creative commons
COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 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

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[UCI]I804:24011-200000341967

2020년 8월
박사학위 논문

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎관절 안정화 비교

조선대학교 대학원

체육학과

정 재 영

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎관절 안정화 비교

Comparisons of Knee Joint Stabilization between Machine Squat and Normal Squat

2020년 8월 28일

조선대학교 대학원

체육학과

정 재 영

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎관절 안정화 비교

지도교수 윤 오 남

이 논문을 이학박사 박사학위신청 논문으로 제출함

2020년 5월

조선대학교 대학원

체육학과

정 재 영

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

정재영의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교 수 이 경 일 (인)

위 원 전남대학교 교 수 김 영 관 (인)

위 원 조선대학교 교 수 이 계 행 (인)

위 원 조선대학교 교 수 정 홍 용 (인)

위 원 조선대학교 교 수 윤 오 남 (인)

2020년 7월

조선대학교 대학원

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목 차

ABSTRACT
Ⅰ. 서론 ····· 1
1. 연구의 필요성 ····· 1
2. 연구의 목적 ····· 3
3. 연구가설 ····· 4
4. 연구의 제한점 ····· 5
5. 용어의 정의 ····· 5

Ⅱ. 이론적 배경 ····· 7
1. 스쿼트(Squat)의 방법과 효과 ····· 7
2. X-선 발견과 성립의 원리 ····· 10
3. 저항운동과 근전도 ····· 11

Ⅲ. 연구방법 ····· 14
1. 연구 대상 ····· 14
2. 실험 도구 ····· 15
3. 실험 방법 ····· 17
1) X-ray 방사선 촬영 방법 ····· 19
2) 표면 근전도 부착 부위 ····· 21
4. 자료처리 ····· 22

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅳ. 연구결과 ·····23
1. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 X-ray 차이 ·····23
2. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절의 EMG를 통한 근육 활성화 차이 ·····26
3. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절의 EMG를 통한 근육 수축 시작시간 차이 ·····34
4. 최대 근활성도에 따른 머신스쿼트의 무릎관절 X-ray 차이 ·····40

Ⅴ. 논의 ·····42
1. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 X-ray 차이 비교 ·····42
2. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 근전도(EMG) 차이 비교 ·····47

Ⅵ. 결 론 및 제언 ·····49
1. 결론 ·····49
2. 제언 ·····50

참고문헌 ·····51

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 목 차

<표 1> 연구대상자 인구통계학 및 신체적 특성 ····· 14
<표 2> 실험 도구 및 분석 장비 ····· 15
<표 3> 근전도 전극 부착 부위 ····· 22
<표 4> 무릎뼈와 앞정강뼈 거리 차이 ····· 23
<표 5> 뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈 거리 차이 ····· 25
<표 6> 앞정강근(TA) 평균 근활성도 ····· 26
<표 7> 안쪽넓은근(VMO) 평균 근활성도 ····· 27
<표 8> 가쪽넓은근(VLO) 평균 근활성도 ····· 28
<표 9> 넙다리곧은근(RF) 평균 근활성도 ····· 29
<표 10> 앞정강근(TA) 최대 근활성도 ····· 30
<표 11> 안쪽넓은근(VMO) 최대 근활성도 ····· 31
<표 12> 가쪽넓은근(VLO) 최대 근활성도 ····· 32
<표 13> 넙다리곧은근(RF) 최대 근활성도 ····· 33
<표 14> 앞정강근(TA) 근육수축 시작시간 ····· 34
<표 15> 안쪽넓은근(VMO) 근육수축 시작시간 ····· 35
<표 16> 가쪽넓은근(VLO) 근육수축 시작시간 ····· 36
<표 17> 넙다리곧은근(RF) 근육수축 시작시간 ····· 37
<표 18> 무릎관절 근육군의 수축 속도 ····· 38
<표 19> 최대 근육 활성도에 따른 X-ray의 차이 ····· 40

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그 림 목 차

<그림 1> 스쿼트 동작의 구분 ····· 6
<그림 2> 연구 실험절차 ····· 17
<그림 3> 스쿼트 동작의 구분 ····· 18
<그림 4> X-ray 무릎뼈와 정강뼈 분석 방법 ····· 19
<그림 5> X-ray 무릎뼈와 정강뼈 분석 적용 ····· 19
<그림 6> 뒤 정강뼈와 뒤 넙다리뼈 분석 방법 ····· 20
<그림 7> 뒤 정강뼈와 뒤 넙다리뼈 분석 적용 ····· 20
<그림 8> 근전도 부착 부위 ····· 22
<그림 9> 무릎인대의 구조 ····· 42
<그림 10> 무릎관절 굽힘 각도에 따른 무릎뼈의 위치 및 인대의 길이변화 ····· 43
<그림 11> 무릎관절 굴곡에 따른 움직임 특성 ····· 43
<그림 12> 무릎뼈의 미끄러짐 경로 ····· 44
<그림 13> 맨몸스쿼트 준비동작의 무릎관절 구조 ····· 45
<그림 14> 머신스쿼트 잘못된 준비동작의 무릎관절 구조 ····· 45

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ABSTRACT

Comparisons of Knee Joint Stabilization between Machine Squat and Normal Squat

Jung, Jae-Young
Advisor: Yoon, Oh-Nam. Ph.D.
Department of Physical Education,
Graduate School, Chosun University

New exercise equipment has been developed and participants are in squats expanding, there is lack of information on the risk of injury of exercise through machine squat of home training and research on proper exercise methods. The purpose of this study was to compare machine squat and normal squat to see whether there was a difference in knee joint stability.

Twenty subjects, including 10 men and 10 women, performed machine squats and normal squats, respectively. Machine squats, having fixed ankles, were different from normal squats in terms of joint motions during squat. Radiography (x-ray) and electromyography (EMG) measurements were taken during squat motion to determine the knee stability difference between two different squats. X-ray shot was taken at the moment of a right knee angle and its interpretation was verified by an orthopedic surgeon. Electrodes for EMG were attached on four muscle groups of left and right legs. The mean comparison between the two squats was conducted with a paired t-test at SPSS 25.0 statistical program with a significance level of .05.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

According to statistical analysis, machine squats increased significantly longer than normal squats at distances of the patella to anterior tibia and the posterior tibia to posterior fumer at the knee ($p<.05$). Although the results of EMG did not show any significant difference in mean and maximum muscular activities for vastus medialis and vastus lateralis groups, the machine squat induced significantly more active than the normal squat in tibialis anterior and rectus femoris ($p<.05$). There was no difference in the start time of muscle contraction between machine and normal squats for knee muscle groups. And there was no significant difference in the distance of the patella to anterior tibia and the posterior tibia to posterior femur between squat experts and beginners.

In summary, this study concluded as follows. First, the machine squat allowed higher load on the knee ligament due to the significant shorter distance between the patella and anterior tibia and induced a higher risk of anterior cruciate ligament (ACL) injury as a result of longer distance of the posterior tibia to posterior femur. Secondly, machine squats showed significantly higher muscle activities of tibialis anterior and rectus femoris muscles due to greater upward and downward movements of the patella than normal squat did.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

I. 서 론

1. 연구의 필요성

넓지 않은 공간에서의 효율적 운동방법은 여러 가지 운동방법 중 웨이트 트레이닝이 적절할 것이다. 웨이트 트레이닝은 다른 운동에 비해 에너지 소비가 많고 부상 가능성이 낮을 뿐만 아니라 체성분 개선이나 골다공증 예방 등에도 도움이 되어 장려되고 있는 운동이며(임완기, 2006), 다양한 운동방법과 운동장비들이 있지만 스쿼트 운동은 웨이트 트레이닝에서 가장 대표적 하체 운동이며 상체 근육까지 골고루 발달시킬 수 있는 운동이다(Goldberg, Elliot, & Kuehl, 1996). 여러 근육들을 발달 시킬 수 있는 운동이지만 그 중에서도 발목, 무릎, 엉덩관절이 굴곡과 신전을 통해 근육들의 협응을 통해 중력을 이겨내는 대표적 동작이며(LaBella, 2004), 신체보행과 안정성 및 신체의 중심이동을 하는데 몸 전체 근육 중 70% 이상이 사용되어 진다(전희종, 2006).

스쿼트 운동에 대한 다양한 선행 연구들은 스쿼트 동작에 따른 지면의 상태에 따른 근육 활성화의 변화(이석호, 백운효, 윤성덕, 박기덕, 2018)와 스쿼트 운동에 따른 하체를 비롯한 체간 근육까지 발달 시킬 수 있다(Escamila, Zheng, Macleod, Brent, Imamura, & Hreljac et al., 2009). 무릎의 각도에 따른 근활성도의 변화와 이에 따른 운동 방법의 다양성에 대한 연구 등으로 확인할 수 있었다(김기홍, 최해성, 고성식, 2017). 스쿼트는 다양한 실시 방법과 함께 많은 장점을 가진 운동이기도 하지만 그만큼 운동할 때의 자세 또한 어려운 것이 사실이다(Bompa, 1999). 스쿼트 동작 시 자세가 불안정하면 그로 인해 등하부에 상해를 입기 쉬우며(Fry, 1993; O’ Shea, 1985; Williams, 1980), 몸이 내려갈 때 무릎이 발끝보다 앞으로 나오면 무릎에 걸리는 부하가 증가하여 무릎 상해를 가져올 수 있다고 알려져 있다(김기홍, 고성식, 김병관, 황경식, 2018; Fry, 1993). 선행 연구들은 스쿼트 운동의 필요성과 이를 통한 효과에 대한 연

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

구는 많이 진행됐지만 스쿼트 운동 효과에 비례하여 부상의 위험성에 대한 연구는 부족하였다. 최근의 연구에서는 스쿼트 운동이 전문가의 도움이 필요한 동작이지만 시간과 비용의 현실적 어려움 때문에 가정용 간이 스쿼트 머신을 구입하여 운동하는 일반인들의 수요가 증가하고 있다고 하였다(김민정, 주지용, 김영관, 2019). 기존 연구는 운동학(Kinematics)에 집중되어 있으며 운동의 원인인 '힘' 이나 '근수축' 활동과 무릎 내부에서의 어떠한 움직임이 발생되어지는 것인지는 알려진 것이 없다. 관절의 안정성은 견고한 뼈의 적합성에 의한 것이 아니라 근육, 인대, 관절주머니, 반달연골들과 체중에 의한 힘들과 물리적 억제에 의해 제공된다고 하였다(Neumann, 2011). 그래서 스쿼트 동작을 수행하는데 무릎관절의 움직임에 따른 근육의 움직임과 해부학적 움직임에 대한 연구가 필요하다.

무릎 관절 내에서 발생하는 현상을 정량적으로 파악해보고자 의학적 탐색 방법 중 방사선 촬영을 이용하였다. 컴퓨터 단층 촬영은 민감도 및 특이도가 높으나 많은 양의 방사선 피폭이 있고(Hodge, Ghelman, O'Brien, & Wickiewicz, 1993), MRI(Magnetic Resonance Imaging)또한 높은 민감도 및 특이도를 보이나 고가이면서 비교적 긴 시간이 걸린다는 단점이 있으며(Bredella, Tirman, Peterfy, Zarlingo, Feller, & Bost et al., 1999), 무릎 관절경 검사는 정확한 검사방법이나 고가이고 침습적이며 소요시간이 길고 마취가 필요하다는 단점이 있다(Delaunay, 2000). 이러한 단점을 보완하기 위하여 최근에는 민감도 및 특이도가 낮으며 진단적 가치가 높게 나타난 일반영상 검사방법을 활용하였다(원광년, 고주영, 박재연, 이현근, 조영기, 2012). 또한 근육의 활동정도를 규명하기 위한 방법 중 근전도(electromyogram: EMG) 분석법은 근육의 동원 양상 및 최대 근육파워, 근 질환에 관한 진단 등 임상적, 의학적 진단이 가능하다. 개인의 근력 및 근피로 등을 과학적으로 예측할 수 있어 스포츠 상해와 경기 기술과 관련된 연구에서 주로 활용되어지며(구형모, 채원식, 강년주, 윤창진, 장재익, 2009), 효율성과 부상 예방을 위한 평가도구로 사용되어졌다(Alkner, Tesch, & Berg, 2000; Slemenda, Heilman, Mazzuca, Braunstein, & Katz, 1997).

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

근육의 수축 시작 시간을 의미하는 근육 동원 순서(Sequence of muscle; muscle onset timing)를 분석하여 각 분절에서 발생하는 정량적 움직임을 순서화하여 협응성을 평가하는데 활용하는 것은 정확한 움직임을 이해하고 전달하기 위한 효과적인 방법이라고 하였다(홍완기, 2019).

머신스쿼트는 기본동작을 넘어서 효율적 스쿼트를 위한 장비로 개발되어 판매되어지고 있으며 이용자 또한 더욱 늘어나고 있으며 운동 효과에 대한 긍정적 연구 결과가 있다(김민정 등, 2019). 그래서 본 연구는 효율적 운동을 위해 개발된 머신스쿼트의 장비적 특성을 이해함으로써 상해의 위험을 감소시키고 새로운 운동장비의 올바른 운동방법을 제시해주는 연구는 매우 부족한 실정이다.

2. 연구의 목적

올바르지 않은 자세에서 실시되는 스쿼트 운동이 상해 유발의 위험성이 크다는 것을 많은 전문가들의 선행연구 결과에서 보여주고 있으며, 충분한 숙지 이후 권장되어지는 운동방법으로 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 상해유발 가능성과 안정성에 대한 운동학적 차이는 확인 할 수 있었다.

본 연구의 목적은 발목의 자유도는 고정하고 무릎관절의 자유도는 제약을 받는 상황에서 운동이 유발되어지는 머신스쿼트의 특성에 따른 무릎관절의 안정성을 방사선촬영(X-ray)과 근전도(EMG)결과로 파악하여 운동의 효과와 상해 예방 측면의 근거자료로 제공하고자 한다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3. 연구 가설

두가지 다른 스쿼트동작에 따른 무릎안정성과 관련하여 다음과 같은 귀무 가설을 설정하였다.

1) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절(Knee Joint) X-ray 차이가 없을 것이다.

(1) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 무릎뼈(Patella)와 앞정강뼈(Anterior Tibia)의 거리에는 차이가 없을 것이다.

(2) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 뒤정강뼈(Posterior Tibia)와 뒤넙다리뼈(Posterior Fumer)의 거리에는 차이가 없을 것이다.

2) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절(Knee Joint) 근육의 EMG를 통한 근육 활성화는 차이가 없을 것이다.

(1) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 평균 근활성도는 차이가 없을 것이다.

(2) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 최대 근활성도는 차이가 없을 것이다.

3) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절(Knee Joint) 근육의 EMG를 통한 근수축 시작 시간은 차이가 없을 것이다.

(1) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 수축 시작시간은 차이가 없을 것이다.

(2) 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 사이에 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 수축 시작시간의 순서는 차이가 없을 것이다.

4) 최대 근활성도에 따른 머신스쿼트의 무릎관절(Knee Joint) X-ray 차이가 없을 것이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

4. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어 다음과 같은 연구의 제한점들을 제시한다.

1) 본 연구의 참여 대상자들의 연령대가 20대와 30대 초반으로 한정되어 일반화 하는데 제한점을 두었다.
2) 방사선촬영과 근전도 분석을 동시에 실시하지 못해 발생되어질 수 있는 오차를 제한하지 못하였다.

5. 용어의 정의

1) 스쿼트(Squat) : 다리를 좌우 어깨너비로 벌려 발바닥을 바닥에 붙여 등을 세우며 허벅지가 바닥 기저면과 수평이 되도록 앉았다가 일어서는 동작이다.
2) 방사선 촬영(X-ray) : 파장이 매우 짧은 전자기파로써 진단과 치료를 목적으로 하는 방사선과 같은 의학분야 등의 필수적 진단검사 조사도구로 사용된다.
3) 근 활성도 : 신경자극에 따른 근육 내의 활동을 나타낸 것으로 피부에 부착하여 전기적 변화를 감지하여 측정한다.
4) 맨몸스쿼트 : 본인 체중만을 이용하여 운동하는 것이며 <그림 1-a>이다.
5) 머신스쿼트 : 본인 체중을 발목과 정강뼈후면(장딴지근)을 머신스쿼트에 고정하여 스쿼트 동작으로 운동하는 것이며 <그림 1-b>이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

<그림 1> 스쿼트 동작의 구분

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅱ. 이론적 배경

1. 스쿼트(Squat)의 방법과 효과

하지근육의 발달을 위한 운동방법은 스쿼트(squat), 레그 프레스(leg press), 카프레이즈(calfraise), 레그 익스텐션(leg extension), 레그 컬(leg curl) 등으로 볼 수 있는데 이 중에 대표적인 하지근의 운동 방법은 스쿼트이다(채원식 등, 2007). 스쿼트(Squat)는 일상생활이나 체육활동 또는 엘리트 스포츠에서 중요한 근육인 엉덩이, 넙다리, 몸통 근육을 단련시킬 뿐만 아니라 골밀도, 인대 건을 강화시킬 수 있어 하체 단련의 기본적이며 기능적인 움직임의 결합이라고 할 수 있다(Escamilla, 2001). 스쿼트 움직임은 여러 관절의 유동적 형태로 이루어지므로 각각의 다양한 모멘트팔의 길이가 나타나고 그에 따른 값이 다양하며, 근길이로 인한 무릎과 발의 각도의 형태에 따른 운동효과는 달라진다(이상우, 2008; Fry, Smith, & Schilling, 2003).

스쿼트 운동 시 하지와 척추의 다양한 관절들이 영향을 미치는 운동이므로 올바른 자세의 수행이 중요하다. 준비 자세는 바로 선 자세에서 양발을 어깨 넓이만큼 벌리고, 허벅지가 바닥과 평행한 위치까지 천천히 앉으며 등과 허리는 자연스러운 커브를, 무릎 위치는 일정하게 유지하는 것이 중요하다(이성도, 2010). 무릎 위치는 무릎관절이 발끝 앞으로 약간만 나오는 것이 스쿼트 수행에 있어서 효과적 방법이다. 여기서 주의해야 할 것은 무릎이 발끝을 과하게 넘지 않게 엉덩이를 최대한 뒤로 빼는 자세를 유지해야 한다(Fry et al., 2003).

Donnelly, Berg, & Fiske(2006)은 스쿼트 수행에 있어 시선 처리 대해 정면(straight), 상방(upward), 하방(downward)의 세 분야의 방향을 기준했을 때 상방이나 정면을 보고 수행해야 한다고 하였다. 따라서 올바른 자세를 유지하면서 시선은 정면 또는 약간 위쪽을 향하게 하여 스쿼트를 수행하는 것이 올바른 스쿼트 방법이라고 하였으며 스쿼트 수행 시 호흡은 하강 할 때 깊게 숨을 들이

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

쉬고 상승 할 때 숨을 내쉬며, 하강 시 3-4초 또는 1-2초 정도는 멈춘 후 다시 일어설때 3-4초 정도가 걸려야 한다(이성도, 2010).

스쿼트의 생체역학적 원리에 따라 김윤혁, 박원만, 프티탄풍(2010)은 스쿼트를 통한 운동 효과에 대해서 연결조직들을 강화 시켜주는 효과에 대해 보고하며, 바벨의 위치와 하지 관절 각도에 따라서 하이 바(High bar), 프론트(Front), 로우 바 스쿼트(Low bar) 스쿼트로 구분되어 진다. 또한 바벨의 위치가 높을 수록 몸통으로 바벨을 지탱해야 하기 때문에 무릎관절의 토크가 감소하게 된다(박한솔, 2016). Escamilla(2001)은 스쿼트 동작 수행에 있어서 앉는 깊이에 따라 하프(half), 패러럴(parallel), 풀(full)스쿼트로 구분된다고 하였으며, 이상우, 문영진, 은선덕(2011)은 무릎각도에 따라서 세미스쿼트(40°), 하프스쿼트(70~100°), 딥스쿼트(100° 이상)로 구분하였다. 스쿼트 동작은 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 동시적인 움직임으로 이루어져 자세의 올바른 숙달이 필요하며(Labella, 2004), 시간적인 여유를 가지고 점차적으로 중량을 늘리거나, 앉았다 일어서기의 반복 횟수를 늘려 가는 것이 중요하고 자신의 신체 무게(body weight)만으로도 높은 운동 효과를 얻을 수 있다(Dionisio, Almeida, Duarte, & Hirata, 2008). 한편 자신의 운동 가능한 무게에 비해 무거운 중량으로 스쿼트를 실시했을 때 부상의 위험성이 높아지며 잘못된 동작의 스쿼트는 무릎과 요부에 상해를 입힐 수 있다(박상호, 조준행, 최동성, 이해동, 이성철, 2010).

숙련자와 비숙련자간 스쿼트 방법을 비교하였을 때, 잘못된 수행동작과 중량은 허리의 상해를 일으킬 수 있으며 특히 무릎의 부상 위험이 높아진다고 하였다(Fry et al., 2003). 잘못된 스쿼트 동작은 몸통의 과도한 전단력과 압박력이 요부에 작용하게 되며(전희종, 2006; Cappozzo, Felici, Figura, & Gazzani, 1985), 특히 요부의 상해는 몸통의 기울기와 관련이 있어 과도한 몸통 굽힘 동작은 허리에서 발생할 수 있는 부상의 가능성을 증가시키게 된다(Fry, 1993).

스쿼트 수행 중 무릎관절의 각도가 좁을수록 척추세움근의 사용이 증가하게 되며(최원일, 2015), 무릎의 위치가 발끝보다 앞으로 나오게 되면 무릎관절의 토크가 증가하여 상해를 유발할 수 있다(Fry et al., 2003). 또한 스쿼트는 발

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목 관절 범위에 영향을 미치는 평가 프로토콜로서도 사용되어 진다(Bell, Padua, & Clark, 2008; Hemmerich, Brown, Smith, & Marthandam, 2006).

스포츠 경기중에는 몸에 가속을 더욱 강하게 줄 수 있게 하기 위해 한쪽 다리를 이용해 밀어낸 동작을 요구하는 경우가 많다. 한발을 이용한 레그 스쿼트는 엉덩이, 무릎, 발목의 안정화에 관여하는 근육들을 효과적으로 수축하게 하여 스포츠 수행능력을 향상시키는데 도움을 준다. 레그 스쿼트는 한쪽 다리를 고정시킨 상태로 흔들리는 몸을 통제하며, 무릎과 엉덩이의 근력과 자세 조절능력에 대해 보여준다. 싱글 레그 스쿼트를 하는 데에는 성별에 따른 차이점이 나타나는데, 여성의 경우 액면에서 움직임이 더 크고 무릎에 외반이 더 보인다(황경식, 2018). 대표적인 하체 운동인 스쿼트는 운동선수에게서 운동수행능력 향상과 부상을 예방하며 기초체력을 제공하는 효과가 있다(박상호, 2011).

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. X-선 발견과 성립의 원리

X-ray는 뢴트겐이 1895년 진공방전을 연구하던 중에 우연히 발견하게 되었으며, 뢴트겐선이라고도 한다. 뢴트겐이 X-선을 발견한 당시에는 X-선은 직진하고 전기장이나 자기장 내에서 휘지 않았으므로 전기를 띠지 않은 것은 확인할 수 있었으나, 회절이나 간섭현상을 발견하지 못하여 X-선의 파동적 성질을 확인할 수 없었다(김월진, 2002). 라우는 1912년 결정체에 대한 X-선 회절무늬를 실험을 통해 관측하게 됨으로써 X-선이 빛과 유사한 파동임을 확인하였다. 즉, X-ray의 파장은 전자기파가 매우 짧은 것이다.

X-선은 오늘날 진단과 치료방사선과 같은 의학분야, 재료의 결정성 조사와 물성연구, 비파과검사 등의 이공학 분야에서 없어서는 안될 필수적인 도구가 되었다(김도성, 1999).

X-선이 생체에 조사되면 그곳에서는 흡수와 산란의 두 가지 변화가 발생하게 되는데 생체는 각 부분의 흡수가 균등치 못하므로 생체를 투과한 X-선은 그 흡수되는 정도에 따라서 각각 강도의 차이가 생기는 것이며, X-선 필름에 도달하면 그 강도 차이에 따른 영상이 일어나며, 필름상에 X-선 사진이 나타나게 된다(김월진, 2002).

이와 같이 X-선상을 성립시키는 데는 3가지 단계가 필요하다. 제1단계는 물체에 투사되는 X-선의 발생이고, 다음 2단계는 물체가 가지고 있는 입체적, 물리적 성질에 의한 X-선의 강약, 제3단계는 물체 투과 후의 불균등 분포를 나타내는 X-선 속을 가시상으로 변화시키는 것이다(김도성, 1999).

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3. 저항운동과 근전도(Electromyography:EMG)

근전도는 Francesco(1660)에 의하여 근육이 전기 신호를 만들 수 있다는 것이 발견되어 최근까지도 꾸준하게 연구되고 있으며, 근전도 사용 초기에는 임상 및 진단 분야에 국한 되었으며, 근육의 기능을 연구하기 위한 근전도 기법은 20세기 중엽부터 도입되었다(양창수, 김규완, 2003). 근전도법(electromyography:EMG)은 근육이 수축함에 따라 골격이 움직이는 것을 신체의 움직임이라 할 수 있는데, 이러한 수의적 운동을 유발하여 본질적 원인인 근활성도를 분석하여 근전도 기기를 통해서 근육의 활동 정보를 얻는 방법이며(김월진, 2012), 실제 생성된 근육의 힘과 근전도 신호 사이에는 선형적인 관계를 가지고 있다는 근거로 개발된 연구방법이다(문영진, 2009). 근전도는 근육수축의 발생시점과 근원섬유의 조절과 관련된 생체전기활동의 정보를 담고 있다. 근전도는 근육의 손상이 없는 비침습적인 방법과 저비용으로 근육에서 발생되는 생체전기 신호를 측정할 수 있기 때문에 근전도는 근육의 신진대사, 활동성, 피로도, 혹은 동원되는 수축 요소들에 관해서 정보를 제공해줄 수 있으며, 근 수축을 발생시키는 생체전기 신호를 측정하는 근전도 분석은 근 활성도를 측정하고 필터링하여 기록하는 과정으로 근육활동 정보를 받을 수 있다(황경식, 2018). 또 정적 상황과 동적 상황에서 근육의 힘이 발생하는 근전도 신호와 관계는 차이가 있으며, 선형적으로 비례하지는 않지만 파형의 높낮이가 높을수록 근력이 높은 것으로 나타나 근전도 신호를 통하여 발현된 근력의 정도를 예측할 수 있다(신인식, 2008). 근전도는 근육이 활동하는 전위를 전극을 통하여 근육활동 정보를 주증폭기(main amplifier)와 보조증폭기(preamplifier)를 이용하여 신호를 증가시킨 뒤 컴퓨터에 나타나는 근육활동 정보를 파형과 주파수(frequence) 그리고 진폭(amplifier)의 크기 변화를 통하여 근 수축 기전을 알아볼 수 있다(황경식, 2018).

근전도 분석 방법에는 2가지 방법이 있다. 첫 번째로는 정성적(qualitative) 방법으로 근전도 신호의 파형을 조건별로 비교 분석하여 말초신경과 신경근 접

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

합부 및 골격근에 정보를 검진하는 임상의학적 진단에 이용되며, 운동 시 작용하는 근육 중에서 주동근, 보조근, 저항근, 등을 분리하여 경기력 향상을 위한 근력 트레이닝 방법을 개발하는데에 사용되고 있다(황경식, 2018).

두 번째 정량적(quantitative)방법은 근전도의 진폭(amplitude)나 빈도(frequency) 등을 분석하는 방법과 근전도 신호를 시간에 대해 적분하는 iEMG(integrated EMG)방법이 있다(박은영, 1998). 여기서 진폭에 의한 방법은 측정 근육의 근력, 근 피로나 근육의 운동 단위의 수를 측정하는데 쓰일 수 있으며, 근전도 연구경향은 근력 평가의 척도, 적분근전도와 장력의 관계, 단일 운동 단위의 동원 형태, 활동 시 근피로도의 측정에 사용되고 있다(황경식, 2018). 또한 표면전극 방법은 생체에 위험성이 적고 비관혈적인 방법으로 생물학, 의학, 생명공학, 및 체육학 연구에서 긍정적으로 이용되고 있다(이훈식, 2000). 동일한 힘을 발휘하는 동안에 iEMG slope가 증가하는 현상은 운동수행에 의한 젖산 축적과 pH 감소에 따른 칼슘과 트로포닌의 결합력, 근형질세망의 칼슘에 대한 친화력 등에 영향을 미치는 것에 기인하며. 피로해진 운동 단위의 수축력을 보상하기 위하여 추가적인 운동단위의 동원이 발생되는 것으로 사료된다(김태완, 2013). 스쿼트의 근전도 연구는 스쿼트 동작 간 사용되는 근육의 활동을 연구한 것이다(김월진, 2018). 특히 넙다리네갈래과 넙다리두갈래의 근 활성도 비율은 가해지는 부하를 최소화하는데 중요한 요소이기 때문에(O'Connor, 1993) 스쿼트 연구에서 근전도는 가장 필요한 부분이다. 이렇듯 스쿼트 동작 시 근전도 반응을 연구한 선행연구를 살펴보면, Boyden, Kingman & Dyson(2000)은 2가지 다른 부하 설정(1RM 65%-75%)을 하여 발의 위치를 4가지 형태(내측10°, 0°, 외측 10°, 외측 20°)로 변형 시킨 후 총 8가지 자세의 스쿼트를 시행하여 발의 회전 위치는 안쪽넓은근(vastus medialis), 가쪽넓은근(vastus lateralis)과 넙다리곧은근(rectus femoris)의 근육활동에 영향을 미치지 않는 것을 알아내, 발의 위치가 특정 근육의 강화에 효과가 없음을 보고하였다(황경식, 2018). McCaw & Melrose(1999)는 스탠스 넓이와 부하 증가에 따른 하지의 EMG를 측정하여 스탠스 넓이에서는 내전근과 대둔근의 근

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

활성도, 부하에서는 넙다리곧은근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근의 근 활성도의 영향을 받는 것을 알 수 있었다(황경식, 2018). 스쿼트 동작에서 발 앞꿈치가 향하고 있는 방향에서 나타난 근 활성도의 차이에 대해 연구하였고 김기홍, 염재범(2015)은 스쿼트 자세에 따른 중량의 차이에 대해 주동근, 협력근의 근육 활성도를 연구하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅲ. 연 구 방 법

1. 연구 대상

본 연구의 대상자는 남성과 여성 각 10명씩 최종 20명을 대상으로 선정하였으며 개인별로 각 3회씩의 스쿼트 동작을 수행하도록 하였다. 저항운동 경험이 있는 대상자로 선정하였으며, 대상자에게 실험에 들어가기 전 연구의 목적을 비롯한 절차에 대한 내용을 충분히 숙지할 수 있도록 하고 자발적 참여자를 선정하여 동의를 얻고 연구 참여 동의서에 서명을 받았다. 정확한 연구결과를 얻기 위해 실험 실시 전 운동을 포함한 과도한 신체활동에 대해 자제하도록 하며 충분한 휴식을 권장하였으며, 최근 1년 동안 운동 상해가 없는(특히 등하부와 무릎)대상자로 하였고 일반적 특성에 대한 내용은 <표 1>과 같이 나타났다. 일반적 특성의 구분에서 성별 간의 차이는 신체구조적 특성에 따른 차이가 존재하므로 성별간의 차이를 구분하지 않으며 성별 각각의 영향에 대해 확인해보고자 한다.

<표 1> 연구대상자 인구통계학 및 신체적 특성

구분		연령(yrs)	신장(cm)	체중(kg)	BMI(kg/m^2)
남성	M	27.8	175.7	72.3	18.3
	SD	3.35	3.02	7.11	1.65
여성	M	22.3	162.7	59.9	22.6
	SD	.82	4.32	1.13	2.34

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 실험 도구

본 연구에 필요한 연구 도구 및 분석 장비는 <표 2>와 같다.

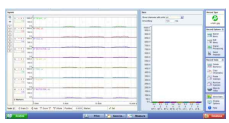
머신스쿼트(machine squat)는 간이 스쿼트 머신(SEAN LEE SQUAT, IWHA, Korea)위에서 발목과 종아리를 고정한 채 상체를 45° 유지하는 하프 스쿼트 동작으로 하였으며, 맨몸스쿼트(normal squat)는 중량 없이 맨몸으로 내려갈 때 양팔을 앞으로 뻗으며 하프 스쿼트(half squat)하는 동작으로 정의하였다.

X-ray 촬영을 위해 방사선 촬영 허가를 받고 운영이 가능한 의료기관에 방문하여 측정 하였으며 디지털 방사선 촬영 시스템 GXR-SD(DRGEM, USA)장비를 이용한 촬영 이후 디지털 현상장비 DirectView CR850(Kodak, USA)로 현상을 하고 ViewRex(TechHeim, Korea)를 통해 방사선영상에 대한 분석을 실시하였다.

근전도 측정 장비는 Noraxon DTS(Noraxon, USA)를 이용하고 근전도 분석 장비는 MyoResearch(Noraxon, USA)를 이용하고 Samsung NT-300(Samsung, Korea)를 통해 결과를 추출하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

<표 2> 실험 도구 및 분석 장비

구분	품명		모델명	수량	제조국
스쿼트	머신스쿼트		SEAN LEE SQUAT	1	Korea
방사선 분석	방사선 촬영		GXR-SD	1	USA
	방사선 현상		DirectView CR850	1	USA
	소프트웨어		ViewRex	1	USA
근전도 분석	근전도 측정		Noraxon DTS	1	USA
	소프트웨어		Myo Research	1	USA

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3. 실험 방법

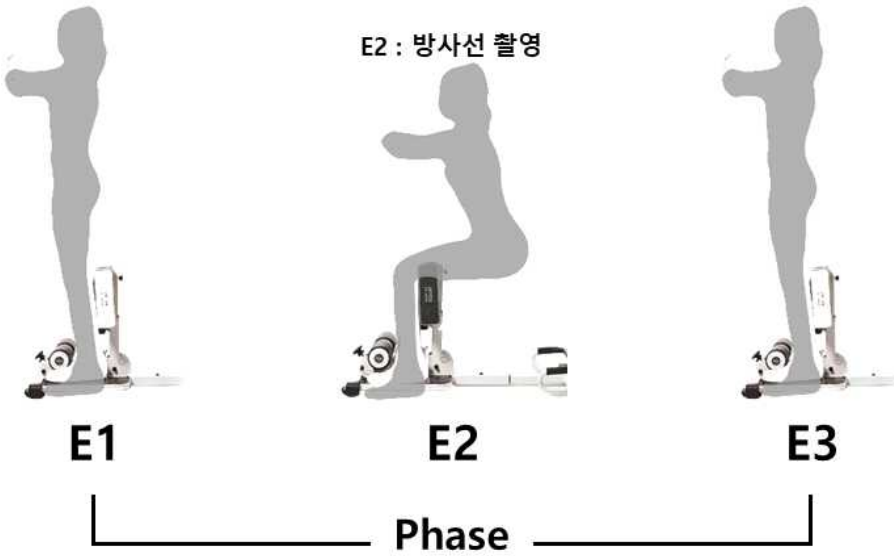
본 연구의 실험 절차는 <그림 2>와 같이 진행하였다.

<그림 2> 연구 실험절차

측정 구간은 <그림 3>과 같이 무릎이 최대 신전된 시점(E1; 준비)에서 무릎이 90° 굴곡된 시점(E2)으로 구분하였으며 다시 최대 신전된 시점(E3; 종료)으로 총 3개의 이벤트로 구분 하였다. 이벤트 구간별 구간을 구분하지 않았으며 전체를 하나의 구간으로 정의하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

본 연구의 방사선 촬영은 E2 구간으로 스쿼트 각도를 일정하게 실험하기 위해 직각으로 제작한 보조장치를 이용하였다.



<그림 3> 스쿼트 동작의 구분

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

1) X-ray 방사선 촬영 방법

본 측정의 오차범위를 최소화하기 위해 각 화면에서 3회 측정 후 평균값을 사용 하였으며, 거리 간 이미지에 대한 올바른 해석을 위해 의학적 진단이 가능한 전문가 3명에게 확인을 요청하여 측정에 대해 정의하였다.

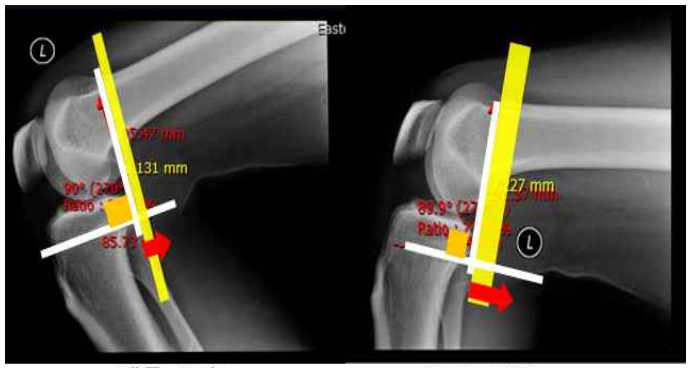
머신스쿼트와 맨몸스쿼트는 <그림 3>과 같이 실시하였으며 두번째 이벤트(E2)의 동작에서 촬영하여 무릎뼈(Patella)와 앞정강뼈(Anterior Tibia)의 거리를 측정하였는데 이는 앞정강뼈에서 무릎뼈까지의 인대의 길이를 예상해 볼 수 있어 확인 하였으며 <그림 4>과 측정기준을 마련하여 <그림 5>와 같이 시상면(sagittal plane)촬영을 통해 확인 하였다.

<그림 4> X-ray 무릎뼈와 정강뼈 분석 방법

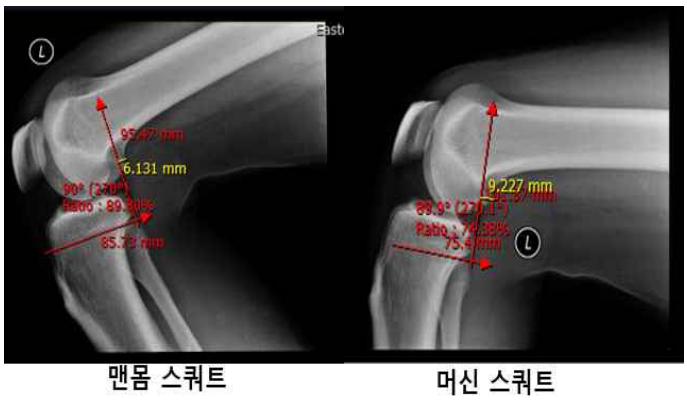
<그림 5> X-ray 무릎뼈와 정강뼈 분석 적용

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 <그림 3>과 같이 실시하였으며 두번째 이벤트(E2)의 동작에서 촬영하여 뒤정강뼈(Posterior Tibia)와 뒤넙다리뼈(Posterior Fumer)의 거리측정 방법은 뒤정강뼈가 기준이 되어 넙다리뼈가 뒤로 어느 정도 움직임이 있는지를 확인해보고자 <그림 6>과 같이 측정기준을 마련하여 <그림 7>과 같이 시상면(sagittal plane)촬영을 하였다.



<그림 6> 뒤 정강뼈와 뒤 넙다리뼈 분석 방법



<그림 7> 뒤 정강뼈와 뒤 넙다리뼈 분석 적용

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 표면 근전도(EMG) 부착 부위

본 연구의 근육 활성도 측정을 위해 앞정강근(Tibialis Anterior: TA), 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus: VMO), 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus: VLO), 넙다리곧은근(Rectus Femoris: RF)부위에 <그림 8>과 같이 무선 표면전극을 부착하여 최대 근활성도와 근육개시 시간을 측정하였으며, 부착 부위에 대한 자세한 내용은 <표 3>을 통해 확인할 수 있다. 기능적 동작을 반복할 때 발생되어질 오차범위를 줄이기 위해 의학용 테이프를 부착하였으며, 전극이 부착되는 피부 표면을 소독용 알코올 솜으로 닦아 피부 각질을 제거하며 동일한 실험자가 부착 하였다(김민우 등, 2011).

근전도 분석은 실험을 통해 얻은 자료의 데이터 신호에 대해 가장 먼저 80Hz의 고역 필터와 250Hz의 저역 필터를 이용하여 필터링(Low Pass Filter)을 진행하였으며, 전파정류(Full Wave Rectification)를 수행하고 100ms 평균(RMS)을 이용해 평활화(smoothing)하였다. 근전도의 표준화(Normalization)는 맨몸스쿼트 동작을 기준(reference)으로 하고 각 근육에서 나온 값을 100%로 하는 %RVC(Reference Voluntary Contraction)로 표현하였다(김민정, 2019).

각 근육의 수축 시작점은 동작 시작 전 멈춰있는 25ms 동안 수집된 근 활성화의 평균과 표준편차를 구하여 3배의 표준편차(3SD)값에 도달하는 시점으로 하여 정의하였다(Cowan, Bennell, Hodges, Crossley, & McCnnell, 2001).

순서에 의한 데이터 오염을 줄이기 위해 무작위 순서 방법(random order selection)인 동전 던지기로 스쿼트 순서를 결정하였으며, 앞면이 나오면 맨몸스쿼트를 뒷면이 나오면 머신스쿼트로 하였으며, 각 스쿼트 조건에서 3회씩 반복하였으며 각 조건 사이에 2분간의 휴식을 두어 근육 피로의 영향을 최소화 하였다(김민정 등, 2019).

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

<그림 8> 근전도 부착 부위

<표 3> 근전도 전극 부착 부위

구분	명칭
1	R. Tibialis Anterior
2	R. Vastus Medialis Obliquus
3	R. Vastus Lateralis Obliquus
4	R. Rectus Femoris
5	L. Tibialis Anterior
6	L. Vastus Medialis Obliquus
7	L. Vastus Lateralis Obliquus
8	L. Rectus Femoris

4. 자료처리

본 연구의 실험 결과에 대해 검정하기 위하여 SPSS 25.0 통계 프로그램을 사용하였으며 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 집단 간 통계적 차이에 대한 검증을 위해 대응표본 t검정(paired t-test)을 이용해 분석하였다. 통계적인 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅳ. 연구결과

1. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 X-ray 차이

1) 무릎뼈(Patella)와 앞정강뼈(Anterior Tibia)의 거리

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎뼈(Patella)와 앞정강뼈(Anterior Tibia)의 거리에 대한 차이는 <표 4>와 같다.

<표 4> 무릎뼈와 앞정강뼈 거리 차이

(unit : mm)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	60.70(3.73)	5.135	.001***
		맨몸	66.45(3.07)		
	오른쪽	머신	60.63(2.74)	4.912	.001***
		맨몸	66.70(3.82)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	41.29(2.34)	5.907	.001***
		맨몸	44.97(2.82)		
	오른쪽	머신	41.17(2.27)	8.099	.001***
		맨몸	44.92(2.41)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

무릎뼈와 앞정강뼈 거리에 대한 차이를 살펴보면 머신스쿼트의 길이가 남성과 여성 모두에서 짧게 나타난 것을 확인 할 수 있었다. 머신스쿼트의 남성의 왼쪽과 오른쪽의 길이는 오차범위 안에서 유사하게 나타났으며 맨몸스쿼트의 거리에서도 오차범위 안에서 유사하게 나타났다. 무릎뼈와 앞정강뼈의 길이에 대한 왼쪽과 오른쪽의 차이는 오차범위 안에서 유사하게 나타났다. 그렇지만 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 모두 평균값에 기준하여 왼쪽과 오른쪽 모두 6mm의 평균적 차이가 나타나는 것을 확인하였으며 통계적으로도 유의한 차이를 확인할 수 있었다.

여성의 경우에서도 남성과 유사하게 나타났는데 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 무릎뼈와 앞정강뼈의 길이가 짧게 나타났으며 왼쪽과 오른쪽의 차이에서도 오차범위 안에서 유사하게 나타났다. 그렇지만 스쿼트 운동유형에 따른 머신스쿼트와 맨몸스쿼트는 평균차이와 함께 통계적으로 유의한 차이를 확인할 수 있었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 뒤정강뼈(Posterior Tibia)와 뒤넙다리뼈(Posterior Fumer)의 거리

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 뒤정강뼈(Posterior Tibia)와 뒤넙다리뼈(Posterior Fumer)의 거리에 대한 차이는 <표 5>와 같다.

<표 5> 뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈 거리 차이

(unit : mm)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	4.78(2.63)	-2.779	.021**
		맨몸	2.65(3.42)		
	오른쪽	머신	7.24(4.90)	-2.260	.05*
		맨몸	4.94(4.23)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	3.43(1.66)	-5.838	.001***
		맨몸	1.46(1.09)		
	오른쪽	머신	3.78(1.60)	-6.490	.001***
		맨몸	1.68(1.47)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

뒤정강뼈와 디넙다리뼈의 거리에는 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 평균적 차이가 왼쪽과 오른쪽 모두에서 나타났으며 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 있었다. 남성의 왼쪽과 오른쪽의 평균적 차이를 확인 할 수 있었는데 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 편차 범위 안에 포함되는 것이 동일하게 나타났다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절의 EMG를 통한 근육 활성화 차이

1) 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 평균 근활성도

(1) 앞정강근(Tibialis Anterior: TA)의 근활성도 평균은 다음의 <표 6>과 같다.

<표 6> 앞정강근(TA) 평균 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	128.64(23.23)	3.947	.003**
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	142.41(61.56)	3.241	.01**
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	183.58(106.50)	2.972	.016*
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	158.18(91.64)	1.952	.083
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 앞정강근(TA)의 평균적 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 성별 모두와 왼쪽과 오른쪽 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 통계적으로도 유의미한 차이가 있는 것을 확인 할 수 있었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(2) 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus: VMO)의 근활성도 평균은 다음 <표 7>과 같다.

<표 7> 안쪽넓은근(VMO) 평균 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	115.21(32.49)	.267	.795
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	118.23(37.47)	.655	.529
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	126.69(53.00)	1.385	.199
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	110.89(31.26)	.707	.498
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 안쪽넓은근(VMO)은 평균적 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 남성과 여성집단 모두 왼쪽과 오른쪽에서 평균적으로 높게 나타났으나 통계적으로는 유의미한 차이를 확인할 수 없었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(3) 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus: VLO)의 근활성도 평균은 다음의 <표 8>과 같다.

<표 8> 가쪽넓은근(VLO) 평균 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	119.43(34.19)	.119	.908
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	141.68(111.38)	.235	.819
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	105.52(22.88)	.343	.739
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	109.95(26.34)	.456	.659
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 안쪽넓은근(VLO)은 평균적 근육의 활성화는 남성그룹의 오른쪽 방향을 제외한 집단에서 대체적으로 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 양발의 방향성에서 평균적으로 높게 나타났으나 그 차이는 크지 않음을 확인하였으며, 통계적 유의한 차이를 확인할 수 없었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(4) 넙다리곧은근(Rectus Femoris: RF)의 근활성도 평균은 다음의 <표 9>와 같다.

<표 9> 넙다리곧은근(RF) 평균 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	177.44(64.44)	3.567	.006**
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	154.44(35.84)	6.003	.001***
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	129.31(33.02)	2.608	.028*
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	124.71(40.30)	1.444	.183
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 넙다리곧은근(RF)은 평균적 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 성별 모두와 왼쪽과 오른쪽 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 통계적으로도 유의미한 차이가 있는 것을 확인할 수 있었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 최대 근활성도

(1) 앞정강근(Tibialis Anterior: TA)의 최대 근활성도는 다음의 <표 10>과 같다.

<표 10> 앞정강근(TA) 최대 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	107.87(29.62)	.846	.419
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	131.51(93.19)	.895	.394
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	164.67(106.56)	2.672	.026*
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	137.61(92.69)	1.591	.146
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 앞정강근(TA)의 최대 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 성별 모두와 왼쪽과 오른쪽 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 남성의 평균적 차이보다 여성의 평균적 차이가 크다는 것을 확인하였다. 특히 여성의 왼쪽방향에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것을 확인할 수 있었으나 다른 방향에서는 통계적으로도 유의미한 차이가 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(2) 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus: VMO)의 최대 근활성도는 다음의 <표 11>과 같다.

<표 11> 안쪽넓은근(VMO) 최대 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	112.94(32.42)	.047	.963
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	127.31(28.52)	3.648	.005**
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	118.57(40.13)	1.191	.264
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	129.91(36.72)	3.439	.007**
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 안쪽넓은근(VMO)의 최대 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 성별 모두와 왼쪽과 오른쪽 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 남성과 여성 모두 오른쪽에서 통계적 유의한 차이가 있는 것을 확인 할 수 있었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(3) 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus: VLO)의 최대 근활성도는 다음의 <표 12>와 같다.

<표 12> 가쪽넓은근(VLO) 최대 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	171.21(192.33)	-.026	.980
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	135.70(79.25)	1.578	.149
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	115.74(40.47)	1.215	.255
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	125.15(33.02)	2.555	.031*
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 가쪽넓은근(VLO)의 최대 근육의 활성화는 대체적으로 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 두 집단과 양발 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 남성의 왼쪽방향에서 맨몸스쿼트가 머신스쿼트보다 평균적으로 높게 나타났으나 남성 참여자 중 1명에게서 차이가 크게 나타났으나 전체 통계적 수치에서는 그 차이가 크지 않음을 확인 할 수 있었으며 남성집단에서는 통계적 유의미한 차이를 확인할 수 없었다.

여성집단에서는 오른쪽 방향에서 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 높은 것을 확인 할 수 있었으며 통계적으로도 유의미한 차이가 있는 것을 확인하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(4) 넙다리곧은근(Rectus Femoris: RF)의 최대 근활성도는 다음의 <표 13>과 같다.

<표 13> 넙다리곧은근(RF) 최대 근활성도

(unit : %RVC)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	177.44(64.44)	2.420	.039*
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	154.44(35.84)	3.298	.009**
		맨몸	100.00(0.00)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	149.69(59.36)	2.848	.019*
		맨몸	100.00(0.00)		
	오른쪽	머신	149.96(57.73)	2.209	.055
		맨몸	100.00(0.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 넙다리곧은근(RF)의 최대 근육의 활성화는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 두 집단과 양발 모두에서 활성화되는 것을 확인할 수 있었으며 평균적 차이가 다른 근육군들보다 가장 크게 나타났으며 이와 함께 통계적으로도 유의미한 차이가 있는 것을 확인할 수 있었다. 그렇지만 여성집단의 오른쪽 방향에서는 통계적 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절의 EMG를 통한 근육수축 시작시간 차이

1) 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 수축 시작시간

(1) 앞정강근(Tibialis Anterior: TA)의 근육수축 시작시간은 다음의 <표 14>와 같다.

<표 14> 앞정강근(TA) 근육수축 시작시간

(unit : sec)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	.63(.16)	1.977	.079
		맨몸	.58(.21)		
	오른쪽	머신	.63(.18)	1.600	.144
		맨몸	.55(.13)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	1.13(1.06)	.669	.520
		맨몸	.87(.64)		
	오른쪽	머신	1.16(.99)	.779	.456
		맨몸	.88(.72)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 앞정강근(TA)의 수축 시작시간은 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 성별 및 방향에서 평균적으로 보다 느리게 활성화되는 것을 확인하였으나 통계적으로 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(2) 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus: VMO)의 근육 수축 시작시간은 다음의 <표 15>와 같다.

<표 15> 안쪽넓은근(VMO) 근육수축 시작시간

(unit : sec)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	.64(.23)	-1.256	.241
		맨몸	.84(.41)		
	오른쪽	머신	.56(.25)	-1.083	.307
		맨몸	.73(.42)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	1.37(1.20)	2.145	.060
		맨몸	.67(.39)		
	오른쪽	머신	1.60(1.14)	1.274	.235
		맨몸	1.07(.90)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 안쪽넓은근(VMO)의 수축 시작시간은 남성은 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 빠르게 근육이 활성화되는 것을 확인하였으며 여성은 맨몸스쿼트가 머신스쿼트보다 빠르게 활성화되는 것으로 나타났다. 양발 모두 성별 구분 없이 평균적 차이가 나타났으나 통계적 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(3) 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus: VLO)의 근육수축 시작시간은 다음 <표 16>과 같다.

<표 16> 가쪽넓은근(VLO) 근육수축 시작시간

(unit : sec)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	.60(.25)	-2.242	.052
		맨몸	1.08(.62)		
	오른쪽	머신	.67(.39)	-2.001	.076
		맨몸	1.10(.66)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	1.58(1.06)	1.224	.252
		맨몸	1.11(.81)		
	오른쪽	머신	1.59(1.09)	1.056	.318
		맨몸	1.20(.84)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 가쪽넓은근(VLO)의 수축 시작시간은 남성은 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 빠르게 근육이 활성화되는 것을 확인하였으며 여성은 맨몸스쿼트가 머신스쿼트보다 빠르게 활성화되는 것으로 나타났다. 양발 모두 성별 구분 없이 평균적 차이가 나타났지만 통계적 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(4) 넙다리곧은근(Rectus Femoris:RF)의 근육수축 시작시간은 다음의 <표 17>과 같다.

<표 17> 넙다리곧은근(RF) 근육수축 시작시간

(unit : sec)

			M(SD)	t	p
남성 (N=10)	왼쪽	머신	.58(.27)	-1.846	.098
		맨몸	.80(.40)		
	오른쪽	머신	.65(.26)	1.389	.198
		맨몸	.82(.37)		
여성 (N=10)	왼쪽	머신	1.41(1.09)	1.001	.343
		맨몸	1.03(.68)		
	오른쪽	머신	1.59(1.15)	1.199	.261
		맨몸	1.11(.87)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

무릎관절 근육군 중 넙다리곧은근(RF)의 수축 시작시간은 남성은 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 빠르게 근육이 활성화되는 것을 확인하였으며 여성은 맨몸스쿼트가 머신스쿼트보다 빠르게 활성화되는 것으로 나타났다. 양발 모두 성별 구분 없이 평균적 차이가 나타났으나 통계적 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 무릎관절 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)의 수축 시작시간의 순서의 차이

무릎관절 근육군의 평균적 시간 차이를 확인한 결과는 <표 18>과 같다.

<표 18> 무릎관절 근육군의 수축 속도

			Mean (unit:sec)	Order
남성 (N=10)	머신	TA	.93	RF → VMO → TA → VLO
		VMO	.92	
		VLO	.93	
		RF	.90	
	맨몸	TA	.85	TA → VMO → RF → VLO
		VMO	1.20	
		VLO	1.63	
		RF	1.21	
여성 (N=10)	머신	TA	2.16	VMO → TA → RF → VLO
		VMO	1.70	
		VLO	2.37	
		RF	2.20	
	맨몸	TA	1.54	TA → VMO → RF → VLO
		VMO	1.61	
		VLO	2.02	
		RF	1.89	

*p<.05, **p<.01, ***p<.001

TA : 앞정강근(Tibialis Anterior) VMO : 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus)
VLO : 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus) RF : 넙다리곧은근(Rectus Femoris)

무릎관절 근육군들의 성별 및 머신스쿼트와 맨몸스쿼트를 수행하는데 근육의 수축 속도에 따른 순서를 확인해보았으며 성별과 양발 모두 스쿼트 자세를 시작하는 무릎관절 굴곡 과정에서 가쪽넓은근이 가장 느린 활성화를 나타내는 것을

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

확인하였으며, 특히 머신스쿼트를 수행하는 남성의 경우 앞정강근(TA)와 가쪽넓은근(VLO)의 시간이 1,000분의 1초에서의 차이를 보일 만큼 크지 않는 것을 확인할 수 있었다.

맨몸스쿼트를 수행하는 과정에서는 남성과 여성 모두 동일한 근육의 수축 시작시간의 순서가 나타나는 것을 확인 할 수 있었다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

4. 최대 근활성도에 따른 머신스쿼트의 무릎관절 X-ray 차이

스쿼트 수행에 있어 최대 근활성도의 우수자 집단(5명)과 비우수자 집단(5명)으로 구분하여 무릎뼈와 앞정강뼈의 길이와 뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈의 길이에 대해 확인하였으며 평균적 차이는 다음의 <표 19>와 같다.

<표 19> 최대 근육 활성도에 따른 X-ray의 차이

(unit : mm)

			M(SD)	t	p
무릎뼈-앞정강뼈	TA	우수자	60.96(3.43)	-.820	.436
		비우수자	62.55(2.63)		
	VMO	우수자	62.68(2.77)	.967	.362
		비우수자	60.83(3.23)		
	VLO	우수자	62.20(3.23)	.443	.669
		비우수자	61.31(3.38)		
	RF	우수자	61.75(2.66)	-.001	.999
		비우수자	61.76(3.62)		
뒤정강뼈-뒤넙다리뼈	TA	우수자	7.09(4.20)	-.327	.752
		비우수자	8.04(5.01)		
	VMO	우수자	7.15(1.84)	-.282	.785
		비우수자	7.98(6.28)		
	VLO	우수자	9.68(3.75)	1.664	.135
		비우수자	5.45(4.25)		
	RF	우수자	6.50(4.95)	-.748	.476
		비우수자	8.63(4.00)		

*p<.05, **p<.01, ***p<.001 우수자(N) = 5명, 비우수자(N) = 5명

TA : 앞정강근(Tibialis Anterior) VMO : 안쪽넓은근(Vastus Medialis Obliquus)

VLO : 가쪽넓은근(Vastus Lateralis Obliquus) RF : 넙다리곧은근(Rectus Femoris)

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

무릎뼈와 앞정강뼈의 길이는 비우수자가 우수자보다 넙다리곧은근(RF)를 제외한 앞정강근(TA), 안쪽넓은근(VMO), 가쪽넓은근(VLO)은 우수자가 비우수자보다 길이가 길지 않은 평균적 차이를 확인하였으나 통계적으로는 유의미한 차이가 나타나지 않았다. 뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈는 가쪽넓은근(VLO)을 제외한 다른 근육들에서 길이가 길지 않는 것을 확인하였으나 통계적 유의미한 차이는 나타나지 않았다.

이를 통해 최대 근활성도가 높은 대상자는 근력의 좋은 참여자로써 근력의 차이에 따른 머신스쿼트의 안정화에 차이가 있는지를 확인해보고자 하였으나 근력의 차이와는 유의미한 차이가 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅴ. 논 의

머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎관절 안정화에 대해 확인해보고자 방사선 촬영을 통한 무릎관절(정강뼈, 무릎뼈, 넙다리뼈) 주변의 골격을 중심으로 해부학적 움직임을 예상해 보고 안정성에 대해 확인해 보았으며, 무릎뼈 움직임에 관여될 수 있는 대표적 근육군(앞정강근, 안쪽넓은근, 가쪽넓은근, 넙다리곧은근)을 중심으로 근육의 활성화와 근육이 수축을 시작하는 시간과 근력의 능력에 따라서 머신스쿼트 운동에 대한 영향들을 살펴보았다. 본 연구의 결과를 토대로 다음과 같이 논의해 보고자 한다.

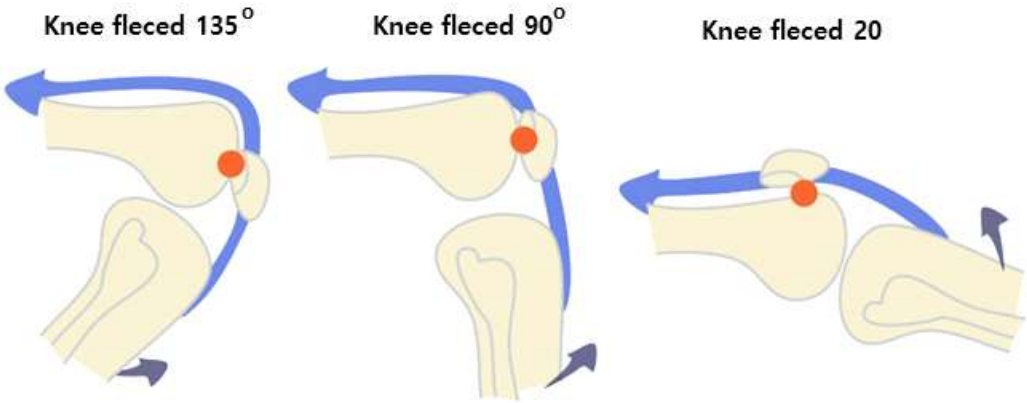
1. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 X-ray 차이 비교

머신스쿼트 운동에서 무릎뼈와 앞정강뼈 사이의 거리가 남성과 여성 모두에서 더 짧게 나타났는데 김민정(2019)은 머신스쿼트의 기계적 구조 특성으로 체중을 뒤로 보내더라도 넘어지지 않아 발뒤꿈치를 벗어나는 범위까지 가능하다고 하였다. 이에 따른 해부학적 무릎뼈의 움직임으로 예상되는 것은 머신스쿼트의 움직임에서 굴곡이 발생될 때 <그림 9>와 같이 무릎인대(Patellar tendon)에 가해지는 부하가 커지게 되는 것을 알 수 있었으며, 무릎관절 움직임에 따른 무릎뼈의 위치는 <그림 10>처럼 각도에 따른 움직임의 변화가 발생되는데 맨몸스

<그림 9> 무릎인대의 구조

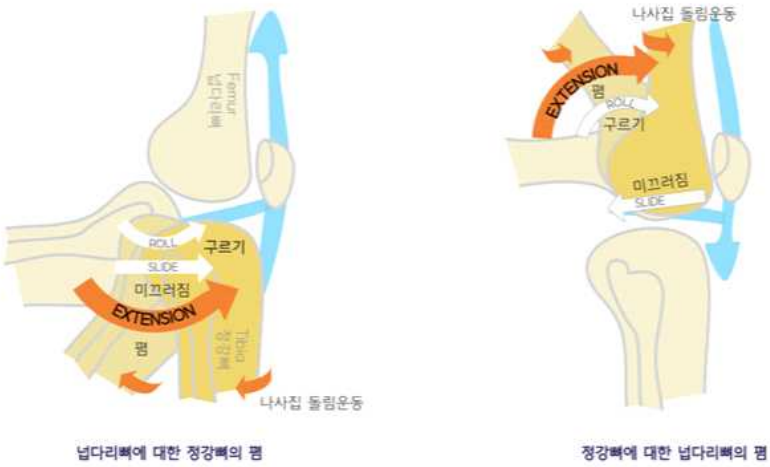
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

쿼트와 동일한 각도의 가동범위 안에서 길이가 짧게 나타났기 때문에 가해질 수 있는 부하가 더 크다는 것을 예측 가능하게 나타났다.



<그림 10> 무릎관절 굽힘 각도에 따른 무릎뼈의 위치 및 인대의 길이변화

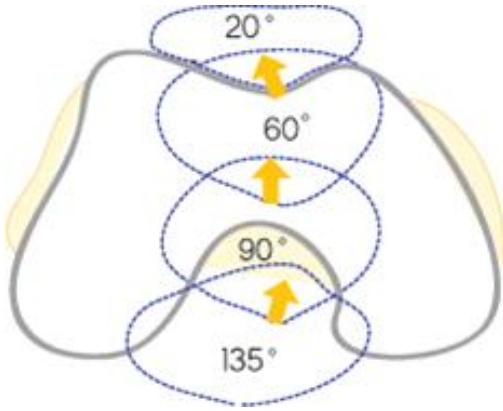
뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈의 거리는 머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 남성과 여성 모두에서 더 길며 유의미한 차이가 있음을 확인하였는데 이는 무릎관절 움직임의 안정성을 위해 반달연골(Meniscus)를 비롯한 넙다리뼈와 정강뼈가 교차되어지는 부위의 모양에 따른 특징도 있다. 머신스쿼트의 움직임이라 할 수 있는 정



<그림 11> 무릎관절 굴곡에 따른 움직임 특성

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

강뼈에 대한 넙다리뼈의 신전동작 기준으로 각 특성들의 작용은 나사집 돌림운동(Screw Home Mechanism)과 반달연골 위에서의 넙다리뼈의 미끄러짐(Slide)과 구르기(Roll)가 협응으로 발생되어질 때 안정적인 움직임이 나타나게 되며(Neumann, 2011), <그림 11>과 같이 발생되어지는 것이다.



<그림 12> 무릎뼈의 미끄러짐 경로

머신스쿼트가 맨몸스쿼트보다 남성집단을 대상하였을 때 뒤정강뼈와 뒤넙다리뼈의 길이가 길어졌고 정강뼈가 넙다리뼈에 대해 전방전위가 증가하였다고 보고하였다(정재영, 홍완기, 문필현, 2020). 이것으로 전방십자인대(Anterior Cruciate Ligament : ACL)의 해부학적 움직임에 따른 과도한 부하로 인한 상해의 위험성은 높아질 것이다. 또한 움직임의 부조화가 발생될 가능성이 높다. Neumann(2011)은 무릎관절 움직임의 미끄러짐과 구르기가 고르게 나타나야 한다고 하였으나 머신스쿼트의 넙다리뼈의 위치를 보면 원활한 미끄러짐이 발생되지 않으며 구르기가 과하게 일어나는 것을 예측해 볼 수 있다. 머신스쿼트는 <그림 12>와 같은 넙다리뼈 기준의 무릎뼈의 움직임 각도에 따른 이동경로를 확인해보면 원활한 미끄러짐이 부족하여 반달연골에 과도한 압력이 가해질 수 있는 것이다. 본 연구를 통해 대상자들의 움직임에 대해 살펴본 결과 우려되어지며 잘못된 습관처럼 나타나는 일련의 동작들을 확인 할 수 있었다. 머신스쿼트를 올라갈 때 대체적인 준비동작 자세가 맨몸스쿼트의 <그림 13>과 같은 것이 아니라 <그림 14>와 같이 기계적 구조 특성에 맞춰 장딴지근(Gastrocnemius)을

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

<그림 13> 맨몸스쿼트 준비동작의 무릎관절 구조

<그림 14> 머신스쿼트 잘못된 준비동작의 무릎관절 구조

머신에 고정하고 실시하는 경향을 확인 할 수 있었다. 실제 운동에 참여하는 대상자들이 이러한 방법으로 준비동작을 취하는 것이 예상되어지는데 준비동작의 해부학적 특성에 큰 차이를 예상해 볼 수 있었다. 해부학적 특성에서는 나사집

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

돌림 운동의 형태가 먼저 발생되어지는데 올바르게 기립했을때의 무릎관절의 안정성을 위해 닫힘(Lockig)이 풀려 있는 상태로 계속적 근력 운동이 진행되는 것이 예상되어지며 한 번의 운동 동작이 모두 완료 되어지는 동작에서의 휴식보다는 지속적 근수축이 발생되어 지는 것을 알 수 있었다. 이에 따른 운동 효과적 측면에서는 지속적 근 수축이 발생 되어진다는 것으로 높은 운동 효과를 예상해 볼 수도 있을 것이며, 이를 인지하고 있다면 무릎관절의 굴곡에 대한 준비가 되어 있어 근긴장도와 신경계의 자극에도 영향이 있을 것으로 판단된다. 이를 위해서는 본 연구에 따른 내용으로 참여대상자가 스스로 인지하고 있는 것이 중요할 것으로 판단된다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 머신스쿼트와 맨몸스쿼트에 따른 무릎관절 근전도(EMG) 차이 비교

저항운동은 신체 정렬에 따라 열린 사슬 운동과 닫힌 사슬 운동으로 나눌 수 있으며(최근우, 2015), 스쿼트는 하지의 대표적인 닫힌 사슬 운동(Closed Kinetic Chain : CKC)으로 발목관절과 무릎관절, 엉덩관절의 움직임을 동시에 발생시키며 몸통근과 하지근의 근력강화와 안정성 증진에 효과적인 운동으로 알려져 있다(황경식, 2018). <그림 14>와 같이 머신스쿼트 준비 동작에서의 무릎의 굴곡 각도는 앞정강근의 근수축을 발생시키며 발가락을 걸어주는 기계적 특성이 있으나 신발을 신고 있는 발바닥에서는 바닥에 고정되는 닫힌 사슬 운동형태가 아니라 열린 사슬 운동(Open Kinetic Chain : OKC)이 진행 되어진다. 대표적 닫힌 사슬 운동인 스쿼트 동작 중 발목관절의 고정으로 인한 안정성이 줄어들며 맨몸스쿼트와 비교하였을 때 동일한 운동량에 대한 국부적인 근수축이 발생되어지며, 박태근(2020)의 연구에 따라 발목관절의 자유도 제약이 더 많은 저항을 이겨내야 한다고 하였으며 본 연구에서도 협응이 원활하지 못하게 되므로 일방적 국소 근육만의 근수축이 증가하는 것을 확인하여 선행연구를 지지하고 있다.

최대 근활성도에 따른 비교에서는 앞정강근의 여성집단의 왼쪽방향에서의 통계적 유의한 차이가 나타났으나 실험 진행 간의 개인차에 따른 유의한 차이로 예상 되어진다. 선행연구에서 근력 운동 대상자의 숙련도에 따라 근 활성도의 차이가 있음을 보고 하였으며 자세의 안정성이 높을수록 대퇴사두근 근육이 먼저 활성화 되어진다고 하였으며(박종준, 2017), 머신스쿼트가 하퇴부의 고정으로 인해 동작 수행의 안정성이 높을 것으로 판단된다고 하였다(박태근, 2020). 한쪽 방향을 비롯한 동일한 집단간의 차이가 나타나는 것은 선행 연구에 기인하여 숙련도에 따라 달라질 수 있다는 것을 알 수 있다. 그렇지만 본 연구에서는 대퇴사두근 전체 근육의 활성화가 아닌 대표적 근육인 넙다리곧은근(RF)에서의 차이를 확인하였다. 이는 선행 연구내용의 안정성보다는 관성모멘트의 증가로 인한 근활성도가 높아지는 결과로 보여지며 안정성에 대해서는 무릎뼈의 움직임에 기

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

반하여 지지하고 있지 않는 것으로 나타났다. 이에 근활성도가 높은 대상자와 낮은 대상자를 구분하여 비교해 보았을 때 숙련도가 아닌 근육 활성도의 차이에 따라 안정성에 차이가 있는지를 확인해보고자 하였다. 연구 결과 평균적 차이를 확인 할 수 있었으나 통계적 유의한 차이는 나타나지 않았다. 이러한 결과는 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 운동 특성에 따른 차이가 발생하는 것으로 보이며 개인차에 따른 근활성도에 따라서는 영향이 크지 않은 것으로 판단된다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅵ. 결론 및 제언

1. 결론

본 연구를 통해 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 무릎관절 안정화에 대해 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

첫째, 머신스쿼트는 맨몸스쿼트보다 무릎뼈와 앞정강뼈 사이의 거리가 짧고 유의한 차이를 확인하여 무릎인대에 가해지는 부하가 높다는 것을 확인할 수 있었으며, 뒤정강뼈와 넙다리뼈의 거리가 길고 유의한 차이를 확인하였으며 이를 통해 전방십자인대(ACL)의 상해 위험성이 높다는 것을 확인할 수 있었다.

둘째, 머신스쿼트는 맨몸스쿼트보다 무릎뼈(Patella)의 위아래 움직임에 영향이 큰 앞정간근(TA)과 넙다리곧은근(RF)에서 평균적 근활성도가 높으며 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

셋째, 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 근수축의 수축 시작시간에는 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았다.

넷째, 대상자들의 머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 근수축 시작시간의 평균저 순서차이를 확인해보니 맨몸스쿼트는 앞정강근-안쪽넓은근-넙다리곧은근-가쪽넓은근의 순서로 나타났으며 머신스쿼트에서는 성별 간에 서로 다른 근수축 시작시간을 나타냈다.

다섯째, 머신스쿼트의 최대근활성도가 높은 대상자와 낮은 대상자를 구분하여 X-ray를 통한 무릎뼈와 앞정강뼈의 거리와 뒤정강뼈와 넙다리뼈의 거리에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 제언

본 연구를 진행하면서 후속 연구에 대해 다음과 같이 제언하고자 한다.

첫째, 참여대상자들의 특성을 더욱 다양화하여 운동의 효과성과 상해 위험성에 대해 보다 명확하게 일반화하는 과정이 필요할 것으로 판단된다. 동작의 특성에 기반하여 스쿼트 움직임에 대한 나사집돌림 현상을 정확히 확인 할 수 있는 방법을 찾아 직접적 움직임에 대해 확인을 하는 과정이 필요할 것으로 판단된다. 이를 증명한다면 스쿼트 동작에 따른 무릎뼈의 정확한 움직임을 안내해 주고 안전하고 효율적인 운동 방법을 제시할 수 있을 것이다.

둘째, 근전도 측정을 통한 근활성도는 최대 근수축을 측정하여, 근력 활성도가 발생되는 근 수축값을 통하여 머신스쿼트의 근육 활성비율을 확인 할 수 있을 것이며 이는 개인에 따라 나타나는 근육 활성화가 일어나는 차이를 확인할 수 있을 것으로 판단된다.

셋째, 운동학 및 운동역학적 동작 분석을 일반화 하는 것이다. 이를 통해 의료장비 등을 이용하여 나타내는 움직임에 대한 측정의 한계를 극복하고, 움직임 특성에 따른 지속적 연구를 통하여 운동을 지도하는 지도자와 운동참여자들에 대해 안전한 운동 방법의 근거 자료를 제공할 수 있을 것이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

참고문헌

구형모, 채원식, 강년주, 윤창진, 장재익(2009). 농구 자유투 동작 시 수련자와 미숙련자의 근전도 및 지면반력 분석. **한국운동역학회지**, 19(2), 347-357.

김권영, 홍완기, 김재윤(2018). 성인여성의 척추측만증과 하지 근력비율 및 통증과의 관계 연구. **한국체육과학회지**, 27(6), 1127-1135.

김기홍, 고성식, 김병관, 황경식(2018). 등척성 수평 스쿼트 운동시 무릎위치와 부하방법이 관절각의 변화와 몸통근 및 하지근의 근전도 반응에 미치는 영향. **한국체육학회지, 57(5)**, 397-406.

김기홍, 염재범(2015). 운동방법에 따른 스쿼트 운동이 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 장딴지근의 iEMG, MEF에 미치는 영향. **대한운동학회지**, 17(1), 1-8.

김기홍, 최해성, 고성식(2017). 스탠스 너비와 무릎 각도가 스쿼트 운동시 반복 횟수, 총운동량및 근전도 반응에 미치는 영향. **운동학 학술지**, 19(3), 27-34.

김도성(1999). **방사선 물리학**, 대학서림, 서울.

김민우, 변승진, 이경은, 정소영, 조주영, 최원자, 최찬양, 김경(2011). 컴퓨터 작업 시 의자 등받이 위치가 근육 활성도에 미치는 영향. *JOURNAL OF REHABILITATION SCIENCE*, 14, 55-68.

김민정(2019). **머신 스쿼트와 맨몸 스쿼트의 운동역학적 변인 차이 비교.** 미간행 석사학위 논문, 전남대학교 대학원.

김민정, 주지용, 김영관(2019). 머신 스쿼트와 맨몸 스쿼트의 운동학과 근활성도 변인 비교. **한국체육학회지**, 58(2), 505-516.

김연주(2007), **닫힌 사슬 운동이 전십자인대 재건술 환자의 슬관절 안정성에 미치는 영향**, 미간행 석사학위 논문, 계명대학교 대학원.

김월진(2002). **경부통 환자에 대한 단순 X-선 촬영의 소견과 임상적 고찰**. 미

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

간행 석사학위논문, 용인대학교 대학원.

김윤혁, 박원만, 프티탄풍(2010). 역동역학해석 기술을 이용한 보행 중 슬관절 접촉력 예측. **대한기계학회지**, 75-76.

김태완(2013). 컬링의 개요(한국스포츠개발원). **스포츠 과학, 125**, 30-35.

문영진(2009). 스포츠 과학 : EMG(근전도) 분석법에 대하여. **한국스포츠정책과학원**, **107**, 38-44.

박상호(2011). **스쿼트 동작 시 하지관절의 움직임과 요추부 부하에 관한 운동역학적 분석**. 미간행 석사학위 논문. 연세대학교 대학원.

박상호, 조준행, 최동성, 이해동, 이성철(2010). 스쿼트 동작 시 숙련도와 바벨 무게에 따른 운동학적 분석. **연세대학교체육연구소**, **17(1)**, 45-55.

박은영(1998). **윗몸 일으키기 자세에 따른 근전도 분석.** 미간행 석사학위논문, 이화여자대학교 대학원.

박종준(2017). **스미스 머신과 프리웨이트 스쿼트시 숙련자와 비숙련자의 근활성도와 족저압 비교분석**. 미간행 석사학위 논문, 충남대학교 대학원.

박태근(2020). **머신스쿼트와 맨몸스쿼트의 근전도 비교분석**. 미간행 석사학위논문, 충남대학교 대학원.

박한솔(2016). **스쿼트 운동 자세와 중량에 따른 하지 근 활성 비교 분석**. 미간행 석사학위논문. 한양대학교 대학원.

신은화(2019). 홈트레이닝을 위한 스마트헬스시스템 설계 및 구현. **디지털콘텐츠학회지**, **20(3),** 451-457.

신인식(2008). 스포츠 과학 : 운동역학(Sport biomechanics)의 이해와 활용. **한국스포츠정책과학원**, **103**, 40-46.

양창수, 김규완(2003). 운동화 착용 유무와 주행속도 차이에 의한 지면반력 변화. **대한체육학회지**, **42(6)**, 939-952.

원광년, 고주영, 박재연, 이현근, 조영기(2012). 무릎 연골연화증의 영상진단에서 압박 촬영의 유용성. **대한영상의학기술학회**, **2012,** 1-14.

이상우(2008). **스쿼트 운동 방법에 따른 동작의 변화 및 관절의 하중 배분**. 미

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

간행 석사학위 논문. 서울대학교 대학원.

이상우, 문영진, 은선덕(2011). 스쿼트 운동방법에 따른 동작의 변화 및 관절의 하중 배분. 한국스포츠정책과학원, **체육과학연구, 22(1),** 1674-1684.

이석호, 백운효, 윤성덕, 박기덕(2018). 스쿼트 동작 시 지지면 변화에 따른 체간 및 하지 근 활성도에 미치는 영향. **한국체육과학회지**, 27(3), 1261-1268.

이성도(2010). **스쿼트 운동시 중량이 하지근육 활동에 미치는 영향.** 미간행 석사학위논문. 국민대학교 대학원.

이훈식(2000). **테니스 라켓 특성과 서비스의 생체역학적 분석.** 미간행 박사학위논문, 부산대학교 대학원.

임완기(2006). **체력육성을 위한 퍼펙트 웨이트트레이닝.** 도서출판 홍경, 서울.

전희종(2006). **스쿼트, 레그프레스, 레그 익스텐션 운동 시 하지근의 근전도비교 분석.** 미간행 석사학위논문, 경북대학교 대학원.

정재영, 홍완기, 문필현(2020). 머신스쿼트와 맨몸스쿼트 시 표면근전도 및 무릎관절 안정화 차이 연구. **한국체육과학회지**, 29(3), 859-866.

채원식, 정현경, 장재익(2007). 스쿼트 동작 시 발뒤꿈치 보조물 경사각에 따른 하지근과 척추기립근의 근육활동 비교. **한국운동역학회지**, 17(2) 113-121.

최근우(2015). **Closed Kinetic Chain 운동 참여가 체력 및 기능성움직임에 미치는 영향**. 미간행 석사학위논문, 한림대학교 대학원.

최원일 (2015). **불안정한 지지면 위에서의 스쿼트 운동 시 무릎 관절 각도에 따른 코어근육의 근활성도 차이 분석**. 미간행 석사학위논문. 한국체육대학교 대학원.

홍완기(2019). 초등학교 학생들의 농구 자유투 동작에 대한 근전도 분석. **한국초등체육학회지, 25(1),** 151-159.

홍완기, 박철희(2020). 슬개대퇴통증증후군(PFPS) 유무에 따른 근횡단면적과 표면 근전도, 최대근력의 차이 분석. **한국체육과학회지, 29(1)**, 803-811.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

황경식(2018). **맨몸과 바벨 등척성 패러럴 스쿼트시 무릎 위치가 관절각의 변화와 몸통근과 하지근의 근전도 반응에 미치는 영향.** 미간행 석사학위논문, 단국대학교 대학원.

Alkner, B. A., Tesch, P. E. R. A., & Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32, 459.

Bell, D. R., Padua, D. A., & Clark, M. A.(2008). Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement, *Arch Phys Med Rehabil*, 89(7), 1323-1328.

Bompa T. O. (1999). *Theory and Methodology of Training*, IA: Kendall Hunt.

Boyden, G., Kingman, J., & Dyson, R(2000). A Comparison of Quadriceps Electomyographic Activity With the Position of the Foot During the Parallel Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 14(4), 379-382.

Bredella MA, Tirman PF, J., Peterfy CG., Zarlingo M., Feller JF., Bost FW., Belzer JP., Wischer TK., & Genant HK., (1999). Accuracy of T2-weighted fast spin-echo MR imaging with fat saturation in detecting cartilage defects in the knee: comparison with arthroscopy in 130 patients, *American Journal of Roentgenology*, 172(4), 1073-1080.

Cappozzo, A., Felici, F., Figura, F., & Gazzani, F.(1985). Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5), 613-620.

Cowan, S. M., Bennell, K. L., Hodges, P. W., Crossley, K. M., & McConnell, J. (2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* 82, 183-189.

Delaunay C(2000). Arthroscopic assessment and clinical correlation of femoro-patellar traking. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot,* 86(5), 482-490.

Dionisio, V. C., Almeida, G. L., Duarte, M., & Hirata, R. P. (2008). Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal Electromyogr Kinesiol*, 18(1), 134-143.

Donnelly, D. V.; Berg, W. P., & Fiske, D. M(2006). The Effect of the direction of gaze on the Kinematics of the Squat Exercise. *Journal of Strenght and Conditioning Research*, 20(1), 145-150.

Escamilla, R. F.(2001). knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33, 127-141

Escamilla, R., Zheng, N., Macleod, T., Brent Ed ward s, W., Imamura, R., Hreljac, A., & Andrews, J.(2009). Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Medicine Science in Sports Exercise*, 41(4), 879.

Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41, 1149-1160.

Fry, A. C. (1993). Coaching considerations for the barbell squat-Part 1. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 556-569.

Fry, A. C., Smith, J.C & Schilling, B.K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 629-633.

Goldberg, L., Elliot, D. L., & Kuehl, K. S. (1996). Acomparison of the cardiovascular effects of running and weight training. *Journal of*

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Strength and Conditioning Research, 20, 219-224.

Hemmerich, A., Brown. H., Smith, S, & Marthandam, S. S. K.(2006). Hip, knee and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(4), 770-781.

Hodge JC, Ghelman B, O'Brien SJ, & Wickiewicz, TL (1993). Synovial plicae and chondromalacia patellae: correlation of results of CT arthrography with results of arthroscopy. *Radiology*, 186(3), 827-831.

LaBella, C. (2004). Patellofemoral pain syndrome : evaluation and treatment. *Primary Care : Clinics in Office Practice*, 31 (4), 977-1003.

Lander, J. E., Bates, B. T., & Devita, P. (1986). Biomechanics of the squat exercise using a modified center of mass bar. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 18, 469 - 478.

McCaw, S. T., & Melrose, D. R.(1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(3), 428-436.

Neumann, Donald A. (2011). *Kinesiology of the musculoskeletal system : Foundations for Rehabilitation.* Publisher : Mosby.

O' Connor(1993). Contractile characteristics of human quadriceps femoris muscle in active elderly and young adults. *The Journal of Physiology*, 473, 78.

O'Shea, P. (1985). The paralled squat. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 7, 4-6.

Prince WE(1999). *Rehabilitation Technique in Sports Medicine. 3rd ed.* USA. McGraw-Hill.

Slemenda, C., Brt, K. D., Heilman, D. K., Mazzuca, L., Braunstein, E. M.,

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

& Katz, B. P(1997). Quadriceps weakness & osteoarthritis of the knee. *Annals of Internal Medicine*, 127, 97.

Williams, J. G. (1980). Biomechanical factors in spinal injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 14, 14-17.