈도 등이 측정값에 영향을 주기 때문이다. 따라서 EMG 원신호를 직접 비교하는 것은 불가능하여, 본 연구에서는 자전거 운동 시 측정된 개인의 최대 EMG 측정값을 표준화 하여 Step별 %MVIC(maximal voluntary isometric contraction)로 측정하였다¹¹⁾.

슬관절의 각도는 동작분석 장비로부터 측정된 각 마커의 부착 좌표로부터 계산하였다. X축 방향은 전방을

향하는 축, Y축은 측방을 향하는 축, 마지막 Z축은 상방을 향하는 축으로 정하였다(그림 5). 측정된 허벅지(X1,Y1,Z1), 무릎(X2,Y2,Z2), 종아리(X3,Y3,Z3)의 좌표를 수식 (1), (2), (3)에 대입하여 각 관절 사이의 거리를 구하고, 수식 (4)을 이용하여 최종적인 슬관절의 각도를 구하였다. 도출된 슬관절 각도 중 최대치를 선별하여 사용하였다.

$$A = \sqrt{((X_2 - X_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2)} \tag{1}$$

$$B = \sqrt{((X_3 - X_2)^2 + (Z_3 - Z_2)^2)} \tag{2}$$

$$C = \sqrt{((X_3 - X_1)^2 + (Z_3 - Z_1)^2)} \tag{3}$$

$$Angle = \left[\frac{A^2 + B^2 - C^2}{2 \times A \times B} \right] \tag{4}$$

본 연구의 자료는 SPSS 14.0 for Windows와 Microsoft Office Excel2007을 이용하여 평균, 표준편차, 분산분석을 실시하였다. 모든 변인에 대한 통계적 유의 수준은 p<0.05로 설정하였다.

III. 실험 결과

본 연구에서는 슬관절의 각도와 대퇴근의 근 활성도의 관계를 알아보았다. 실험 결과 슬관절의 각도가 작을수록 근 활성도 값이 더욱 커지는 것을 확인할 수 있었으며, 슬관절 각도와 대퇴근의 근 활성도 사이에는 매우 높은 음의 상관관계가 있음을 확인하였다.

총 Step 5에 걸친 실험 결과는 다음과 같다(표 2, 3). %MVIC 측정값은 앞서 언급한 바와 같이 개인차가 심

표 2. 실험단계별 결과(%MVIC, 각도)
Table 2. Results of the experiment steps(%MVIC, angle).

		Average	SD
Step 1	MVIC(%)	90.80	11.75
	각도(deg)	87.28	26.93
Step 2	MVIC(%)	83.19	16.17
	각도(deg)	110.21	32.66
Step 3	MVIC(%)	80.77	15.90
	각도(deg)	123.28	37.26
Step 4	MVIC(%)	74.68	16.60
	각도(deg)	130.95	32.10
Step 5	MVIC(%)	73.38	17.93
	각도(deg)	150.37	31.53

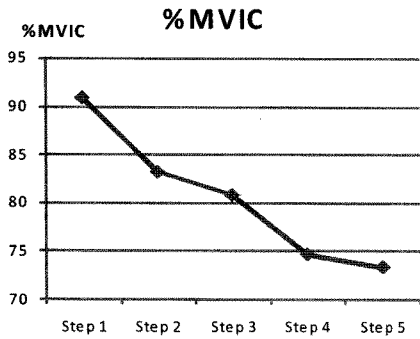


그림 7. 각 단계별 %MVIC 결과값
Fig. 7. %MVIC results of the each steps.

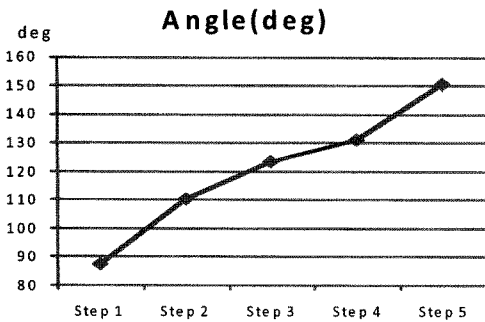


그림 8. 각 단계별 슬관절 각도
Fig. 8. Angle results of the each steps angle.

하여 편차가 많이 나왔다. 그러나 %MVIC 측정값과 슬관절의 각도는 유의한 것으로 나타났다($p < 0.05$). %MVIC 측정값은 Step 1에서 평균 90.80 ± 11.75 로 매우 높게 측정되었다. 그러나 Step 5에서는 평균 %MVIC 값이 73.38 ± 17.93 으로 가장 낮게 나타났다(표 2). Step 1에서의 슬관절의 각도는 $87.28 (\pm 26.94)$ deg로 확인되었고, Step 5에서는 $150.37 (31.53)$ deg로 점차 증가하는 것으로 나타났다(표 2).

또한, %MVIC와 슬관절의 평균 각도의 상관관계를 살펴본 결과 -0.97 로 매우 높은 음의 상관관계가 있음을 확인 하였다(그림 7, 8).

또한 각각의 근육의 근 활성화와 슬관절 각도와와의 관계를 분석한 결과 Step 1일 때의 대퇴직근(rectus femoris)과 외측광근(vastus lateralis muscles)에서만 각각 0.8과 0.73의 매우 높은 상관관계를 확인할 수 있었다. 그러나 다른 Step에서는 유의성을 확인하지 못하였다. 이는 개인차로 인하여 개인별 주로 사용하는 근육에 차이가 있기 때문인 것으로 사료된다.

표 3. 각 단계별 100%MVIC 발현 빈도 및 평균 슬관절 각도

Table 3. The frequency of 100%MVIC by each step.

	Step 1	Step 2	Step 3	Step 4	Step 5
100%MVIC (persons)	7	3	3	1	2
Percentage	44%	19%	19%	6%	12%
Mean angle (Degree)	93.44	101.47	102.61	157.64	157.07

표 3은 각 단계별로 100%MVIC가 측정된 인원수와 평균 슬관절 각도를 확인하였다. Step1에서 100%MVIC를 보인 사람은 7명으로 전체인원에 44%를 차지하며 평균 슬관절 각도는 93.44deg로 나타났고, Step 2와 Step 3은 각각 3명씩 최대 근전도 값을 나타내며, 각각 101.47deg와 102.61deg임을 보였다. 특히, 슬관절의 각도가 102.61deg 이하일 경우가 전체 100%MVIC 발현의 82%를 차지하여 슬관절의 각도와 근력의 관계를 확인하였다. 이는 특정 슬관절 각도범위에서의 근 활성도가 높아짐을 보여주는 것으로 사료된다. 특히 150deg 이상이 되면 100%MVIC 발현빈도가 줄어든다.

IV. 결론

인간의 근육은 사용빈도가 높을수록 더욱 강해지는 특징을 가지고 있다. 또한 근육의 근전도와 근육이 발생하는 힘과는 수식을 통한 함수관계를 보인다^[4]. 본 연구에서는 자전거 운동 시 슬관절의 각도와 대퇴근의 근활성도와와의 관계를 분석하여 운동 및 재활 치료 시 도움이 되고자 하였다.

연구결과는 다음과 같다.

1. 슬관절 각도와 대퇴 근력은 매우 강한 음의 상관관계(-0.97)로 반비례관계를 가지고 있다.
2. 슬관절 각도가 102.61deg 이하에서 높은 근 활성도를 보이는 경향이 있다.
3. 슬관절 각도와 각 근육별 상관관계는 Step 1외에는 상관관계가 없었다.
4. 대퇴근의 근 활성화를 확인한 결과 대퇴직근(rectus femoris)과 외측광근(vastus lateralis muscles)의 활성화는 개인차가 크게 나타났다.
5. 슬관절 각도가 작을수록 근 활성도가 높게 나타나

는 경향을 보인다.

조정화 등의 선행연구를 통해 폐쇄역학운동에서 대퇴직근(rectus femoris)의 경우는 슬관절 각도가 증가함에 따라 근전도가 증가하였으나 대퇴이두근(biceps femoris)은 감소함을 확인 하였다^[7]. 본 연구에서는 대퇴직근(rectus femoris)과 외측광근(vastus lateralis muscles)을 측정하여 대퇴이두근(biceps femoris)과의 비교는 할 수 없었으나, 대퇴직근(rectus femoris)의 경우 선행연구와 다른 슬관절 각도와 대퇴근전도가 반비례의 결과가 도출 되었다. 이는 본 연구에서는 자전거를 이용한 운동이었으나 선행연구에서는 기구를 사용하지 않은 운동인 점과 외측광근(vastus lateralis muscles)의 근 활성도와외의 통합적인 결과로 인한 것으로 사료된다. 특히 대퇴직근(rectus femoris)과 외측광근(vastus lateralis muscles)의 근 활성도는 개인별로 차이가 있었다. 이는 앞서 말한 바와 같이 보행패턴, 평상시 운동, 습관 등에 따라 대퇴이두근(biceps femoris)이 발달한 경우와 외측광근(vastus lateralis muscles)이 발달한 경우로 판단된다.

본 연구는 기존 연구와 달리 자전거운동 시 슬관절의 각도와 대퇴근 활성화에 대하여 연구하였다. 기존 연구에서는 안장거리와 근전도 활성화 또는 자전거 운동이 아닌 다른 방법에 의한 근전도 활성화와 관절 각도에 대한 연구를 진행하였다^[5-7]. 현재 16명의 20대를 중심으로 연구하였기에 슬관절 각도에 따른 근 활성화 경향을 볼 수 있을 뿐 정확한 수치를 제시하기는 어렵다고 사료된다. 따라서 추후 인원수와 연령대의 범위를 넓히고, 슬관절을 움직이는 다른 근육들의 상태를 통합한 연구가 진행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 윤성진, “노인 낙상예방을 위한 근력운동,” 스포츠과학, 제 96권, 88-95쪽, 2006년
- [2] S. H. Youn, ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription 6th, Seoul, Korea: Hyunmoon. Press 2003.
- [3] Y. J. Nam, H. J. Jung, and J. K. Oh. “The Effect of Cycling Exercise on Body Composition, Muscle Strength and BMD in Post-Menopausal Women”, Journal of Korean physical Education Association for Girls and Women, Vol. 21 no. 1, pp. 1-9, 2007.
- [4] J. S. Han, G. Y. Chung, T. H. Lee and J. Y. Ahn. “Development of Mathematical Model to Predict Dynamic Muscle Force Based on EMG Signal,” Journal of Biomed. Eng. Res. Vol. 20, no. 3, pp. 315-321, 1999.
- [5] D. M. Rouffet and C. A. Hautier, “EMG normalization to study muscle activation in cycling,” Electromyography and Kinesiology, Vol. 18, no. 5, pp. 866-878, 2008.
- [6] C. K. Kim, “Muscle Activity Patterns During Concentric and Eccentric Contractions of The knee Extensor on Different Speed and Load Conditions,” The Korean Journal of Physical Education, vol.34, no. 2, pp. 221-230, 1995.
- [7] J. H. Jo and S. B. Jung, “Electromyographic Analysis of isotonic closed and open kinetic chain exercises,” The Korean Journal of Physical Education, Vol. 40, no. 4, pp. 633-643, 2001.
- [8] 천명훈, 백선웅, 백두진, 송창호, 한승호, 정영길, “기본인체해부학제5판,” 탐구당, 111-112쪽, 2005
- [9] N. Ozkaya, M. Nordin, “Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, Deformation,” Textbooks, 21, 2005.
- [10] H. J. Kim, J. Y. Kwon, J. S. Kim, M. W. Kim, H. J. Bang, W. I. Lee, and Y. J. Ko, “Preferential Vastus Medialis Oblique Activation Achieved by Isokinetic Cycling at High Angular Velocity,” J Korean Acad Rehab Med, Vol. 30, pp. 481-484, 2006.
- [11] G. S. Hwang, D. C. Lee and J. H. Choi, “A Biomechanical Model of Lower Extremity for Seated Operators,” Journal of the Human Engineering Society of Korea, Vol. 11, no. 1, pp. 81-92, 1992.
- [12] A. Rainoldi, G. Melchiorri and I. Caruso, “A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles,” Journal of Neuroscience Methods, Vol. 134, no. 1, pp. 37-43, 2004.
- [13] L. M. Arzac, A. Belli and J. R. Lacour, “Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer,” European Journal of Applied Physiology, Vol. 74, no. 1/2, pp. 100-106, 1996.

저 자 소 개



장 원 석(정회원)
 1995년 연세대학교
 의용전자공학과 학사
 1997년 연세대학교
 의용전자공학과 석사
 2007년 연세대학교 생체공학
 협동과정 박사과정

1997년~2002년 (주)바이오시스 연구소
 2002년~2004년 한국보건산업진흥원
 2004년~현재 지멘스(주), Siemens 메디칼연구소
 <주관심분야 : 생체신호처리 및 자동진단알고리즘, 의료영상분야, 의료정보>



김 성 민(정회원)
 1985년 연세대학교
 전자공학과 졸업
 1991년 아이오와대학교
 의용공학과 석사 졸업
 1995년 아이오와대학교
 의용공학과 박사 졸업

2002년~2009년 건국대학교 의료생명대학
 의공학부 부교수
 2009년~현재 동국대학교 바이오시스템대학 부교수
 <주관심분야 : 재활공학, 생체모델링, 생체계측>



강 승 호(정회원)
 2008년 건국대학교
 의공학부 학사 졸업.
 2008년~2009년 건국대학교
 의공학과 석사과정
 2009년~현재 동국대학교
 생명과학연구원

<주관심분야 : 재활공학>



김 남 현(정회원)
 1977년 연세대학교
 전기공학과 학사
 1982년 연세대학교 대학원
 전기공학과 석사
 1987년 연세대학교 대학원
 전기공학과 박사

1988년~현재 연세대학교 의과대학 의공학교실
 전임강사, 조교수, 부교수, 교수
 <주관심분야 : 가정용 의료기기, 의료정보시스템, 의료정보 표준>