

근전도 바이오피드백을 적용한 엉덩관절 움직임 조절 운동이 엉덩관절 돌림근에 미치는 영향에 대한 융합적 연구

정주현¹, 강태욱^{2*}

¹김해대학교 물리치료과 교수, ²워크재활의학과병원 물리치료실 물리치료사

A convergence study of the effect of movement control exercise of hip joint using visual EMG biofeedback on hip rotators

Ju-Hyeon Jung¹, Tae-Wook Kang^{2*}

¹Professor, Department of Physical Therapy, Gimhae College

²Physical Therapist, Department of Physical Therapy, Walk Rehabilitation Hospital

요약 본 연구의 목적은 근전도 바이오피드백 장비를 사용하여 움직임 조절운동을 수행할 때 엉덩관절 근육에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 본 연구는 유사실험설계 단일집단 검사전-검사후 설계이다. 건강한 성인 21명이 본 연구에 참여하였다. 모든 대상자는 근전도 바이오피드백 장비를 사용하여 엉덩관절의 움직임 조절 운동을 총 20분간 수행하였다. 적은무릎 구부리기 검사 수행동안 엉덩관절의 근활성도 변화를 확인하기 위해 중간볼기근, 큰볼기근, 넓다리근막긴장근, 넓다리 곧은근의 활성도를 측정하였다. 본 연구 결과에서 중재 후 큰볼기근의 유의한 변화를 확인하였다. 이러한 결과는 근전도 바이오피드백 장비를 적용한 엉덩관절 움직임 조절운동이 엉덩관절의 안쪽돌림을 조절하고 엉덩관절 가쪽돌림근을 활성화시키는 효과적 중재방법임을 확인할 수 있었고, ICT 융합기술을 접목한 재활운동이 임상에서 효과적인 중재가 될 수 있음을 보여주었다.

주제어 : 움직임 조절운동, 근전도 바이오피드백, 적은 무릎 구부리기 검사, 엉덩관절 돌림근, 융합

Abstract The aim of this study was to determine the effects of movement control exercise of hip joint using visual EMG biofeedback on hip joint muscles in healthy adults. This study was nonequivalent one group Pre-post test design. Twenty-one healthy adults were participated in the study. all subjects conducted movemnet control exercise(MCE) using electromyography(EMG) biofeedback of hip joint durng 20 min. The outcome measures included surface eletromyography. Surface electromyography data were collected from the Gluteus medius (Gmed), Gluteus maximus (Gmax),and Tensor fasciae latae(TFL), rectus femoris(RF) during small knee bending (SKB) test. There was a significant difference in Gluteus maximus muscle activity between the pre-test and the post-test ($p < 0.05$). The findings suggest that Movement control exercise using EMG biofeedback for limiting hip internal rotation is effective in activating the hip external rotator muscles. in addition, this study showed that rehabilitation exercise combined with ICT convergence technology could be an effective intervention in clinical practice.

Key Words : Movement control exercise, EMG biofeedback, Small knee bending test, Hip rotator, Convergence

*Corresponding Author : Tae-wook Kang(gornsapelr@naver.com)

Received November 18, 2019

Accepted December 20, 2019

Revised December 5 2019

Published December 28, 2019

1. 서론

엉덩관절(hip joint)은 다축관절인 절구관절로써 절구 안으로 넓다리뼈 머리가 깊이 받쳐져 안정적인 구조를 형성하고 있다[1]. 그러나 달리기, 뛰기 그리고 공차기와 같은 활동적인 동작을 수행할시 엉덩관절에 높은 부하와 염전력(torsional forces)이 발생하여, 엉덩관절 주변을 구성하는 관절과 관절주머니 및 인대와 근육의 손상을 초래하게 한다[2]. 그리고 스포츠 활동 및 일상생활에서 넓다리뼈 머리와 절구의 가장자리에 반복적인 충돌에 의해 관절테두리의 미세손상이 발생하게 되고 이러한 미세손상은 엉덩관절의 통증과 운동제한을 유발하는 엉덩관절 충돌증후군(Femoroacetabula Impingement; FAI)으로 발전하게 된다[3,4].

엉덩관절 충돌증후군은 엉덩관절의 굽힘, 모음 그리고 안쪽돌림을 동반한 움직임에 의해 발생하며[5], 이와 같은 손상된 움직임(impairment movement)은 엉덩관절의 부하와 스트레스를 증가 시킨다[4]. 한편, 손상된 움직임을 확인하기 위해 선행연구에서는 움직임 조절검사(movement control test)를 제시하였다[6,7]. 또한 움직임 조절검사 중 적은 무릎 구부리기(Small knee bending)검사는 엉덩관절의 조절되지 않은 안쪽돌림을 확인하는 검사로 간단하고 빠르게 손상된 움직임 조절을 확인할 수 있다고 하였다[4,7].

적은 무릎 구부리기(Small knee bending)검사는 선행연구를 통해 카파지수 0.92를 나타내는 높은 신뢰성이 확인되었고 민감도와 특이도를 통해 수신자작작특성곡선(ROC curve)를 분석한 결과 0.867의 중등도 정확도를 보여 임상적으로 유용한 검사로 확인되었다[8]. 또한, 적은무릎 구부리기 검사는 한다리 서기 동안에 굽힘을 통해 한쪽 엉덩관절과 무릎관절이 움직이는 것으로 엉덩관절의 안쪽돌림을 능동적으로 분리하고 조절하는 능력을 평가하고 학습하게 한다[7]. 또한 엉덩관절 안쪽 돌림의 등척성 또는 신장성 조절을 제공하는 가쪽 돌림 볼기근의 효율성을 확인하고 인접관절을 손상되지 않고 유지할 수 있는 조절능력을 평가한다[4,7]. 이러한 평가로 확인된 조절되지 않은 움직임을 개선하기 위해 선행연구에서는 다양한 되먹임정보를 제공하여야 한다고 주장하였다[7].

한편, 다양한 바이오피드백(Biofeedback) 정보 중 시각적, 촉각적 피드백 정보는 재활영역에서 다양한 형태로 치료에 적용되어져 왔다[8]. 그중에서도 신경근육의 바이오피드백 방법을 적용하기 위해 근전도(Electromyography; EMG)와 실시간 초음파영상장비(Real-time ultrasound;

RTUS)는 재활영역에서 널리 사용되고 있다[9].

특히, 근전도 바이오피드백 방법은 근육의 전기적 신호를 시·청각적 정보로 변환하는 방법으로 근골격계 환자의 근력을 향상하고, 근육의 긴장도를 감소시키며 통증을 개선해 줄 수 있다고 보고되었다[9,10].

많은 선행연구에서 근전도 바이오피드백을 이용해 과활성화된 근육을 조절하고 선택적 근육의 수축을 유도할 수 있음을 확인하였다[11,12]. 이러한 장점으로 근전도 바이오피드백 방법은 운동조절을 위한 학습도구로 추천되어져 왔다[12-14]. 그러나 현재까지 진행된 연구는 신경계질환자의 근육수축과 움직임을 개선하는 것에 초점이 맞추어져 있거나[9], 근골격계 질환의 개선을 위한 연구는 국소적인 부위에 한정되어 미흡한 상태이다[9,11].

따라서 본 연구는 엉덩관절 안쪽돌림 움직임 조절운동을 수행할 때 근전도 바이오피드백 방법을 적용하여 엉덩관절 돌림근의 활성화도에 어떠한 영향을 미치는지 확인함으로써 향후 엉덩관절 통증을 호소하는 환자의 재활운동에 기초적 자료를 제시하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 연구대상

본 연구는 G시 소재 G 대학에서 20대 남성 30명을 모집하여 엉덩관절 안쪽 돌림근 조절장애 대상자 21명을 최종선정 하였다. 연구에 참여한 모든 대상자에게 연구의 목적을 설명하고 참여에 대해 동의를 구하였다. 엉덩관절 안쪽 돌림조절 장애 대상자 선정기준은 한쪽다리 적은 무릎 구부리기 검사(single leg small knee banding test) 중 무릎이 발가락 앞으로 5cm 지나기 전에 엉덩관절의 안쪽 돌림을 보이는 자로 하였다[7]. 또한, 모든 대상자는 무릎이나 엉덩관절에 관련된 질환의 소견이 없고 과거 수술경력이 없는 자로 실시하였다. 본 연구의 대상자 수는 표본 크기 산출프로그램(G*Power ver. 3.1.5, Franz Faul, University of Kiel, Germany)을 사용하여 표본 수를 산출하였다. 실험대상자 5명에게 실시한 사전실험에서 효과크기는 0.87, 유의수준은 0.05, 검정력은 80%으로 10명이 산출되었으며 본 연구에서는 21명의 대상자를 최종선정 하였다.

2.2 실험절차

연구에 참여한 대상자 15명을 대상으로 단일집단 검사전-검사후 설계(One group pretest-posttest design)

로 진행 하였다.대상자에게 움직임 조절 운동을 적용하기 전 근전도를 부착하고 적은 무릎 구부리기(Small knee bending; SKB)을 실시하였고, 중재를 적용한 후 적은 무릎 구부리기(SKB)를 실시하는 동안 엉덩관절 근육의 활성화도 변화를 확인하였다. 엉덩관절의 근활성은 근전도를 통해 중간불기근, 큰불기근, 넙다리근막긴장근, 넙다리 곧은근을 측정하였다.

중재 전과후에 실시하는 적은 무릎 구부리기(SKB)검사는 총 3회 실시하였고 선행연구에서 제시하는 조절되지 않는 움직임(uncontrolled movement; UCM)이 나타나기 직전까지의 근육활성 정보를 획득하였다[7].

2.2.1 적은 무릎 구부리기 검사

Fig. 1과 같이 대상자는 한발로 전체 체중을 옮기고 다른 한발은 바닥으로부터 들어 올리라고 지시받는다. 지지하는 발은 발꿈치를 바닥에 대고 무릎을 굽히고 발등을 굽히려는 지시를 받는다. 운동 조절 기준점은 몸통을 발 뒤꿈치를 통해 유지하고, 두 번째 발허리뼈가 10°의 중립선을 따라 일직선으로 정렬된 위치에서 있어야한다. 몸통 수직 방향으로 유지하면서 몸통의 앞쪽기울임 또는 엉덩이 및 골반의 뒤쪽이동을 유지한다[4,7].

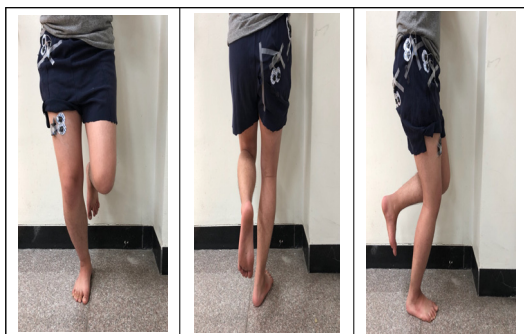


Fig. 1. Small knee bend movement control test and Electrode placements for the gluteus medius, tensor fasciae latae, gluteus maximus, rectus femoris

2.2.2 중재방법(Intervention)

실험자에게 근전도(electromyogram)를 부착한 후 엉덩관절의 총 2가지 움직임 조절운동(Movement control exercise; MCE)을 총 20분간 적용하였다.

움직임 조절운동은 Fig. 2와 같이 대상자는 옆으로 누워 엉덩관절을 45° 구부리고 무릎관절은 90° 구부리며 골반은 중립으로 위치시킨다. 대상자의 뒤꿈치는 불인 상

태를 유지하고 위쪽 다리를 위로 들어올려벌린 뒤, 뒤꿈치를 2~3cm 들어올려 유지시키는 것을 10초간 유지하였다. 이 중재방법을 총 10분 수행하였으며, 운동이 끝난 뒤 5분간 휴식을 제공하고 다음동작을 시행하였다[7]. 또한, Fig. 2에 제시한 그림과 같이 대상자의 발을 엉덩이 너비로 벌리고 등을 벽에 기대고 선다. 몸통을 수직으로 곧게 세우고 발뒤꿈치가 벽과 5~10cm앞에 위치하고, 몸통의 앞쪽기울임 없이 적은 무릎 구부리기(SKB)를 실시하도록 지시하여 10분간 시행하였다[7].

두 가지의 움직임 조절운동 동작을 수행할 때 큰불기근이 활성화 되는 것을 컴퓨터 화면의 막대그래프를 통해 확인하였다. 훈련시 근활성도의 역치기준은 큰불기근의 최대 수의적 등척성수축(MVIC)의 10%~20%강도로 설정하여 실시하였고[11], 최대와 최저 역치를 초과할시 화면에서 나타나는 막대의 색상변화로 대상자에게 적절한 근육수축이 이루어질 수 있도록 시각적 바이오피드백을 제공하였다. 또한, 대상자가 피로를 호소할 시 실험자는 적절한 휴식시간을 제공하였다.



Fig. 2. Hip joint movement control exercise of hip joint using EMG biofeedback

2.3 측정 장비 및 데이터 처리

2.3.1 표면 근전도

엉덩관절의 중간불기근, 큰불기근, 넙다리근막긴장근, 넙다리 곧은근의 근 활성도를 측정하기 위해 무선 근전도 장비(TeleMyo Desktop DTS, Scottsdale, AZ, USA)를 사용하였고, 측정된 자료를 분석하기 위해 근전도 신호분석 소프트웨어(MyoResearch Master Edition

3.10, Scottsdale, AZ, USA)를 사용하였다. 모든 대상자들의 피부 임피던스를 낮추기 위해 표면전극의 부착부위를 제모 하였으며, 알콜솜을 사용하여 소독한 후 표면전극을 부착하였다.

근전도 신호 추출률은 1024 Hz로 설정하였고, 노이즈를 제거하기 위해 주파수 대역폭(bandpass-filtered)을 20~350 Hz로 설정하고, 노치 필터는 60 Hz 영역대로 사용하였다. 적은 무릎 구부리기(SKB) 검사 수행에서 각 근육의 근전도 신호는 제곱 평균 제곱근(root mean square; RMS)값의 형태로 처리하였다. 또한, 적은 무릎 구부리기(SKB) 검사가 종료되는 시점을 기준으로 측정된 각 근육의 신호값을 사용하였다.

측정값을 정규화 시키기 위해 각 근육에 대한 최대 수의적 등척성 수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)값을 수집하였으며, 각 근육의 %MVIC 계산에 사용 되었다. 각 근육의 등척성 수축을 알아보기 위해 대상자들에게 각 근육의 맨손근력 검사자세에서 최대 도수 저항을 주었으며, 대상자가 가능한 최대 근력을 발휘 할 수 있도록 구두로 지시를 주었다[15]. 근전도 신호 값은 총 3회를 측정하였으며, 5초 동안 수집 신호 중에서 3초 간 측정된 값을 측정변수로 사용하였다.

표면 전극(Ludlow Technical Products, Canada)은 Fig. 1와 같이 실험 대상자의 우세쪽 다리의 엉덩정강근막띠와 중간볼기근, 큰볼기근에 부착하였다. 엉덩정강근막띠는 ASIS와 큰돌기의 머리에 부착하였으며[16], 중간볼기근 뒤쪽섬유는 뒤쪽엉덩뼈와 큰돌기 사이의 33% 지점에 부착하였다[17]. 큰볼기근은 근육 가운데 중간에서 약간 아래쪽 넓다리의 큰돌기 높이와 엉덩이 주름위 1~2inch 높이에 부착하였다[18].

2.4 자료처리 및 분석방법

수집된 자료는 SPSS 21.0 win 통계프로그램을 이용

하여 통계처리를 하였다. 모든 변수는 기술통계로 평균 및 표준편차를 산출하였으며, Shapiro-Wilk 정규성 검정을 통해 정규분포를 이루고 있어 모수 통계 방법을 사용하였다. 중재 전후의 근활성도 차이를 확인하기 위해 Paired t-test로 분석하였다. 모든 통계에 대한 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 수준으로 설정하였다.

3. 연구 결과

3.1 연구 대상자의 일반적 특성

대상자는 20대 정상성인 남성 21명을 대상으로 하였으며 연구 대상자의 일반적 특성은 Table 1과 같다.

Table 1. General characteristics of subjects (n=21)

Variable	Mean ± SD
Age (years)	23.20±1.47
Height (cm)	173.26±5.78
Body weight (kg)	77.93±10.49
BMI (kg/m ²)	25.88±2.44

BMI: Body mass index

3.2 엉덩관절 근육의 근활성도

적은 무릎 구부리기 검사 동안 중간볼기근, 큰볼기근, 넓다리 근막긴장근, 넓다리 끝은근의 근 활성도 값은 Table 2에 제시하였다.

근전도 바이오 피드백을 이용한 중재 전과 중재후 중간 볼기근의 근활성도는 유의한 차이가 없었고($p > .05$), 큰볼기근의 근활성도는 중재 전과 중재후의 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 넓다리 근막긴장근의 근활성도는 근

Table 2. Comparison of the EMG activity during hip joint MCE without and with biofeedback (n=21)

Muscles	Intervention		t	p
	MCE Without BF	MCE With BF		
Gmed	24.69±9.99	24.40±16.55	0.11	.91
Gmax	4.06±2.08	13.76±10.19	-4.84	.00
TFL	17.46±9.99	26.02±17.06	-3.47	.00
RF	24.47±15.21	29.49±17.41	-1.15	.26

Mean±SD, MCE: movement control exercise, BF: biofeedback, Gmed: gluteus medius, Gmax: gluteus maximus, TFL: tensor fasciae latae RF: rectus femoris, Unit: %MVIC

전도 바이오 피드백을 이용한 증재전과 증재 후 유의한 차이를 보였다($p < .05$), 넓다리 끝은근도 증재 전과 증재 후의 유의한 차이가 없었다($p > .05$). Table 2

4. 논의

일상생활에서 신체활동을 수행할시 엉덩관절 근육의 약화는 무릎넓다리 관절과 엉덩정강근막피에 스트레스를 증가시키고, 이러한 현상은 무릎 박굽이 움직임과 상관성을 가진다[8,19-20]. 엉덩관절의 안쪽 돌림되는 경향에 의해 발생하는 잘못된 움직임은 근육 불균형을 유발하고 허리 통증이나 사타구니 통증을 유발할 수 있다[21-23]. 본 연구의 연구자는 일상의 신체활동에서 빈번하게 나타나는 엉덩관절의 안쪽돌림 움직임 조절능력 저하현상을 제한하기 위해 근전도 바이오피드백 방법을 적용한 움직임 조절운동을 엉덩관절에 실시함으로써 안쪽돌림 움직임을 조절하는 근육의 변화를 확인하였다.

선행연구에서 적은 무릎 구부리기(SKB) 움직임 조절 검사는 엉덩관절의 충동을 야기하는 부하의 직접적 연관성을 분석하는 것보다 엉덩관절의 변경된 조절능력을 알려준다고 하였다[4]. 이러한 이론을 바탕으로 선행연구는 작은 볼기근과 엉덩관절 긴모음근의 비율을 강조하였으며, 이러한 근육의 불균형은 관절의 손상과 통증에 깊은 연관성이 있다고 보고하였다[24].

한편, 엉덩관절의 과도한 안쪽돌림은 관절의 안정성을 담당하는 가쪽 돌림 안정성 근육과 주머니(capsule)의 신장된 길이에 의해 나타나거나, 넓다리근막긴장근과 엉덩정강근막피의 과도한 단축에 의해 나타난다고 보고되고 있다[7]. 이러한 근거를 바탕으로 엉덩관절 돌림근 조절 기능장애를 개선하기 위해 엉덩관절 가쪽 돌림근의 적절한 조절능력과 안쪽돌림근의 적절한 길이변화를 개선 해주어야 한다.

본 연구의 결과에서 근전도 바이오피드백을 적용한 후 적은 무릎 구부리기(SKB) 검사를 시행하였을 때 큰볼기근 활성도가 운동전 측정결과 보다 유의하게 증가한 것을 확인할 수 있었다.

반면에, 본 연구의 결과에서 넓다리근막긴장근의 활성도가 증재 후 유의하게 증가한 결과를 확인함으로써 증재효과가 엉덩관절 근육에 부정적인 결과를 초래한 것으로 이해할 수 있다.

이러한 결과는 선행연구에서 넓다리근막긴장근과 엉덩정강근막피의 활성이 증가함으로써 엉덩관절을 자극하

고 통증이나 관절손상 증상을 유발한다는 보고 때문에 더욱 논쟁의 여지가 있게 된다[4,25].

그러나 선행연구에서 주장하듯이 엉덩 관절의 통증과 관절의 손상을 예방하기 위해서는 근육의 균형된 비율이 강조되어야 하며[24], 표면적 근활성도의 증가로 인한 엉덩관절의 부정적인 효과로 보기엔 성급한 판단이 될수 있다. 본 연구의 결과에서 큰볼기근과 넓다리 근막긴장근의 비율(Gluteus maximus:Tensor fasciae latae) 변화에서 증재 전 1:4.2의 결과가 1:1.8으로 변화되는 결과를 보였다. 이러한 결과는 엉덩관절의 안쪽돌림근에 대응하는 가쪽돌림 안정성 근육의 조절 능력이 향상되었음을 나타낸다.

최근에 의료보전 분야의 ICT 융합기술을 접목한 연구는 점점 늘어나고 있는 추세이다[26-28]. 그 중에서도 재활분야에서 관심이 증가하고 있는 근전도 바이오피드백 기법은 비효율적인 근육의 활성화와 비정상적인 근육의 수축패턴을 개선하고, 보다 효율적으로 근육을 수축시킬 수 있다고 보고되어 진다[11-14]. 본 연구의 결과에서도 움직임 조절 운동을 수행할 때 시각적 피드백을 적용한 큰볼기근의 선택적 수축을 유도하게 만들어 근활성도의 유의한 변화가 나타난 것으로 여겨진다.

선행연구에서 일반적으로 적용되는 근력운동은 근력향상에 초점이 맞추어져 있어 운동조절과 비정상적인 근육활성 패턴을 개선할 수 없으며, 근전도 바이오피드백을 적용한 운동이 운동조절능력 향상과 비정상적 근육활성억제의 효과를 효과적으로 이루어낼 수 있다고 하였다[11,12]. 이러한 주장은 본 연구의 결과를 뒷받침해 줄 수 있으며, 본 연구의 증재방법이 임상현장에서 엉덩관절 움직임 조절 환자에게 효과적 증재가 될 수 있음을 시사한다.

본 연구결과를 통해 엉덩관절의 미세한 자극을 유발하는 안쪽돌림 기능장애를 제한 할수 있는 엉덩관절 가쪽돌림 안정성 근육인 큰 볼기근의 활성을 증가시키는 증재로 근전도 바이오피드백을 적용한 움직임 조절운동이 적절한 증재가 될 수 있음을 확인할 수 있었다.

그러나 본 연구는 건강한 성인을 대상으로 실시한 연구로 엉덩관절 움직임 조절 환자나 근골격계 환자에게 일반화시켜 해석하기에는 한계가 있다. 또한 근전도 바이오피드백을 적용한 즉각적 변화를 확인한 연구로 지속적인 효과는 검증하지 못하였다.

5. 결론

본 연구의 결과를 통해 엉덩관절에 근전도 바이오피드백을 적용한 움직임조절운동이 엉덩관절 안쪽돌림을 제한하는 큰볼기근의 수축을 선택적으로 증가시키고, 상대적으로 큰볼기근과 넓다리 근막긴장근의 수축비율을 감소시킴으로써 엉덩관절 돌림근 조절 기능장애를 개선할 수 있는 효과적인 중재임을 확인할 수 있었다.

REFERENCES

- [1] D. J. Magee. (2007). *Orthopedic Physical Assessment 5th Ed.* Philadelphia : Elsevier Health Sciences.
- [2] T. Saw & R. Villar. (2004). Footballer's hip a report of six cases. *Journal of bone and joint surgery British*, 86(5), 655-658.
DOI : 10.1302/0301-620x.86b5.14836
- [3] M. Tannast, K. A. Siebenrock & S. E. Anderson. (2007). Femoroacetabular impingement: radiographic diagnosis-what the radiologist should know. *AJR American journal of roentgenology*. 188(6), 1540-1552.
DOI : 10.2214/ajr.06.0921
- [4] N. Botha, M. Warner, Martin, M. Gimpel, S. Mottram, M. Comerford & M. Stokes. (2014). Movement patterns during a small knee bend test in academy footballers with femoroacetabular impingement (FAI). *Health Sciences Working Papers*, 1(10), 1-24.
- [5] R. Ganz, J. Parvizi, M. Beck, M. Leunig, H. Notzli & K. A. Siebenrock. (2003). Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clinical orthopaedics and related research*, (417), 112-120.
DOI : 10.1097/01.blo.0000096804.78689.c2
- [6] M. J. Comerford & S. L. Mottram. (2001). Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual therapy*, 6(1), 3-14.
DOI : 10.1054/math.2000.0389
- [7] M. Comerford & S. Mottram. (2012). *Kinetic control : The management of uncontrolled movement*. Australia : Elsevier Health Sciences.
- [8] E. Ageberg, K. L. Bennell, M. A. Hunt, M. Simic, E. M. Roos & M. W. Creaby. (2010). Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat. *BMC Musculoskeletal Disord*, 11, 265.
DOI : 10.1186/1471-2474-11-265
- [9] O. M. Giggins, U. M. Persson & B. Caulfield. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 60.
DOI : 10.1186/1743-0003-10-60
- [10] O. O. Yilmaz, O. Senocak, E. Sahin, M. Baydar, S. Gulbahar, C. Bircan & S. Alper. (2010). Efficacy of EMG-biofeedback in knee osteoarthritis. *Rheumatology international*, 30(7), 887-892.
DOI : 10.1007/s00296-009-1070-9
- [11] O. B. Lim, J. A. Kim, S. J. Song, H. S. Cynn & C. H. Yi. (2014). Effect of Selective Muscle Training Using Visual EMG Biofeedback on Infraspinatus and Posterior Deltoid. *Journal of Human Kinetics*, 44, 83-90.
DOI : 10.2478/hukin-2014-0113
- [12] A. Holtermann, P. Mork, L. Andersen, H. B. Olsen & K. Søgaard. (2010). The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: a novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 359-365.
- [13] S. M. Cha, M. H. Kang, D. C. Moon, & J. S. Oh. (2017). Effect of the Short foot Exercise Using an Electromyography Biofeedback on Medial Longitudinal Arch During Static Standing Position. *Korean Research Society of Physical Therapy*, 24(1), 9-18.
DOI : 10.12674/ptk.2017.24.1.009
- [14] S. W. Yun & J. H. Kang. (2017). Effects of Scapular Dynamic Stabilization Exercise Applying EMG Biofeedback on Upper Trapezius, Pectoralis Major and Serratus Anterior Activities. *Journal of Convergence for Information Technology*, 7(4), 159-164.
DOI : 10.22156/CS4SMB.2017.7.4.159
- [15] F. P. Kendall, E. K. McCreary & P. G. Provance. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain*. Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins.
- [16] T. Jiroumaru, T. Kurihara & T. Isaka. (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. *SpringerPlus*, 3, 624.
DOI : 10.1186/2193-1801-3-624
- [17] K. O'Sullivan, S. M. Smith & D. Sainsbury. (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Medicine Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 2, 17.
DOI : 10.1186/1758-2555-2-17
- [18] E. Criswell. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Burlington : Jones & Bartlett Publishers.
- [19] A. Beers, M. Ryan, Z. Kasubuchi, S. Fraser & J. E. Taunton. (2008). Effects of Multi-modal Physiotherapy, Including Hip Abductor Strengthening, in Patients with Iliotibial Band Friction Syndrome. *Physiotherapy Canada*, 60(2), 180-188.
DOI : 10.3138/physio.60.2.180
- [20] K. Khayambashi, Z. Mohammadkhani, K. Ghaznavi, M. A. Lyle & C. M. Powers. (2012). The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: a randomized controlled trial. *The Journal of orthopaedic and*

Sports Physical Therapy, 42(1), 22-29.
DOI : 10.2519/jospt.2012.3704

- [21] S. Sahrman. (2001). *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. Philadelphia : Elsevier Health Sciences.
- [22] M. P. Reiman, L. A. Bolgla & D. Lorenz. (2009). Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. *Journal of sport rehabilitation*, 18(1), 33-46.
DOI : 10.1123/jsr.18.1.33
- [23] C. M. Powers. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51.
DOI : 10.2519/jospt.2010.3337
- [24] D. Morrissey et al. (2012). Coronal plane hip muscle activation in football code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. *Manual Therapy*, 17(2), 145-149.
DOI : 10.1016/j.math.2011.12.003
- [25] B. K. Kim & J. H. Son. (2009). The effect of tensor fascia latae length on the rotation of pelvic during one leg stance. *Journal of Korean academy of orthopaedic manual therapy*, 15(2), 63-68.
- [26] S. Y. Pi. (2018). The Design and Implement a Healthcare Alert App to Prevent Dementia. *Journal of Digital Convergence*, 16(10), 59-67.
DOI : 10.14400/JDC.2018.16.10.059
- [27] Y. J. Chae & Y. M. Ha. (2016). Effectiveness of Education Program for Core Fundamental Nursing Skills using Recording Video with Smartphone and Formative Feedback. *Journal of Digital Convergence*, 14(6), 285-294.
DOI : 10.14400/JDC.2016.14.6.285
- [28] T. S. Park, J. Ho, Kang & I. B. Kim. (2018). Analysis of Muscle On-set Time of Fully Immersive Virtual Reality Motions and Actual Motions in Healthy Adults. *Journal of Convergence for Information Technology*, 8(1), 173-177.
DOI : 10.22156/CS4SMB.2018.8.1.173

강 태 옥(Tae-Wook Kang)

[정회원]



- 2013년 8월 : 신라대학교 물리치료학과(이학석사)
- 2019년 2월 : 신라대학교 물리치료학과(물리치료학 박사)
- 2014년 11월 ~ 현재 : 부산 위크재활의학과병원 물리치료사
- 관심분야 : 신경계 물리치료

· E-Mail : gornsapelr@naver.com

정 주 현(Ju-Hyeon Jung)

[정회원]



- 2013년 3월 : 부산가톨릭대학 물리치료학과(이학석사)
- 2018년 2월 : 부산가톨릭대학 물리치료학과(이학박사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 김해대학교 물리치료과 (교수)
- 관심분야 : 심폐물리치료, 근골격계 물리치료

· E-Mail : hyuni610@naver.com