creative commons

COMMONS DEED

저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000263609

2013년 2월

박사학위 논문

낙상위험 여성노인의 요부안정화운동이 장애물 보행에 대한 운동역학적 효과 분석

조선대학교 대학원

보건학과

고 대 식

낙상위험 여성노인의 요부안정화운동이 장애물 보행에 대한 운동역학적 효과 분석

The Analysis of Kinetic Effectiveness of Lumbar Stabilization Exercise on Obstacle Gait among the Elderly Women with Risk of Fall

2013년 2월 25일

조선대학교 대학원

보건학과

고 대 식

낙상위험 여성노인의 요부안정화운동이 장애물 보행에 대한 운동역학적 효과 분석

지도교수 류 소 연

이 논문을 보건학 박사학위신청 논문으로 제출함

2012년 10월

조선대학교 대학원

보건학과

고 대 식

고대식의 박사학위논문을 인준함

위원장 조 선 대 학 교 교수 박 종 (인)

위 원 조 선 대 학 교 교수 이 철 갑 (인)

위 원 조 선 대 학 교 교수 이 경 일 (인)

위 원 광주보건대학교 교수 정 대 인 (인)

위 원 조 선 대 학 교 교수 류 소 연 (인)

2012년 12월

조선대학교 대학원

목 차

표 목 차 ····· iii
그림목차 ····· iv
Abstract ····· v

I. 서론 ····· 1
A. 연구의 필요성 ····· 1
B. 연구의 가설 ····· 4
II. 연구방법 ····· 5
A. 연구설계 ····· 5
B. 연구대상 ····· 7
C. 설문조사 ····· 8
D. 운동프로그램 ····· 9
E. 운동학 및 운동역학적 변인 측정 ····· 10
F. 통계분석 ····· 17

III. 연구결과 ····· 18
A. 연구대상자의 일반적 특성 ····· 18
B. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적,
운동역학적 특성 및 근전도 변인 효과 비교 ····· 20

IV. 고 찰 ····· 46

V. 요약 및 결론 ····· 50

참고문헌 ····· 51
부록 ····· 58

표 목 차

표 1. 운동프로그램 ····· 9
표 2. 연구대상자의 일반적 특성 ····· 19
표 3. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 ····· 21
표 4. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 ····· 24
표 5. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 지면반력 ····· 27
표 6. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 지면반력 ····· 30
표 7. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 하지관절 모멘트 ····· 33
표 8. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 하지관절 모멘트 ····· 36
표 9. 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 추진발 부하율 ····· 38
표 10. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 근활성도 ····· 41
표 11. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교 : 근활성도 ····· 44

그림목차

그림 1. 연구설계 ····· 6
그림 2. 마커 부착부위 ····· 11
그림 3. 표면근전도 부착부위(좌: 대퇴직근, 전경골근 우: 반건양근, 비복근(내측) ·· 12
그림 4. 장애물의 높이(좌: 5.2㎝ 우: 15.2) ····· 12
그림 5. 추진발의 수직최단거리(좌)와 지지발의 수직최단거리(우) ····· 14
그림 6. 추진발의 슬관절 각도(좌)와 지지발의 슬관절 각도(우) ····· 14
그림 7. 지지발의 지면반력 벡터값(좌)과 추진발의 지면반력 벡터값(우) ····· 15
그림 8. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동학적 변인 변화 ····· 22
그림 9. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동학적 변인 변화 ····· 25
그림 10. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 지면반력 ····· 28
그림 11. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 지면반력 ····· 31
그림 12. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 하지관절 모멘트 ····· 34
그림 13. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 하지관절 모멘트 ····· 37
그림 14. 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 추진발 부하율 ····· 38
그림 15. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 근활성도 ····· 42
그림 16. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른
운동역학적 변인 변화 : 근활성도 ····· 45

ABSTRACT

The Analysis of Kinetic Effectiveness of Lumbar Stabilization Exercise on Obstacle Gait among the Elderly Women with Risk of Fall

Ko, Dae-Sik
Advisor : Prof. So-Yeon Ryu, MD, PhD
Department of Public Health,
Graduate School, Chosun University

This study was performed to identify the kinetic and kinematic effects of the lumbar stabilization exercise on obstacle gait (5.2cm, 15.2cm) among elderly women with risk of fall. The study subjects were 32 women aged 65 years old and over with risk of fall identified by Tinetti test, who registered from senior citizen centers in 2 districts of G metropolitan city. They were randomly allocated into 2 groups; experimental group and control group. The lumbar stabilization exercise program was given to the experimental group for 12 weeks. The chi-square test and t-test were used to test homogeneity and to compare baseline results of kinetic and kinematic measurements on obstacle gait between experimental group and control group. To identify the effects of lumbar stabilization exercise program among study subjects, repeated measure of analysis of variance (ANOVA) was performed. Statistical analyses were carried out using SPSS 18.0 and for all tests of statistical significance, $p<0.05$ was used.

For kinematic effects, knee angle of the leading limb significantly increased at 5.2cm obstacle gait, and crossing velocity and knee angles of the trailing limb and the leading limb at 15.2cm obstacle gait significantly increased, while foot clearance of the

trailing limb and the leading limb significantly decreased.

For kinetic effects, there were statistically significantly decreased in the ground reaction force (GRF) of Z axis of the leading limb significantly increased, Y axis in the trailing limb, the GRF of X axis of the leading limb, ankle moment and the loading rate of the trailing limb with 5.2 cm obstacle gate. With 15.2cm obstacle gait, the GRF of Z axis in both limbs, knee moment of the trailing limb and ankle moment of the leading limb significantly increased, while there were significantly decrease in the GRF of Y axis in both limbs, GRF of X axis and the ankle moment in the trailing limb, the loading rate of the leading limb, and muscular activities of gastrocnemius muscle of the trailing limb and rectus femoris of the leading limb.

In conclusion, the lumbar stabilization exercise program might be effective method on elderly women to improve the physical balances by recovering the function of back muscles which contribute to their postural control.

Keyword : Female Elderly, Falling, Obstacle Gait, Kinetic, Kinematic

I. 서론

A. 연구의 필요성

노인들은 근골격계의 노화에 따라 건과 인대의 석회화, 근섬유의 수와 크기 감소, 근육 내 지방과 콜라겐의 증가로 인해 근위축, 근약화 및 근수축력이 저하되고 균형감각에 영향을 주어 일상생활활동에 제한을 받게 된다(Kent-Braun et al, 2000; Spirduso(a) et al, 2005). 중추신경계 또한 노화에 따라 자세조절계 기능, 시각, 전정감각, 고유수용성 감각, 반응시간 및 균형감각이 감소되어 신체 불안정성이 나타나 노인 낙상의 위험성을 증가시킨다(Sturnieks et al, 2008).

낙상이란 갑작스런 자세의 변화로 인하여 몸의 위치가 낮은 곳으로 넘어져 상해를 당하는 것으로(Hoyer et al, 2005), 노인은 보행 시 균형과 안정성 저하를 보상하기 위해 분속수(cadence)와 활보장(stride length)이 감소하고, 기저면이 증가하며, 보행속도가 감소하는 특징을 보인다(Kang & Dingwell, 2008). 즉, 노화가 진행되면서 균형조절 능력이 저하되어 몸을 앞으로 추진할 수 있는 능력이 떨어져 보행 시 낙상의 위험이 증가하며(Cromwell et al, 2002), 특히 문지방, 보도블럭, 주차장의 안전턱 등의 장애물에 의해 낙상이 빈번하게 일어난다(Blake et al, 1988; Chen et al, 1991).

외국 선행연구에 의하면 65세 이상 노인의 약 28-35%, 70세 이상의 노인의 약 32-42%가 매년 낙상을 경험하고(Rubenstein & Josephson, 2006; Stalenhoef et al, 2002), 낙상 노인의 30%는 찰과상이나 염좌 등과 같은 손상 치료를 위한 의학적 처치가 필요하고, 약 10%는 낙상과 관련된 골절을 야기하여 입원치료가 필요하다고 보고하였다(Berry & Miller, 2008). 또한 낙상으로 사망한 사람의 입원한 사람의 50%는 1년 이내에 사망하는 경우가 많으며, 낙상으로 인한 사망자의 75%는 65세 이상 노인이다(Campbell et al, 1997). 국내의 경우 2008년 노인실태조사 결과 65세 이상 노인의 17.2%가 지난 1년간 낙상을 경험하였고, 평균 낙상횟수는 2.2회로 나타났으며(Korea National Statistics Office, 2009), 2006년 사망원인 통계 결과에 의하면 낙상으로 인한 사망은 운수사고나 자살사고보다 많으며, 사고로 인한 사망의 70%가 낙상과 관련된

사망인 것으로 조사되었다(Korea National Statistics Office, 2007).

낙상을 경험한 노인은 활동성이 감소되고, 낙상재발에 대한 두려움으로 우울, 불안과 같은 심리적 문제가 발생하여 신체적 기능, 사회적 활동이 제한됨으로써 건강관련 삶의 질이 저하되어 낙상의 위험률이 높아지는 악순환이 반복된다(Boyd & Stevens, 2009; Scheffer et al, 2008). 특히 여성노인은 폐경 후 에스트로겐의 결핍으로 골다공증과 관절에 이상증상을 초래하여 남성노인보다 더욱 심각한 낙상에 의한 골절 위험성에 노출되어 있는 상황이다(Jeong et al, 2003)

이와 같이 노인에게 있어 낙상은 심각한 건강위협 요인으로, 2050년까지 전 세계적으로 낙상으로 고통을 겪게 될 노인은 대략 626만명으로 추정되고, 이로 인한 노인보건의료 비용이 급격한 증가가 예상된다(Skelton & Beyer, 2003). 이에 따라 노인 건강의 주요 위협요인이 되는 낙상을 예방하기 위한 중재의 필요성은 크게 대두되고 있고, 이에 최근 여러 선진국에서는 노인낙상예방 프로그램을 개발하여 실시하고 있다(Bunn et al, 2008)

낙상예방과 관련된 중재로는 운동, 교육 및 환경관리 등의 복합프로그램이 개발되어 왔으며(Campbell & Roberston, 2007; Schoenfelder & Van Why, 1997; Steinberg, 2000), 이 중 운동은 근력, 유연성, 평형성을 증진시켜 신체의 균형유지 능력 향상에 긍정적인 영향을 주어 낙상예방 프로그램으로 가장 많이 활용되고 있다(Spirduso(b) et al, 2005).

낙상예방을 위한 기존의 운동방법으로 걷기운동, 무용요법, 율동적 동작 등의 유산소적인 가동화에 초점을 둔 운동요법(Lee et al, 2009; Choe et al, 2000)과 근력강화운동(Choi & Kim, 2004), 탄력밴드(Kim et al, 2006), 스위스볼(Sung et al, 2005) 등의 근기능 강화에 초점을 둔 운동요법이 있으며, 이러한 운동요법은 신체조성, 호흡 순환기능, 유연성, 근기능의 발달에 도움을 준다고 보고되고 있다(Tagawa et al, 2000; Spirduso(b) et al, 2005). 그러나 노인들에게 있어서 유산소운동이나 근력훈련은 관절, 근육 등 근골격계에 과도한 스트레스나 통증을 유발시킬 수 있으며, 이러한 요인은 운동이 필요한 노인들의 운동량을 감소시키는 결과를 초래한다고 보고되고 있다(Kim & Shin, 2007). 또한, 노화에 따른 낙상예방운동은 시력 저하, 말초 감각기능의 감소, 느

린 반응시간 및 안정성 감소 등의 신경학적 퇴화를 극복하기 위하여 복합적인 근육간의 상호작용, 신체조절능력, 직립반사와 정위반사를 통한 전신의 균형능력과 전정반사를 활용하는 평형성의 증가를 통한 자세안정성의 확보가 선행되어야 한다(Riccio & Stoffregen, 1988).

요부안정화운동은 대뇌반구에서 신경지배를 받는 복횡근과 다열근을 동시에 활성화시켜 근육과 움직임 조절능력을 회복시켜 자세안정성을 증가시킴으로서 균형능력을 향상시키고 보행패턴을 증진시켜 정상적인 운동양상을 촉진할 수 있는 운동이다(Hodges & Richardson, 1997). 또한 가동화 운동보다 체간근육의 근력증가의 효율성 측면에서 더욱 효과적이며, 긴장성 또는 자세성 근육으로 요추의 안정성 및 자세조절에 기여하는 방식을 채택하여 기존의 근기능 강화 방법보다는 운동 시 사고의 위험을 줄여주는 장점을 가지고 있다(Akuthota & Nadler, 2004; Marshall & Murphy, 2005). 또한 장소, 시간, 비용적 제한이 적다는 장점을 가지며, 특히 스위스볼을 병행할 경우 고유수용기를 더욱 강하게 자극시켜 균형감각과 유지능력을 개선하여 신체기능을 증진시킨다(Karatas et al, 2004).

최근까지 요부 안정화 운동과 관련된 연구는 요통환자, 추간판탈출증 환자 등의 통증을 감소시키기 위한 치료 및 연구로 대다수가 진행되었으며(Jung, 2004; Ko et al, 2009; Kim et al, 2012), 장애물 보행과 관련된 연구는 일반 여성노인을 대상으로 수중운동, 하지근력강화운동, 보행훈련을 통한 연구가 이루어졌으나(Kim & Shin, 2007; Yoon, 2007; Kim & Yu, 2009; Choi & Yoon, 2010; Schlicht et al, 2001), 요부안정화운동에 따른 낙상예방을 위한 효과적인 운동프로그램이라고 정량적으로 입증하기에는 미흡하며, 낙상위험 여성노인의 낙상예방을 위한 자세균형능력의 효과에 관련된 연구는 희소한 실정이다.

이에 본 연구는 Tinetti 안정성검사를 통해 낙상위험 여성노인을 연구대상자로 선정하여 12주간의 요부안정화운동 프로그램을 실시한 후, 낙상이 가장 빈번하게 발생되는 욕실의 문턱(5.2㎝)과 도로의 턱(15.2㎝)의 장애물 극복보행 시 측정 가능한 운동역학적 특성의 변화를 평가하여 요부안정화 운동이 여성노인 낙상 예방 및 관리를 위한 효율적인 치료적 운동 방법으로서의 타당성을 제시하고자 수행하였다.

B. 연구의 가설

노인은 노화에 따른 근골격계 및 중추신경계의 퇴화로 낙상의 위험성이 증가되기 때문에 낙상을 예방하기 위한 운동은 복합적인 근육 간의 상호작용과 전신의 균형능력의 증진을 통한 자세안정성이 확보되어야 한다. 요부안정화운동을 12주간 실시한 실험군은 체간의 자세조절에 기여하는 체간근육의 기능이 증진되어 균형유지능력을 향상시켜 낙상위험 여성노인의 장애물 극복 시 과도한 동작을 억제시켜 정확하고 부드럽게 장애물을 극복할 것이다.

이에 본 연구에서는 다음과 같이 가설을 설정하였다.

1. 운동학적 변인의 변화

a. 실험군이 대조군보다 실험이 진행됨에 따라 신체균형능력이 향상되어 장애물 극복 시 과도한 동작을 억제시켜 장애물 극복속도가 빨라질 것이다.

b. 실험군이 대조군보다 실험이 진행됨에 따라 자세안정성이 확보되어 과도하게 다리를 들어 올리는 비효율적인 동작이 감소되어 수직최단거리는 낮아지고, 슬관절 각도는 증가할 것이다.

2. 운동역학적 변인의 변화

a. 실험군이 대조군보다 실험이 진행됨에 따라 신체 기저면 내로 중력중심을 유지하려는 근기능이 향상되어 X(좌우)축과 Y(전후)축의 지면반력이 낮아지고, Z(수직)축의 지면반력은 높아질 것이다. 또한 지지발 족관절 모멘트, 추진발의 부하율은 감소하며, 추진발 족관절 모멘트, 지지발과 추진발의 슬관절 모멘트는 증가할 것이다.

b. 실험군이 대조군보다 실험이 진행됨에 따라 장애물 극복 시 체간의 안정성을 유지시켜 근활성도를 억제하여 지지발과 추진발의 근활성도는 감소할 것이다.

II. 연구방법

A. 연구설계

본 연구는 낙상위험 노인을 대상으로 무작위할당에 의한 요부안정화운동의 장애물 보행과 관련한 운동학 및 운동역학적 효과 등을 파악하기 위한 실험연구이다. 경로당을 중심으로 47명의 낙상위험 노인을 모집, 등록하였다. 무작위할당 방법은 두 가지 색(파란색과 붉은색) 공으로 채워진 상자를 연구대상자로 하여금 뽑도록 하였고, 선택한 공의 색에 따라 실험군(파란색)과 대조군(붉은색)으로 할당하였다. 실험의 진행은 할당된 실험군에는 12주간의 요부안정화운동 프로그램을 적용하였고, 대조군에는 운동프로그램을 적용하지 않은 상태로 장애물 보행시의 관련된 항목을 측정, 변화를 관찰하였다. 요부안정화운동 프로그램을 적용한 기간은 2012년 8월 27일부터 11월 16일까지였다(그림 1).

운동프로그램 참여자 100명 모집
47명 연구대상자 선정
(기준 : Tinetti 운동성 검사에서 19-24점)
사전검사
(설문지, 운동학 및 운동역학적 변인)
무작위 할당
실험군(n=25)
대조군(n=22)
실험군
요부안정화운동(바닥), 6주
대조군
처치 없음
4명 탈락
중간검사(6주 후)
(운동학 및 운동역학적 변인)
실험군(n=23)
요부안정화운동(스위스볼), 6주
대조군(n=20)
처치 없음
최종검사(12주 후)
(운동학 및 운동역학적 변인)
분석불가
11명 탈락
최종분석
(실험군 16명, 대조군 16명)

그림 1. 연구설계

B. 연구대상

본 연구의 대상자는 G광역시 D구와 N구에 소재한 경로당 여성노인 중 본 연구의 내용을 이해하고 연구 참여에 동의한 65-80세 사이의 노인으로 아래와 같은 기준에 따라 선정하였다.

⑴ 시각 및 청각의 이상이 없고 독립보행이 가능한 자.

⑵ 6개월 동안 일주일에 2회 이상 정기적으로 다른 균형훈련 프로그램에 참여한 경험이 없는 자.

⑶ 중추신경계의 손상이나 전정계의 손상 등 신경학적 문제가 없는 자.

⑷ 골절이나 중증 골관절염 등 정형외과적 문제가 없는 자.

⑸ 낙상경험이 없고, Tinetti 운동성 검사에서 19-24점 사이의 여성노인을 대상으로 실시하였다. Tinetti 운동성 검사(Performance Oriented Mobility Assessment, POMA)는 Tinetti와 Ginter(1988)에 의해서 개발된 검사도구로 노인의 낙상위험도 결정과 노인의 균형과 운동성 여부를 측정하는 도구로, 3점 척도로 구성되어 있으며, 균형검사 16점, 보행검사 12점으로 총 28점이 만점이다. 일반적으로 19점 이하의 경우 낙상의 위험도가 높은 것으로 보며, 19-24점은 중증도의 낙상위험도를 가지며, 25-28점은 낙상의 위험이 없음을 의미하며 측정자간 신뢰도가 좋다.

47명의 연구대상자가 선정되어 25명의 실험군과 22명의 대조군이 할당되었다. 연구과정에서 낙상을 경험한 여성노인 2명(실험군), 측정을 하지 않은 여성노인 2명(대조군)을 제외한 43명이 마지막 실험까지 참여하였다. 측정 중 마커가 떨어지거나 근전도 분석에서 노이즈로 인해 측정이 불가능한 11명(실험군 7명, 대조군 4명)이 탈락하여 최종 실험군 16명, 대조군 16명 총 32명을 분석대상으로 선정하였으며, 실험군은 36회의 운동횟수 중 35회 이상 참여하였다.

C. 설문조사

본 연구에서는 운동참여 여부를 제외하고 군 간의 동질성을 검증하기 위해 연구대상자의 인구사회학적 특성을 알아보기 위하여 설문조사를 실시하였다. 설문지의 구성은 연령, 결혼상태, 동거형태, 교육상태, 주된 수입원, 의료보험의 종류, 한달 평균 용돈, 주관절 건강상태, 만성질환 수 등을 조사하였다.

일반적인 특성 중 신장과 체중은 제닉스(DS-102)를 이용하였으며, 신장과 체중은 각각 ㎝와 ㎏ 단위로 측정하였으며 소수점 첫째자리까지 측정하였다.

D. 운동프로그램

본 연구에서는 Imai et al(2010)과 Norris(1995)가 제안한 요부안정화운동 프로그램을 실험군에 적용하였다. 운동은 준비운동 10분, 본운동 40분, 정리운동 10분으로 구성되어 있으며, 처음 6주는 바닥에서 실시하였고, 나머지 6주는 스위스볼에서 실시하였다. 운동 프로그램은 연구자와 물리치료사 1인이 실시하였다(표 1).

표 1. 운동프로그램

	프로그램	시간/세트
준비운동	하지 중심 스트레칭	10분
본운동	교각운동 1	10초/3세트
	교각운동 2	10초/3세트
	한쪽 다리 발 교각운동	10초/3세트
	측면 지지 운동	10초/3세트
	네발기기 자세에서 팔들기	10초/3세트
	네발기기 자세에서 다리들기	10초/3세트
	네발기기 자세에서 반대편 팔과 다리 들기	10초/3세트
마무리운동	하지 중심 스트레칭	10분

E. 운동학 및 운동역학적 변인 측정

1. 측정장비

a. 적외선 카메라

본 연구에서 피험자들의 장애물 보행을 분석하기 위해 적외선 카메라(Motion Master 200, Visol, USA) 6대를 사용하여 장애물 보행 동작을 촬영하였다. 촬영과 동시에 3차원 위치 좌표를 얻을 수 있는 적외선 카메라는 노출시간 1/500초, 카메라의 속도는 초당 200프레임(200Hz)으로 설정하여 촬영하였다.

b. 지면반력기

지면반력을 측정하기 위하여 지면반력기(AMTI ORG-6, AMTI, USA) 2대를 사용하였다. 지면반력 자료는 2000Hz로 수집하였다. 지면반력기는 4개의 센서가 각 모서리에 위치해 있으며, 각 센서는 x축, y축, z축의 세 방향의 힘성분과 각 축의 모멘트, 압력중심을 산출하였다.

지면반력기는 장애물 전과 후에 설치하였으며, 연구대상자들에게 지면반력기에 대한 설명이 없이 자연스럽게 밟도록 유도하였다.

c. 반사마커

반사마커는 카메라의 적외선 추적을 위해 사용하였으며, 마커는 직경 1.4㎝ 크기이며, 자체 발광이 되지 않는 Passive Marker이며, 카메라에서 나오는 적외선에 반사되는 특징을 가지고 있다. 반사마커의 부착 부위는 좌・우 전상장골극(Anterior Superior Iliac Spine, ASIS), 후상장골극(Posterior Superior Iliac Spine, PSIS), 좌・우 대퇴 중앙지점(mid thigh), 좌・우 외측상과(Lateral Epicondyle), 좌・우 내측상과(Medial Epicondyle), 좌・우 하퇴 중앙지점(Mid Shank), 좌・우 외과(Lateral Malleolus), 좌・우 내과(Medial Malleolus), 좌・우 뒤꿈치(Heel), 좌・우 엄지발가락(Toe) 끝 이었다(그림 2).

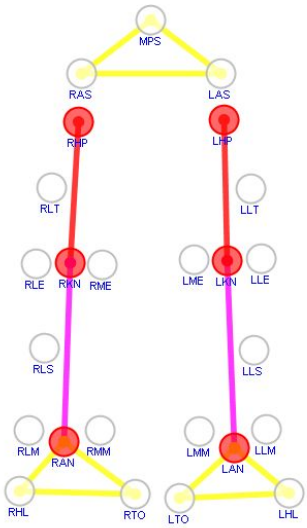


그림 2. 마커 부착부위

d. 동조도구

영상신호와 지면반력 신호간의 동조는 동조시스템박스(VSAD-101USB, Visol, Korea)를 사용하였다. 동조시스템박스에서 동조 버튼을 누르면 2대의 LED에 불빛이 생성되어 6대의 카메라에 불빛 신호가 기록되고, 동시에 지면반력 동조 채널에 전압 신호가 입력되도록 하여 동조를 시키도록 제작되어 있다.

e. 근전도

장애물 보행의 EMG 변인으로 각 근육의 근활성도를 측정하기 위하여 Noraxon사의 Myoresearch를 이용하였다 이 장비의 특징은 총 8채널까지 확장이 가능하고 8개 부위의 근육을 측정할 수 있다. 뿐만 아니라 WIFI 디지털 통신 방식을 사용하여 무선 측정이 가능하고, Motion Capture System과 영상을 동시에 측정할 수 있어 별도의 동조 장치없이 Auto Sync가 가능하다. 근전도 신호의 주파수 대역폭(bandwidth) 범위는 20-5000Hz 사이로 정의하였으며, 증폭된 아날로그 근전도 신호는 아날로그 디지털 신호로 변환시켜 1초에 1,024 개의 디지털 신호로 변환시켜 1000Hz의 비율로 샘플링하여

기록하였다. 데이터의 획득은 MyoResearch XP ME 106 프로그램을 이용하여 표면에 부착한 Electrode로부터 Raw Data를 표집하였다..

근전도 분석을 위해 양쪽 대퇴사두근 중 표면에 위치한 대퇴직근, 슬괵근 중 반건양근, 전경골근, 비복근(내측)에 8개의 표면전극을 부착하였으며, 부착하기 전 측정오류를 최소화하기 위하여 털은 면도기로 제거하였으며. 알코올로 이물질을 닦아내고 건조시킨 다음 표면전극을 부착하였다(그림 3).

그림 3. 표면근전도 부착부위(좌 : 대퇴직근, 전경골근 우 : 반건양근, 비복근(내측)

f. 장애물 높이

본 연구의 목적을 수행하기 위해 장애물을 보행로 중앙의 두 대의 지면반력기 사이에 설치하였으며, 크기는 너비 60㎝, 폭 10㎝였으며, 높이는 5.2㎝와 15.2㎝ 두 가지의 높이로 설정하였다(그림 4).

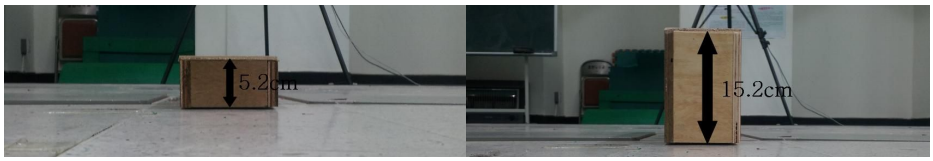


그림 4. 장애물의 높이(좌 : 5.2㎝, 우 : 15.2㎝)

g. 영상자료 분석프로그램

Visol사의 Kwon 3D XP 프로그램을 이용하여 하지에 부착된 반사마커에 대한 원자료를 획득하였다.

2. 측정준비

공간좌표 설정을 위해 연구대상자의 장애물 보행동작을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위(가로 1m, 세로 1m, 높이 2m)의 통제점틀(control object)을 설치하였다.

측정 당일 연구대상자들에게 본 측정의 목적, 주의사항 및 측정방법 등을 충분히 설명하였으며, 장애물 보행연습을 수차례 실시하였다. 대상자들 모두 신발을 착용하지 않은 상태에서 스판(spandex) 재질의 운동복을 착용하고 측정에 참여하도록 하였다. 먼저 지역좌표계 설정과 관절중심점을 찾기 위해 양 발을 20㎝ 평행하게 유지한 정지자세를 3초간 촬영하였다. 정지자세에서 관절의 중심점을 찾기 위해서 사용되었던 좌·우 내측상과와 내과마커는 장애물보행 수행 전에 제거하였다.

운동학 및 운동역학적 변인 측정을 위하여 연구대상자들은 두 개의 지면반력기 사이에 놓인 장애물 극복보행을 수행하였다. 각 연구대상자들은 장애물로부터 약 5m 후방에서 보행을 시작하여 장애물을 극복하고 3m 정도 보행을 더 수행하도록 하였다. 연구대상자들은 주동발을 지지발로, 비주동발은 추진발로 하여 장애물을 극복하였다. 이때 대상자들의 보행속도는 사전에 고정된 속도에서 야기될 수 있는 신체의 잠재적인 불편을 최소화하기 위해 자신의 선호속도로 보행하도록 하였다(Buzzi et al, 2003).

3. 측정항목

a. 운동학적 변인

⑴ 장애물 극복 속도

장애물을 극복하기 전 추진발이 지면으로부터 떨어지는 순간부터 장애물을 극복 후 뒤꿈치가 다시 지면에 닫는 구간까지의 수평거리를 걸린 시간으로 나누어 계산하였다.

⑵ 수직최단거리

장애물을 극복하기 전 장애물의 높이와 추진발의 앞꿈치 사이의 수직거리(추진발

수직최단거리)와 장애물을 극복한 후 장애물의 높이와 지지발의 앞꿈치 사이의 수직거리(지지발 수직최단거리)를 측정하였다(그림 5).

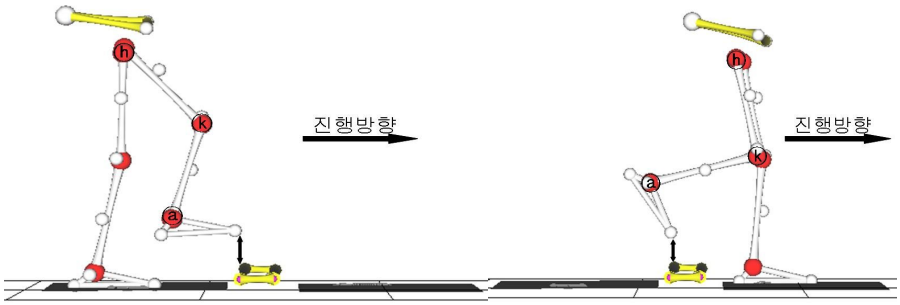


그림 5. 추진발의 수직최단거리(좌)와 지지발의 수직최단거리(우)

(3) 슬관절의 각도

장애물을 극복하기 전 추진발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점(추진발의 슬관절 각도)과 장애물을 극복한 후 지지발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점(지지발의 슬관절 각도)에서 무릎관절의 각도를 측정하였다(그림 6).

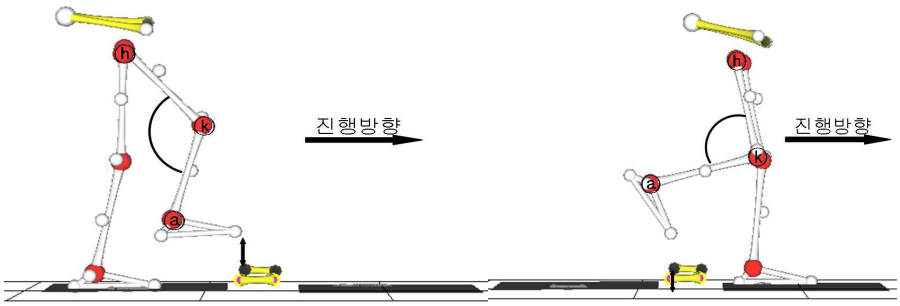


그림 6. 추진발의 슬관절 각도(좌)와 지지발의 슬관절 각도(우)

b. 운동역학적 변인

(1) 지면반력 분석

장애물을 극복하기 전 추진발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점을 기준으로 전후(Y)축, 좌우(X)축, 수직(Z)축 지면반력 값을 측정하였으며(지지발 지면반력 - X축, Y축, Z축), 장애물을 극복한 후 지지발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점을 기준으로 전후(Y)축, 좌우(X)축, 수직(Z)축의 지면반력 값을 측정하였다(추진발 지면반력 - X축, Y축, Z축). 수집된 지면반력 값은 연구대상자의 체중을 통해 표준화하였다(그림 7).

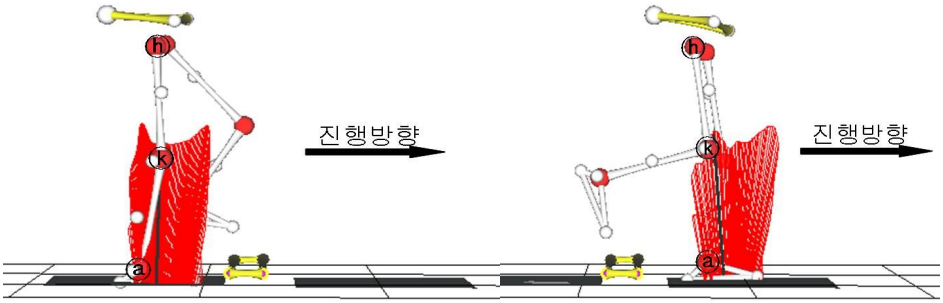


그림 7. 지지발의 지면반력의 벡터값(좌)과 추진발의 지면반력의 벡터값(우)

(2) 하지관절 모멘트(관절 압박력)

하지관절의 모멘트는 장애물을 극복하기 전 추진발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점을 기준으로 지지발의 좌우(X)축 족관절과 슬관절의 관절모멘트와 장애물을 극복한 후 지지발의 앞꿈치 수직위치가 장애물의 높이와 일치하는 지점을 기준으로 추진발의 좌우(X)축 족관절과 슬관절의 관절모멘트를 측정하였다.

(3) 추진발의 부하율

장애물을 극복한 후 추진발의 부하율은 아래와 같은 방식으로 계산하였다.

부하율(loading rate) = (P1-F50+) / (T1-T50+)

P1은 발이 지면 착지 시 발생하는 최대 수직 지면반력 값(impact peak, N)이며, F50+는 P1 발생 전 수직 지면반력이 50N의 값을 넘어선 최초의 수직 지면반력값을

말한다. T1은 P1 발생하는 시점(impact peak G, sec)를 말하며, T50+는 F50+가 발생하는 시점을 말한다.

⑷ 하지근 근전도 분석

실험을 통하여 측정된 근전도 자료는 활동근육으로부터 EMG module을 통해 직접 전달된 전기적 신호 그 자체의 파형이므로 MyoRearch XP ME 1.06 프로그램을 이용하여 적분근전도 데이터를 취득하였다. Raw Data 내에 포함된 노이즈를 제거하기 위하여 50-250Hz Band-pass를 이용하여 필터링한 후 음의 값을 양의 값으로 처리하기 위하여 정류(full wave rectification)하였다. 피험자의 특성상 일반적으로 사용되는 표준화기법인 최대정적수축(IMVC)을 얻기가 힘들어 앞서 기술한 지지 시점과 추진 시점(그림 7)에서 나타난 근전도(μN)를 산출하여 분석하였다.

F. 통계분석

모든 자료는 SPSS 18.0 프로그램을 이용하여 분석하였다. 결과의 제시는 빈도와 백분율, 평균과 표준편차를 이용하여 제시하였다. 통계분석은 실험군과 대조군의 동질성 검정 및 특성 비교는 카이제곱 검정과 독립표본 t-검정을 이용하였다. 요부안정화운동 프로그램의 적용 효과를 비교하기 위하여 반복측정분산분석(repeated measures ANOVA)을 이용하여 측정항목의 시간에 따른 그룹 간 변화차이를 검정하였다. 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

A. 연구대상자의 일반적 특성

실험군과 대조군의 일반적 특성을 비교한 결과 연령, 결혼상태, 동거형태, 교육상태, 수입, 의료보험의 종류, 한달 용돈, 건강상태, 가정형편 및 만성질환 수 등은 두 군간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 신장과 몸무게의 경우도 두 군간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 이 결과로 실험군과 대조군간의 일반적 특성과 신체 계측은 동질함을 확인할 수 있었다(표 2).

표 2. 연구대상자의 일반적 특성

		실험군(N=25)	대조군(N=22)	p-값
연령(세)	65-69	4(25.0)	5(31.3)	0.532
	70-74	5(31.3)	7(43.8)	
	75-79	7(43.8)	4(25)	
결혼상태	유	9(56.3)	10(62.5)	0.719
	무	7(43.8)	6(37.5)	
동거형태	독거	9(56.3)	6(37.5)	0.567
	배우자	5(31.3)	7(43.8)	
	자녀	2(12.5)	3(18.8)	
교육상태	초졸 이하	12(75.0)	13(81.3)	0.426
	중졸 이하	4(25)	2(12.5)	
	고졸 이상	0(0)	1(6.3)	
수입	연금이나 저축	8(50.0)	12(75.0)	0.319
	자녀의 용돈	5(31.3)	2(12.5)	
	본인 수입	3(18.8)	2(12.5)	
한달 용돈(만원)	≤10	6(37.5)	7(43.8)	0.716
	≤30	5(31.3)	3(18.8)	
	>30	5(31.3)	6(37.5)	
건강상태	좋다	5(31.3)	8(50)	0.361
	보통	2(12.5)	3(18.8)	
	나쁨	9(56.3)	5(31.3)	
만성질환(개수)	0-1	8(50)	5(31.3)	0.555
	2-3	6(37.5)	8(50)	
	3 이상	2(12.5)	3(18.8)	
신장(㎝)		149.64±6.26	147.78±6.04	0.400
몸무게(㎏)		54.19±6.04	52.79±7.69	0.571

B. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적, 운동역학적 특성 및 근전도 변인 효과 비교

1. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적 변인 효과 비교

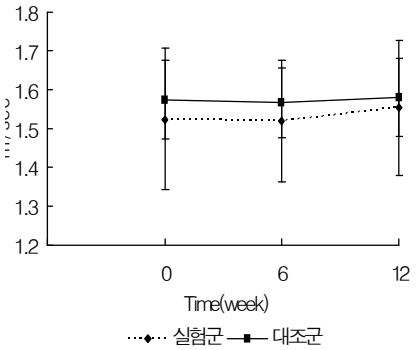
a. 5.2cm 장애물 극복 시

요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 5.2㎝ 장애물 극복 보행 시 운동학적 변인의 효과를 비교한 결과는 표 3과 같다. 장애물극복속도, 지지발과 추진발의 수직최단거리, 지지발의 슬관절 각도는 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 추진발의 슬관절 각도의 경우 시간에 따라 실험군과 대조군의 슬관절 각도는 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 지지발의 수직최단거리와 지지발 슬관절 각도의 경우는 측정시간에 따라 지지발 수직최단거리는 유의하게 감소하였고, 지지발의 슬관절 각도는 유의하게 증가하였으나 두 군간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 8).

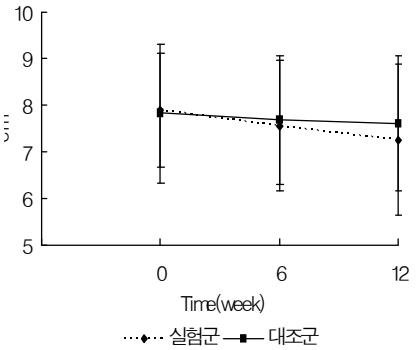
표 3. 5.2cm 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교

		0주	6주	12주	p-값
장애물	실험군	1.53±0.18	1.52±0.57	1.55±0.17	T*:0.211
극복속도(m/sec)	대조군	1.58±0.11	1.57±0.09	1.58±0.10	T×G:0.605
			G**:0.400#		
수직최단거리	실험군	7.88±1.22	7.57±1.41	7.23±1.62	T:0.000
_지지발(㎝)	대조군	7.83±1.49	7.70±1.37	7.60±1.45	T×G:0.064
			G:0.786		
수직최단거리	실험군	8.66±1.82	8.49±1.78	8.42±1.72	T:0.468
_추진발(㎝)	대조군	7.89±1.75	7.88±1.69	7.90±1.81	T×G:0.402
			G:0.310		
슬관절 각도	실험군	110.49±4.22	112.09±3.94	112.65±3.98	T:0.000
_지지발(°)	대조군	111.91±5.45	112.50±5.06	112.72±4.78	T×G:0.079
			G:0.693		
슬관절 각도	실험군	109.05±3.67	109.60±4.00	110.39±4.23	T:0.695
_추진발(°)	대조군	111.37±4.26	111.07±4.65	110.66±4.74	T×G:0.038
			G:0.358		

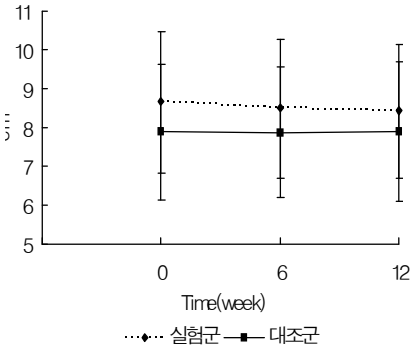
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



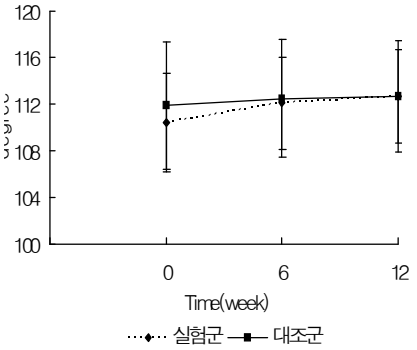
a. 장애물 극복속도



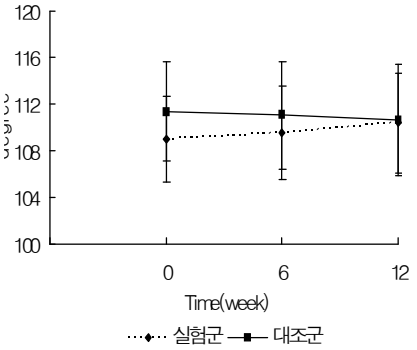
b. 지지발 최대수직거리



c. 추진발 최대수직거리



d. 지지발 슬관절 각도



e. 추진발 슬관절 각도

그림 8. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적 변인 변화

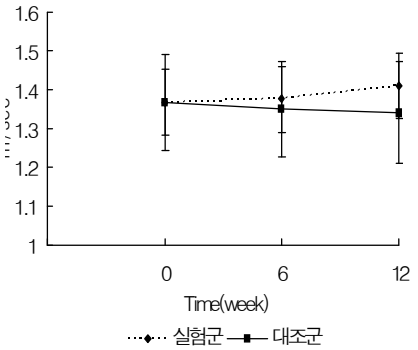
b. 15.2㎝ 장애물 극복 시

요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 15.2㎝ 장애물 극복 보행 시 운동학적 변인의 효과를 비교한 결과는 표 4와 같다. 장애물극복속도, 지지발과 추진발의 슬관절 각도는 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값이 통계적으로 유의하게 증가하였으며, 지지발과 추진발의 수직최단거리는 요부안정화운동의 적용에 따라 실험군과 대조군의 측정값이 통계적으로 유의하게 감소하였다(그림 9).

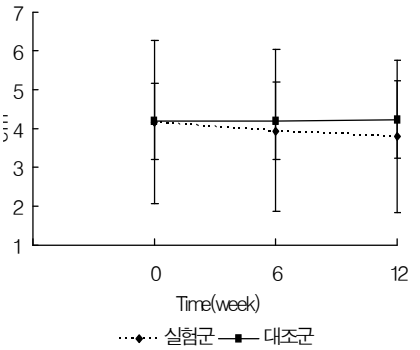
표 4. 15.2cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 운동학적 특성 효과 비교

		0주	6주	12주	p-값
장애물	실험군	1.37±0.08	1.38±0.09	1.41±0.08	T*:0.314
극복속도(m/sec)	대조군	1.37±0.12	1.35±0.12	1.34±0.13	T×G:0.002
			G**:0.388#		
수직최단거리	실험군	4.17±2.10	3.95±2.07	3.81±1.97	T:0.088
_지지발(㎝)	대조군	4.19±0.88	4.19±1.00	4.23±1.00	T×G:0.046
			G:0.690		
수직최단거리	실험군	5.84±2.30	5.59±2.38	5.29±2.37	T:0.054
_추진발(㎝)	대조군	5.72±1.38	5.66±1.62	5.81±1.55	T×G:0.007
			G:0.823		
슬관절 각도	실험군	98.01±12.10	98.87±11.98	99.35±11.34	T:0.240
_지지발(°)	대조군	107.18±8.48	107.08±8.21	106.83±8.71	T×G:0.042
			G:0.029		
슬관절 각도	실험군	98.18±12.40	98.88±12.69	99.56±12.89	T:0.000
_추진발(°)	대조군	104.66±9.24	104.82±9.07	104.83±9.26	T×G:0.011
			G:0.141		

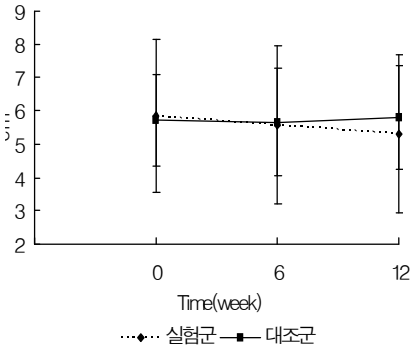
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



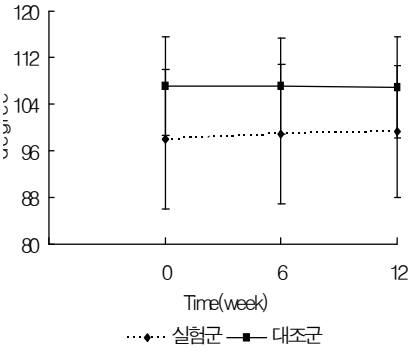
a. 장애물 극복속도



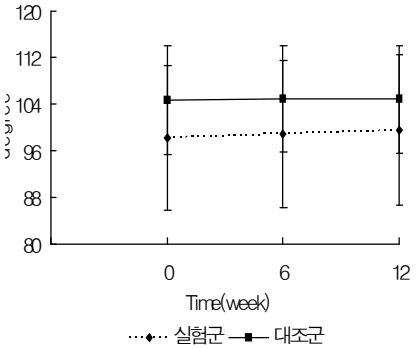
b. 지지발 최대수직거리



c. 추진발 최대수직거리



d. 지지발 슬관절 각도



e. 추진발 슬관절 각도

그림 9. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적 변인 변화

2. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 효과 비교 : 지면반력

a. 5.2㎝ 장애물 극복 시

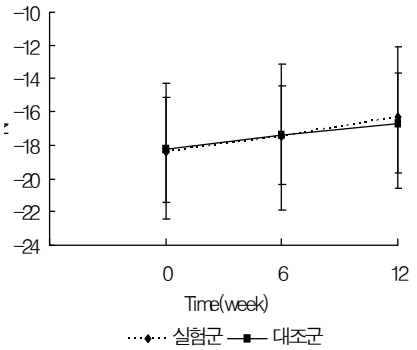
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 5.2cm 장애물 극복 보행 시 지면반력의 효과를 비교한 결과는 표 5와 같다. 지지발의 X축과 Z축 지면반력, 추진발 Y축 지면반력은 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발의 Y축 지면반력, 추진발의 X축과 Z축 지면반력은 시간에 따라 실험군과 대조군의 지면반력은 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 지지발의 X축 지면반력과 추진발의 Y축 지면반력의 경우는 측정시간에 따라 유의하게 감소하였으나 두 군 간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 10).

표 5. 5.2cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 운동역학적 특성 효과 비교 : 지면반력

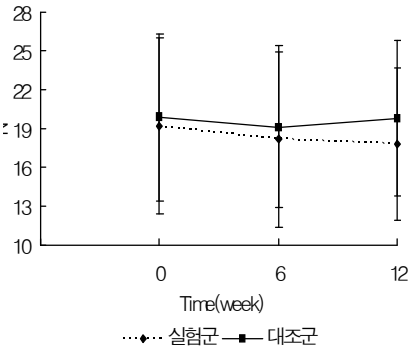
단위 : N

		0주	6주	12주	p-값
지지발_X축	실험군	-18.37±4.10	-17.49±4.39	-16.31±4.24	T*:0.000
	대조군	-18.25±3.15	-17.40±2.93	-16.67±2.98	T×G:0.381
			G**:0.969#		
Y축	실험군	19.19±6.79	18.17±6.74	17.77±5.90	T:0.000
	대조군	19.85±6.48	19.15±6.24	19.76±6.01	T×G:0.002
			G:0.594		
Z축	실험군	513.71±38.99	520.12±40.64	529.48±49.42	T:0.000
	대조군	508.80±48.35	511.16±51.32	512.79±52.94	T×G:0.056
			G:0.527		
추진발_X축	실험군	20.03±6.37	19.28±6.19	18.67±5.92	T:0.000
	대조군	19.03±6.37	18.74±6.26	18.61±6.40	T×G:0.002
			G:0.811		
Y축	실험군	-20.95±5.39	-20.43±5.39	-19.79±5.33	T:0.000
	대조군	-20.66±3.30	-20.21±3.85	-20.11±3.71	T×G:0.121
			G:0.968		
Z축	실험군	540.41±43.07	548.27±39.31	552.71±37.91	T:0.005
	대조군	549.23±45.53	551.90±46.72	548.28±47.18	T×G:0.003
			G:0.862		

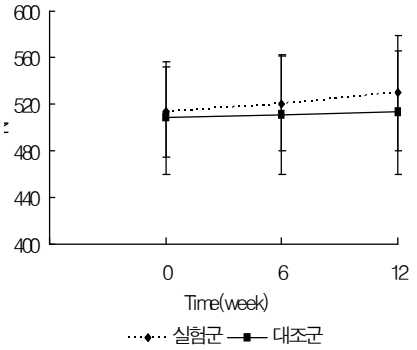
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



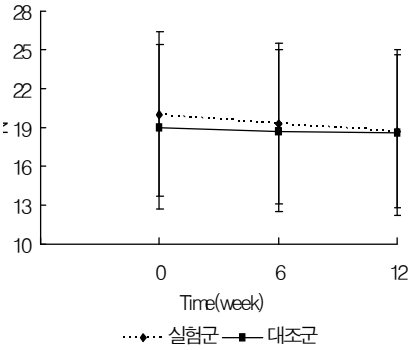
a. 지지발 X축의 지면반력



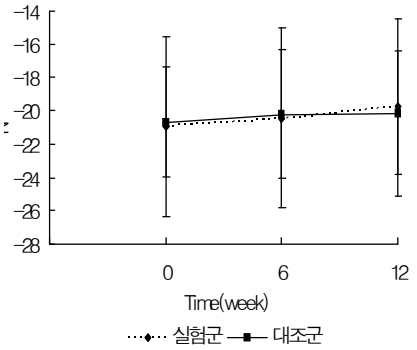
b. 지지발 Y축의 지면반력



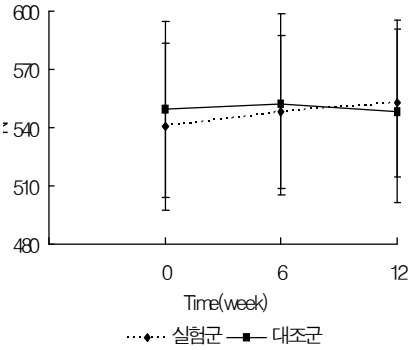
c. 지지발 Z축의 지면반력



d. 추진발 X축의 지면반력



e. 추진발 Y축의 지면반력



f. 추진발 Z축의 지면반력

그림 10. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 지면반력

b. 15.2㎝ 장애물 극복 시

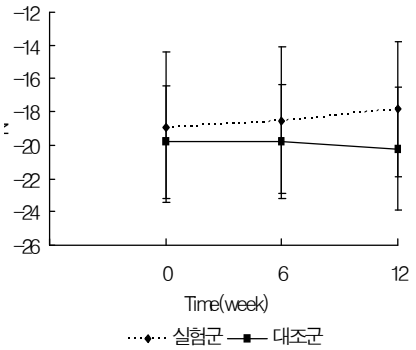
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 15.2cm 장애물 극복 보행 시 지면반력의 효과를 비교한 결과는 표 6과 같다. 지지발의 X축 지면반력은 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발의 Y축 지면반력, 추진발의 X축 지면반력은 시간에 따라 실험군과 대조군의 지면반력은 통계적으로 유의하게 감소하였으며, 추진발의 Y축 지면반력, 지지발과 추진발의 Z축 지면반력은 시간에 따라 실험군과 대조군의 지면반력은 통계적으로 유의하게 증가하였다(그림 11).

표 6. 15.2cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 운동역학적 특성 효과 비교 : 지면반력

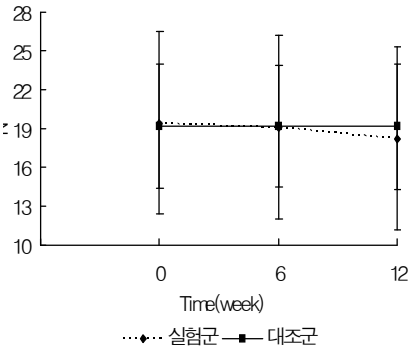
단위 : N

		0주	6주	12주	p-값
지지발_X축	실험군	-18.91±4.50	-18.50±4.37	-17.83±4.03	T*:0.496
	대조군	-19.80±3.37	-19.78±3.40	-20.23±3.69	T×G:0.062
			G**:0.264#		
Y축	실험군	19.45±7.07	19.07±7.10	18.21±7.05	T:0.000
	대조군	19.20±4.78	19.21±4.70	19.16±4.88	T×G:0.002
			G:0.897		
Z축	실험군	592.32±31.74	604.51±39.20	607.86±45.66	T:0.006
	대조군	593.26±41.40	594.09±41.00	593.72±42.39	T×G:0.011
			G:0.580		
추진발_X축	실험군	18.95±4.84	18.63±4.81	17.79±4.54	T:0.000
	대조군	18.11±6.53	17.94±6.50	17.71±6.40	T×G:0.003
			G:0.790		
Y축	실험군	-19.13±5.01	-18.88±4.75	-17.94±4.86	T:0.000
	대조군	-19.00±3.19	-18.88±3.08	-18.85±3.09	T×G:0.001
			G:0.857		
Z축	실험군	620.59±39.44	622.70±36.52	630.90±33.76	T:0.026
	대조군	622.00±35.71	624.68±31.95	621.81±34.25	T×G:0.009
			G:0.878		

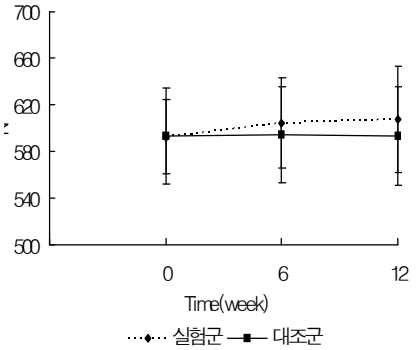
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



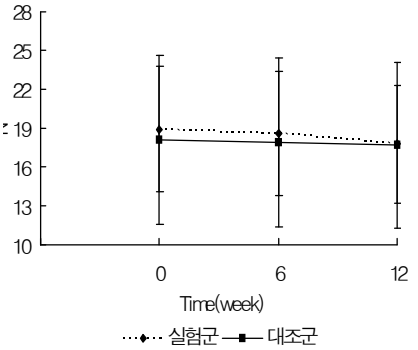
a. 지지발 X축의 지면반력



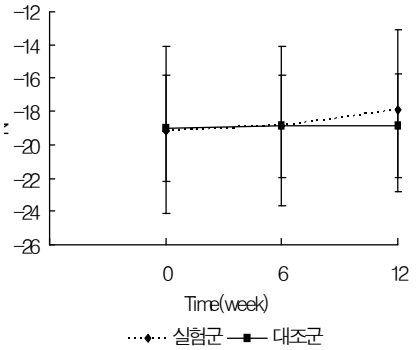
b. 지지발 Y축의 지면반력



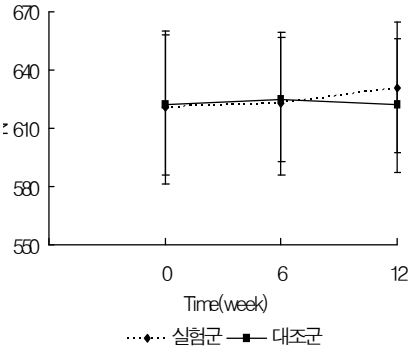
c. 지지발 Z축의 지면반력



d. 추진발 X축의 지면반력



e. 추진발 Y축의 지면반력



f. 추진발 Z축의 지면반력

그림 11. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 지면반력

3. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 효과 비교 : 하지관절 모멘트

a. 5.2㎝ 장애물 극복 시

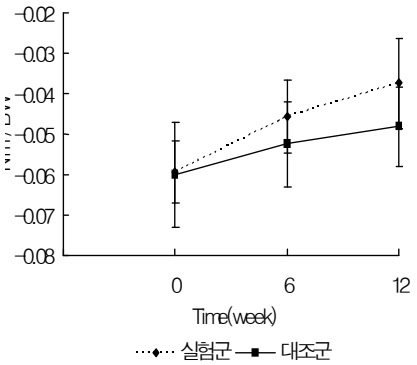
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 5.2cm 장애물 극복 보행 시 하지관절 모멘트의 효과를 비교한 결과는 표 7과 같다. 지지발과 추진발의 슬관절 모멘트, 추진발의 족관절 모멘트는 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발의 족관절 모멘트의 경우 시간에 따라 실험군과 대조군의 족관절 모멘트는 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 지지발과 추진발의 슬관절 모멘트, 추진발의 족관절 모멘트의 경우는 측정시간에 따라 유의하게 증가하였으나 두 군 간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 12).

표 7. 5.2cm 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램의 운동역학적 특성 효과 비교 : 하지관절 모멘트

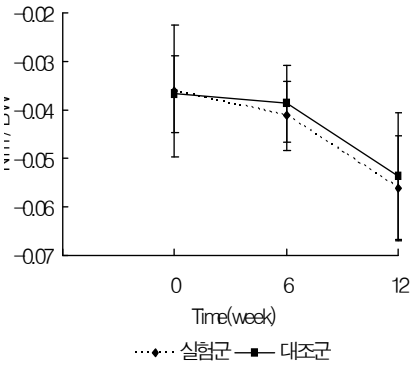
단위 : Nm/BW

		0주	6주	12주	p-값
지지발_족관절	실험군	-0.06±0.01	-0.05±0.01	-0.04±0.01	T*:0.000
	대조군	-0.06±0.01	-0.05±0.01	-0.05±0.01	T×G:0.030
			G**:0.054#		
슬관절	실험군	-0.04±0.01	-0.04±0.01	-0.06±0.01	T:0.000
	대조군	-0.04±0.01	-0.04±0.01	-0.05±0.01	T×G:0.625
			G:0.577		
추진발_족관절	실험군	-0.03±0.01	-0.04±0.01	-0.05±0.01	T:0.000
	대조군	-0.03±0.01	-0.04±0.01	-0.05±0.02	T×G:0.823
			G:0.930		
슬관절	실험군	-0.03±0.01	-0.05±0.01	-0.06±0.02	T:0.000
	대조군	-0.04±0.01	-0.05±0.01	-0.06±0.02	T×G:0.193
			G:0.926		

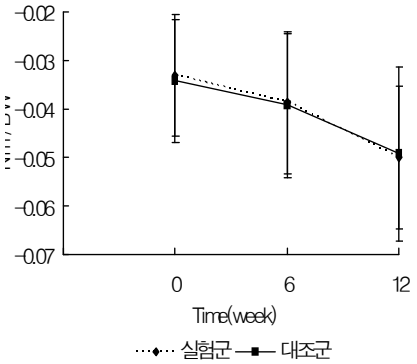
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



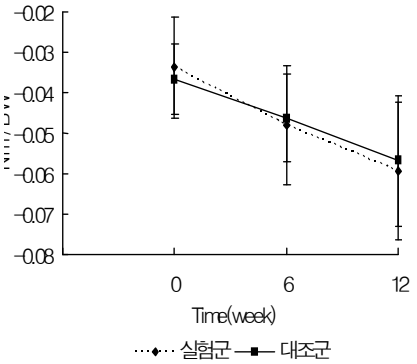
a. 지지발의 족관절 모멘트



b. 지지발의 슬관절 모멘트



c. 추진발의 족관절 모멘트



d. 추진발의 슬관절 모멘트

그림 12. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 하지관절 모멘트

b. 15.2㎝ 장애물 극복 시

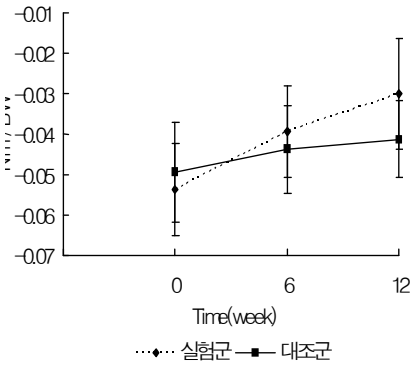
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 15.2cm 장애물 극복 보행 시 하지관절 모멘트의 효과를 비교한 결과는 표 8과 같다. 추진발의 슬관절 모멘트는 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발과 추진발의 족관절 모멘트, 지지발의 슬관절 모멘트의 경우 시간에 따라 실험군과 대조군의 족관절 모멘트는 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 추진발의 슬관절 모멘트의 경우는 측정시간에 따라 추진발의 슬관절 모멘트는 유의하게 증가하였으나 두 군 간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 13).

표 8. 15.2cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 운동역학적 특성 효과 비교 : 관절 모멘트

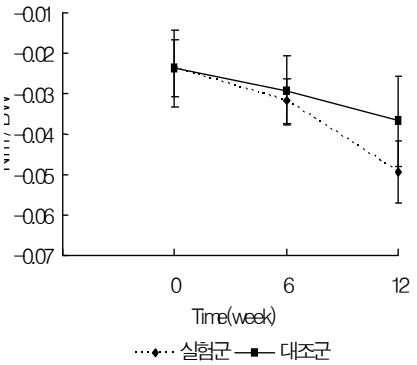
단위 : Nm/BW

		0주	6주	12주	p-값
지지발_족관절	실험군	-0.05±0.01	-0.04±0.01	-0.03±0.01	T*:0.000
	대조군	-0.05±0.01	-0.04±0.01	-0.04±0.01	T×G:0.003
			G**:0.284#		
슬관절	실험군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.05±0.01	T:0.000
	대조군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.04±0.01	T×G:0.001
			G:0.061		
추진발_족관절	실험군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.04±0.01	T:0.000
	대조군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.03±0.01	T×G:0.026
			G:0.225		
슬관절	실험군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.04±0.01	T:0.000
	대조군	-0.02±0.01	-0.03±0.01	-0.04±0.01	T×G:0.214
			G:0.132		

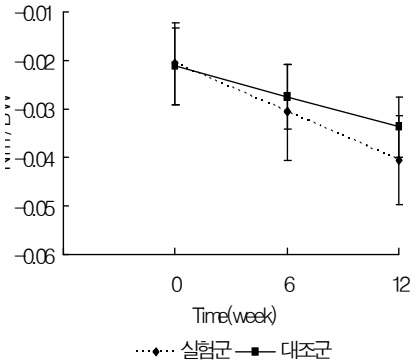
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



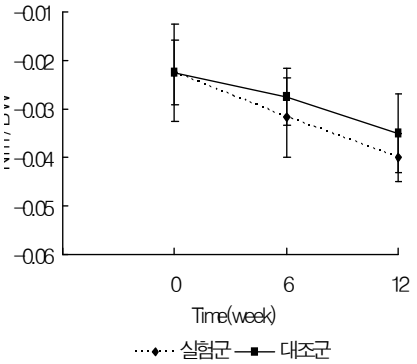
a. 지지발의 족관절 모멘트



b. 지지발의 슬관절 모멘트



c. 추진발의 족관절 모멘트



d. 추진발의 슬관절 모멘트

그림 13. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 하지관절 모멘트

4. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 효과 비교 : 추진발 부하율

요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 장애물 극복 보행 시 추진발 부하율의 효과를 비교한 결과는 표 9와 같다. 5.2㎝와 15.2㎝ 장애물 보행 시 추진발의 부하율은 시간에 따라 실험군과 대조군의 추진발의 부하율은 통계적으로 유의한 차이가 있었다(그림 14).

표 9. 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 운동역학적 특성 효과 비교 : 추진발 부하율

단위 : %

		0주	6주	12주	p-값
5.2cm	실험군	1433.88±571.78	1361.25±496.53	1285.94±464.84	T*:0.022
	대조군	1401.56±593.42	1397.06±569.64	1402.38±535.93	T×G:0.020
			G**:0.834#		
15.2cm	실험군	1545.81±697.98	1440.06±681.23	1364.63±669.92	T:0.001
	대조군	1538.00±648.47	1530.44±672.91	1517.94±693.29	T×G:0.010
			G:0.743		

평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값

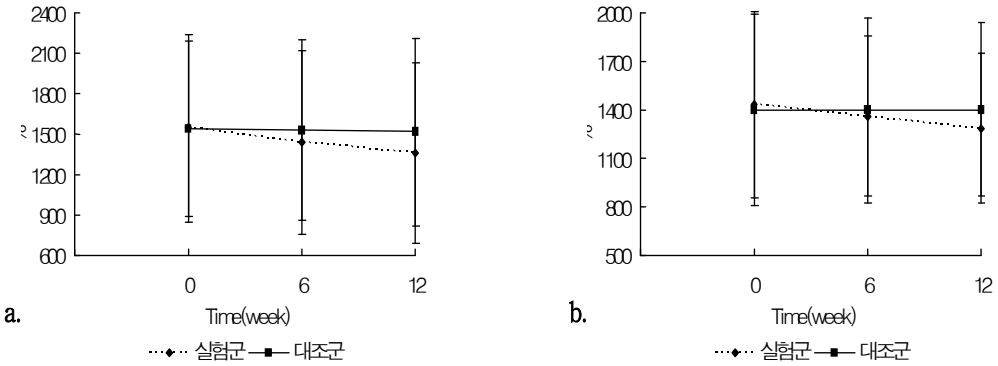


그림 14. 장애물 높이 극복 시의 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 추진발 부하율(a: 5.2㎝, b: 15.2㎝)

5. 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 효과 비교 : 근활성도

a. 5.2㎝ 장애물 극복 시

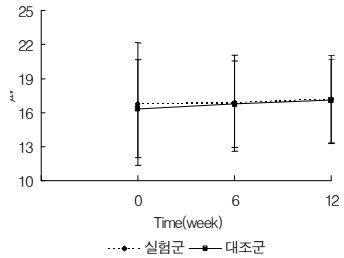
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 5.2cm 장애물 극복 보행 시 근활성도의 효과를 비교한 결과는 표 10과 같다. 지지발과 추진발의 전경골근, 비복근, 대퇴직근, 반건양근 모두 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발과 추진발의 반건양근의 경우는 측정시간에 따라 유의하게 증가하였으나 두 군 간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 15).

표 10. 5.2 cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 근활성도 효과 비교

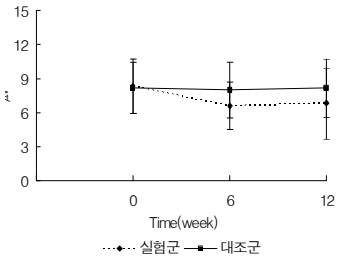
단위 : μN

		0주	6주	12주	p-값
지지발_전경골근	실험군	16.77±5.41	16.85±4.23	17.13±3.92	T*:0.680
	대조군	16.33±4.35	16.74±3.86	17.07±3.70	T×G:0.919
			G**:0.875#		
비복근	실험군	8.33±2.44	6.61±2.07	6.81±2.44	T:0.062
	대조군	8.16±2.26	7.96±2.44	8.14±2.59	T×G:0.133
			G:0.271		
대퇴직근	실험군	8.54±1.28	8.36±1.22	8.98±1.18	T:0.053
	대조군	7.76±1.30	7.81±1.19	8.46±1.73	T×G:0.847
			G:0.084		
반건양근	실험군	6.12±2.12	6.37±1.64	6.98±1.32	T:0.025
	대조군	6.41±1.83	6.65±1.36	7.07±1.48	T×G:0.879
			G:0.658		
추진발_전경골근	실험군	10.33±2.90	10.73±1.67	10.71±2.26	T:0.765
	대조군	10.25±2.28	10.01±1.76	10.33±2.03	T×G:0.633
			G:0.553		
비복근	실험군	7.61±2.88	7.08±2.09	7.88±2.06	T:0.496
	대조군	7.42±2.46	7.44±1.90	7.61±2.13	T×G:0.667
			G:0.955		
대퇴직근	실험군	12.27±1.79	12.11±2.02	12.49±1.82	T:0.093
	대조군	10.69±1.91	10.90±2.13	11.90±1.18	T×G:0.391
			G:0.030		
반건양근	실험군	6.81±1.08	7.16±1.03	7.57±1.04	T:0.019
	대조군	7.11±.38	6.93±1.28	7.46±1.36	T×G:0.397
			G:0.981		

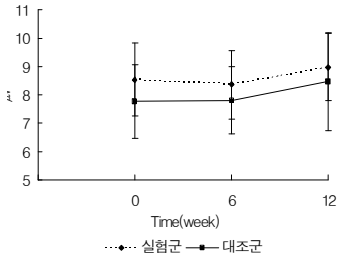
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



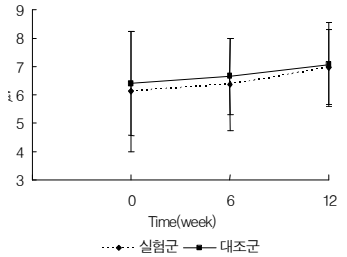
a. 지지발의 전경골근 근활성도



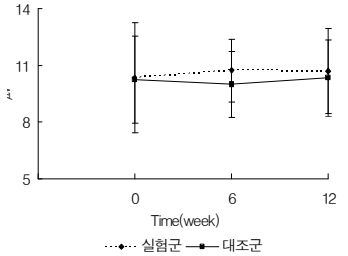
b. 지지발 비복근 근활성도



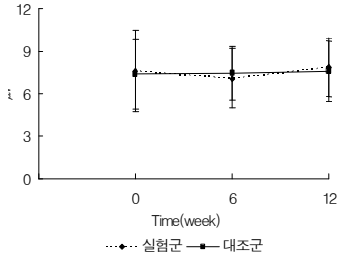
c. 지지발 대퇴직근 근활성도



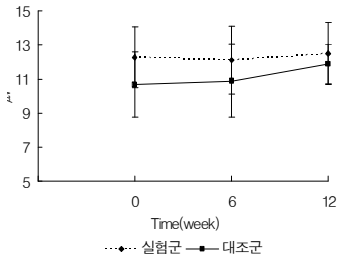
d. 지지발 반건양근 근활성도



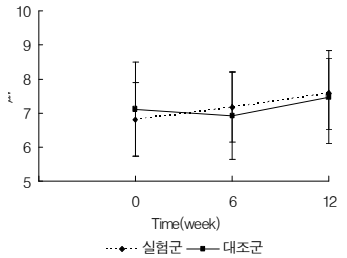
a. 추진발의 전경골근 근활성도



b. 추진발 비복근 근활성도



c. 추진발 대퇴직근 근활성도



d. 추진발 반건양근 근활성도

그림 15. 5.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 근활성도

b. 15.2㎝ 장애물 극복 시

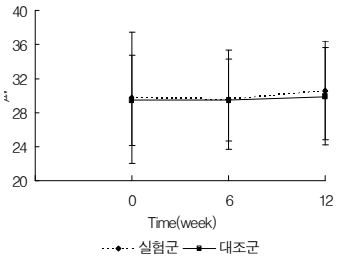
요부안정화 운동프로그램의 적용에 따른 15.2cm 장애물 극복 보행 시 근활성도의 효과를 비교한 결과는 표 11과 같다. 지지발과 추진발의 전경골근, 반건양근, 추진발의 비복근, 지지발의 대퇴직근의 근활성도는 요부안정화운동의 적용에 따른 실험군과 대조군의 측정값은 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 지지발의 비복근과 추진발의 대퇴직근의 근활성도의 경우 시간에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 지지발의 반건양근의 경우는 측정시간에 따라 측정값은 유의하게 증가하였으나 두 군간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다(그림 16).

표 11. 15.2 cm 장애물 높이 극복시의 요부안정화운동 프로그램의 근활성도 효과 비교

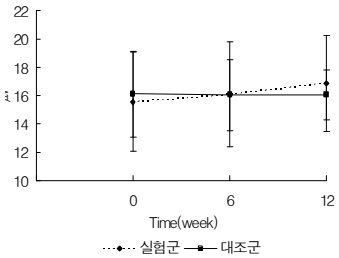
단위 : μN

		0주	6주	12주	p-값
지지발_전경골근	실험군	29.76±7.71	29.53±5.82	30.56±5.83	T*:0.558
	대조군	29.44±5.34	29.49±4.84	29.93±5.74	T×G:0.915
			G**:0.864#		
비복근	실험군	37.66±3.38	35.14±4.90	32.76±4.18	T:0.003
	대조군	37.27±3.71	37.97±4.34	37.39±4.92	T×G:0.003
			G:0.080		
대퇴직근	실험군	7.16±1.32	7.56±1.31	7.71±1.40	T:0.887
	대조군	7.85±1.09	7.53±0.95	7.51±1.16	T×G:0.157
			G:0.648		
반건양근	실험군	11.09±2.38	11.79±1.76	12.56±1.30	T:0.002
	대조군	10.59±1.53	10.50±1.55	11.24±1.70	T×G:0.271
			G:0.055		
추진발_전경골근	실험군	37.66±7.22	36.33±6.18	37.56±5.79	T:0.079
	대조군	35.16±5.09	34.18±5.07	36.64±4.27	T×G:0.546
			G:0.309		
비복근	실험군	15.56±3.49	16.08±3.70	16.88±3.38	T:0.249
	대조군	16.11±3.03	16.06±2.50	16.05±1.76	T×G:0.204
			G:0.921		
대퇴직근	실험군	14.06±1.20	13.53±1.16	12.71±1.45	T:0.049
	대조군	13.71±1.48	13.75±1.29	13.74±1.20	T×G:0.042
			G:0.818		
반건양근	실험군	8.16±1.94	7.89±1.95	8.41±1.04	T:0.099
	대조군	7.85±1.64	7.88±1.93	8.68±1.20	T×G:0.662
			G:0.967		

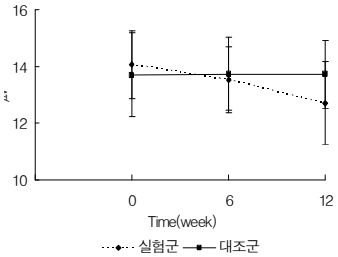
평균±표준편차, * : Time, ** : Group, # : p-값



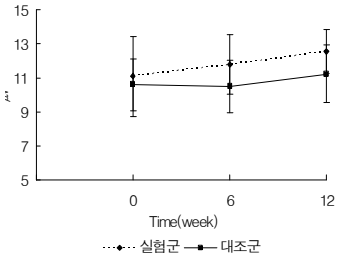
a. 지지발의 전경골근 근활성도



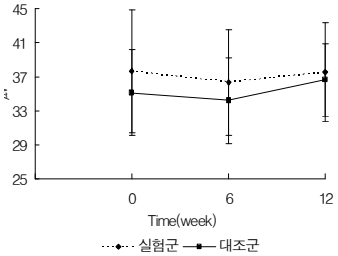
b. 지지발 비복근 근활성도



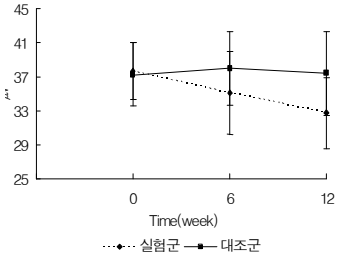
c. 지지발 대퇴직근 근활성도



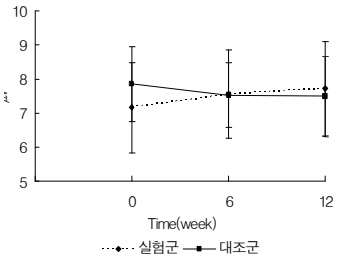
d. 지지발 반건양근 근활성도



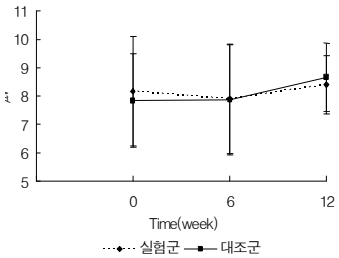
a. 추진발의 전경골근 근활성도



b. 추진발 비복근 근활성도



c. 추진발 대퇴직근 근활성도



d. 추진발 반건양근 근활성도

그림 16. 15.2㎝ 장애물 높이 극복 시 요부안정화운동 프로그램에 따른 운동역학적 변인 변화 : 근활성도

IV. 고 찰

본 연구의 목적은 낙상위험요인이 있는 여성노인을 대상으로 12주간의 요부안정화운동에 따른 높이 차가 있는 장애물 보행과 관련한 운동학 및 운동역학적 효과를 알아보기 위한 것으로 장애물 극복속도, 지지발과 추진발의 수직최단거리와 슬관절 각도를 측정한 결과치를 분석하여 운동학적 효과를 규명하고, 지지발과 추진발의 지면반력과 관절모멘트, 추진발의 부하율, 근활성도의 결과치를 분석하여 운동역학적 효과를 규명하고자 무작위할당에 의한 실험연구를 수행하였다.

요부안정화운동이란 척추 굴곡근과 척추 신전근의 균형을 유도하여 척주 및 체간의 안정성을 유지하는 방법으로, 척추구조에 역학적으로 가해지는 스트레스를 최대한 줄여 척추 골격근의 균형을 증진시키며(Dean & Ross, 1992) 대단위 근육체계와 복횡근, 횡경막, 다열근과 같은 국소근육체계와의 협응된 운동단위동원을 촉진하여 자세를 균형있게 조절하고 신체의 가동성을 조화롭게 만들어 보행패턴을 증진시키고 정상적인 운동양상을 촉진하여 과도한 근긴장을 감소시킬 수 있는 훈련방법이다(Kisner & Colby, 1989; Trueblood et al, 1989).

노화에 따른 근력 및 운동성 감소는 척추골격근과 척추골격계의 균형유지에 영향을 주어 정상적인 신체정렬을 유지할 수 없게 만들며(Shumway-Cook & Woollact, 1995), 그 결과 좌·우 골격근의 불균형이 초래되어 균형능력이 감소됨으로써 낙상을 유발시킬 수 있다(Steinweg, 1997). 이러한 척추골격근의 근력 및 운동성을 증진시켜 신체정렬을 회복시키는 효과를 지닌 요부안정화운동을 통해 척추의 안정성을 확보하고 균형능력을 향상시킬 수 있다고 판단되어 임상실험을 실시하였다.

요부안정화운동 프로그램에 따른 운동학적 특성을 측정한 결과, 실험군에서 장애물 극복속도는 15.2㎝에서 유의하게 빨라졌고, 수직최단거리는 15.2㎝ 장애물 극복 시 지지발과 추진발에서 유의하게 낮아졌다. 슬관절 각도는 5.2㎝ 장애물 극복 시 추진발에서 유의하게 증가하였고, 15.2㎝ 장애물 극복 시에는 지지발과 추진발 모두 유의하게 증가하였다. Choi & Yoon(2010)은 노인여성을 대상으로 12주간 수중운동을 실시하여 훈련기간이 증가함에 따라 하지길이의 0%, 30%, 50%의 장애물 극복 시 장애물 극복

속도가 빨라지는 경향을 보였다고 보고하여 본 연구와 부분적으로 일치하였으며, 수중운동 후 수직최단거리 값이 작아졌다고 보고한 Kim & Yu(2009)의 연구와 일치하였지만 하지근력 증진을 위한 점진적인 근력운동 후 수직최단거리가 증가하였다고 보고한 Lamoureux et al(2003)의 연구와 상반된 결과를 보였다. 이러한 이유는 신체균형능력을 증진시켜 장애물을 극복하는 본 연구의 접근방법과 단순하지근력 증가에 따른 효과를 알아본 연구와 적용 운동방법이 서로 상이하여 다른 결과를 보인 것으로 사료된다. 일반적으로 장애물 보행 시 낙상을 예방하기 위해 장애물을 넘어가는 발이 무릎을 크게 굴곡하여 수직최단거리를 높일수록 좋지만(Sparrow et al, 1996), 안정적으로 장애물을 극복할 수 있는 근력이 확보된다면 에너지 소모차원에서 낮게 극복하는 것이 더 효율적이라고 보고한 Kim & Yu(2009)의 연구에서와 같이 운동 전 장애물 극복 시 장애물을 안전하게 넘기 위해 과도하게 다리를 들어 올리는 비효율적인 동작이 요부안정화운동을 통해 자세안정성이 확보되어 무릎을 작게 굴곡시키고, 수직거리를 낮게 하여 장애물을 낮게 극복함으로써 장애물 극복속도가 빨라졌다고 사료된다.

요부안정화운동 프로그램에 따른 지면반력의 특성을 측정한 결과, 지지발의 Y축 지면반력, 추진발의 X축 지면반력 및 추진발의 부하율은 5.2㎝와 15.2㎝ 모두 장애물 극복 시 유의하게 감소하였으며, 추진발의 Z축 지면반력은 5.2㎝와 15.2㎝ 모두 장애물 극복 시 유의하게 증가하였다. 15.2㎝ 장애물 극복 시 지지발의 Z축 지면반력은 유의하게 증가하였으며, 추진발의 Y축 지면반력은 유의하게 감소하였다. 또한 관절모멘트의 특성을 측정한 결과, 지지발의 족관절 모멘트는 5.2㎝와 15.2㎝ 모두 장애물 극복 시 유의하게 감소하였으며, 지지발의 슬관절 모멘트와 추진발의 족관절 모멘트는 15.2㎝ 장애물 극복 시 유의하게 증가하였다. Kim & Yu(2009)는 여성노인을 대상으로 수중운동 수행 후 운동 전보다 수직지면반력의 추진력(propulsive force)과 추진운동량(propulsive impulse)이 증가하였다고 보고하여 본 연구와 일치하였으며, 젊은 성인에 비해 노인은 장애물 극복 시 슬관절 굴곡 모멘트가 낮았다고 보고한 Draganich & Kuo(2004)의 연구와 부분적으로 일치하였다. 또한 Chen(2008)은 장애물의 높이의 증가와 상관없이 젊은 성인은 족관절 저측굴곡 모멘트는 일정하였으나 노인의 경우 족관절 저측굴곡 모멘트는 유의하게 증가하였다고 보고하여 본 연구와 부분적으로 일치하였

다. Choi(2010)는 일반 노인을 대상으로 수중운동을 실시한 후 운동기간이 증가함에 따라 장애물 극복 시 지지발의 X축의 지면반력은 운동기간이 증가할수록 감소하고, Z축의 지면반력과 슬관절 모멘트는 운동기간이 증가함에 따라 증가하였다고 보고하여 본 연구와 일치하였으나 Y축 지면반력은 증가하는 경향을 보였고, 족관절 모멘트는 증가하였다고 보고하여 본 연구와 상반된 결과를 보였다. 이러한 이유는 연구대상자가 서로 다르며, 운동방법이 상이하여 서로 다른 결과를 보인 것으로 사료된다. 강한 저축굴곡은 신체를 과하게 상승시켜 한발로 지지하는 시간을 늘려 균형유지에 어려움을 겪게 되며(Wang et al, 2007), 장애물 높이가 증가할수록 좌우축의 신체질량중심(Center of Mass, COS)의 변화가 심하게 요동되어 낙상의 위험이 증가하게 된다(Chou et al, 2003). 본 연구결과에서는 요부안정화운동을 통해 신체 기저면 내로 중력중심을 유지하려는 근기능이 향상되어 신체중력중심으로부터 요동하는 면적이 작아져서 체간의 안정성이 확보되어 균형을 유지하면서 정확하고 부드럽게 장애물 극복한 것으로 사료된다.

요부안정화운동 프로그램의 근전도 변인 특성 효과 비교에서 15.2㎝ 장애물 극복 시 지지발에서는 비복근, 추진발에서는 대퇴직근에서 통계학적으로 유의하게 감소하였다. Hahn et al(2005)은 하지길이의 2.5%, 5.0%, 10.0%, 15.0%의 장애물 극복 시 젊은 여성에 비해 노인은 높이가 증가함에 따라 비복근의 근활성도는 유의하게 증가하였다고 보고하여 본 연구와 부분적으로 일치하였으며, 대퇴직근의 근활성도는 중간입각기에서 활성화된다고 보고한 Knutson & Sodergerg(1995)의 연구, 일반노인과 낙상노인의 장애물 보행에 의한 근전도 분석에서 입각기 초기 대퇴직근과 대퇴이두근의 동시수축이 이루어지며, 입각기 말기에 장애물을 자연스럽게 극복하기 위해 비복근의 근활동이 일어난다고 보고한 Chung et al(2004)의 연구와 일치하였다. 이러한 결과는 요부안정화운동이 장애물 극복 시 체간의 안정성을 유지시켜 지지발의 비복근과 추진발의 대퇴직근의 근활성도를 억제하여 장애물을 안전하고 부드럽게 극복한 것으로 생각된다.

본 연구는 다음과 같은 몇 가지 제한점을 가지고 있다. 첫째, 균형증진을 위한 다른 운동을 하는 대조군이 없어 요부안정화운동의 효과가 다른 운동에 비해 얼마만큼 더 큰 효과가 있는지 규명하기에 어려움이 있다. 향후에는 다양한 운동프로그램을 통한

비교연구를 통해 여성노인의 낙상예방 및 관리를 위한 적절한 운동프로그램에 대한 후속연구가 필요하다고 생각된다. 둘째, 낙상은 노화에 따른 운동학적 요인의 변화로 인해 유발되기도 하지만 심리 및 기능적 요인에 의해서도 유발된다. 따라서 향후 심리 및 기능적 연구에 대한 분석도 필요할 것으로 생각된다. 셋째, 장애물 극복 시 실패 대상자의 분석이 이루어지지 않아 실패요인 분석을 할 수 없었다. 향후에는 실패한 대상자를 분석하여 실패의 요인을 분석하는 것도 필요하다고 생각된다.

이상의 결과로 12주간의 낙상위험 여성노인의 요부안정화운동은 체간의 자세조절에 기여하는 복횡근과 다열근의 기능을 증진시켜 신체균형 유지능력이 향상되어 노인의 과도한 장애물 보행 동작을 억제시킴으로서 정확하고 부드러운 장애물을 극복 능력을 향상시킨 것으로 생각된다. 향후 요부안정화운동은 낙상위험 여성노인의 낙상 예방 및 관리를 위한 효율적인 치료적 운동 방법으로 고려되어야 한다고 사료된다.

V. 요약 및 결론

본 연구에서는 요부안정화운동이 낙상위험 여성노인의 운동학 및 운동역학적 변인에 미치는 영향을 알아보기 위하여 낙상위험 여성노인을 대상으로 실험하여 운동학적 변인에서 5.2㎝ 장애물 극복 시 추진발의 슬관절 각도는 유의하게 증가하였고, 15.2㎝ 장애물 극복 시 장애물 극복속도, 지지발과 추진발의 슬관절 각도는 유의하게 증가하였으며, 지지발과 추진발의 수직최단거리는 유의하게 감소하였다. 운동역학적 변인에서는 5.2㎝ 장애물 극복 시 지지발의 Y축 지면반력, 추진발의 X축 지면반력, 지지발의 족관절 모멘트, 추진발의 부하율은 유의하게 감소하였으며, 추진발의 Z축 지면반력은 유의하게 증가하였다. 15.2㎝ 장애물 극복 시에는 지지발과 추진발의 Z축 지면반력, 지지발의 슬관절 모멘트, 추진발의 족관절 모멘트는 유의하게 증가하였으며, 지지발과 추진발의 Y축 지면반력, 추진발의 X축 지면반력, 지지발의 족관절 모멘트, 추진발의 부하율, 지지발의 비복근, 추진발의 대퇴직근의 근활성도가 유의하게 감소하였다.

본 연구결과, 낙상위험 여성노인을 대상으로 12주 간 적용한 요부안정화운동이 체간의 자세조절에 기여하는 체간근육의 기능증진이 신체균형 유지능력을 향상시켜 낙상위험 여성노인의 과도한 장애물 보행 동작을 억제시킴으로서 정확하고 부드럽게 장애물을 극복하는 능력을 향상시킨 것으로 결론을 얻었다. 이러한 결론을 바탕으로 요부안정화운동은 낙상위험 여성노인의 낙상 예방 및 관리를 위한 효율적인 치료적 운동 방법으로 고려되어야 한다고 판단되며, 향후 노인뿐만 아니라 체간안정성이 필요한 다양한 환자에 대한 연구도 필요하다고 사료된다.

참고문헌

1. Akuthota, V., & Nadler, S. F.(2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 85(3suppl 1), S86-92.
2. Berry, S. D., & Miller, R. R.(2008). Falls: epidemiology, pathophysiology, and relationship to fracture. *Current Osteoporosis Reports*, 6(4), 149-154.
3. Blake, A. J., Morgan, k., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B. J., Arie, T. H., Fentem, P. H., & Bassey, E. J.(1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age & Ageing*, 17(6), 365-372.
4. Boyd, R., & Stevens, J. A.(2009). Falls and fear of falling: burden, beliefs and behaviours. *Age and Aging*, 38(4), 423-428.
5. Bunn, F., Dickinson, A., Barnett-Page, E., Mcinnes, E., & Horton, K.(2008). A systematic review of older people's perceptions of facilitators and barriers to participation in falls-prevention interventions. *Ageing & Society*, 28(4), 449-472.
6. Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M., Hageman, P. A., & Heidel, J.(2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435-443.
7. Campbell, A. J., Robertson, M. C., Gardner, M. M., Norton, R. N., Tilyard, M. W., & Buchner, D. M.(1997). Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *British Medical Journal*, 315(7115), 1065-1069.
8. Campbell, A., & Robertson, M. C.(2007). Rethinking individual and community fall prevention strategies: a meta-regression comparing single and multifactorial interventions. *Age & Ageing*, 36(6), 656-662.
9. Chen, C. J.(2008). *Quantification of muscular demands in the elderly: electromyography vs. joint moments*. Graduate School of the University Oregon,

Master of Science.

10. Chen, H., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., & Schultz, A. B.(1991). Stepping over obstacle: gait patterns of healthy young and old adult. *Journal of Gerontology*, 46(6), M196-203.
11. Choe, M. A., Jeon, M. Y., & Choi, J. A.(2000). Effect of walk training on physical fitness for prevention in a home bound elderly. *Journal of Korean Academy of Nursing*, 30(5), 1318-1322.
12. Choi, J. H., & Kim, H. J.(2004). Effect of the PNF and weight training on muscular strength and flexibility of the lower limbs in the elderly. *The Korean Journal of Growth and Development*, 12(1), 125-134.
13. Choi, P. H.(2010). *The Effect of a 12-week aquatic exercise on obstacle gait in older women*. Korea National Sport University.
14. Choi, P. H., & Yoon, S. H.(2010). The kinetic and kinematic effect of a 12-week aquatic exercise program on obstacle gait in older women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(2), 129-137.
15. Chou, L. S., Kaufman, K. R., Haun, M. K., & Brey, R. H.(2003). Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait & posture*, 18(3), 125-133.
16. Chung, C. S., Yoon, T. J., Yu, Y. J., & Choi, C. S.(2004). Analysis of kinematics and EMG on stepping over obstacles in elderly persons. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(5), 423-436.
17. Cromwell, R. L., Newton, R. A., & Forrest, G.(2002). Influence of vision on head stabilization strategies in older adults during walking. *The Journal of gerontology*, 57(7), 442-448.
18. Dean, E., & Ross, J.(1992). Discordance between cardiopulmonary physiology and physical therapy: toward a rational basis for practice. Chest, 101(6), 1694-1698.

19. Draganich, L. F., & Kuo, C. E.(2004). The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 889-896.
20. Hahn, M. E., Lee, H. J., & Chou, L. S.(2005). Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture*, 22(4), 356-361.
21. Hodges, P. W., & Richardson, C. A.(1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-42.
22. Hoyer, D., Kletzin, U., Adler, S., Meissner, W., & Blickhan, R.(2005). Gait information flow indicates complex motor dysfunction. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 26(4), 545-554.
23. Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H.(2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(6), 369-375.
24. Jeong, G. H., Yang, S. O., Lee, K. O., Pye, O. J., Lee, M. R., Baik, S. H., & Kim, K. W.(2003). Bone mineral density, health-promoting behaviors, and self-efficacy in middle-aged women. *Korean Journal of Women Health Nursing*, 9(2), 170-178.
25. Jung, Y. W.(2004). The effects of lumbar stabilizing exercise on the functional recovery and the range of motion of low back pain patients. *The Journal of Korean Society of physical therapy*, 16(1), 157-182.
26. Kang, H. G., & Dingwell, J. B.(2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of biomechanics*, 41(14), 2899-2905.
27. Karatas, M., Cetin, N., Bayramoglu, M., & Dilek, A.(2004). Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke

patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(2), 81-87.

28. Kent-Braun, J. A., Ng, A. V., & Young, K.(2000). Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *Journal of applied physiology*, 88(2), 662-668.
29. Kim, C. B., & Shin, J. Y.(2007). Effects of 12-week aquatic exercise on gait in the falls experienced elderly women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(4), 9-16.
30. Kim, C. H., Kim, W. M., & Lee, H. W.(2012). Effects of 8 weeks lumbar stabilization exercise program on the muscle's cross-sectional area, pain and dynamic balancing capability of patients with lumbar disk herniation. *The Korean Journal of Physical Education*, 51(1), 451-461.
31. Kim, J. W., Han, S. W., & Kim, J. G.(2006). The effects of elastic resistance exercise of lumbo-pelvic region and lower limbs muscle on walking ability and balance ability of the elderly. *The Korean Journal of Growth and Development*, 14(3), 13-26.
32. Kim, S. B., & Yu, Y. J.(2009). The characteristics of obstacle gaits in female elders after 12 weeks of and aquatic exercise program. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 539-547.
33. Kisner, C., & Colby, L. A.(1989). *Therapeutic exercise: foundations and techniques*, Philadelphia, F. A. Davis Co, 325-336, 429-471.
34. Knutson, L. M., & Soderberg, G. L.(1995). *EMG: Use and interpretation in gait*. In Craik, R., L, Oatis, C., A.(eds): Gait Analysis: Theory and Application. St. Louis, Mosby-Year Book, Inc.
35. Ko, D. S., Lee, C. G., Kim, G. Y., Lee, K. I., Kim, M. H., & Jung, D. I.(2009). The effect of lumbar stabilization exercise on motor capacity and pain in chronic low back pain workers. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 35(2), 1021-1028.

36. Korea National Statistics Office. *Leading cause of death in korea*. Seoul: Korea National Statistics Office, 2007.
37. Korea National Statistics Office. *Statistics for the elderly*. Seoul: Korea National Statistics Office, 2009.
38. Lamoureux, E., Sparrow, W. A., Murphy, A., & Newton, R. U.(2003). The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait & Posture*, 17(3), 273-283.
39. Lee, H. J., Lee, M. G., & Hong, K. S.(2009). Effects of 9 weeks of dance sports training on variables related to falling injury in the elderly women. *Korean Journal of Sport Science*, 20(4), 778-790.
40. Marshall, P. W., & Murphy, B. A.(2005). Core stability exercises on and off a swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(2), 242-249.
41. Norris, C. M.(1995). Spinal stabilization: 5. an exercise program to enhance lumbar stabilization. *Physiotherapy*, 81(3), 138-145.
42. Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A.(1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, 7(2-4), 265-300.
43. Rubenstein, L. Z., & Josephson, K. R.(2006). Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? *The Medical Clinics of North America*, 90(5), 807-24.
44. Scheffer, A. C., Schuurmans, M. J., van Dijk, N., van der Hooft, T., & de Rooij, S. E.(2008). Fear of falling: Measurement strategy, prevalence, risk factors, and consequences among older persons. *Age and Ageing*, 37(1), 19-24.
45. Schlicht, J., Camaione, D. N., & Owen, S. V.(2001). Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *The Journals of Gerontology Series A*, 56(5), M281-286.
46. Schoenfelder, D. P., Van Why, K.(1997). A fall prevention educational program for community dwelling seniors. *Public Health Nursing*, 14(6): 383-390.

47. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H.(1995). *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore: Williams & Wilkins.
48. Skelton, D. A., & Beyer, N.(2003). Exercise and injury prevention in older people. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 13(1), 77-85.
49. Sparrow, W. A., Shinkfield, A. J., Chow, S., & Begg, R. K.(1996). Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Human Movement Science*, 15(4), 605-622.
50. Spirduso(a), W. W., Francis, K., Eakin, T., & Stanford, C.(2005). Quantification of manual force control and tremor. *Journal of Motor Behavior*, 37(3), 197-210.
51. Spirduso(b), W. W., Francis, K. L., & MacRae, P. G.(2005). *Physical dimensions of aging(2nd)*. Champaign urbana, IL, Human Kinetics.
52. Stalenhoef, P. A., Diederiks, J. P., Knottnerus, J. A., Kester, A. D., & Crebolder, H. F. (2002). A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: a prospective cohort study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 55(11), 1088-1094.
53. Steinberg, G. M.(2000). Using the five-step strategy to teach motor skill to older adults. *Journal of Physical Education, Recreation and Dance*, 71(5): 40-41.
54. Steinweg, K. K.(1997). The changing approach to falls in the elderly. *American family physician*, 56(7), 1815-23.
55. Sturnieks, D. L., St George, R., & Lord, S. R.(2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie clinique*, 38(6), 467-478.
56. Sung, H. R., Yang, J. H., Kim, M. S., Kang, M. S., & Kang, J. S.(2005). Effects of swiss ball exercise on functional fitness and body sway in male elderly nursing home residents. *The Korean Journal of Growth and Development*, 13(1), 91-99.
57. Tagawa, Y., Shiba, N., Matsuo, S., & Yamashita, T.(2000). Analysis of

human abnormal walking using a multi-body model: joint models for abnormal walking and walking aids to reduce compensatory action. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1405-1414.

58. Tinetti, M. E., & Ginter, S. F.(1988). Identifying mobility dysfunctions in elderly patients: standard neuromuscular examination or direct assessment?. *The Journal of the American Medicine Association*, 259(8), 1190-1193
59. Trueblood, P. R., Walker, J. M., Perry, J., & Gronley, J. K.(1989). Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Physical Therapy*, 69(1), 18-26.
60. Wang, T. M., Chen, H. L., & Lu, T. W.(2007). Effects of obstacle height on the control of the body center of mass motion during obstructed gait. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 30(3), 471-479.
61. Yoon, S. H.(2007). The effects of a 24-week walking exercise on obstacle negotiation in older women. *The Korean Journal of Physical Education*, 46(4), 485-493.

부록 : 설문지 및 연구참여 동의서

설 문 지

안녕하십니까?

저는 조선대학교에서 보건학을 전공하고 있는 대학원생입니다.
본 설문 조사에서 수집된 내용은 통계 목적 이외에는 개인적으로 피해가 되는 어떤 곳에서도 절대로 사용되지 않을 것이며 비밀이 보장됩니다.

본 설문지는 낙상위험 여성노인을 대상으로 장애물 보행 시 운동학적 및 운동역학적 변인에 대한 기초자료로 사용될 것입니다.
설문지를 천천히 읽어 보신 후 솔직하게 응답해 주시면 감사하겠습니다.

항상 건강하시고 행복하기를 기도합니다.

2012년 8월 일

조선대학교 대학원 보건학 박사과정

지도교수 : 류 소 연

연 구 자 : 고 대 식

연 구 참 여 동 의 서

본인은 설문에 응답할 것을 부탁받고 자의에 의하여 참여합니다.
연구에 참여하는 동안 참여자 본인에게 어떠한 비용이나 위험이 따르지 않는 것과 연구 참여 도중 원하지 않을 경우 언제든지 참여를 거절할 수 있음을 알고 있습니다.
또한 연구자가 참여자의 익명을 보장하고 본인의 개인적인 비밀이 보장될 것을 설명받았습니다.

날 짜 : 2012년 8월 일

서 명 :

연락처 :

연구자 연락처 : 010-8616-4941

♧ 다음은 일반적인 사항에 대한 질문입니다.

편안하게 읽어보신 후 해당란에 '√' 표시를 해주세요.

1. 어르신의 연세는 어떻게 되십니까? _____세

2. 어르신의 결혼상태는 어떻게 되십니까?

① 기혼 ② 미혼 ③ 사별

④ 이혼 ⑤ 별거 ⑥ 기타 ( )

3. 어르신은 지금 누구와 살고 계십니까?

① 혼자생활 ② 배우자 ③ 기혼 자녀

④ 미혼 자녀 ⑤ 일가 친척 ⑥ 기타 ( )

4. 어르신의 학력은 어떻게 되십니까?

① 무학 ② 초등학교 졸 ③ 중학교 졸

④ 고등학교 졸 ⑤ 대학 졸 ⑥ 기타 ( )

5. 어르신의 주된 수입원은 무엇입니까?

① 정부의 생활보조비 ② 연금이나 저축 ③ 자녀의 용돈

④ 본인 수입 ⑤ 기타 ( )

6. 의료보험의 종류는 무엇입니까?

① 직장의료보험 ② 지역의료보험 ③ 의료보호 1종

④ 의료보호 2종 ⑤ 기타 ( )

7. 어르신의 한 달 용돈은 얼마입니까?

① 10만원 이하 ② 11-20만원 ③ 21-30만원

④ 31-40만원 이하　　⑤ 41만원 이상

8. 어르신의 건강은 대체로 어떠하다고 생각하십니까?

① 매우 좋음　　② 좋음　　③ 보통

④ 나쁨　　⑤ 매우 나쁨　　⑥ 모름

9. 다음은 어르신께서 현재 3개월 이상 앓고 계신 만성질환에 관한 질문입니다.

▶ 다음 항목의 해당사항에 '∨' 표시를 해주세요.

질병명		만성질병여부	의사로부터 진단
근골격계질환	10-1. 관절염	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-2. 요통	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-3. 골다공증	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-4. 디스크	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
순환기계질환	10-5. 고혈압	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-6. 저혈압	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-7. 중풍	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-8. 협심증, 심근경색	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-9. 당뇨병	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
눈, 귀질환	10-10. 백내장	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
	10-11. 녹내장	① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
요실금		① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다
골절, 탈구로 인한 휴유증		① 있다 ② 없다	① 있다 ② 없다

부록 2 : Tinetti 운동성 검사

내용		점수
1. 균형검사 : 팔이 없는 단단한 의자에 앉아서 시행함		
앉은 자세의 균형	의자에 기대거나 비스듬함 =0, 안정감 있음 =1	
일어서기	도움없이 일어서지 못함 =0, 팔을 이용해서 일어섬 =1, 팔 지지없이 일어섬 =2	
일어서려는 시도	도움없이 못함 =0, 1회 이상 시도+도움 =1, 한번에 일어섬 =2	
일어서서 바로 균형감 (처음 5초간)	불안정(흔들림/발움직임) =0, 도움이 있어 안정감 유지 =1, 도움없이 안정감 유지 =2	
서서 균형감	불안정 =0, 4인치 이상 벌벌려 안정감 +지지 필요 =1, 발벌리지 않고 일어섬 + 지지없음 =2	
한발 들고 서있기 (발모음)	넘어지지 시작 =0, 비틀거리거나 잡음 =1, 안정 =2	
눈감은 상태로(발모음)	불안정 =0, 안정 =1	
360도 돌기	돌기 중간 =0, 계속 돔 =1	
360도 돌기	불안정 =0, 안정 =1	
앉기	불안정 =0, 팔 이용 또는 동작이 부드럽지 못함 =1, 안정, 부드러운 동작 =2	
균형감 소계		/16

내용		점수
2. 보행검사		
걷기 시작	‘가세요’라는 구령 후 멈짓하거나 걷기를 여러번 시도함 =0, 멈짓함이 없음 =1	
보폭	들어올린 발이 반대편 발을 지나가지 못함 =0, 지나감 =1(왼발, 오른발)	
바닥에서 발을 들어올림	바닥에서 발을 완전히 들어올리지 못함 =0, 들어올림 =1(왼발, 오른발)	
걸음 대칭성	오른발과 왼발의 보폭이 동일하지 않음 =0, 동일함 =1	
걸음 연속성	걸음사이 멈춤 =0, 멈춤없이 걸어감 =1	
걸어가는 길 (바닥길, 타일보고 측정)	많이 벗어남 =0, 약간 벗어나거나 도움이 필요 =1, 도움없이 똑바로 걸어감 =2	
몸통	많이 흔들거나 도움이 필요함 =0, 흔들지는 않지만 무릎이나 몸통이 굽거나 팔을 뻗침 =1, 아무런 변화없음 =2	
지지	발꿈치가 떨어짐 =0, 발꿈치가 붙음 =1	
보행 소계		/12
총합	낙상위험(작음>23, 보통 19-23, 큼<19)	

부록 3 : 요부안정화운동 프로그램

1. 교각운동 1

2. 교각운동 2

3. 한쪽 다리 발 교각운동

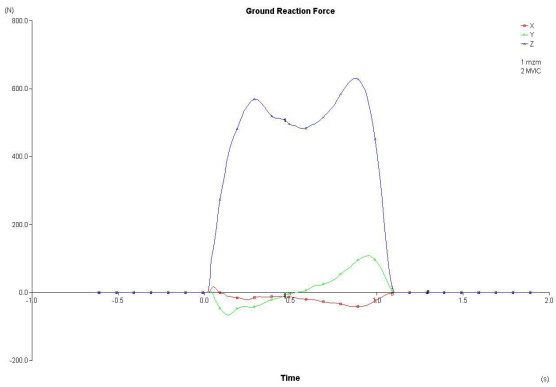
4. 측면 지지운동

5. 네발기기 자세에서 팔 들기

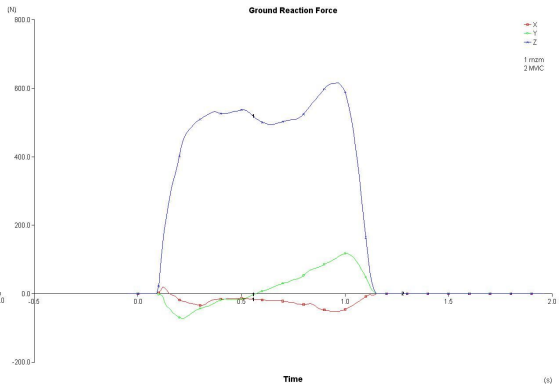
6. 네발기기 자세에서 다리 들기

7. 네발기기 자세에서 반대편 팔과 다리 들기

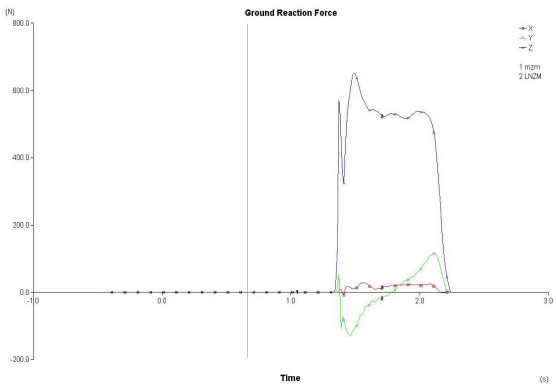
부록 4 : 결과 예시



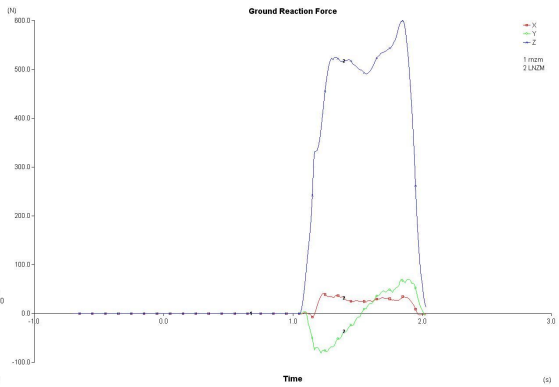
지지발 지면반력(실험군, 5.2㎝)



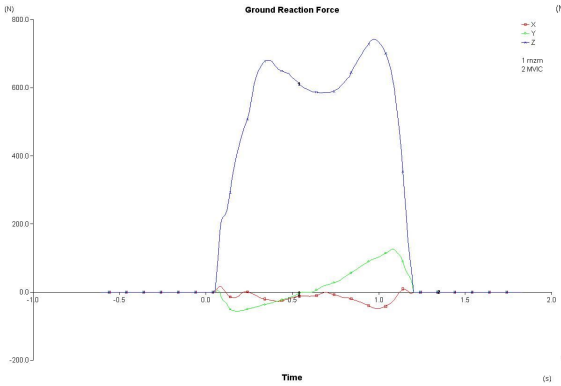
지지발 지면반력(대조군, 5.2㎝)



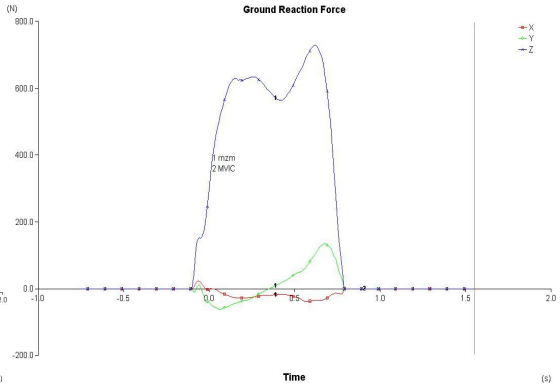
추진발 지면반력(실험군, 5.2㎝)



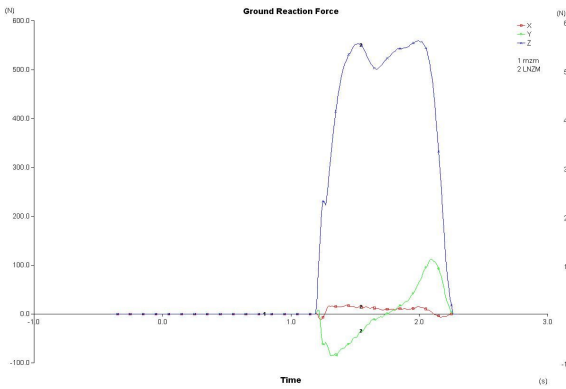
추진발 지면반력(대조군, 5.2㎝)



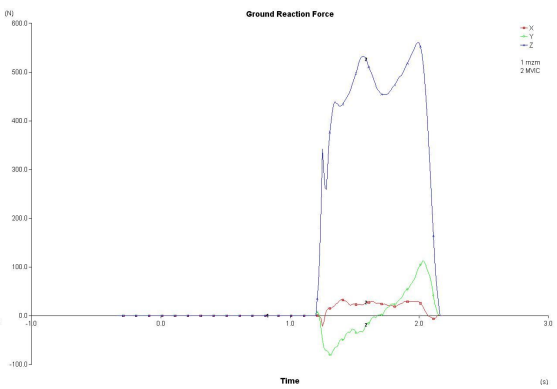
지지발 지면반력(실험군, 15.2㎝)



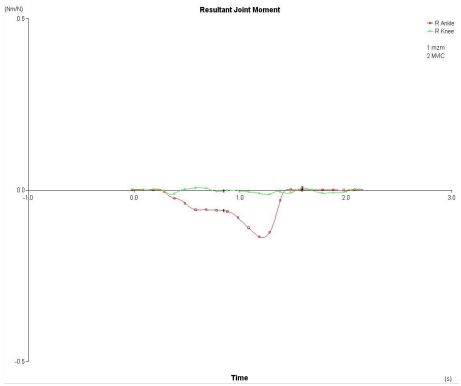
지지발 지면반력(대조군, 15.2㎝)



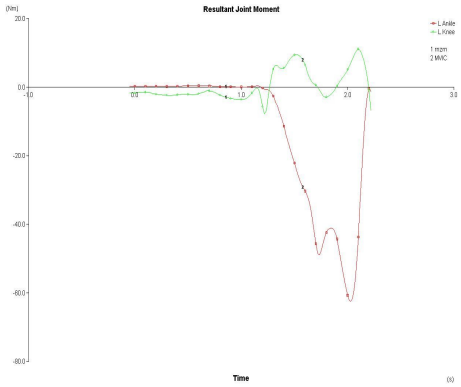
추진발 지면반력(실험군, 15.2㎝)



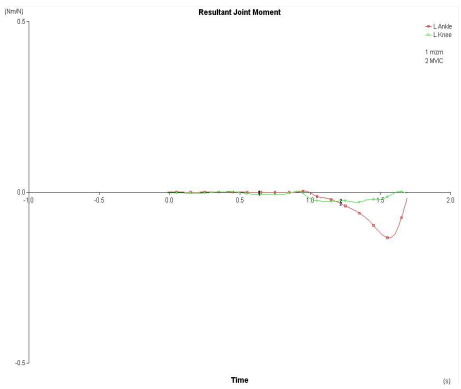
추진발 지면반력(대조군, 15.2㎝)



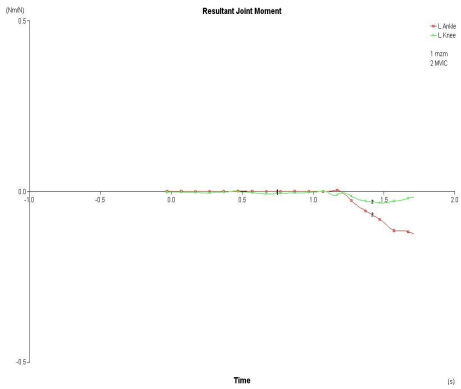
지지발 모멘트(실험군, 5.2㎝)



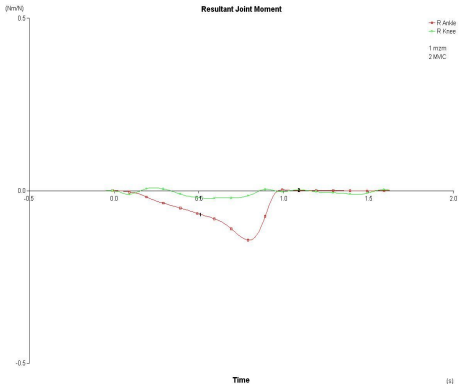
지지발 모멘트(대조군, 5.2㎝)



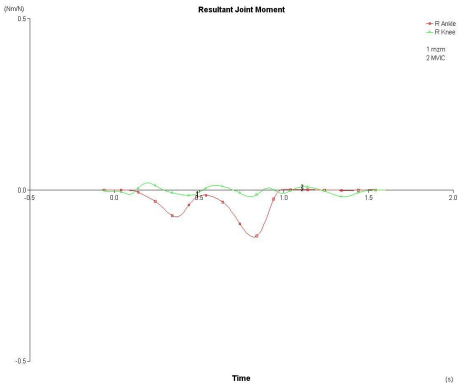
추진발 모멘트(실험군, 5.2㎝)



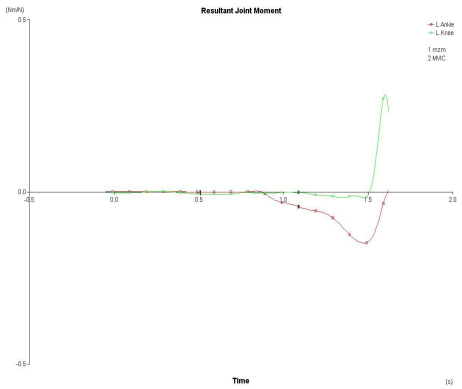
추진발 모멘트(대조군, 5.2㎝)



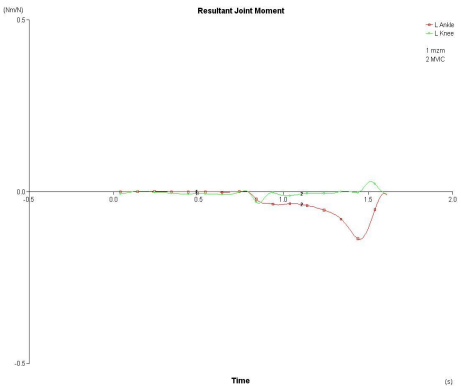
지지발 모멘트(실험군, 15.2㎝)



지지발 모멘트(대조군, 15.2㎝)



추진발 모멘트(실험군, 15.2㎝)



추진발 모멘트(대조군, 15.2㎝)

감사의 글

논문이 완성되기까지 부족한 저를 위해서 아낌없는 지도와 열과 성의를 다해 이끌어 주신 류소연 지도교수님께 머리 숙여 감사드립니다.

석사 때부터 학문하는 사람의 자세와 됨됨이를 몸소 실천해 주시고 좋은 논문이 완성되도록 조언을 아끼지 않으신 박종교수님, 바쁘신 가운데 논문 마지막 순간까지 꼼꼼하게 지도해 주신 이철갑교수님, 실험의 전 과정을 지켜보면서 조언과 배려로 실험을 지도해 주신 이경일교수님, 저의 영원한 멘토이며, 세심하게 논문을 검토, 수정 보완하여 주신 광주보건대학교 정대인교수님께 진심으로 감사드립니다.

또한 언제나 한결같은 마음으로 묵묵히 지켜보면서 제자가 잘 되기를 바라신 김명훈교수님과 힘들 때면 자신감을 심어주시고 사랑과 격려를 아끼시지 않았던 김상엽교수님께 감사를 드리며, 두 스승님의 은혜는 평생 잊지 않겠습니다.

부족한 저에게 강단에 첫 발을 내딛게 해주시고 항상 긍정적인 사고방식을 가지게 해 주신 광주여대 박웅식교수님, 저를 지난 9년간 든든히 지켜주시고 버팀목이 되어주신 조선대학교 의과대학 김권영교수님, 후배를 위해 어려운 부탁에도 최선을 다해 도와주신 세한대학교 박승규교수님, 한려대학교 손경현교수님, 광주보건대학교 김찬규교수님, 광양보건대학교 박종항교수님께 감사드립니다.

제가 성공의 길을 가길 바라며 언제나 기도해 주시는 빛고을중앙교회 이재용목사님, 앙카라 목장 가족들, 실험의 시작에서 끝까지 함께 하며 몇날며칠을 밤새 고생해준 조선대학교 체육대학 운동역학실의 홍완기선생님과 박사과정 선생님들, 박사과정 동안 희노애락을 같이한 선후배 선생님들, 일과시간에 강의를 나갈 수 있게 배려해 주신 금호타이어(광주공장) 환경안전팀 이봉호팀장님, 논문과정 동안 힘들어하는 저에게 희망과 용기를 심어준 유대규 부속의원장님, 논문과정에서 저를 대신해 든든하게 재활센터를 지켜준 서현미선생님과 김성채선생님께 진심으로 감사드립니다.

언제나 가족에 대한 헌신과 사랑으로 묵묵히 제 곁을 지켜준 아내 손미예, 사랑하는 두 아들 유찬, 승찬에게 미안하고 고마움을 느끼며, 아들이 잘 되길 바라며 매일 하나님께 기도 드리시는 어머니, 큰 사위가 잘 되길 바라시는 장인, 장모님께 감사드리며, 형을 대신해 큰아들 역할을 하는 남동생과 사랑하는 여동생, 조카들, 처제들에게도 감사의 마음을 전합니다. 항상 신의를 중요시 여기셨던 아버지 영전에 본 논문을 바칩니다.

2012년 12월

고대식

저작물 이용 허락서

본인이 저작한 학위논문에 대하여 다음과 같은 방법 및 조건하에 대학교에 저작권을 위임할 것을 서약합니다.

1. 인터넷 및 온라인 서비스와 아카이빙을 위하여 저작물의 내용을 변경하지 않는 편집상 혹은 포맷상의 변경을 통한 복제를 허락함
2. 저작물의 DB 구축과 인터넷을 포함한 정보통신망에 공개하여 논문일부 또는 전부의 복제·배포 및 전송을 허락함
3. 저작물에 대한 이용기간은 3년으로 하고 계약종료 2개월 이내에 별도의 의사표시가 없는 경우, 기간을 계속 연장함
4. 해당저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판 허락을 하였을 경우, 1개월 이내에 소속대학에 통보함
5. 배포, 전송된 학위논문은 이용자가 다시 복제 및 전송할 수 없으며, 이용자가 연구목적이 아닌 상업적 용도로 사용하는 것을 금함
6. 소속대학은 학위논문 위임 서약 이후 해당 저작물로 인한 타인의 권리침해에 관하여 일체의 법적 책임을 지지 않을 것을 확인함
7. 소속대학의 협약기관 및 한국교육학술정보원의 논문제공을 허락함

동의 여부 : 동의(◎)　조건부동의(　)　반대(　)

※ 조건부 동의 및 반대인 경우 사유 및 조건을 개재하여 주시기 바랍니다.

사유 :

조건 :

저작자 성명 :

주소:　　(연락처 :　　)

년　월　일

이름 : 고 대 식　　(인)

조선대학교 총장 귀하