[UCI]I804:24011-200000263320

2012년 8월

박사학위논문

PNF 통합패턴 트레이닝이 하키선수들의 근 활성도와 균형 및 기능적 능력에 미치는 영향

조선대학교 대학원

체 육 학 과

박 종 항

PNF 통합패턴 트레이닝이 하키선수들의 근 활성도와 균형 및 기능적 능력에 미치는 영향

The Effects of PNF combined patterns training on muscle activity, balance and functional ability of hockey players

2012年 08月 24일

조선대학교 대학원

체 육 학 과

박 종 항

PNF 통합패턴 트레이닝이 하키선수들의 근 활성도와 균형 및 기능적 능력에 미치는 영향

지도교수 안 용 덕

이 논문을 이학박사 학위신청 논문으로 제출함

2012年 04月

조선대학교 대학원

체 육 학 과

박 종 항

박종항의 박사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 송채훈 인

위 원 조선대학교 교수 정명수 인

위 원 조선대학교 교수 서영환 인

위 원 광양보건대학교 교수 손배민 인

위 원 조선대학교 교수 안용덕 인

2012年 06月

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT

I. 서 론 ····· 1
A. 연구의 필요성 ····· 1
B. 연구 목적 ····· 4
C. 연구 가설 ····· 5
D. 연구의 제한점 ····· 6
E. 용어 정의 ····· 6

II. 이론적 배경 ····· 8
A. 고유수용성신경근촉진법(PNF) ····· 8
1. PNF의 기본원리 ····· 9
2. PNF의 통합패턴 ····· 9
B. 근전도 ····· 11
1. 신경전도 ····· 12
2. 근전도 신호 ····· 13
3. 근전도 기록 ····· 14
4. 근전도 분석 ····· 15
C. 균형 능력 ····· 16
1. 자세조절 체계 ····· 16
2. 균형의 조절 ····· 17
3. 균형과 관련된 체성감각 ····· 18
4. 닫힌운동사슬과 관련된 균형 ····· 19
5. 균형 트레이닝 ····· 20
D. 기능적 능력 ····· 21

III. 연구방법 ····· 23
A. 연구대상 ····· 23
B. 연구 설계 ····· 23
C. 측정방법 및 측정기구 ····· 25
1. 근 활성도 ····· 25
2. 균형 능력 ····· 29
3. 기능적 능력 ····· 32
D. 트레이닝 프로그램 ····· 35
E. 자료처리 ····· 38

IV. 연구결과 ····· 39
A. 근 활성도 ····· 39
1. 복부근군의 근 활성도 ····· 39
2. 대퇴사두근군의 근 활성도 ····· 47
B. 균형 능력 ····· 55
1. NSEC에서 정적 균형능력 ····· 55
2. OLREC에서 정적 균형능력 ····· 60
3. OLLEC에서 정적 균형능력 ····· 64
4. 동적 균형능력 ····· 68
C. 기능적 능력 ····· 72
1. 카리오카 능력 ····· 72
2. 동시수축 능력 ····· 73
3. 셔틀런 능력 ····· 74
4. 호핑 능력 ····· 76

V. 논 의 ····· 78

VI. 결론 및 제언 ····· **84**
A. 결론 ····· 84
B. 제언 ····· 85

참고문헌 ····· 87

표 목 차

<표 1> 연구대상자의 일반적 특성 ····· 23
<표 2> 전극부착 위치 ····· 26
<표 3> 정적 균형능력 측정 항목 ····· 31
<표 4> PNF 통합패턴 트레이닝 프로그램 ····· 37
<표 5> 오른쪽 복직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 39
<표 6> 오른쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 39
<표 7> 왼쪽 복직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 40
<표 8> 왼쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 41
<표 9> 오른쪽 내복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 42
<표 10> 오른쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 42
<표 11> 왼쪽 내복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 43
<표 12> 왼쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 43
<표 13> 오른쪽 외복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 44
<표 14> 오른쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 45
<표 15> 왼쪽 외복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 46
<표 16> 왼쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 46
<표 17> 왼쪽 대퇴직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 47
<표 18> 왼쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 47
<표 19> 왼쪽 내측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 49
<표 20> 왼쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 49
<표 21> 왼쪽 외측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 50
<표 22> 왼쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 50
<표 23> 오른쪽 대퇴직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 51

<표 24> 오른쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 52
<표 25> 오른쪽 내측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ····· 53
<표 26> 오른쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 53
<표 27> 오른쪽 외측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화 ·· 54
<표 28> 오른쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 54
<표 29> NSEC에서 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화 ····· 56
<표 30> NSEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 56
<표 31> NSEC에서 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화 ····· 57
<표 32> NSEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 57
<표 33> NSEC에서 트레이닝 기간에 따른 움직임 영역의 속도 변화 ····· 59
<표 34> NSEC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 59
<표 35> OLREC에서 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화 ····· 60
<표 36> OLREC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 60
<표 37> OLREC에서 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화 ····· 61
<표 38> OLREC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 62
<표 39> OLREC에서 트레이닝 기간에 따른 움직임 영역의 속도 변화 ····· 63
<표 40> OLREC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 63
<표 41> OLLEC에서 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화 ····· 64
<표 42> OLLEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 64
<표 43> OLLEC에서 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화 ····· 65
<표 44> OLLEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 66
<표 45> OLLEC에서 트레이닝 기간에 따른 움직임 영역의 속도 변화 ····· 67
<표 46> OLLEC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 67
<표 47> 동적 균형능력에서 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 거리 변화 ····· 68
<표 48> 동적 균형능력에서 내-외 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 68
<표 49> 동적 균형능력에서 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 거리 변화 ····· 69

<표 50> 동적 균형능력에서 전-후 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 70
<표 51> 동적 균형능력에서 트레이닝 기간에 따른 움직인 거리 변화 ····· 71
<표 52> 동적 균형능력에서 움직인 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 71
<표 53> 트레이닝 기간에 따른 카리오카 능력의 변화 ····· 72
<표 54> 카리오카 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 72
<표 55> 트레이닝 기간에 따른 동시수축 능력의 변화 ····· 73
<표 56> 동시수축 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 74
<표 57> 트레이닝 기간에 따른 셔틀런 능력의 변화 ····· 75
<표 58> 셔틀런 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 75
<표 59> 트레이닝 기간에 따른 호핑 능력의 변화 ····· 76
<표 60> 호핑 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 76

그 림 목 차

그림 1. 신경 전달 과정 ····· 12
그림 2. 동적 평형 상태 ····· 17
그림 3. 연구 설계 ····· 24
그림 4. 표면 근전도(Bagnoli EMG system) ····· 26
그림 5. 복부근군의 전극부착 부위 ····· 27
그림 6. 대퇴사두근군의 전극부착 부위 ····· 27
그림 7. 윗몸일으키기에서 복부근군의 근 활성도 측정 자세 ····· 28
그림 8. 슬관절 신전에서 대퇴사두근군의 근 활성도 측정 자세 ····· 29
그림 9. 균형능력 측정 장비(GOOD BALANCE system) ····· 30
그림 10. 동적 균형능력 측정 ····· 31
그림 11. 카리오카 능력 측정 ····· 32
그림 12. 동시수축 능력 측정 ····· 33
그림 13. 셔틀런 능력 측정 ····· 34
그림 14. 호핑 능력 측정 ····· 34
그림 15. 네발기기 자세에서 PNF 통합패턴 트레이닝 ····· 37
그림 16. 선 자세에서 PNF 통합패턴 트레이닝 ····· 38
그림 17. 오른쪽 복직근 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 40
그림 18. 왼쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 41
그림 19. 오른쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 42
그림 20. 왼쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 44
그림 21. 오른쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 45
그림 22. 왼쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 46
그림 23. 왼쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 48

그림 24. 왼쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 49
그림 25. 왼쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 51
그림 26. 오른쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 52
그림 27. 오른쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 53
그림 28. 오른쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 55
그림 29. NSEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 56
그림 30. NSEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 58
그림 31. NSEC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 59
그림 32. OLREC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 61
그림 33. OLREC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 62
그림 34. OLREC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ···· 63
그림 35. OLLEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 65
그림 36. OLLEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 66
그림 37. OLLEC에서 움직임 영역의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과 ···· 67
그림 38. 동적 균형능력에서 내-외 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ···· 69
그림 39. 동적 균형능력에서 전-후 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 70
그림 40. 동적 균형능력에서 움직인 거리 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 71
그림 41. 카리오카 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 73
그림 42. 동시수축 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 74
그림 43. 셔틀런 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 75
그림 44. 호핑 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과 ····· 77

ABSTRACT

The Effects of PNF combined patterns training on muscle activity, balance and functional ability of hockey players

Park, Jong-Hang
Advisor : Prof. Ahn, Yong-Duk, Ph. D.
Department of Physical Education
Graduate School of Chosun University

This study was performed to examine effects of PNF combined pattern sprinter and skater pattern training on muscle activity and balance and functional ability of hockey players.

In order to achieve this purpose, total 28 participants were separated into two group: 14 comparison group and 14 experiment group, and the experiment group performed PNF combined pattern training for 12 week, 3 times a week, 60 minutes a day. Each group was measured maximal voluntary isometric muscle shortening on abdominal muscle group and quadriceps muscle group using Bagnoli EMG system beforehand, after 6 week and 12 week, and static and dynamic balance ability was measured using GOOD BALANCE system to find out balance ability, and functional ability was measured using carioca, co-contraction, shuttle-run and hoping test. For statistically verifying above measured values, repeated measure analysis of variance was analyzed and have following results.

1. As the comparing results of muscle activity, abdominal muscle group of each group was gradually increased beforehand, after 6 weeks, 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, left rectus abdominis, left internal oblique abdominis, right external oblique abdominis muscle of abdomen of experiment group showed statistically significant differences ($p<.05$). Quadriceps muscle group of both groups also gradually increased beforehand, after 6 weeks, after 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, left vastus lateralis and right rectus femoris of experiment group showed significant differences ($p<.05$).

2. As the comparing results of balance ability, normal standing eye close (NSEC) in static balance ability was gradually increased beforehand, after 6 weeks and after 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, Ant-Post velocity moment of experiment group showed significant differences ($p<.05$). And one leg right eye close(OLREC) of both groups were gradually increased beforehand, after 6 weeks and 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, both Ant-Post and Med-Lat velocity moment showed significant differences ($p<.05$). Also, dynamic balance ability of both groups were gradually increased beforehand, after 6 weeks and after 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, Ant-Post velocity moment of experiment groups showed significant differences ($p<.05$).

3. As the results of functional ability of quickness which is physical factor related to exercise performance, carioca, co-contraction, shuttle-run and hoping ability of both groups were gradually increased beforehand, after 6 weeks and after 12 weeks, and as the results of repeated measure analysis of variance, shuttle-run and hoping ability of experiment group sowed

significant differences ($p<.05$).

From above results, balance ability in static and dynamic posture of hockey player's was shown to be improved through symmetric training of combined pattern sprinter and skater pattern applied to hockey players, and it can be considered that this is actively recommended for training method to improve athletic performance of hockey players because it improves muscle activity and athletic function of abdomen and lower extremity.

I. 서 론

A. 연구의 필요성

최근 한국의 남자하키는 세계무대에서 비약적인 발전을 가져오고 있다. 남자 국가대표팀의 경우 1986년 서울아시안게임에서 금메달을 획득한 후 2000년 시드니 올림픽에서 은메달을 획득하였으며, 2012년 런던올림픽 출전권을 획득함으로써 1996년 애틀랜타올림픽 이후 5회 연속 올림픽 출전권을 획득하는 과업을 달성하였다(백봉주, 2011). 지속적인 하키발전을 위해 현장의 국내 지도자들은 선수들의 경기력을 향상시키기 위해서는 운동특성에 적합한 체력과 세부적인 기량을 습득시키기 위한 과학적이고 효과적인 트레이닝 프로그램들이 필요한 실정이라고 판단하고 있다. 남자하키 선수들이 고도의 경기력 향상을 추구하기 위해서는 선수들의 체력 발달이 우선시 되어야 하며, 기술적으로 수준 높은 선수라 할지라도 지속적인 경기력 향상을 위하여 체력 트레이닝이 꾸준히 병행되어야 한다(조성준, 2011).

Clarke(1997)는 체력이란 인간의 건강에 영향을 미치는 가장 중요한 요인 중 하나로 “인체가 운동수행을 위해 발휘 될 수 있는 신체적 능력”이라고 정의하였으며(문화체육관광부, 2007), 체력은 크게 건강관련 체력과 운동수행관련 체력으로 구분할 수 있다. 건강관련 체력 요소 중 근력(strength)은 물리적 힘을 나타내는 능력 혹은 무거운 무게를 들어 올릴 수 능력이고, 심폐지구력(cardiovascular endurance)은 효과적으로 산소를 근육에 공급하기 위한 심장과 혈관, 심호흡계의 능력과 운동을 계속적으로 수행하기 위하여 에너지를 이용할 수 있는 능력이고, 근지구력(muscular endurance)은 반복해서 근육을 이용할 수 있는 능력이고, 유연성(flexibility)은 관절의 가용한 움직임 범위이며, 신체구성(body composition)은 몸속의 근육과 지방, 그리고 뼈 및 다른 조직들 간의 상대적 비율을 말하며(Johnson, 1982; 양정환, 2011), 운동수행관련 체력 요소 중 스피드(speed)는 신속하게 움직일 수 있는 능력이고, 순발력(power)은 일을 얼마나 빠르고 큰 힘으로 수행할 수 있

는 능력이고, 평형성(balance)은 정적 또는 동적 상태에서 몸의 자세를 잘 유지할 수 있는 능력이고, 협응력(coordination)은 신체의 각 부분이 부드럽고 원활한 움직임이 되도록 할 수 있는 능력이며, 민첩성(agility)은 신체의 방향을 얼마나 신속하게 바꿀 수 있는 능력을 말한다(양정환, 2011).

위에서 말한 체력에서 평형성(balance)은 균형이라고 할 수 있는 데 이것은 신체를 일정한 자세로 유지할 수 있는 능력으로 관절 감각과 근육 감각에 의한 근육의 지각 반응과 시각의 반응 등 여러 가지 요소에 의해 생기는 균형의 정도를 의미하는 것이다. 평형성은 균형, 감각력, 미적 능력 등으로 스포츠 경기의 운동수행력을 증가시키기 위한 체력적 요소로서 중요한 역할을 한다(김상욱, 2002).

하키 경기는 전・후반 70분 동안에 18~22온스의 하키 스틱(stick)을 들고 5,027㎢(길이 914m,폭 550m)의 인조잔디를 빠른 속도로 공을 몰아야 하며, 수비와 공격에서 기술적으로 강한 신체접촉과 간헐적으로 속도와 방향을 전환하는 체력을 바탕으로 패스의 중요성이 부각된 빠른 공격과 반격(counterattack)이 승패에 중요한 요인으로 작용하는 운동 경기이다(이람난, 2010).

또한 하키선수들은 경기의 특성상 공의 움직임이 빠르고 움직이는 변수가 많이 작용하기 때문에 전・후・좌・우의 신속한 방향전환과 상대방보다 공을 먼저 차단하거나 잡기 위한 스피드가 요구되므로 민첩성, 조정력, 평형성 등 다양한 체력 요인인 조화롭게 뒷받침되어야 한다(Bretigny et al., 2008). 소재무와 이광수(2001)는 체력요인에 의한 남자 하키 경기의 경기력 결정요인을 분석한 결과 남자하키 선수들은 근력, 순발력, 스피드, 유연성, 민첩성, 평형성, 근지구력, 전신지구력 등 8개의 요인이 차지하는 전체 공통성 변량이 높게 나타나면서 이들 요인들의 중요성이 확인되었다고 하였으며, 지도자들은 8개의 체력요인을 강화시킬 수 있는 트레이닝 계획을 수립하여 지도하는 것이 바람직하다고 제안하였다. 현재 국내에서는 하키 선수들의 체력과 관련된 기능들을 향상시키기 위해 여러 가지 트레이닝 방법들이 개발되어 이를 현장에서 적용하고 있다(김백수, 2006). 특히, 8개의 체력요인 중 뛰고 달려서 공을 제대로 때리기 위해서 동적인 자세로 움직이다가 정적인 자세로 유지하는 능력인 평형성의 향상이 하키의 경기력 향상을 위한 중요한 요소로 작용되고 있다고 할 수 있다.

이와 같은 균형능력 증진을 통한 평형성을 향상시키기 위한 여러 가지 트레이닝 방법들은 신장 트레이닝, 근력증진 트레이닝, 균형능력 증진 트레이닝 등 다양한 방법들이 있다. 하지만 이러한 기존의 연구들은 대부분 근육강화에 따른 균형성 향상에 초점을 둔 편향적인 국소부위 강화와 안정화에 초점을 둔 트레이닝 방법들이 적용되어 왔지만, 적절한 균형을 위해서는 근·골격계의 지지 작용, 운동기능, 그리고 감각기능의 통합적 작용이 필요하다고 할 수 있다.

균형능력 향상을 위해서는 하지의 근 활성도(Laroche et al., 2009)와 균형성 향상(Akuthota & Nadler, 2004; Marshall & Murphy, 2005)이 가장 중요한 요소라고 볼 수 있으며, 이를 해결하기 위해 지금까지 고유수용성신경근촉진법(Proprioceptive Neuromuscular Facilitation, PNF)의 다양한 기법들을 정량화하여 객관화시키려는 연구들이 시도되고 있다.

PNF는 대각선과 나선형 패턴을 이용해 고유감각수용기를 자극하고 정상반응을 촉진하는 방법으로 근육의 길이나 장력에 대해서 구심성 흥분을 발사하는 근방추나 건방추기관 등의 신경근기전의 반응을 촉진하는 것이다(김수민, 배성수, 2006; 구봉호 등, 2009; Voss et al., 1985; Dietz, 2006; Horst, 2006). 현재까지 PNF는 주로 물리치료 목적으로 사용되었으나, 최근 운동선수들의 근력, 유연성, 균형을 증가시키고(Klein et al., 2002), 슬관절의 관절가동범위를 증가(Ferber et al., 2002)시키기 위한 스포츠 트레이닝 연구가 활발하게 진행되고 있다. 이를 토대로 좀 더 효율적이면서 기능적인 동작들을 개발하고 적용하려는 시도가 늘어나고 있는 추세이다.

이와 같은 사실들을 종합하여 Dietz(2009)는 보행주기 중 일어나는 운동패턴과 동작을 PNF 개별패턴에 통합하여 보행을 분석하고 치료하는 것을 소개하였는데, 이것을 PNF 통합패턴이라고 하였으며, 달리는 사람(Sprinter)과 스케이터 타는 사람(Skater)의 두 동작으로 구분하여 분석하고 트레이닝 하였다. 이러한 스프린터 패턴과 스케이터 패턴은 가장 효율적이고 기능적인 동작을 가장 잘 표현한 것이며, 패턴의 결합을 이용하는 것은 체간의 안정성을 향상시키고, 사지의 고유수용성 감각을 증진시켰다고 하였다. 또한 김재필(2008)은 스프린터와 스케이터 패턴을 육상 스프린터의 달리기 자세와 스케이트선수의 스케이팅 자세를 응용하여 만든 균형 트레이닝 프로그램으로 스포츠 현장에 고안하여 사용 하였으며, 신체의 일부분

의 운동만을 강조하지 않고 항상 사지를 함께 운동시키기 때문에 양측성 운동패턴이라고 하였다. 스프린터와 스케이터 패턴에 관한 국내 선행 연구에서, 정우식(2010)은 PNF의 Sprinter Pattern을 통한 하지의 근 활성도가 균형능력에 미치는 영향에서 정적 균형능력과 동적 균형능력에 대한 연구를 통해 유의한 차이가 있었다고 보고하였으며, 정영조(2007)는 PNF 통합패턴이 요통환자에 미치는 영향에서도 정적 균형능력과 동적 균형능력에서 유의한 차이가 있었다고 보고 하였다. 또한 김진영 등(2010)은 탄력밴드를 결합한 PNF 통합패턴 트레이닝과 웨이트 트레이닝이 소프트볼 선수의 등속성 근력 및 균형에 미치는 영향에서 정적 균형능력과 동적 균형능력이 유의하게 감소하는 결과를 보였다고 보고하였으며, 김승지(2011)는 PNF의 스프린터와 스케이터 트레이닝 방법이 뇌졸중 환자의 균형 및 보행에 미치는 영향에서 정적 균형능력에서 유의한 차이가 있었다고 하였다.

이러한 내용을 종합하면, 하키선수들의 고유수용성감각의 저하는 신경근육 조절 부전으로 인한 기능적인 불안정성을 초래하며, 이는 근력 약화, 운동의 협응력 및 균형력에 문제를 일으키게 되며, 운동수행 능력과 경기력에도 큰 영향을 미친다고 할 수 있다. 따라서 다양한 트레이닝 방법 중 PNF의 통합패턴인 스프린터와 스케이터 트레이닝이 근 활성도와 균형능력 및 기능적 능력에 미치는 효과를 분석하여 세계적 수준에 도달한 하키선수들의 경기 기능 향상을 위한 기초 자료를 제공함으로써 보다 높은 수준의 경기를 통하여 스포츠 대중화에 기여하고자 하는데 연구의 필요성을 제기한다.

B. 연구 목적

본 연구는 남자 하키선수를 대상으로 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 양측 복부근군(abdominal muscle group)인 복직근, 내복사근, 외복사근과 양측 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)인 대퇴직근, 내측광근, 외측광근의 근 활성도, 정적균형 능력과 동적균형 능력, 기능적 능력인 카리오카

(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run), 호핑(hoping) 능력에 미치는 영향을 규명하여 하키선수들의 경기력 향상에 필요한 효과적인 트레이닝 프로그램을 제시하고자 한다.

C. 연구 가설

본 연구에서는 하키선수를 대상으로 PNF 통합패턴인 스프린터(sprinter)와 스케이터(skater) 패턴 트레이닝이 근 활성도(muscle activity)와 균형능력(balance ability) 및 기능적 능력(functional ability)에 미치는 영향을 규명하기 위하여 다음과 같이 연구가설을 설정하였다.

1. PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 근 활성도에 영향을 미칠 것이다.

1-1. 사전・6주・12주 후에 복부근군(abdominal muscle group)에 변화가 있을 것이다.

1-2. 사전・6주・12주 후에 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)에 변화가 있을 것이다.

2. PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 균형에 영향을 미칠 것이다.

2-1. 사전・6주・12주 후에 정적 균형능력(static balance ability)에 변화가 있을 것이다.

2-2. 사전・6주・12주 후에 동적 균형능력(dynamic balance ability)에 변화가 있을 것이다.

3. PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 기능적 능력에 영향을 미칠 것이다.

3-1. 사전・6주・12주 후에 카리오카(carioca) 능력에 변화가 있을 것이다.

3-2. 사전・6주・12주 후에 동시수축(co-conraction) 능력에 변화가 있을 것이다.

3-3. 사전・6주・12주 후에 셔틀런(shuttle-run) 능력에 변화가 있을 것이다.

3-4. 사전・6주・12주 후에 호핑(hoping) 능력에 변화가 있을 것이다.

D. 연구의 제한점

1. 본 연구의 목적을 충족시키기 위한 연구대상자들에 대한 심리적 상태를 제한하지 못했다.
2. 본 연구대상자들에 대한 개인훈련이나 신체적 활동을 제한하지 못했다.

E. 용어 정의

1. 고유수용성신경근촉진법

고유수용성신경근촉진법(PNF;Proprioceptive Neuromuscular Facilitation)이란 용어는 “Proprioceptive Facilitation Technique″과 “Neuromuscular Rehabilitation″의 결합어이다(Knott & Voss, 1968). PNF는 최근 뇌졸중과 같은 중추신경계 질환 및 스포츠 관련 상해에도 사용되고 있으며 이러한 동작의 결함을 가진 사람들의 운동수행능력을 개선하기 위한 재활의 대표적인 치료적 중재 방법이다.

2. 근전도

근전도는 활성화된 골격근으로부터 나온 정기적인 활동을 기록하고 해석하는 과학 분야이다. 정상근육은 쉬고 있는 동안 전기적 활성이 없지만, 수축하거나 자극되

면 전기적 활성이 나타나고 전류가 발생한다. 그에 따른 활동전위가 오실로스코프 화면에 파동으로 나타나 기록된다. 이와 같은 기록을 근전도(electromyogram)라고 하며, 발성장치가 달려 있어서 소리도 함께 들을 수 있다.

3. 균형

균형(balance)은 최소의 흔들림으로 똑바른 자세를 지지기저면(base of support; BOS)위에서 중력중심(center of gravity; COG)을 유지하는 능력으로 정적과 동적 균형으로 나누어 볼 수 있다. 정적 균형능력은 고정된 기저면에서 중력에 대항하여 공간에서 신체를 기립 자세로 유지 할 수 있는 능력이며, 동적 균형능력은 신체가 움직이는 동안 넘어지지 않고 자세를 유지 할 수 있는 능력을 의미한다.

4. 기능적 능력

기능적 능력은 실제 운동과 스포츠 기술을 모방한 연속적 활동으로서, 선수가 안전하고 효율적으로 활동하는 데에 필요한 기술을 회복할 수 있도록 한다. 또한 인체 각 시스템에 체계적·긍정적·점진적 방식으로 스트레스나 영향을 주어 스포츠와 일상 활동에 부합하는 신체의 전반적인 능력을 향상시킨다.

II. 이론적 배경

A. 고유수용성신경근촉진법(PNF)

운동치료 기법인 PNF는 1940년대 Dr. Herman Kabat과 Margaret Knott에 의해 발달되었으며, 1950년대 마비 환자와 신경근육 이상 환자에게 처음 적용되었다. 근본적으로 PNF는 근력 향상과 신경근육 조절의 향상을 위해 사용되어 졌다. 1970년대 초기 이후, PNF는 유연성과 가동범위 향상을 위한 기법으로 널리 사용되어 왔다(Burke et al., 2000; Johnson, 2000; Stone, 2000; Davis et al., 2004; Bradley et al., 2007).

고유수용성(Propriocetpive)은 신체 조직 내 자극을 받아들이는 것이며, 신경근(Neuromuscular)은 근육과 신경에 관계한다는 것이다. 또한 촉진(facilitation)은 일상생활을 위한 촉진이다. 따라서 PNF는 신체 자극을 통하여 받아들여진 신경근육 기전의 반응의 촉진을 조장하는 것이라 할 수 있다. 이를 구체적으로 정의하면 다음과 같다.

첫째, 운동치료 목적은 운동 기능을 향상시키는 것으로 치료사와 환자의 의지에 달려있다. 즉 치료사는 운동치료 목적에 도달하기 위해 어느 근육군을 수축시킬 것인가를 확실히 하여야 한다. 둘째, 지각적, 운동적 그리고 정신적 측면 등 전체를 통합하여 운동치료 함으로써 입체적으로 접근한다. 셋째, 운동치료에 있어서 적극적인 자세는 육체적, 정서적인 발전에 영향을 미친다. 넷째, 환자의 피부에 치료사의 손이 닿게 됨으로 일어나는 최대의 반응은 환자의 의식, 근력, 협응력, 지구력을 증가시키는데 가장 효과적이다. 다섯째, 최대의 반응을 반복해서 일어나게 함으로써 신경기능의 향상과 근육수축 역치가 낮게 되어 운동능력의 향상 혹은 증가를 도모한다.

1. PNF의 기본원리

다음과 같은 PNF의 기본원리를 적용하면 운동선수들에게 이상적인 운동반응을 촉진하는데 도움이 될 수 있다.

첫째, 저항 촉진의 원리이다. 이 원리는 여러 가지 기본 촉진기법들 중 가장 기본적이고 많이 사용되어지는 방법이다. 저항 촉진의 원리를 통하여 선수들의 근육 수축 능력을 촉진시키고, 운동 조절력을 증가시키며, 선수들 스스로 운동성 및 방향성에 대하여 인식할 수 있도록 도우며, 근육 강도를 증가시키는 등 많은 역할을 할 수 있다. 대부분의 PNF는 이러한 저항 촉진의 원리로부터 발전되어져 왔다(김미현 등, 2002).

둘째, 방산 및 강화의 원리이다. 이 원리는 특정 부위의 자극 효과가 다른 부위로 전이되고 지속되는 효과를 의미하여, 운동의 지속성을 결정하는 주요 원리이기도 하다(김미현 등, 2002). Sherrington(1974)은 방산이란 자극에 대한 반응의 전이이며, 적절한 저항 촉진을 통하여 방산의 효과가 극대화 될 수 있다고 하였다. 이러한 방산과 강화의 원리는 협력근의 증가 외에 촉진 혹은 억제로 나타날 수 있으며, 자극의 강도나 지속시간에 따라 증가할 수 있다고 하였다.

셋째, 우세한 쪽 우선 적용의 원리이다. 이 원리는 우세한 쪽을 우선적으로 촉진함으로써 비우세 쪽으로의 방산과 강화 효과를 최대한으로 추출하기 위한 원리이다. 우영근 등(2002)은 우세한 쪽 팔과 다리 근육들에 대하여 PNF가 비우세 쪽의 근 긴장도에 영향을 미친다고 하였다.

2. PNF 통합패턴

Dietz(2009)가 제시한 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴을 구체적으로 살펴보면 다음과 같다(구봉호 등, 2009).

a. 스프린터 패턴(Sprinter Pattern)

입각기(stance phase) 시의 하지(lower extremity) 트레이닝 패턴은 중간 입각기(mid stance)로써 고관절(hip joint)에서 신전(extension), 내전(adduction), 내

회전(internal rotation), 슬관절(knee joint)은 신전(extension)이지만 약 5° 정도의 굴곡(flexion)을 유지한다. 족관절(ankle joint)은 저측굴곡(plantarflexion), 외반(eversion)이 된다. 골반(pelvic)은 후방하강(posterior depression)이 된다.

유각기(swing phase) 시의 하지(lower extremity) 트레이닝 패턴은 입각기 시의 하지의 운동패턴과 반대이다. 고관절은 굴곡(flexion), 내전(adduction), 외회전(external rotation), 슬관절은 굴곡(flexion), 족관절은 배측굴곡(dorsiflextion), 내반(inversion)이 된다. 골반(pelvic)은 전방거상(anterior elevation)이 된다.

입각기(stance phase) 쪽의 상지(upper extremity) 트레이닝 패턴은 견관절(shoulder joint)에서 신전(extension), 외전(abduction), 외회전(external rotation), 주관절(elbow joint) 굴곡(flexion), 회외(supination), 수근관절(wrist joint) 신전(extension), 척골편위(ulnar deviation), 손가락(finger)들은 신전(extension)된다. 견갑골(scapula)은 전방거상(anterior elevation)이 된다.

유각기(swing phase) 쪽의 상지(upper extremity) 트레이닝 패턴은 견관절(shoulder joint)에서 신전(extension), 외전(abduction), 내회전(internal rotation), 주관절(elbow joint)에서 신전(extension), 회내(pronation), 수근관절(wrist joint)에서 굴곡(flexion), 요골편위(radial deviation), 손가락(finger)들은 신전(extension)된다. 견갑골(scapula)은 후방하강(posterior depression)이 된다.

머리와 목(head and neck)은 입각기(stance phase) 시의 하지(lower extremity) 쪽은 가볍게 굴곡(flexion), 회전(rotation), 측방굴곡(lateral flexion)하며, 체간(trunk)은 상하지 동작에 의한 양쪽 견갑골(scapula) 패턴에 의해서 정열이 바른 안정적 자세이다.

b. 스케이터 패턴(Skater Pattern)

입각기(stance phase) 시의 하지(lower extremity) 트레이닝 패턴은 보행 중 초기 접지기(initial contact), 체중 부하기(loading response), 초기 입각기 때 일어나며 고관절(hip joint)에서 신전(extension), 내전(adduction), 외회전(external rotation), 골반(pelvic)은 후방하강(posterior depression)이 된다.

유각기(swing phase) 시의 하지(lower extremity) 트레이닝 패턴은 보행 중 유각

전기(preswing), 초기 유각기가 되고, 골반(pelvic)은 후방거상(posterior elevation)이 된다.

입각기(stance phase) 쪽의 상지(upper extremity) 트레이닝 패턴은 견관절(shoulder joint)에서 신전(extension), 외전(abduction), 내회전(internal rotation), 견갑골(scapula)은 후방거상(posterior elevation)이 된다.

유각기(swing phase) 쪽의 상지(upper extremity) 트레이닝 패턴은 견관절(shoulder joint)에서 신전(extension), 내전(adduction), 내회전(internal rotation), 견갑골(scapula)은 전방하강(anterior depression)이 된다.

머리와 목(head and neck)은 입각기(stance phase) 쪽으로 가볍게 신전(extension), 측방굴곡(lateral flexion), 유각기(swing phase) 쪽의 하지(lower extremity) 쪽으로 회전(rotation)이 된다.

B. 근전도(Electromyography)

근전도는 반사 및 수의 운동 시 골격근의 활동성 수축(active contraction)으로 근육이 긴장될 때 자극의 전달에 의해서 전기적 전위의 변화가 발생하는데 이때 근육의 활동전위 진폭은 120mV에 달하나 이들의 대부분은 근육조직이나 표피층에서 흡수되거나 흩어져 버려 1/1,000인 120μV로 적어져 전극에 도달하기 때문에 증폭기에서 전기로 유도 고배율로 증폭시켜 기록함으로써 골격근의 전기적 활동(electrical activity)을 탐지하여 이를 기록하여 인체 내의 근육 및 신경의 생리적, 기능적면을 검사는 도구로써 진단할 수 있는 전기진단법이다(Patricia & Portney, 1980).

골격근의 기능적 특성을 평가하기 위해 사용하는 표면 근전도는 비침습적이고 사용하기 편리하며 개개 근육의 전기적 활동을 분석할 수 있는 방법으로, 등척성 수축을 하는 동안 표면 근전도는 보통 두 가지의 매개변수에 의해 종합적으로 기술되어 지는데 활성화된 운동단위의 수와 발화율을 반영한 실효치 진폭과 활동전위 전도 속도와 속근 섬유의 동원비와 비례하는 주파수 스펙트럼 분석을 이용한 중앙 주파수이다. 주파수 스펙트럼 분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고

그 변화가 근전도 속도나 운동단위 전위의 특성과 그 외 여러 가지 생리, 생화학적 변화에 관계를 가져온 것으로 보고되어 피로도 측정 등이 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번히 사용되고 있으며, 신호분석을 통한 근섬유 조성비를 추정하는데 사용되고 있다(정진규 등, 2006)

1. 신경전도

하나의 운동단위(motor unit)는 신경계를 이루고 있는 한 개의 운동신경(motor neuron)과 근육계를 이루고 있는 여러 개의 근육섬유들이 모여서 이루어진다. 근섬유들은 척수로부터 나오는 신경조직에 의해 지배를 받게 된다. 이때 근섬유와 신경조직 사이를 신경근접합부(neuromuscular junction)라 한다(박찬덕, 2007; 최익, 2007). 신경의 종말 부위와 근육 표면과의 접합부는 그림 1과 같이 나타낼 수 있으며, 축색돌기 근막에 접합되기 전에 수초(myelin sheath)가 없어지고, 약간 두꺼워진 근막에 매몰되어 종판(end-plate)을 형성한다. 이때 신경막과 근육막은 완전히 접하는 게 아니고 약 500~1,000Å의 간격이 있는데 이 간격은 시냅스 간격(synaptic cleft)라고 한다(한상숙 등, 2007).

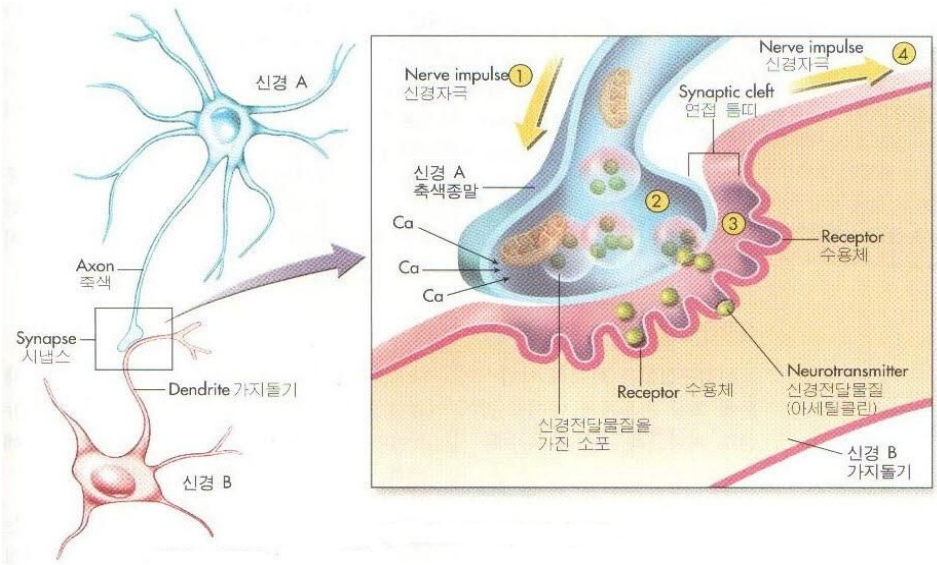

그림 1. 신경 전달 과정

수의근의 수축이 일어나기 위해서는 우선 대뇌의 신경세포가 흥분하고 그것이 뇌간 및 척수로 하행하여 개재뉴런을 통해 운동뉴런에 시냅스(synapse) 전달이 이루어지며, 근으로 들어온 운동신경 종판의 신경근접합부에서 아세틸콜린에 의한 화학전달이 일어나 근섬유에 활동전위가 생겨 근이 수축하는 기본적인 경로를 취한다. 아세틸콜린은 종판에서 K^+ 및 Na^+의 투과성을 동시에 증가시킴으로써 탈분극, 즉 종판전위를 형성하게 된다. 시냅스에서는 틈(10~20nm)이 있기 때문에 뉴런 내에서처럼 전기적 방식에 의하지 않고 화학물질의 흐름에 의해 전달된다. 또한 근육에 있는 고유감각수용기로부터 정보는 상위 중추에 피드백(feedback)되어 이 정보의 흐름이 반복되어 근수축이 일어나게 된다(이귀열, 2010).

시냅스를 이루는 축색돌기 말단에는 미토콘드리아와 많은 시냅스 소포가 있는데 흥분이 축색돌기 말단에 도달하면 시냅스 소포가 터져 아세틸콜린이 분비된다. 분비된 아세틸콜린이 확산되어 다음 뉴런의 수상돌기에 있는 아세틸콜린 수용체에 들어가면 그 부분이 투과성을 변화시켜 탈분극 시킴으로써 흥분이 전달된다. 따라서 시냅스에서의 흥분 전달은 일방향성을 띤다. 동일 뉴런에서는 양 방향으로 전도하고, 시냅스에서는 축색돌기 쪽에서 수상돌기 쪽으로만 전달한다. 대개 유수신경 섬유의 흥분 전도 속도가 무수신경 섬유보다 5~6배 빠르다. 그 이유는 유수신경에는 2~3nm 간격마다 랑비에결절이 있는데, 유수신경은 이 랑비에결절에서만 신경 충격(도약 전도)이 일어나기 때문이다. 시냅스에서는 화학적 전달이기 때문에 신경세포에서보다 전달 속도가 느리다(김한진, 2009; 박찬덕, 2007).

2. 근전도 신호

근육섬유의 활성화에 따른 화학적 기전은 근육섬유의 세포막에 형성된 Na^+(sodium)와 K^+(potassium)를 위한 통로 역할을 하는 이온채널은 전압 의존형 채널로서 탈분극(depolarization)시 전위를 형성하여 세포 밖 전위(extra cellular action potential)를 형성한다. 안정 상태로부터 탈분극화되어 생성된 전위는 근유섬유의 축 방향으로 전극까지 전달된다. 또한 하나의 운동단위가 얼마나 정확한 제어가 요구되느냐에 따라 적게는 3개, 많게는 2,000개의 근육섬유를 관장한다. 손

가락, 얼굴, 손 등에 있는 작은 근육의 운동단위는 소량의 근육섬유를 가지고 있고, 팔이나 다리에 있는 큰 근육의 운동단위는 긴 근육섬유를 많이 가지고 있다.

각각의 운동단위는 별도의 신경종말(nerve ending)의 지배를 받는다. 각 운동종말의 흥분(excitation)은 실무율(all-or-nothing)에 의하며 흥분에 따른 전기현상이 활동전위이고, 그 결과 근육에 힘이 발생하여 수축(twitch)을 일으킨다. 근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동피질(motor cortex)에서 신경 임펄스가 발생하여야 하며, 이 임펄스 열(impulse train)이 신경을 통해서 연속적으로 전달됨으로써 수축의 정도에 따라서 필요한 수의 운동단위가 자극 전달됨으로써 이에 따라 운동단위는 각 근육섬유의 표면에서 일어나 탈분극(polarization)과 재분극(repolarization)이 임펄스 운동단위 활동전위(motor unit action potential)를 발생시킨다. 운동단위 활동전위들이 합성되어 근전도 신호를 발생하게 된다(김선구, 2009; 김한진, 2009).

3. 근전도 기록

운동신경 세포가 활성화될 때, 전기적 자극은 축색을 따라 운동종판까지 이동하고, 그 후 운동종판에서 근섬유들의 길이를 따라 양 방향으로 전달된다. 각각의 근섬유를 따라 전달된 전기적 신호를 운동단위 활동전위(motor unit action potential)라 한다. 민감한 전극을 통해 활성화된 근섬유의 모든 활동전위와 관련된 전압에서의 총합을 측정할 수 있다(Farina et al., 2004). 이런 전압을 흔히 원(raw) 또는 간섭(interference) 근전도(EMG) 신호라 한다. 근전도 원신호(raw signal) 또는 삽입전극(근육으로 삽입된 미세침)과 표면전극(근육위의 피부에 위치)에 의해 감지된다.

전극의 선택은 근전도분석의 특정 상황과 목적에 따라 달라진다. 표면전극(surface electrode)은 적용하기 쉽고, 비침습적이며, 근육 위에 비교적 넓은 영역으로부터 신호를 감지할 수 있기 때문에 가장 많이 사용한다. 흔히 이용되는 전극의 배치는 관심 있는 근복 위의 피부에 2개의 표면 전극(각각 직경이 거의 4~8mm 정도)을 나란히 부착시킨다. 기준(접지)전극이 하나 더 추가되는데, 이 전극은 근육

이 없는 뼈 돌출부위에 위치시킨다. 근전도 신호의 최대 진폭을 확보하기 위해, 전극들은 근섬유들의 긴축에 나란히 위치시킨다. 이런 전형적인 배열은 대개 전극에서 2cm 이내에 있는 활동전위를 감지해낼 수 있다(Merletti et al., 2001).

근전도 신호의 여과(filtering)는 기록된 근전도의 특정 주파수 영역대를 제한함으로써 전기적 방해 신호들을 줄일 수 있다. 대역통과 여과(band-pass filter)는 고역통과여과(high-pass filter, 특정 주파수 이하는 차단하고, 이상은 통과)와 저역통과여과(low-pass filter, 특정 주파수 이상은 차단하고 그 이하는 통과)의 결합을 말한다. 표면 근전도를 위한 전형적인 대역통과여과는 10~500 Hz의 신호는 수집하고 그 외의 주파수를 무시한다(Merletti & Hermens, 2004). 200~2000 Hz 또는 그 이상의 좀 더 넓은 대역통과여과는 근육 내 근전도 기록을 위해 흔히 사용된다.

4. 근전도의 분석

근육에 부과된 요구를 측정하는 것은 근전도 신호의 상대적 진폭(amplitude)을 통해 결정된다. 근전도의 진폭이 클수록 일반적으로 근육활성의 강도 그리고 어떤 경우에는 상대적인 근육의 힘이 더 크다는 것을 나타낸다.

근전도 원진폭(raw amplitude)을 표시하기 위한 또 다른 분석법으로는 일정 시간에 대한 제곱평균(root mean square, RMS)값을 계산하는 것인데, 제곱평균은 0에 대한 평균편차와 관련이 있다(Merletti et al., 2001). 이런 수학적인 분석은 신호를 제곱화하고(전부 양의 신호로 바꾸고) 평균화한 후 제곱근을 계산하는 것이다. 어떤 기술적 방법에 의해 수학적으로 표현된 근전도 전압은 시각적 계량기(visual meter)나 청각 신호와 같은 생체되먹임 기구에서 사용되어지기도 하고 또는 미리 설정된 수의적 수축의 역치로 근육을 활성화시킬 수 있는 전기자극기와 같은 도구들로 사용되기도 한다.

처리된 근전도 신호의 크기가 여러 근육들 사이에서 비교될 때, 처리된 신호는 기준신호에 대해 표준화(normalization)되어야 한다. 절대전압(absolute voltage)으로 표현된 근전도 진폭은 많은 운동학적 연구들에서 특히, 서로 다른 대상자와 근

육들에서 얻은 자료에 대해 평균을 내고자 할 때 의미 없는 자료가 될 수 있다. 이것은 근전도 자료가 몇 일에 걸쳐 전극들을 재 부착시킨 후 얻은 자료라면 특히 그러할 것이다. 같은 근육에서 얻은 자료라 할지라도 절대전압은 전극의 선택(크기), 피부상태, 그리고 전극 위치의 정확한 배치에 따라서도 달라진다. 근전도 자료의 표준화 방법 중에 흔하게 이용되는 한 가지 방법은 최대 수의적 등척성 근수축(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)을 하는 동안에 같은 근육에 의해 생산된 활성화된 근육에서 얻은 신호를 기준으로 삼은 것이다. MVIC의 백분율로 표현된 자료는 다른 대상자 또는 몇 일에 걸친 평가 시 근육활성의 상대적 진폭이나 강도를 비교할 수 있는 근거가 된다(Hunter et al., 2002).

C. 균형 능력(balance ability)

균형(balance)은 닫힌운동사슬에서 운동 전략에 영향을 미치는 가장 중요한 요소이다. 균형 유지의 효율적인 습득은 운동선수의 운동과정 중에 반드시 필요하다. 균형은 보통 정적과정으로 여겨지지만, 실제로는 다양한 신경학적 경로를 통한 통합적인 동적과정이다. 균형은(balance)은 보편적인 용어로 사용되고, 자세 평형(postural equilibrium)은 최대안전성 한계(LOS)의 최적 범위 내에서 중력중심(COG)을 유지하는 관절면의 정렬을 포함하는 좀 더 포괄적인 의미이다(William, 2011).

1. 자세조절 체계

자세조절 체계는 감각과 운동구성요소를 포함하는 복합적인 과정을 이용한다. 자세 평형상태의 유지는 신체적 운동의 감각인지, 중추신경계에서 감각운동 정보의 통합, 적절한 근육골격계통 반응의 실행 등을 포함한다. 걷기, 계단 오르기, 뻗기, 공 던지기 등과 같은 대부분의 일상생활동작은 조절된 균형 이동과 함께 정적인 발 위치를 요구하기 때문에 균형은 동적과 정적과정 모두를 포함한다. 정적/동

적 균형의 성공적인 수행은 신체와 환경 사이의 상호작용에 기반을 둔다(Kauffman et al., 1997). 이 동적 과정의 복잡성은 그림 2에서 볼 수 있다(Neunann, 2010). 임상적 관점에서, 균형의 감각과정과 운동과정의 분리는 다음 이유에 따라 한쪽 또는 양쪽에 손상된 균형을 가지고 있음을 의미한다. (1) 지지면과 관련된 중력중심의 위치가 정확하게 인식되지 않고 (2) 중력중심을 균형 잡힌 자세로 가져오는 자동적인 동작이 적절하게 또는 효과적으로 협응되지 않기 때문이다(Nashner, 1993).

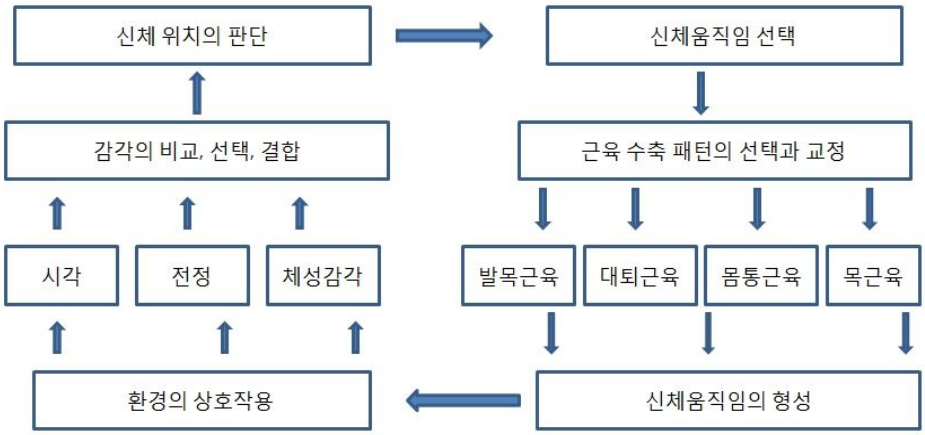

그림 2. 동적 평형 상태

중력과 환경에 관련된 위치는 시각, 전정, 체성감각 입력의 통합으로 조절된다. 균형 움직임은 또한 족관절, 슬관절, 고관절의 움직임을 포함하고, 닫힌운동사슬 안에서 통합된 운동에 의해 조절된다. 이들 과정은 스포츠 움직임 과정에서 모두 필수적이다.

2. 균형의 조절

모든 인체는 비교적 좁은 지지면에서 균형을 잡기에는 매우 큰 구조이고 중력중심은 골반 바로 위에 있어서 매우 높은 편이다(Vander & Luciano, 1990). 지지면

안에서 균형조절에 관여하는 요인들은 많다. 균형조절은 말초와 중추의 피드백 메커니즘과 관련 있는 신경 연결과 중심의 복합 네트워크를 포함한다(Guyton, 1991).

자세조절 체계는 뇌와 근육골격계통 사이 피드백 조절 순환으로 작동한다. 자세조절 체계에 제공되는 구심성 정보는 시각, 전정, 체성감각 입력으로부터 모아진다. 기립 자세를 유지하는 중추신경계는 두 가지 구성으로 나누어진다. 첫 번째 구성요소인 감각조직(sensory organization)은 전정, 시각, 체성감각 입력으로 얻어지는 정보를 바탕으로 바른 자세반응의 크기, 타이밍, 방향 등을 결정하는 과정을 포함한다(Nashner, 1982). 여러 감각 입력의 사용에도 불구하고 중추신경계는 일반적으로 정보 적응에 대해 한 번에 단지 하나의 감각에 의존한다. 건강한 성인에게 균형 조절에 대한 감각은 주로 체성감각(지지면과 접하고 있는 발과 관절 움직임 인식으로부터 온다(Nashner, 1982; Horak et al., 1990). 두 번째 구성요소인 근육협응(muscle coordination)은 균형을 유지하는 데 지지적인 반응을 제공하는 다리와 몸통 근육 사이에서 수축성 활동을 결정하는 과정의 종합이다.

체성감각(somatosensory)은 신체일부인식에 관련된 정보를 다른 부위와 지지면에 제공한다(Flres, 1992; Nashner, 1993). 시각(vision)은 주위 사물들 속에서 눈과 머리의 소재 인식을 측정하고 균형 유지에서 중요한 역할을 수행한다. 전정(vestibular) 기관은 관성과 관련된 머리의 중력, 선형(liner), 각속도를 측정할 수 있는 정보를 제공한다. 그러나 이것은 외적인 물체에 대한 위치적 정보를 제공하지 않는다. 그러므로 시각과 체성감각계가 정확한 정보를 제공하지 못하면, 균형 유지에서 큰 역할을 하지 못한다(Nashner, 1993).

3. 균형과 관계된 체성감각

체성감각, 고유수용, 운동감각, 균형 등과 같은 용어는 서로 번갈아가며 사용된다. 체성감각은 자세조절과 관계된 고유수용성 메커니즘을 나타내는 데 주로 사용되는 용어이고, 다른 용어들과 동의적으로 정확하게 사용될 수 있다. 그러므로 체성감각은 관절 움직임의 감각방식(운동감각)과 관절 위치(관절 위치감각)를 포함하는 촉각의 감각방식의 특수화된 다양성으로 가장 잘 설명된다(Lephart,

1993; Lephart et al., 1997). 균형은 발에 의해 제공되는 지지면 안에 신체의 중력중심을 유지하는 능력을 말하는데 자세조절 체계가 말초 감각수용기(근방추체, 골지건기관), 관절 구심성 피부수용기로부터 움직임과 자세에 관련된 감각정보를 이용할 때, 체성감각과 균형은 밀접하게 작용한다.

체성감각 입력은 기계수용기로부터 정보를 받지만 촉각, 근방추, 골지힘줄기관이 균형을 조절하는데 책임이 있는지 아닌지는 불분명하다. Nashner(1976)의 주장에 따르면 발판동요 후의 근전도 반응을 이용한 후 잠복기가 고전적 근신장반사와 관련된 기간보다 길기 때문에 다른 경로는 기록된 반응의 영향을 받을 수 밖에 없다고 하였다. 신장 관련 반사는 관절 주위 근육 수준의 활동을 증가시키는 최초 메커니즘이며 이어서 관절의 회전이 발생한다. 발목의 회전은 많은 사람들에게 발생하는 가장 확실한 근신장반사(myotatic reflex)의 자극이다. 발목회전은 선 자세로 변한 후에 다리근육의 첫 유용한 활동단계로 나타난다(Nashner, 1976). 근신장반사는 보행이나 자세의 동요가 불균형이 증가된 자세 편향을 보상하기 위해 다리근육에서 기능적으로 조절된 반응을 발생시킬 때 볼 수 있다(Nashner, 1976; Dietz & Berger, 1989). 근방추체는 주동근(agonist)의 신장을 감지해서 구심성 섬유를 통해 척수로 정보를 보낸다. 그 정보가 알파와 감마운동신경원에 전달되고 알파와 감마운동신경원은 근섬유와 근방추에 정보를 전달하고 자세 치우침을 조절하거나 예방하기 위해 근육을 수축시킨다(Dietz & Berger, 1989).

4. 닫힌운동사슬과 관련된 균형

균형은 신체 지지면에서 중력중심을 유지하는 과정이다. 많은 요소가 이 한정된 영역에서 균형조절의 일을 담당하고 있다 가끔 간과되는 한 가지 요소는 운동사슬(kinetic chain)안에서 일어나는 균형의 역할이다. 하지에 대한 자세조절 체계와 운동사슬의 이론은 균형을 유지하는 운동사슬의 역할의 개념을 정립하는 데 도움을 준다. 운동사슬에서 각 분절의 움직임은 운동 사슬을 따라 다른 분절에 힘을 전달하고 그것의 움직임은 다른 분절로부터 오는 힘에 의해서 영향을 받는다(Davies,

1995). 평형상태 유지 활동이나 균형은 닫힌운동사슬과 관련이 있다. 예를 들어 원위부 분절(발)은 지지면 아래에 고정된다.

균형 활동 동안 자율적 자세 움직임의 통합은 관절에 직접적으로 작용하는 근육에 의해서 독립적으로 결정되어지지 않는다. 다리와 몸통 근육은 신체 분절 사이의 관성 상호작용에 의해 주변 관절에 간접적 힘을 발휘한다(Nashner, 1985; Nashner, 1989).

사람의 균형이 외부 힘에 의해 방해를 받을 때 하나 또는 좀 더 많은 전략 결함이 안정적이거나 균형적인 자세로 돌아가기 위한 중력중심 움직임을 조절하기 위해 사용된다. 운동사슬에서 관절이나 주위 근육의 상해는 균형을 유지하는 데 필요한 적절한 피드백의 손실을 가져올 수 있다.

5. 균형 트레이닝

모든 스포츠 운동은 닫힌 사슬의 하지 기능과 관련되어 있기 때문에 트레이닝은 닫힌운동사슬에서 이루어져야 한다. 체성감각, 운동감각, 균형사이에는 밀접한 관련이 있으며, 운동감각 트레이닝을 위해 고안된 많은 트레이닝은 간접적으로 균형을 촉진한다.

균형 트레이닝을 분류하면, 정적 균형은 안정된 표면에 서 있는 동안 고정된 지지면 위에서 중력중심을 유지하는 경우이다. 정적 운동의 예로 한 다리 서기, 양다리 서기, Romber의 tandem 자세 등을 들 수 있다. 반동적 균형은 두 가지 가능한 동작 중 하나를 포함한다. (1) 움직이는 표면이나 불안정한 표면 위에 서서 중력중심을 고정된 지지면 위에서 유지하거나, (2) 안정된 표면 위에 서서 고정된 지지면 위의 중력중심을 LOS 내에서 선택된 범위나 방향으로 이동시키는 것이다. 동적 균형은 보통 안정된 표면에서 COG를 LOS 내에서 지지면(발)을 넘어 움직이는 것과 연관된다. 이러한 과제는 발 디딤 전략의 사용을 요구한다. 지지면은 항상 위치를 변화시키며, 그럼으로써 각각의 움직임에 맞게 COG를 조절하도록 만든다. 동적운동의 예는 평균대 위 걷기이다. 기능적 균형 일들은 동적 균형과 동일하지만 던지기와 받기처럼 전문 스포츠를 포함시킨 것이다(Neumann, 2010).

D. 기능적 능력(functional ability)

기능적 능력 검사는 특별한 문제점을 찾아내기 위해 트레이닝의 과정에서 운동선수들이 어떤 적절한 일을 수행하는 것을 포함한다. 트레이너는 결과에 따라서 운동선수의 현재의 기능 수준과 기능적 목표의 설정을 결정해야 한다(Mullin, 2000). Harter(1996)에 따르면 기능적 능력 검사는 근력과 파워의 간접적 측정이다. Harter는 기능적 검사의 목적을 다음과 같이 서술하고 있다.

1. 사지의 비대칭으로 인한 손상위험 결정
2. 치료나 재활프로그램 중 진전의 개관적 측정
3. 감내력에 대한 개인능력 측정

트레이너는 기능적 검사를 통해 객관적 자료를 얻을 수 있다. 전통적 재활프로그램과 근력 및 가동범위의 향상이 항상 기능적 능력과 상호 관련되는 것은 아니다(Keskula et al., 1996). 기능적 검사가 기능적 능력과 더 연관성을 갖는다.

기능적 능력 검사에 앞서, 트레이너는 선택된 검사를 평가해야 하며, 타당도와 신뢰도를 고려해야 한다. 검사는 그것이 측정하고자 하는 것을 측정해야 하고(타당도) 평가자가 누구이든 지속적으로 유사한 결과가 나와야 한다(신뢰도). 선수를 경기에 복귀시키기 전에 고려해야 할 사항이 있다. 여기에는 손상의 주관적 평가, 기능적 검사의 성적, 증상이나 증후의 유무, 기타 임상 검사(등속성 검사, 특수검사 등), 의사의 동의가 포함된다. 기능적 검사는 운동선수가 손상 받은 사지를 보상하는 동작이 있는지를 결정하는 단계에서 한쪽과 양쪽의 기능을 검사해봐야 한다. 고려해야 할 또 다른 것은 운동선수의 치유단계, 적절한 휴식, 자가 평가 등이 있다(Mullin, 2000).

상지의 치유와 기능을 증진하는 기능적 활동에는 고유수용성신경근촉진법 패턴, 닫힌운동사슬, 도르래 장치나 탄력밴드를 이용한 스포츠 활동들이 포함된다(Drouin & Riemann, 2004). 트레이너는 운동선수의 근육 활성화를 위한 준비와 반

응기술을 닫힌운동사슬 및 리드미컬한 안정성 운동과 관련된 프로그램을 통해서 강화시킬 수 있다. 리드미컬한 안정성을 운동선수에게 동작을 위한 준비가 되므로 근육의 반응에 대한 트레이닝을 하는 동안 근육의 활동을 증가된다. 고유수용성신경근촉진법 패턴은 스트레스를 줄인 상태에서 스포츠 동작을 촉진시키기 위해 특별한 스포츠 활동들과 교대로 사용할 수 있다(Myers & Lephrt, 2000). 상지의 기능적 능력 검사 방법을 진행은 다양하지만, 가장 보편적이고 간단한 방법을 실행시간 측정법이다. 상지의 경우 던지기 속도가 자주 이용되고 있다. 다른 검사 방법으로 닫힌운동사슬 안정성 검사법이 사용되고 있다. 이것은 트레이너에게 2개의 운동용 테이프를 서로 36인치 떨어뜨려서 바닥에 평행하게 두고 시작하는데, 운동선수는 두 개의 띠(strap)에 손을 두고 팔굽혀펴기 자세를 취하게 한다. 그리고 나서 운동선수는 교대로 두 개의 테이프 띠를 서로 교차하여 15초 동안 집기를 한다. 3번 정도 반복하여 점수의 평균치를 기록하는 방법이다. 이 방법의 검사와 재검사에 대한 신뢰도 0.992, 안정화 계수 0.859를 가지며, 신뢰도 있는 평가도구 이다(Goldbeck & Davies, 2000).

하지의 기능적 능력 검사는 질주 검사, 민첩성 검사, 수직도약 검사, 카리오카 검사, 동시수축반원 검사, 셔틀런 검사, 호핑 검사, 균형 검사 등의 다양한 방식으로 이루어지고 있다.

III. 연구방법

A. 연구대상

본 연구의 대상자는 대한하키협회에 선수등록 되어 있는 자로서 C대학교 하키 선수 28명을 표본으로 선정하였다. 대조군과 PNF 통합패턴 트레이닝을 실시하는 실험군으로 각각 14명을 임의 무선배정 하였으며, 모든 대상 연구대상자는 실험 내용에 대해 연구자로부터 충분한 설명을 들은 후 자발적인 동의를 한 사람들에 대해서만 참여하도록 하였다. 연구대상자의 일반적 특성은 표1과 같다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

군	연령(세)	체중(kg)	신장(㎝)
실험군	19.57±2.14	66.79±5.58	173.71±3.81
대조군	19.57±1.91	67.79±6.12	173.21±4.28

평균±표준편차(Mean±SE)

B. 연구 설계

본 연구는 하키선수를 대상으로 한 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 트레이닝이 복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)의 근 활성도(muscle activity)와 균형능력(balance ability) 및 기능적 능력(functional ability)에 미치는 영향을 알아보고 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 트레이닝 유무에 따른 군 간의 차이를 비고 하고자 다음과 같이 연구를 설계하였다. 실험기간은 총 12주로 1주부터 12주까지 주 3회, 1일

60분 트레이닝을 실시하였다. 본 연구 설계를 도식화하여 제시하면 그림 3과 같다.

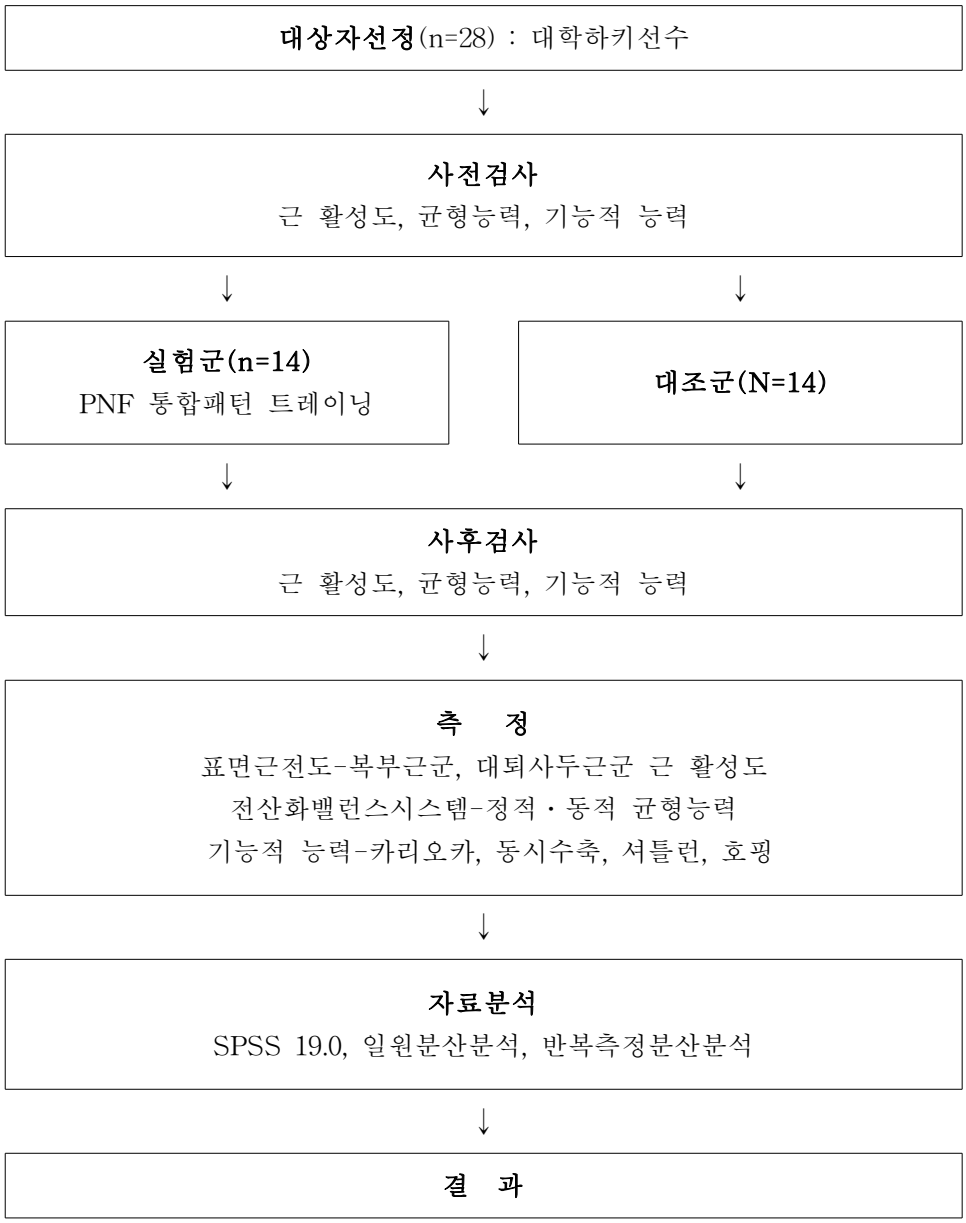

그림 3. 연구 설계

C. 측정방법 및 측정도구

본 연구의 측정은 G광역시 C대학교 체육관에서 실시하였으며, 측정방법을 구체적으로 기술하면 다음과 같다.

1. 근 활성도(muscle activity)

본 연구에서는 균형능력에 영향을 주는 근육들의 근 활성도를 측정하기 위해 표면 근전도(Bagnoli EMG system, Delsys Inc., U.S.A.)를 사용하였다(그림 4). 전극을 부착하기 전에 피부 저항을 최소화하기 위해 털을 제거하고 알코올로 부착부위를 깨끗이 닦은 후에 근육이 수축할 때 두드러져 올라오는 근복 위에 전극을 부착하였다. 기록 전극은 복부근군(abdominal muscle group)에서 오른쪽과 왼쪽의 복직근(rectus abdominalis), 내복사근(internal oblique muscle), 외복사근(external oblique muscle)의 근복에 부착하였으며, 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)에서는 오른쪽과 왼쪽의 대퇴직근(rectus femoris), 내측광근(vastus medialis), 외측광근(vastus lateralis)에 부착하였다(표 2, 그림 5, 그림 6). 근전도 신호에 대한 피부저항을 감소시키기 위하여 소량의 전해질 겔(electrolyte gel)을 바르고 기록 전극을 피부에 밀착시킨 후 종이테이프를 이용하여 견고하게 고정하였다. 접지전극(ground electrode)은 운동에 지장을 주지 않은 가까운 부위에 부착하였다.

신호의 표본 추출율(sampling rate)은 1024 Hz로 설정하였으며, 주파수 대역폭은 Bagnoli EMG system의 측정 주파수 대역 필터인 20～450 Hz의 노치 필터(notch filter)를 사용하였다. 수집된 근전도 신호의 저장과 분석은 개인용 컴퓨터에 저장 된 Acquisition and Analysis Software(Delsys, U.S.A.) 프로그램을 이용하여 실효치 진폭(root mean square; RMS)을 분석하였다.

a. 전극의 부착부위

표 2. 전극부착 부위

신체부위	근 육	위 치
복부근육	복직근	배꼽에서 오른쪽/왼쪽으로 3cm지점
	내복사근	배꼽 외측과 전상장골극 위를 만나는 지점
	외복사근	전상장골극과 치골결합 사이의 중간지점에서 서혜인대 위 지점
다리근육	대퇴직근	슬개골과 전상장골극을 이은 선의 ½ 부위에서 내측으로 2.5cm 지점
	내측광근	대퇴 전·내측 슬개골에서 약 6cm 위 지점
	외측광근	대퇴 전·외측 슬개골에서 약 8~10cm 위 지점

그림 4. 표면 근전도(Bagnoli EMG system)

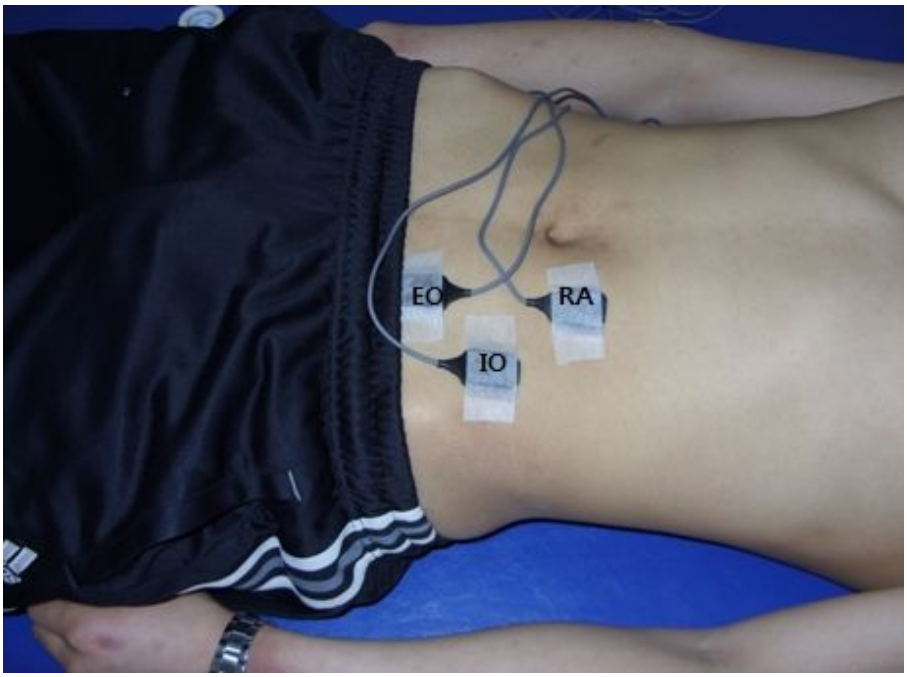

그림 5. 복부근군의 전극부착 부위

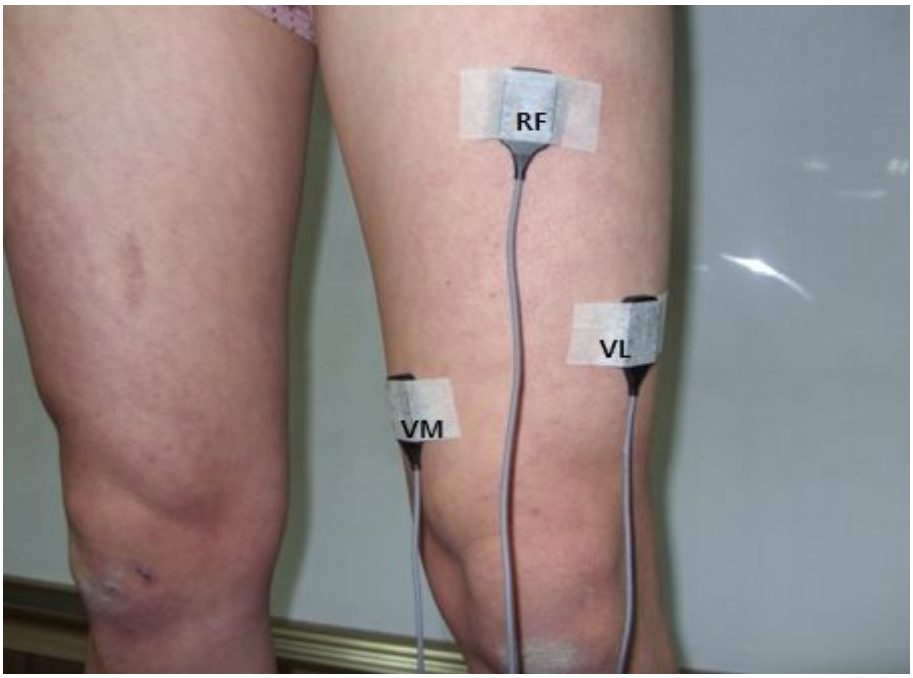

그림 6. 대퇴사구근군의 전극부착 부위

b. 최대 수의적 등척성 근수축 시 근 활성도 측정(MVIC)

복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)의 근 활성도를 측정하기 위해 먼저 각 근육의 최대 수의적 등척성 근수축(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 도수 근력 검사 자세를 기본으로 하여 구했으며, 각 근육의 최대 토크 값을 구하기 위해 복부근군(abdominal muscle group)은 윗몸일으키기(sit-up), 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)은 슬관절 신전기기(knee extensor machine)에서 최대 수의적 근 수축력을 유도한 후 측정하였다(그림 7, 8). 10초 동안 자료값을 선형필터한 후 초기와 마지막 2초를 제외한 6초 동안의 평균값을 측정하였다. 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 근육의 활성도를 비교 분석하였다.

그림 7. 윗몸일으키기에서 복부근군의 근 활성도 측정 자세

그림 8. 슬관절 신전에서 대퇴사두근군의 근 활성도 측정 자세

2. 균형능력(balance ability)

본 연구에서는 균형능력을 측정하기 위해 균형능력 측정 장비(GOOD BALANCE system, Metitur, Finland)를 사용하였다(그림 9). 발판에서 수집된 전-후, 좌-우 신체 중심점에서의 여러 가지 이동 속도와 균형에 대한 측정값은 개인용 컴퓨터에 저장 된 프로그램을 이용하여 분석하였다.

검사-재검사 측정자 내 상관계수(ICC)는 0.83으로 높은 신뢰도가 입증되었다(Sinvohen et al., 2004).

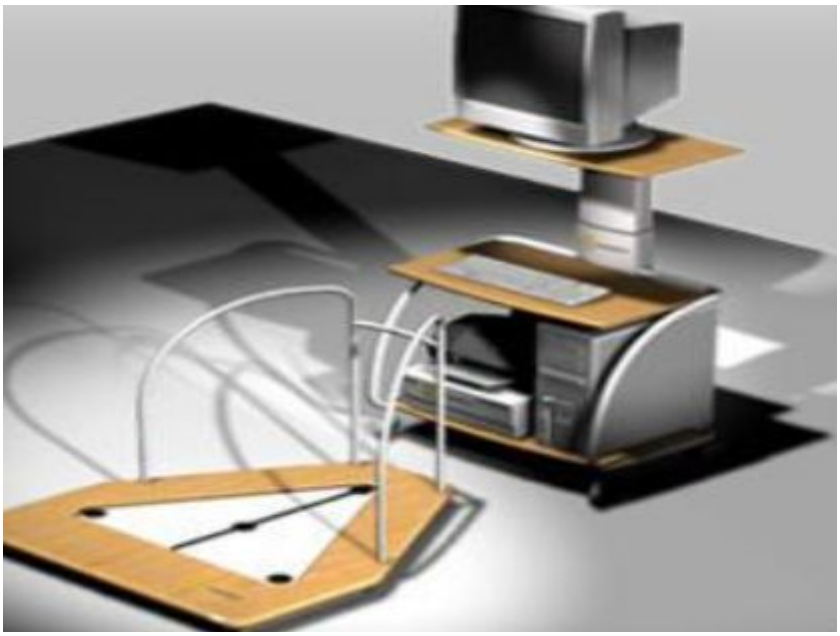

그림 9. 균형능력 측정 장비(GOOD BALANCE system)

a. 정적 균형능력

본 연구에서는 정적 균형(static balance)능력을 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세(normal standing eye close, NSEC), 눈감고 오른쪽 다리로 지지하면서 선 자세 one leg right standing eye close, OLREC), 눈감고 왼쪽 다리로 지지하면서 선 자세(one leg left standing eye close, OLLEC) 3가지로 설정하였으며(표 3), 각 자세에서 측정 장비가 정적 균형 능력을 나타내는 지수, 즉 압력중심(Center of Pressure; COP)의 내-외(med-lat) 경로의 변화, COP의 전-후(ant-post) 경로의 변화, COP의 경로로부터 속도의 움직임 영역(Velocity moment)을 측정하였다(Era et al., 2006). 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 정적 균형능력을 비교 분석하였다.

표 3. 정적 균형능력 측정 항목

	자 세	시간(sec)
1	눈감고 양발로 지지하면서 선 자세(NSEC)	30
2	눈감고 오른쪽 다리로 지지하면서 선 자세(OLREC)	20
3	눈감고 왼쪽 다리로 지지하면서 선 자세(OLLEC)	20

b. 동적 균형능력

본 연구에서는 동적 균형(static balance)능력을 그림 10과 같이 설정하였으며, 각 움직임 모형에서 수행된 내-외(med-lat)의 방향의 거리, 수행된 전-후(ant-post)의 방향의 거리, 측정 동안 힘 중심이 움직인 거리(Distance)를 측정하였다. 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 동적 균형능력을 비교 분석하였다.

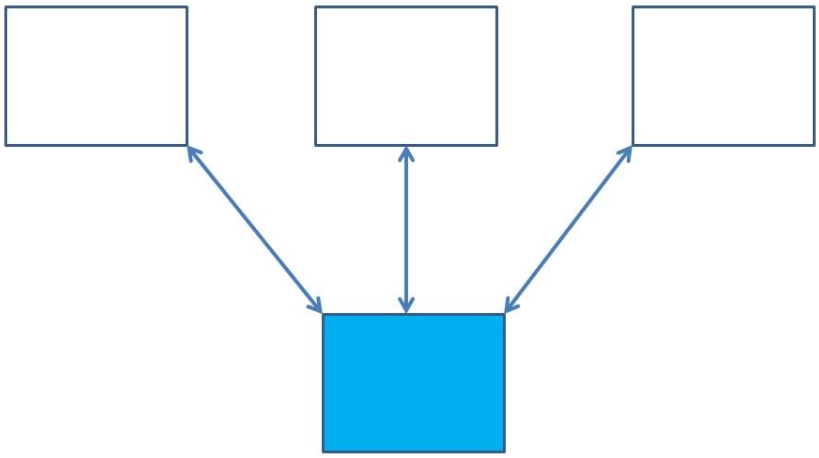

그림 10. 동적 균형능력 측정

3. 기능적 능력(functional ability)

본 연구에서는 체력의 구성요소인 운동수행 관련 능력을 측정하기 위한 기능적 능력의 항목으로 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run)과 호핑(hoping) 검사를 사용하였다.

a. 카리오카(carioca) 능력 측정

본 연구에서는 운동수행관련 체력 요소인 민첩성을 측정하기 위해 카리오카 능력 측정을 40피트(12.192m)거리를 측면스텝으로 하면서 돌지 않고 방향을 바꿔서 시작 위치로 시작 위치로 돌아오는 80피트(24.384m) 코스 완료 시간을 측정하였다(그림 11). 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 카리오카 능력을 비교 분석하였다.

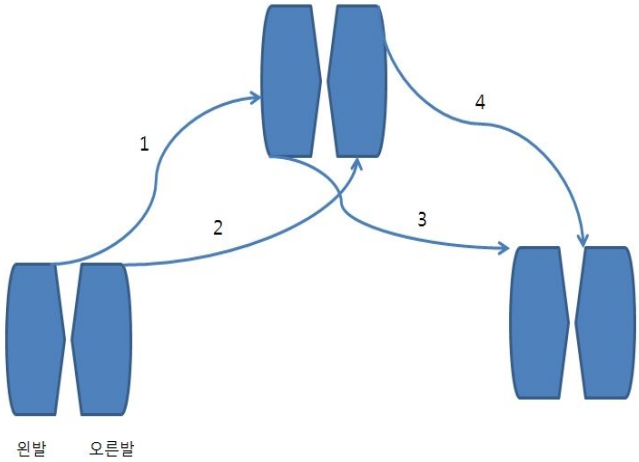

그림 11. 카리오카 능력 측정

b. 동시수축(co-contraction) 능력 측정

본 연구에서는 운동수행관련 체력 요소인 순발력을 측정하기 위해 동시수축 능력 측정을 바닥으로부터 60인치(1.5m) 위의 벽에 부착된 48인치(1.214m) 저항 탄력밴드를 당기도록 하는 방법으로 탄력밴드를 수축 길이의 두 배(96인치(2,428m)로 신장시켜서 180도 반원을 전방을 보면서 측면 교차 스텝으로 달리도록 하였다

(그림 12). 연구대상자가 좌측에서 시작해서 우측 경계에 도달할 때까지 반원주위를 가능한 한 짧은 시간에 5번 반복하게 하였다. 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 동시수축 능력을 비교 분석하였다.

그림 12. 동시수축 능력 측정

c. 셔틀런(shuttle-run) 능력 측정

본 연구에서는 운동수행관련 체력 요소인 민첩성을 측정하기 위해서 셔틀런 능력 측정을 자살역주(suicide sprint)라고 하는 라인트레이닝 방법을 사용하여 측정하였다. 코스는 시작 라인으로부터 중앙으로부터 각 6m거리에 4분면에 표식을 놓아 만들었다(그림 13). 연구대상자는 가운데에서 역주하여 첫 번째 표식을 터치하고 시작위치로 되돌아오는 방식으로 다음 코스를 따라 각 표식을 터치하고 시작위치로 되돌아오는 시간을 측정하였다. 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 셔틀런 능력을 비교 분석하였다.

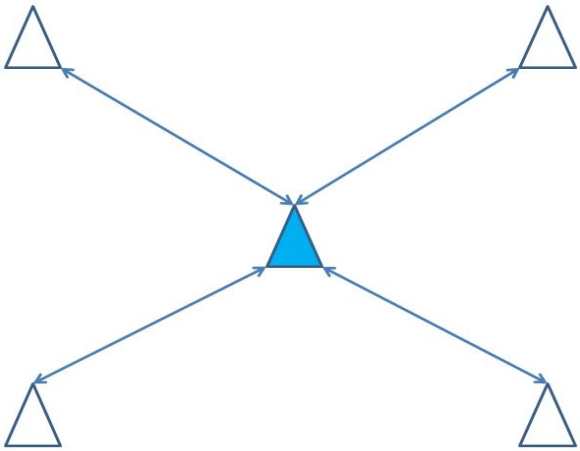

그림 13. 셔틀런 능력 측정

d. 호핑(hoping) 능력 측정

본 연구에서는 본 연구에서는 운동수행관련 체력 요소인 순발력을 측정하기 위해 호핑 능력 측정을 한 다리로 도약 삼단 멀리뛰기를 3번의 연속 도약해서 뛴 거리를 측정하였다(그림 14). 이렇게 3회 반복한 측정치의 평균을 얻어 호핑 능력을 비교 분석하였다.

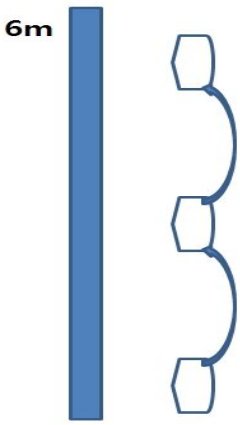

그림 14. 호핑 능력 측정

D. 트레이닝 프로그램

본 연구의 트레이닝 프로그램은 하키선수들의 PNF 통합패턴 트레이닝인 스프린터와 스케이터 패턴을 제시하였다.

1. PNF 통합패턴 트레이닝

a. 준비운동 및 정리운동

준비운동은 연구대상자에게 각 관절에 관절가동범위운동(ROM exercise)과 신장운동(stretching exercise)을 5분간 실시하게 하였으며, 정리운동도 준비운동과 마찬가지로 관절가동범위운동과 신장을 5분간 실시하였다.

b. 본 운동

스프린터 패턴(Sprinter pattern)은 오른쪽 상지(upper extremity)는 굴곡(flexion)-내전(adduction)-외측회전(external rotation)과 견갑골 하각(scapula inferior angle)의 외측(lateral)-상방(upward)-전방(forward)의 움직임을 유도하였고, 동시에 왼쪽 하지(lower extremity)는 굴곡(flexion)-내전(adduction)-외측회전(external rotaion)과 좌골결절(ischial tuberocity)의 전방(forward)-상방(upward)-내측(medial)의 움직임을 유도하였다. 그리고 왼쪽 상지(upper extremity)는 신전(extention)-외전(abduction)-내측회전(internal rotation)과 견갑골 하각(scapula inferior angle)의 후방(backward)-하방(downward)-내측(medial)의 움직임을 유도하였고, 동시에 오른쪽 하지(lower extremity)는 신전(extension)-외전(abduction)-내측회전(internal rotation)과 좌골결절(ischial tuberocity)의 하방(downward)-후방(backward)-외측(lateral)의 움직임을 유도하였다.

반면 스케이터 패턴(Skater pattern)은 오른쪽 상지(upper extremity)는 신전(extension)-내전(adduction)-내측회전(internal rotation)과 견갑골 하각(scapula inferior angle)의 하방(downward)-전방(forward)-내측(medial)의 움직임을 유도하였고, 동시에 왼쪽 하지(lower extremity)는 신전(extension)-내전(adduction)-

외측회전(external rotation)과 좌골결절(ischial tubericity)의 하방(downward)-전방(forward)-내측(medial)의 움직임을 유도하였다. 그리고 왼쪽 상지(upper extremity)는 굴곡(flexion)-외전(abduction)-내측회전(internal rotation)과 견갑골 하각(scapula inferior angle)의 상방(upward)-후방(backward)-외측(lateral)의 움직임을 유도하였고, 동시에 오른쪽 하지(lower extremity)는 굴곡(flexion)-외전(abduction)-내측회전(internal rotation)과 좌골결절(ischial tuberocity)의 상방(upward)-후방(backward)-외측(lateral)의 움직임을 유도하였다.

이 모든 움직임이 통합적으로 유도되어 질 때 PNF 통합패턴이라고 하는데, 본 연구에서는 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴을 결합한 트레이닝을 네발기기 자세(crawling position)와 선 자세(standing position)에서 탄력밴드(Thera-band, Hygenic Corporation, U.S.A.)를 이용해 양쪽 상하지를 번갈아 가면서 적용하였다.

구체적인 중재는 네발기기 자세에서 상하지에 교차해서 스프린터 패턴 후 스케이터 패턴을 총10회 적용하는 것을 1set로 하여 총 4~6 section을 실시하였으며 각 set 당 휴식은 30초 실시하였다. 선 자세에서도 상하지에 교차해서 네발기기 자세와 같이 총 4~6 section을 실시하였다. 네발기기 자세가 끝나고 2분간의 휴식 후 선 자세로 운동을 진행하였으며, 각 패턴의 운동 범위의 끝에 7초간 유지하도록 하였다. 구체적인 트레이닝 프로그램은 표 4와 그림 15와 16에 제시된 바와 같다.

1~6주까지는 각 자세에서 4 section, 7~12주까지는 6 section씩 적용하여 점차 강도는 높여 적용하였으며, 탄력밴드의 운동 강도는 이론적 배경에 제시한 밴드에 의해 발생되는 신장률에 의해 결정하였다. 운동을 시작하기 전에 먼저 연구대상자들에게 전 운동 범위의 길이를 신장 길이로 하여 {(신장된 길이 - 안정시 길이) / 안정시 길이} × 100으로 밴드의 신장률을 산출하였다. 산출된 신장률과 PNF 통합패턴에 따라 최대 관절가동범위로 10회 최대 반복운동을 할 수 있는 색깔의 밴드에 해당하는 최대 저항으로 결정한 후 동일 신장률에서 앞서 구한 최대 저항의 80%에 해당하는 저항을 트레이닝에 사용하였다(함용운, 2000).

트레이닝 도중 연구대상자의 체간 정렬 상태와 패턴의 움직임이 올바른지 여부를 지속적으로 확인하여 바른 자세에서 트레이닝을 실시할 수 있도록 구두로 지시하거나 자세를 직접 교정해 주었다.

표 4. PNF 통합패턴 트레이닝 프로그램

구분	자 세	운동내용	시간	비고
준비운동	선 자세	관절가동범위운동, 신장운동	5분	
본 운동		**PNF 통합패턴 트레이닝**		
	네발기기 자세	1. 스프린터패턴 : 오른 상지의 굴곡-내전-외회전, 견갑골의 전방 거상, 왼쪽 하지의 굴곡-내전-외회전, 골반의 전방 거상 2. 스케이터패턴 : 오른쪽 상지의 신전-내전-내회전, 견갑골의 후방 하강, 왼쪽 하지의 굴곡-외전-내회전, 골반의 후방 거상	50분 (세트 간 휴식 30초, 자세 간 휴식 2분)	1 ~ 6주: 10회씩 4 section
	선 자세	* 스프린터패턴 끝 자세에서 7초 유지하고 곧 바로 스케이터 패턴으로 이동하여 끝 자세에서 7초 유지하고 시작자세로 돌아오게 한다(1회). * 양측 상하지에 적용한다.		7~12주: 10회씩 6 section
정리운동	선 자세	관절가동범위운동, 신장운동	5분	

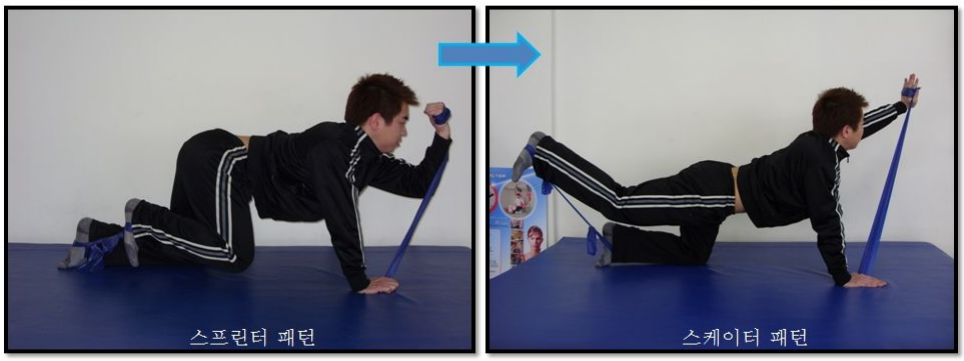

그림 15. 네발기기 자세에서 PNF 통합패턴 트레이닝

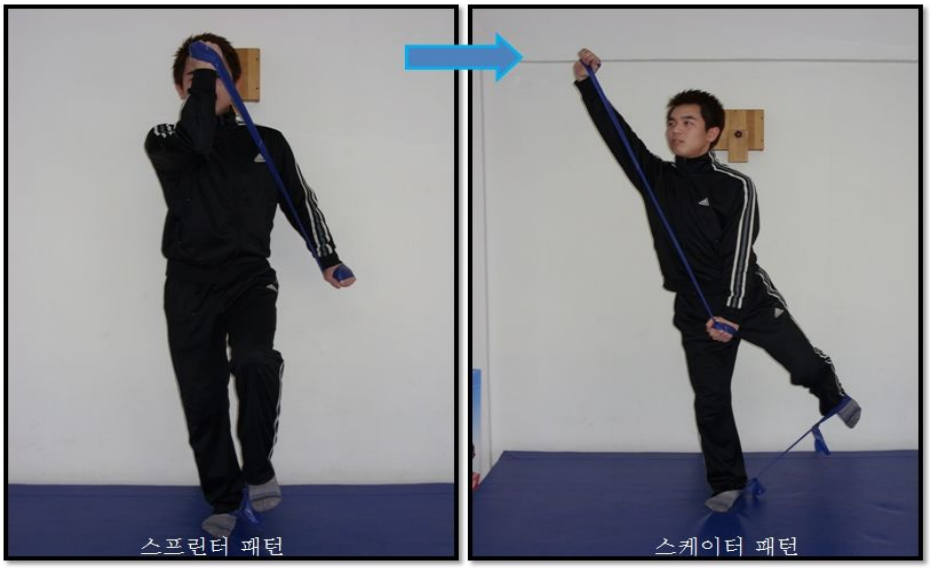

그림 16. 선 자세에서 PNF 통합패턴 트레이닝

E. 자료처리

본 연구에서 얻은 자료는 SPSS PC+ for window(version 19.0) 통계 프로그램을 이용하여 분석하였고, 그 구체적인 방법을 제시하면 다음과 같다.

1. 연구대상자의 일반적 특성이 각 두 집단(실험군과 대조군)에 영향을 미치는지를 알아보기 위한 동질성 검사는 One-way ANOVA를 실시하였다.

2. 두 집단(실험군과 대조군)의 근 활성도(muscle activity), 균형능력(balance ability), 기능적 능력(functional ability)의 기술통계량을 제시하기 위하여 평균(mean)과 표준오차(standard error of mean: SE)를 산출하였다.

3. 두 집단(실험군과 대조군)과 검사(사전, 6주 후, 12주 후)간 종속변인의 상호작용을 분석하기 위하여 반복측정 분산분석(Repeated measures ANOVA)을 실시하였다.

4. 모든 통계적 유의수준은 .05로 설정하였다.

IV. 연구결과

A. 근 활성도(muscle activity)

1. 복부근군(Abdominal muscle group)의 근 활성도

a. 오른쪽 복직근(Rt. abdominalis)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 복직근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 21.52±11.95%, 6주 후 22.29±11.89%, 12주 후 23.77±11.99%, 대조군에서 사전 21.02±4.75%, 6주 후 22.34±5.15%, 12주 후 23.34±5.42%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 5). 군간 측정시기에 따른 오른쪽 복직근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 복직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군간의 오른쪽 복직근의 근 활성도는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 복직근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 6, 그림 17).

표 5. 오른쪽 복직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	21.52±11.95	22.29±11.89	23.77±11.99
대조군	21.02±4.75	22.34±5.15	23.34±5.42

평균±표준편차(Mean±SE)

표 6. 오른쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	73.553	36.776	50.641	0.000*
군*시간	2	1.271	0.635	0.875	0.381
군	1	1.792	1.792	0.007	0.933

* $p<.05$

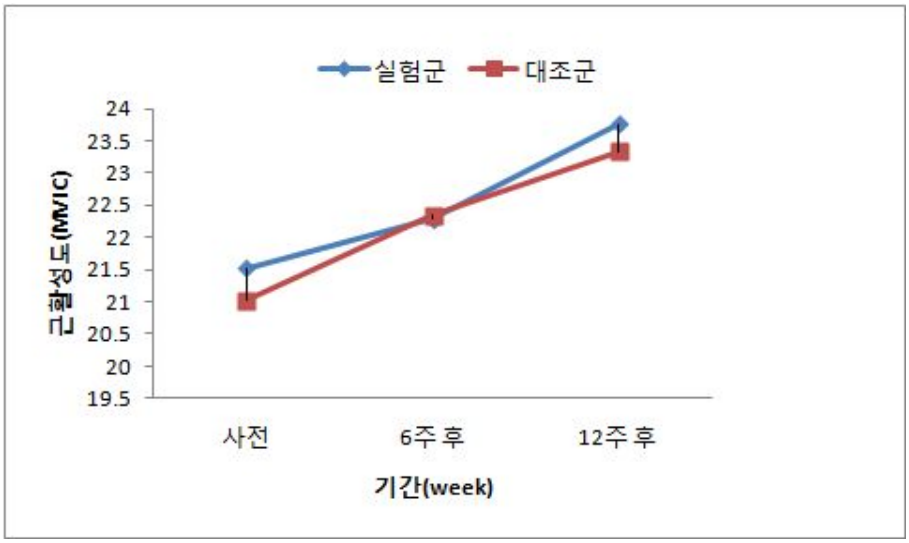

그림 17. 오른쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

b. 왼쪽 복직근(Lt. abdominalis)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 복직근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 21.45±11.53%, 6주 후 22.61±11.32%, 12주 후 23.87±11.61%, 대조군에서 사전 20.55±4.28%, 6주 후 21.16±4.47%, 12주 후 21.96±4.56%으로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 7). 군간 측정시기에 따른 왼쪽 복직근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 복직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 왼쪽 복직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 복직근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 8, 그림 18).

표 7. 왼쪽 복직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	21.45±11.53	22.61±11.32	23.87±11.61
대조군	20.55±4.28	21.16±4.47	21.96±4.56

평균±표준편차(Mean±SE)

표 8. 왼쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	51.447	25.723	50.203	0.000*
군*시간	2	3.563	1.782	3.477	0.047*
군	1	42.586		0.188	0.668

* p<.05

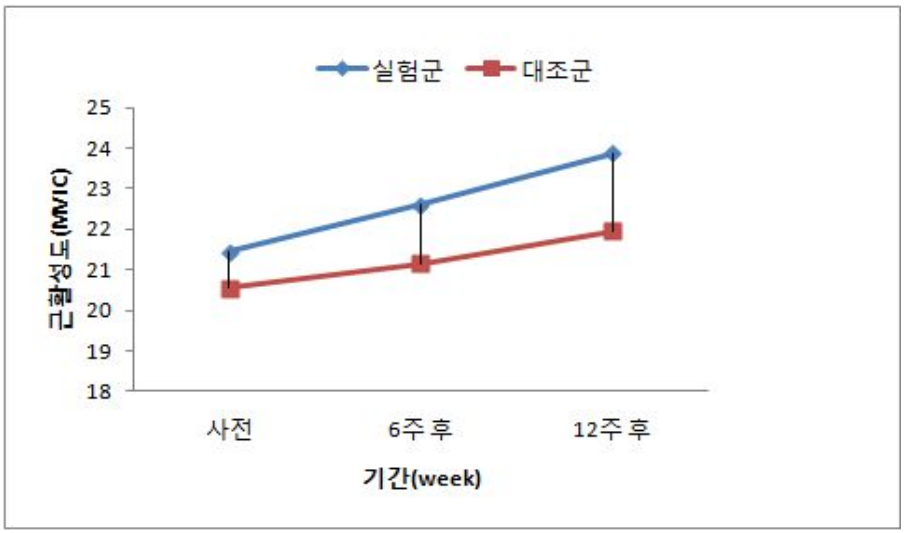

그림 18. 왼쪽 복직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 오른쪽 내복사근(Rt. internal oblique muscle)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 내복사근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 17.53±4.13%, 6주 후 18.07±4.21%, 12주 후 18.69±4.46%, 대조군에서 사전 17.83±4.56%, 6주 후 18.36±4.25%, 12주 후 18.76±4.10%으로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 9). 군간 측정시기에 따른 오른쪽 내복사근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 내복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 내복사근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 내복사근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 10, 그림 19).

표 9. 오른쪽 내복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	17.53±4.13	18.07±4.21	18.69±4.46
대조군	17.83±4.56	18.36±4.25	18.76±4.10

평균±표준편차(Mean±SE)

표 10. 오른쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	15.385	7.693	11.426	0.001*
군*시간	2	0.230	0.115	0.171	0.740
군	1	1.056	1.056	0.020	0.890

* p<.05

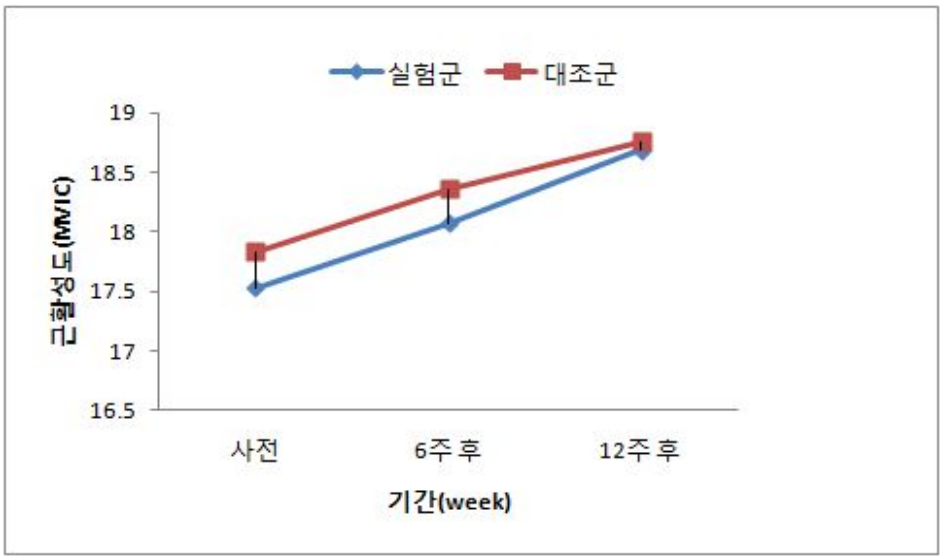

그림 19. 오른쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

d. 왼쪽 내복사근(Lt. internal oblique muscle)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 내복사근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 8.08±4.29%, 6주 후18.95±4.18%, 12주 후 19.86±4.57%, 대조군에서 사전 18.12±4.49%, 6주 후 18.47±4.32%, 12주 후 18.80±4.54%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 11). 군간 측정시기에 따른 왼쪽 내복사근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 내복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 내복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 내복사근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 12, 그림 20).

표 11. 왼쪽 내복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	18.08±4.29	18.95±4.18	19.86±4.57
대조군	18.12±4.49	18.47±4.32	18.80±4.54

평균±표준편차(Mean±SE)

표 12. 왼쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	21.193	10.596	17.711	0.000*
군*시간	2	4.279	2.139	3.576	0.044*
군	1	5.285	5.285	0.093	0.763

* $p<.05$

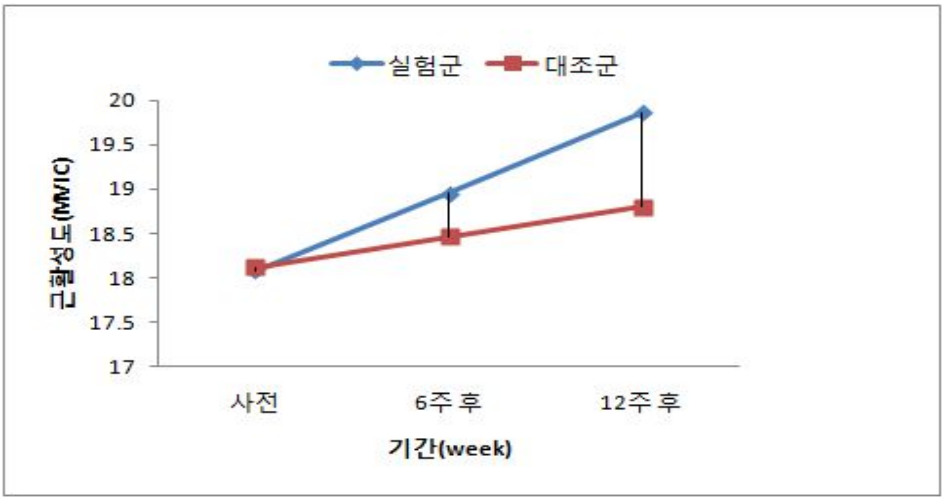

그림 20. 왼쪽 내복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

e. 오른쪽 외복사근(Rt. external oblique muscle)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 외복사근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 18.90±4.16%, 6주 후 19.34±3.97%, 12주 후 19.89±4.02%, 대조군에서 사전 19.09±4.29%, 6주 후 19.19±4.24%, 12주 후19.64±4.21%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 13). 군간 측정 시기에 따른 오른쪽 외복사근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 외복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 외복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 외복사근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 14, 그림 21).

표 13. 오른쪽 외복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 그룹별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	18.90±4.16	19.34±3.97	19.89±4.02
대조군	19.09±4.29	19.19±4.24	19.64±4.21

평균±표준편차(Mean±SE)

표 14. 오른쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	8.621	4.310	46.401	0.000*
군*시간	2	0.770	0.385	4.147	0.029*
군	1	0.093	0.093	0.002	0.966

* p<.05

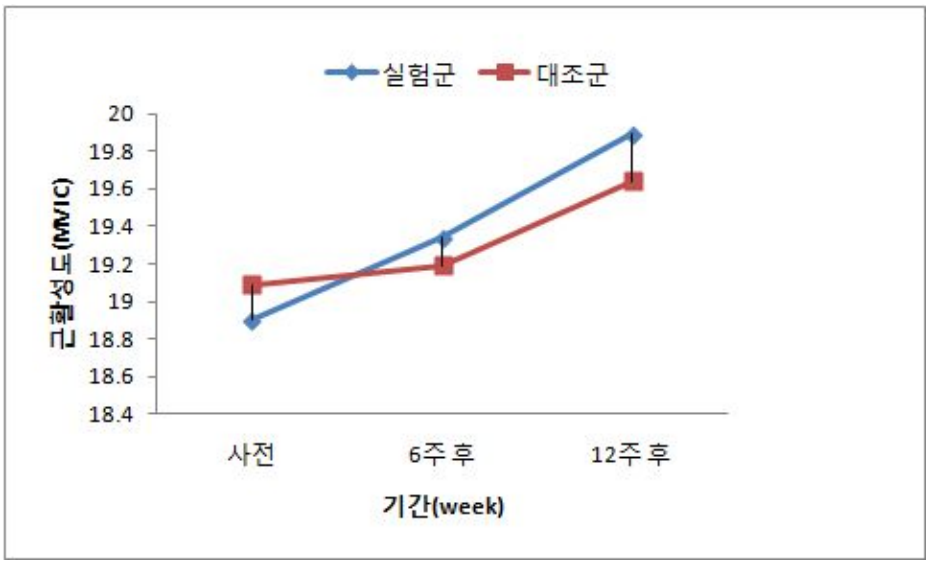

그림 21. 오른쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

f. 왼쪽 외복사근(Lt. external oblique muscle)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 외복사근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 19.34±4.02%, 6주 후 19.50±3.62%, 12주 후 20.00±3.70%, 대조군에서 사전 18.86±4.28%, 6주 후 18.91±4.28%, 12주 후 19.48±4.17%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 15). 군간 측정 시기에 따른 왼쪽 외복사근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 외복사근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간에 따른 각 군간의 왼쪽 외복사근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정

한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 외복사근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 16, 그림 22).

표 15. 왼쪽 외복사근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	19.34±4.02	19.50±3.62	20.00±3.70
대조군	18.86±4.28	18.91±4.28	19.48±4.17

평균±표준편차(Mean±SE)

표 16. 왼쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	6.722	3.361	16.902	0.000*
군*시간	2	0.046	0.023	0.116	0.885
군	1	5.878	5.878	0.122	0.730

* $p<.05$

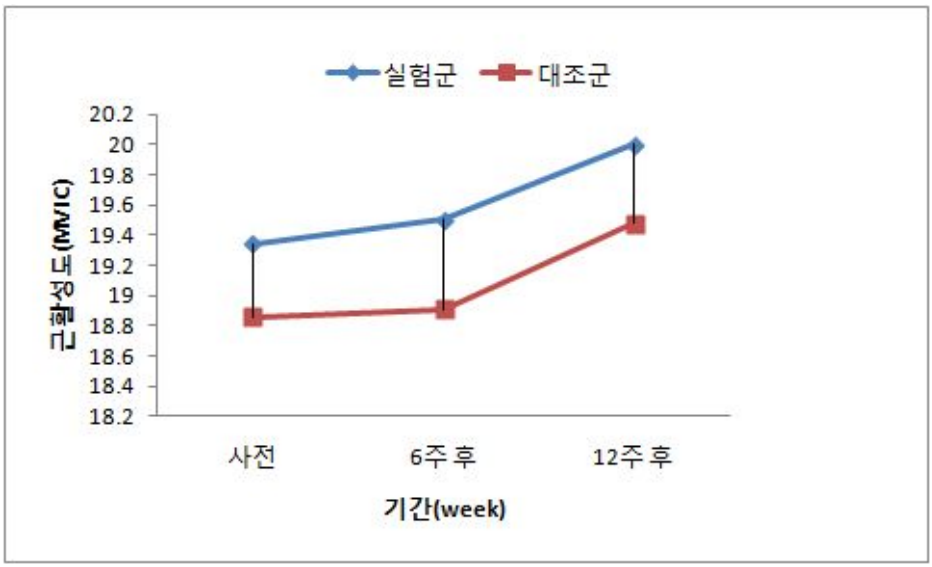

그림 22. 왼쪽 외복사근의 변화를 반복측정분산분석 결과

2. 대퇴사두근군(Quadriceps muscle group)의 근 활성도

a. 왼쪽 대퇴직근(Lt. rectus femoris)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 대퇴직근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 5.51±1.36%, 6주 후 5.72±1.36%, 12주 후 5.99±1.43%, 대조군에서 사전 5.58±1.34%, 6주 후 5.76±1.57%, 12주 후 5.84±1.52%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 17). 군간 측정시기에 따른 왼쪽 대퇴직근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 대퇴직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 왼쪽 대퇴직근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 대퇴직근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 18, 그림 23).

표 17. 왼쪽 대퇴직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	5.51±1.36	5.72±1.36	5.99±1.43
대조군	5.58±1.34	5.76±1.57	5.84±1.52

평균±표준편차(Mean±SE)

표 18. 왼쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	1.911	0.956	25.722	0.000*
군*시간	2	0.198	0.099	2.663	0.094
군	1	0.006	0.006	0.001	0.975

* $p<.05$

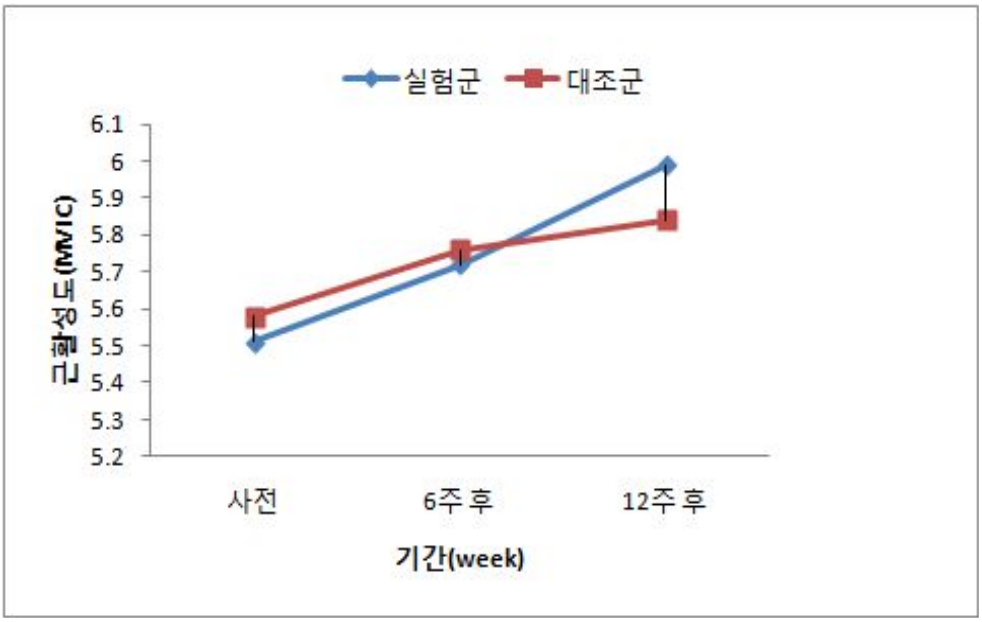

그림 23. 왼쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정 분산분석 한 결과

b. 왼쪽 내측광근(Lt. vastus medialis)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 내측광근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 4.14±1.19%, 6주 후 4.27±1.20%, 12주 후 4.54±1.37%, 대조군에서 사전 4.15±1.48%, 6주 후 4.26±1.49%, 12주 후 4.31±1.46%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 19). 군간 측정시기에 따른 왼쪽 내측광근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 내측광근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 왼쪽 내측광근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 내측광근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 20, 그림 24).

표 19. 왼쪽 내측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	4.14±1.19	4.27±1.20	4.54±1.37
대조군	4.15±1.48	4.26±1.49	4.31±1.46

평균±표준편차(Mean±SE)

표 20. 왼쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	1.097	0.548	32.349	0.000*
군*시간	2	0.234	0.117	6.895	0.007*
군	1	0.117	0.117	0.021	0.886

* p<.05

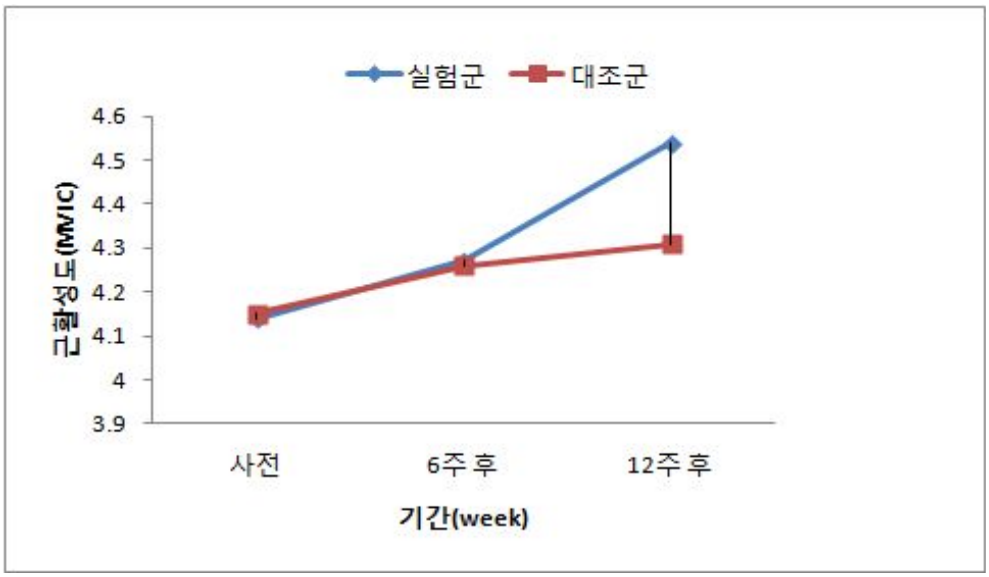

그림 24. 왼쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 왼쪽 외측광근(Lt. vastus lateralis)

트레이닝기간에 따른 왼쪽 외측광근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 4.48±1.10%, 6주 후 4.60±1.15%, 12주 후 4.64±1.16%, 대조군에서 사전 4.40±1.57%, 6주 후 4.42±1.58%, 12주 후 4.48±1.59%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 21). 군간 측정시기에 따른 왼쪽 외측광근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 왼쪽 외측광근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 왼쪽 외측광근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 왼쪽 외측광근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 22, 그림 25).

표 21. 왼쪽 외측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	4.48±1.10	4.60±1.15	4.64±1.16
대조군	4.40±1.57	4.42±1.58	4.48±1.59

평균±표준편차(Mean±SE)

표 22. 왼쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	0.194	0.097	16.988	0.000*
군*시간	2	0.037	0.019	3.242	0.071
군	1	0.403	0.403	0.071	0.792

* $p<.05$

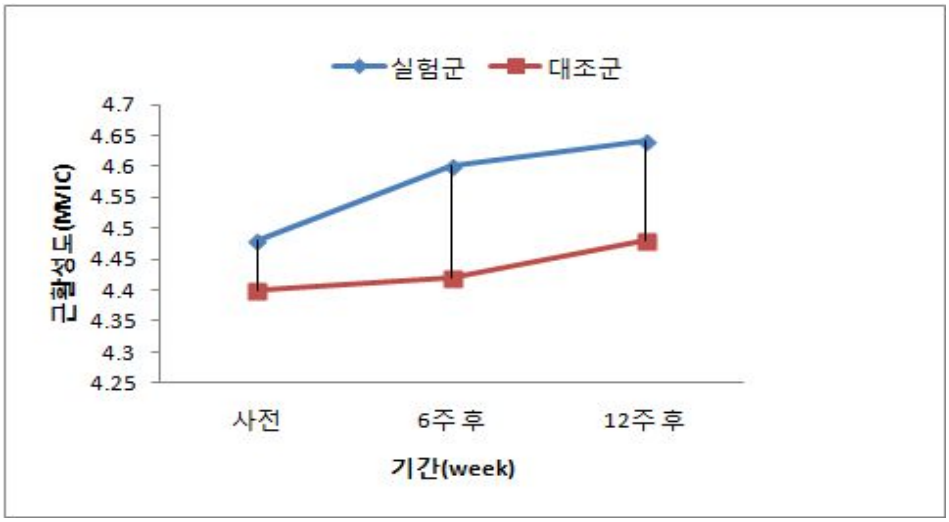

그림 25. 왼쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

d. 오른쪽 대퇴직근(Rt. rectus femoris)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 대퇴직근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 5.54±1.41%, 6주 후 5.63±1.41%, 12주 후 6.07±1.34%, 대조군에서 사전 5.64±1.46%, 6주 후 5.82±1.53%, 12주 후 5.90±1.53%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 23). 군간 측정시기에 따른 오른쪽 대퇴직근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 대퇴직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 대퇴직근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 대퇴직근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 24, 그림 26).

표 23. 오른쪽 대퇴직근의 트레이닝 기간에 따른 각 군별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	5.54±1.41	5.63±1.41	6.07±1.34
대조군	5.64±1.46	5.82±1.53	5.90±1.53

평균±표준편차(Mean±SE)

표 24. 오른쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	2.267	1.134	18.029	0.000*
군*시간	2	0.518	0.259	4.122	0.030*
군	1	0.035	0.035	0.006	0.941

* p<.05

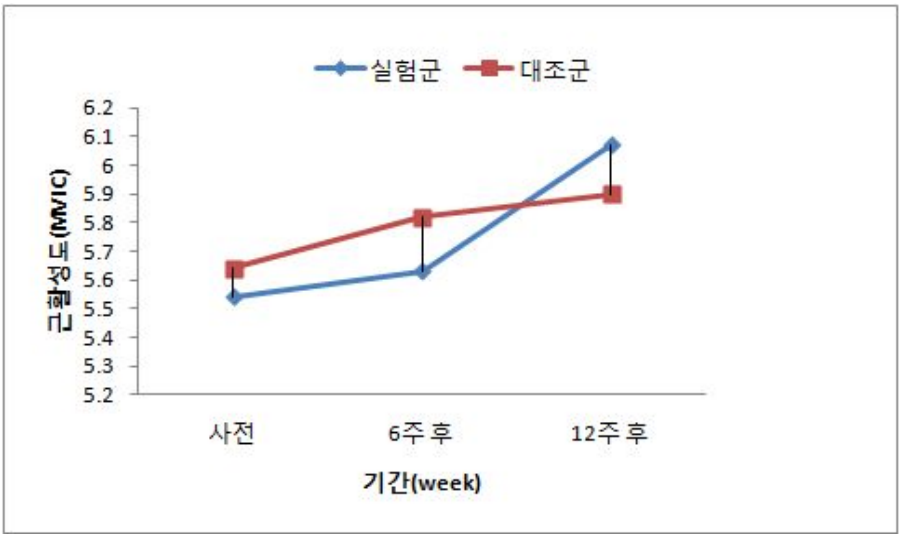

그림 26. 오른쪽 대퇴직근의 변화를 반복측정분산분석 결과

e. 오른쪽 내측광근(Rt. vastus medialis)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 내측광근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 4.25±1.23%, 6주 후 4.31±1.21%, 12주 후 4.40±1.26%, 대조군에서 사전 4.15±1.45%, 6주 후 4.23±1.44%, 12주 후 4.26±1.44%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 25). 군간 측정시기에 따른 오른쪽 내측광근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 내측광근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 내측광근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한

상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 내측광근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 26, 그림 27).

표 25. 오른쪽 내측광근의 트레이닝 기간에 따른 각 그룹별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	4.25±1.23	4.31±1.21	4.40±1.26
대조군	4.15±1.45	4.23±1.44	4.26±1.44

평균±표준편차(Mean±SE)

표 26. 오른쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	0.223	0.111	15.614	0.000*
군*시간	2	0.011	0.006	0.784	0.421
군	1	0.256	0.256	0.048	0.829

* p<.05

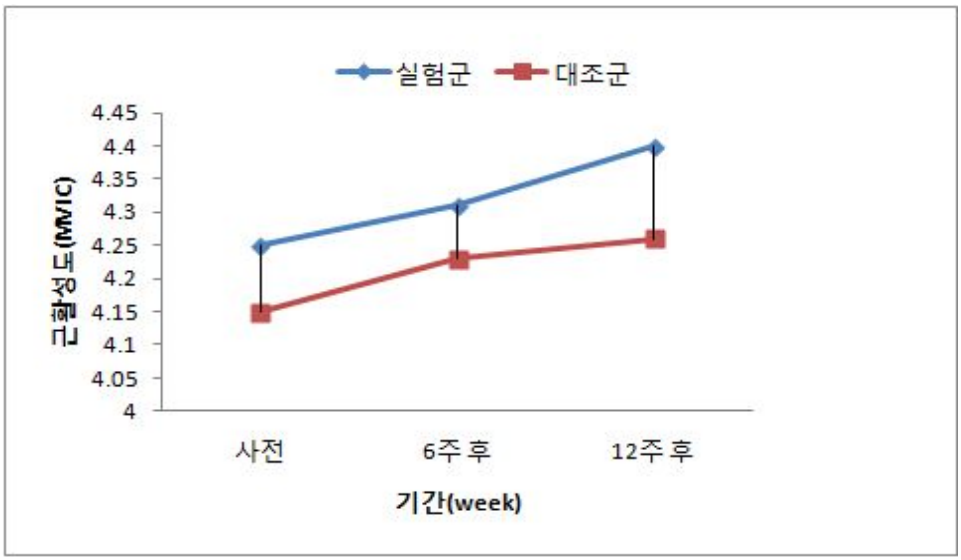

그림 27. 오른쪽 내측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

f. 오른쪽 외측광근(Rt. vastus lateralis)

트레이닝기간에 따른 오른쪽 외측광근의 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC)의 변화는 실험군에서 사전 4.64±1.13%, 6주 후 4.70±1.18%, 12주 후 4.74±1.17%, 대조군에서 사전 4.61±1.56%, 6주 후 4.62±1.58%, 12주 후 4.67±1.57%로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 근 활성도가 증가하였다(표 27). 군간 측정시기에 따른 오른쪽 외측광근의 근 활성도 변화를 분석한 결과 시간에 따른 오른쪽 외측광근의 근 활성도는 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 오른쪽 외측광근의 근 활성도는 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 오른쪽 외측광근의 근 활성도 변화는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 28, 그림 28).

표 27. 오른쪽 외측광근의 트레이닝기간에 따른 각 그룹별 근 활성도 변화

단위: %RMS

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	4.64±1.13	4.70±1.18	4.74±1.17
대조군	4.61±1.56	4.62±1.58	4.67±1.57

평균±표준편차(Mean±SE)

표 28. 오른쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	0.088	0.044	17.503	0.000*
군*시간	2	0.012	0.006	2.328	0.121
군	1	0.071	0.071	0.012	0.912

* $p<.05$

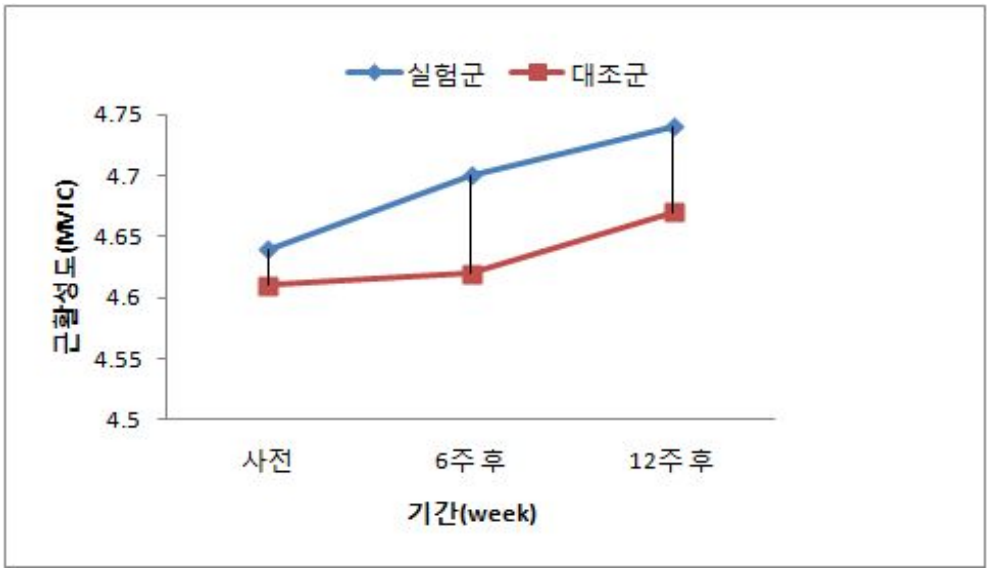

그림 28. 오른쪽 외측광근의 변화를 반복측정분산분석 결과

B. 균형능력(balance ability)

1. 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세(NSEC)에서 정적 균형능력

a. 압력중심의 내-외(Med-Lat) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세에서 내-외 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 7.29±2.25㎜/s, 6주 후 6.63±2.31㎜/s, 12주 후 5.83±1.98㎜/s, 대조군에서 사전 7.31±1.36㎜/s, 6주 후 6.87±1.42㎜/s, 12주 후 6.59±1.53㎜/s로 두 군 모두에서 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 29). 군간 측정시기에 따른 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 30, 그림 29).

표 29. NSEC의 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	7.29±2.25	6.63±2.31	5.83±1.98
대조군	7.31±1.36	6.87±1.42	6.59±1.53

평균±표준편차(Mean±SE), NSEC(normal standing eye close)

표 30. NSEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	16.503	8.252	15.892	0.000*
군*시간	2	2.036	1.018	1.961	0.169
군	1	2.469	2.469	0.267	0.610

* p<.05

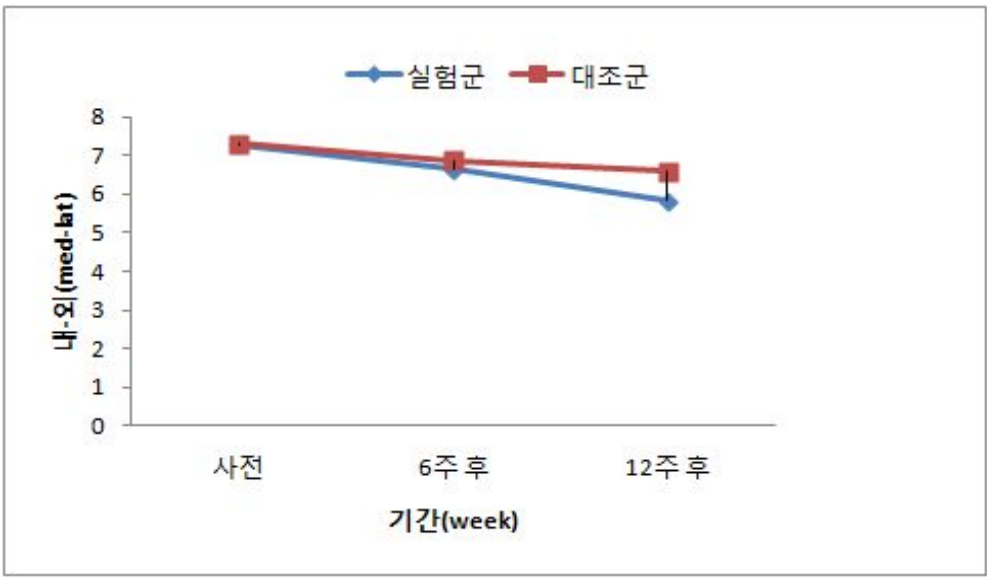

그림 29. NSEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

b. 압력 중심의 전-후(Ant-Post) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세에서 전-후 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 8.70±1.28㎜/s, 6주 후 8.29±1.19㎜/s, 12주 후 7.24±1.05㎜/s, 대조군에서 사전 8.74±1.65㎜/s, 6주 후 8.24±1.53㎜/s, 12주 후 7.96±1.53㎜/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 31). 군간 측정시기에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 32, 그림 30).

표 31. NSEC의 트레이닝기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	8.70±1.28	8.29±1.19	7.24±1.05
대조군	8.74±1.65	8.24±1.53	7.96±1.53

평균±표준편차(Mean±SE), NSEC(Normal Standing Eye Close)

표 32. NSEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	17.675	8.837	51.046	0.000*
군*시간	2	2.483	1.242	7.171	0.007*
군	1	1.190	1.190	0.219	0.644

* $p<.05$

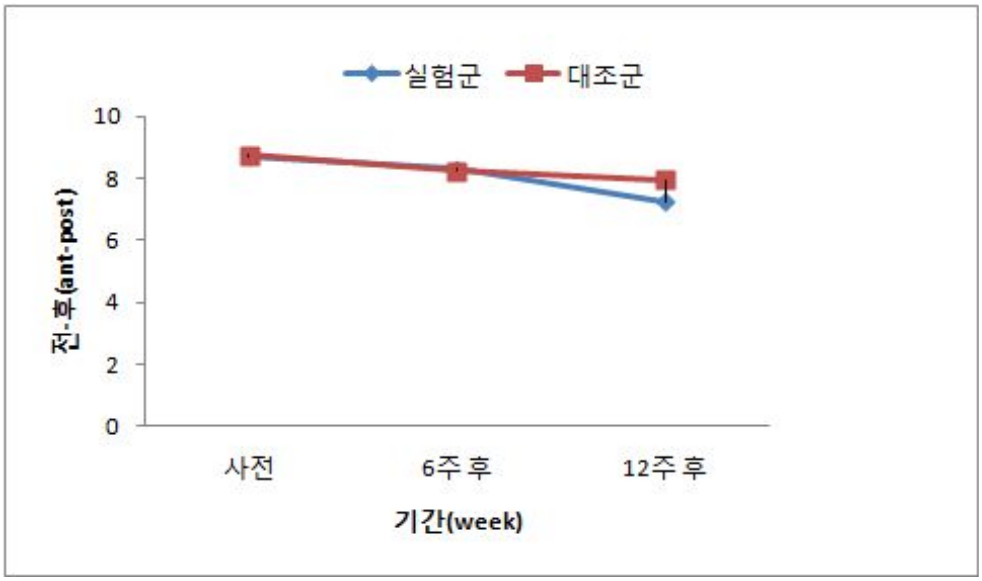

그림 30. NSEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 압력 중심의 움직임 영역(velocity moment) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세에서 움직임 영역 경로의 속도에 대한 정적균형능력의 변화는 실험군에서 사전 25.27±2.69㎟/s, 6주 후 24.09±3.33㎟/s, 12주 후 22.00±3.35㎟/s, 대조군에서 사전 25.49±4.46㎟/s, 6주 후 24.36±4.49㎟/s, 12주 후 23.79±4.36㎟/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 33). 군간 측정시기에 따른 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 34, 그림 31).

표 33. NSEC의 트레이닝 기간에 움직임 영역 경로의 속도 변화

단위: ㎟/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	25.27±2.69	24.09±3.33	22.00±3.35
대조군	25.49±4.46	24.36±4.49	23.79±4.36

평균±표준편차(Mean±SE), NSEC(Normal Standing Eye Close)

표 34. NSEC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	86.66	43.332	38.432	0.000*
군*시간	2	11.120	5.560	4.931	0.022*
군	1	12.039	12.039	0.286	0.597

* p<.05

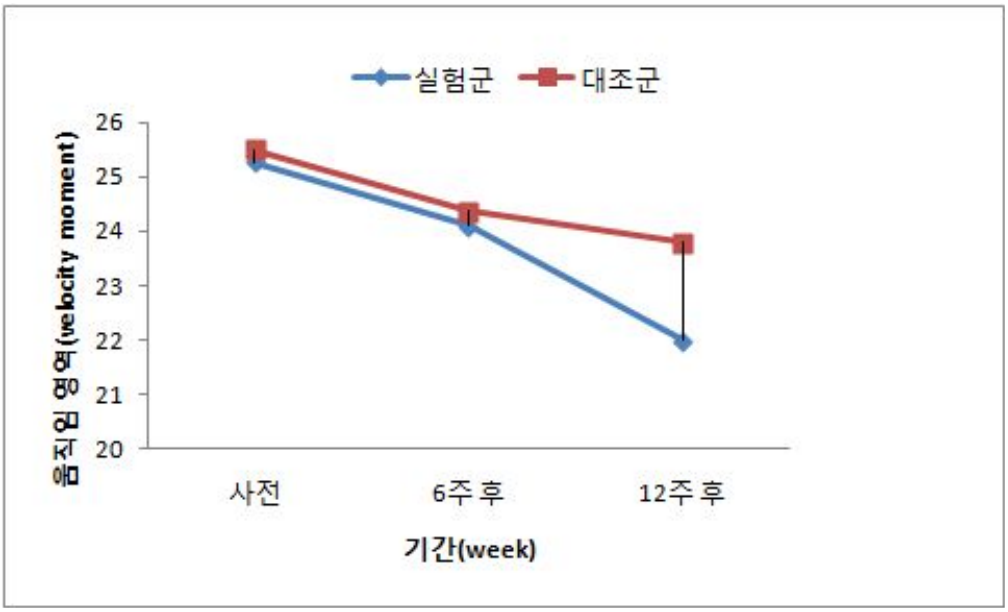

그림 31. NSEC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

2. 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세(OLREC)에서 정적균형능력

a. 압력 중심의 내-외(Med-Lat) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세에서 내-외 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 36.77±3.94㎜/s, 6주 후 34.96±3.22㎜/s, 12주 후 32.22±2.89㎜/s, 대조군에서 사전 36.49±4.02㎜/s, 6주 후 34.81±4.33㎜/s, 12주 후 34.12±4.27㎜/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 35). 군간 측정시기에 따른 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 내-외 경로에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 36, 그림 32).

표 35. OLREC의 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	36.77±3.94	34.96±3.22	32.22±2.89
대조군	36.49±4.02	34.81±4.33	34.12±4.27

평균±표준편차(Mean±SE), OLREC(One Leg Right Eye Close)

표 36. OLREC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	167.679	83.839	55.305	0.000*
군*시간	2	20.919	10.459	6.900	0.007*
군	1	5.052	5.052	0.124	0.727

* $p<.05$

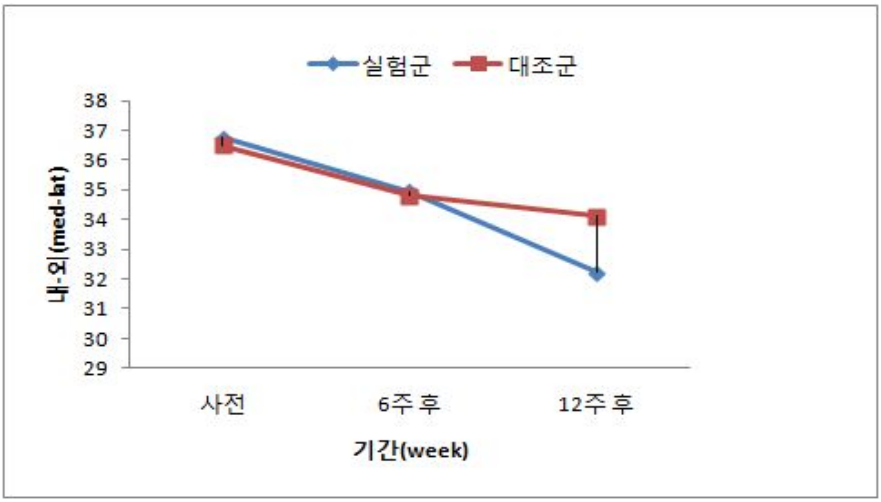

그림 32. OLREC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

b. 압력 중심의 전-후(Ant-Post) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝 기간에 따른 각 군의 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세에서 전-후 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 38.74±3.47㎜/s, 6주 후 37.40±3.28㎜/s, 12주 후 34.69±2.41㎜/s, 대조군에서 사전 38.84±6.00㎜/s, 6주 후 37.32±5.68㎜/s, 12주 후 36.39±5.60㎜/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 증가하였다(표 37). 군간 측정시기에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 38, 그림 33).

표 37. OLREC의 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	38.74±3.47	37.40±3.28	34.69±2.41
대조군	38.84±6.00	37.32±5.68	36.39±5.60

평균±표준편차(Mean±SE), OLREC(One Leg Right Eye Close)

표 38. OLREC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	148.934	74.467	41.993	0.000*
군*시간	2	13.382	6.691	3.773	0.035*
군	1	6.972	6.972	0.115	0.737

* p<.05

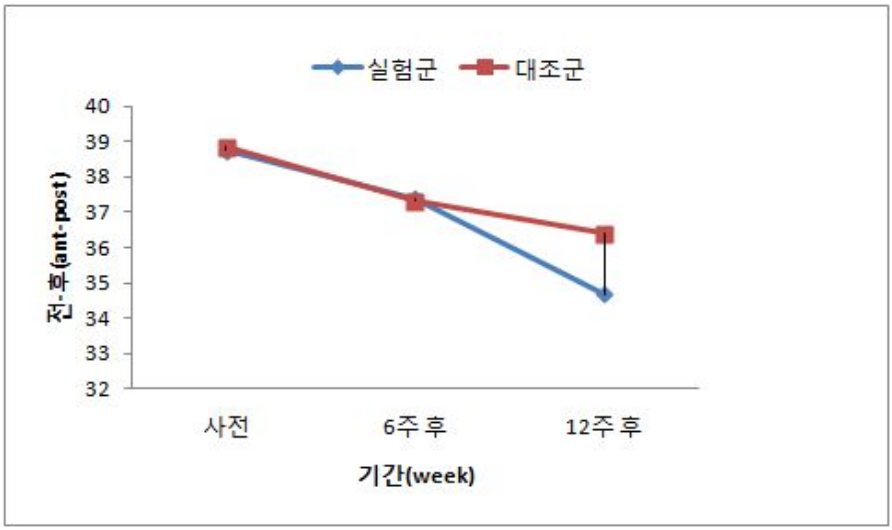

그림 33. OLREC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 압력 중심의 움직임 영역(velocity moment) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세에서 움직임 영역 경로의 속도에 대한 정적균형능력의 변화는 실험군에서 사전 338.37±80.27㎟/s, 6주 후 335.73±81.51㎟/s, 12주 후 314.76±86.64㎟/s, 대조군에서 사전 338.75±55.69㎟/s, 6주 후 329.36±57.54㎟/s, 12주 후 329.11±55.92㎟/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 39). 군간 측정시기에 따른 움직임 영역 경로의 속도에에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며(p<.05), 시간에 따른 각 군 간

의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 40, 그림 34).

표 39. OLREC의 트레이닝기간에 따른 움직임 영역 경로의 속도 변화

단위: ㎟/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	338.37±80.27	335.73±81.51	314.76±86.64
대조군	338.75±55.69	329.36±57.54	329.11±55.92

평균±표준편차(Mean±SE), OLREC(One Leg Right Eye Close)

표 40. OLREC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	3967.756	1983.878	16.821	0.000*
군*시간	2	1562.506	781.253	6.624	0.007*
군	1	162.686	162.686	0.011	0.917

* p<.05

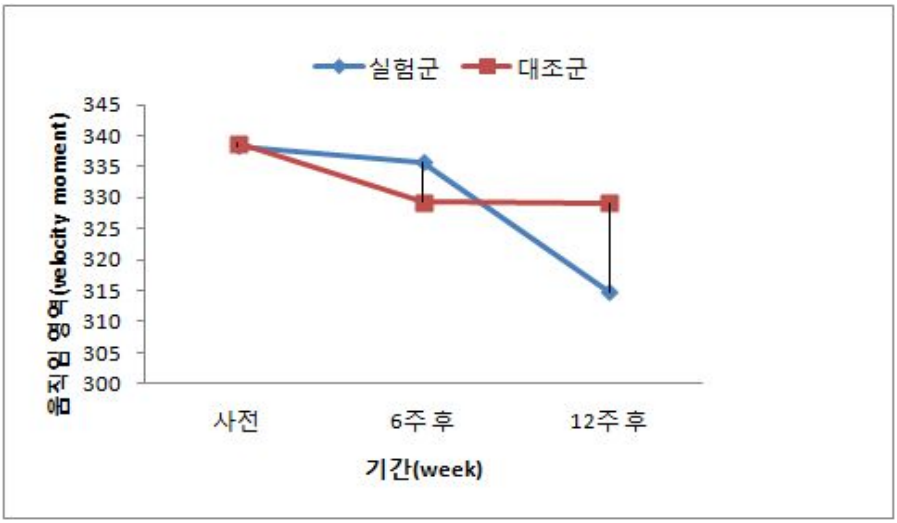

그림 34. OLREC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

3. 눈감고 왼발로 지지하면서 선 자세(OLLEC)에서 정적균형능력

a. 압력 중심의 내-외(Med-Lat) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝 기간에 따른 각 군의 눈감고 왼발로 지지하면서 선 자세에서 내-외 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 43.99±7.42㎜/s, 6주 후 42.03±8.66㎜/s, 12주 후 41.28±8.13㎜/s, 대조군에서 사전 44.30±9.42㎜/s, 6주 후 42.41±9.48㎜/s, 12주 후 41.24±9.41㎜/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 증가하였다(표 41). 군간 측정시기에 따른 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 내-외 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 42, 그림 35).

표 41. OLLEC의 치료기간에 따른 내-외 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	43.99±7.42	42.03±8.66	41.28±8.13
대조군	44.30±9.42	42.41±9.48	41.24±9.41

평균±표준편차(Mean±SE), OLLEC(One Leg Left Eye Close)

표 42. OLLEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	120.666	60.333	22.417	0.000*
군*시간	2	0.678	0.395	0.126	0.852
군	1	0.964	0.964	0.004	0.948

* $p<.05$

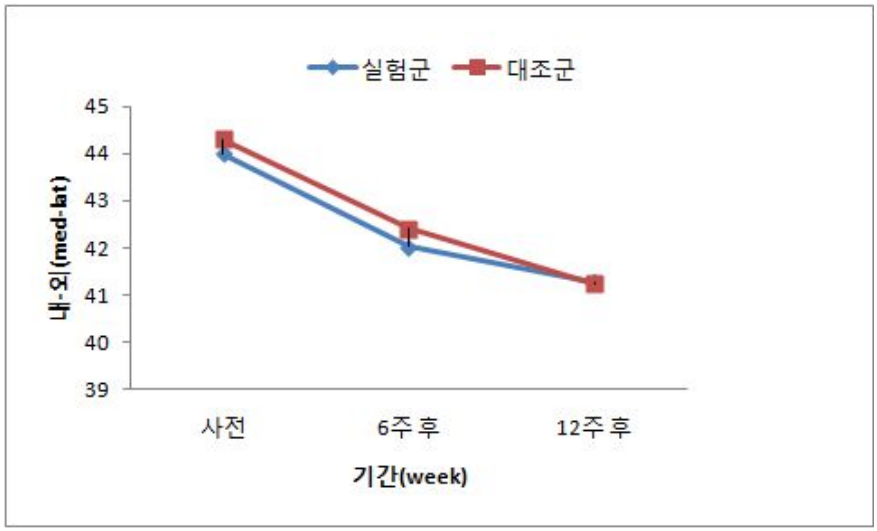

그림 35. OLLEC에서 내-외 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

b. 압력 중심의 전-후(Ant-Post) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝 기간에 따른 각 군의 눈감고 왼발로 지지하면서 선 자세에서 전-후 경로의 속도에 대한 정적 균형능력 변화는 실험군에서 사전 45.90±7.11㎜/s, 6주 후 43.91±7.95㎜/s, 12주 후 42.71±7.80㎜/s, 대조군에서 사전 46.19±9.11㎜/s, 6주 후 44.26±9.05㎜/s, 12주 후 42.72±9.57㎜/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 43). 군간 측정시기에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 전-후 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 44, 그림 36).

표 43. OLLEC의 트레이닝기간에 따른 전-후 경로의 속도 변화

단위: ㎜/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	45.90±7.11	43.91±7.95	42.71±7.80
대조군	46.19±9.11	44.26±9.05	42.72±9.57

평균±표준편차(Mean±SE), OLLEC(One Leg Left Eye Close)

표 44. OLLEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	156.399	78.200	36.059	0.000*
군*시간	2	0.452	0.226	0.104	0.870
군	1	0.943	0.943	0.004	0.947

* p<.05

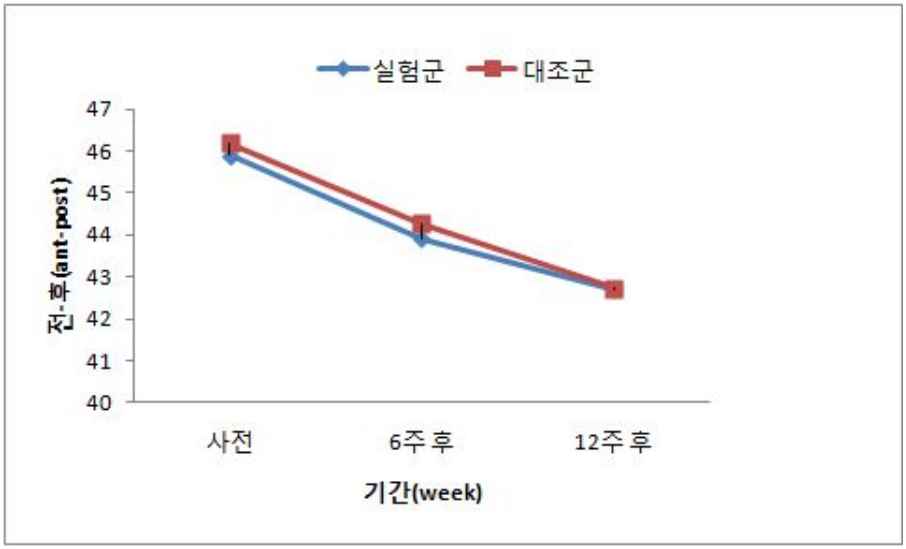

그림 36. OLLEC에서 전-후 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 압력 중심의 움직임 영역(velocity moment) 경로에 대한 동요 속도 변화

트레이닝 기간에 따른 각 군의 눈감고 왼발로 지지하면서 선 자세에서 움직임 영역 경로의 속도에 대한 정적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 361.13±92.83㎟/s, 6주 후 351.67±95.47㎟/s, 12주 후 345.53±97.57㎟/s, 대조군에서 사전 362.42±72.73㎟/s, 6주 후 358.89±70.68㎟/s, 12주 후 353.16±70.51㎟/s로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 45). 군간 측정시기에 따른 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 차이가 없었으며,

시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 움직임 영역 경로의 속도에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 46, 그림 37).

표 45. OLLEC의 트레이닝기간에 따른 움직임 영역 경로의 속도 변화

단위: ㎟/s

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	361.13±92.83	351.67±95.47	345.53±97.57
대조군	362.42±72.73	358.89±70.68	353.16±70.51

평균±표준편차(Mean±SE), OLLEC(One Leg Left Eye Close)

표 46. OLLEC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	2165.282	1082.641	36.070	0.000*
군*시간	2	175.878	87.939	2.930	0.067
군	1	607.510	607.510	0.029	0.867

* p<.05

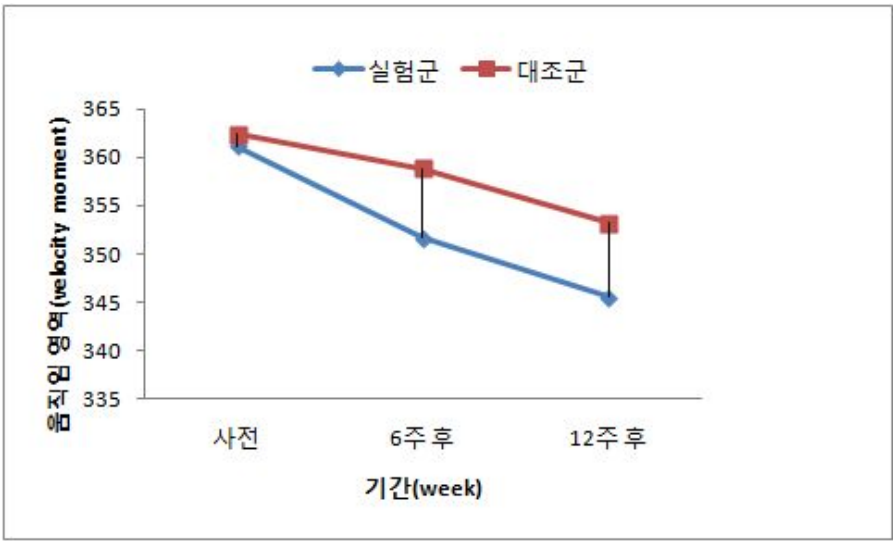

그림 37. OLLEC에서 움직임 영역 경로의 속도 변화를 반복측정분산분석 결과

4. 동적 균형능력

a. 압력중심의 내-외(Med-Lat) 경로에 대한 동요 거리 변화

트레이닝 기간에 따른 각 군의 내-외 경로의 거리에 대한 동적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 912.32±295.45㎜, 6주 후 904.66±293.60㎜, 12주 후 866.81±270.13㎜, 대조군에서 사전 886.99±264.83㎜, 6주 후 885.16±275.17㎜, 12주 후 846.69±262.29㎜로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 47). 군간 측정시기에 따른 내-외 경로의 거리에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 내-외 경로의 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 내-외 경로의 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 내-외 경로의 거리에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 48, 그림 38).

표 47. 동적 균형능력에서 트레이닝 기간에 따른 내-외 경로의 거리 변화

단위: ㎜

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	912.32±295.45	904.66±293.60	866.81±270.13
대조군	886.99±264.83	885.16±275.17	846.69±262.29

평균±표준편차(Mean±SE)

표 48. 동적 균형능력에서 내-외 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	30983.773	15491.887	8.703	0.001*
군*시간	2	143.652	71.826	0.040	0.945
군	1	9847.503	9847.503	0.043	0.837

* $p<.05$

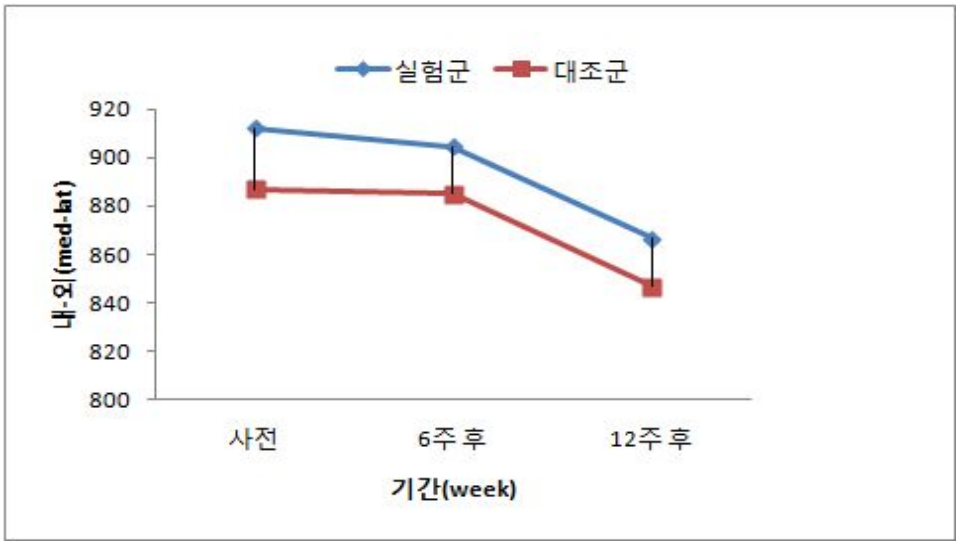

그림 38. 동적 균형능력의 내-외 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과

b. 압력중심의 전-후(Ant-Post) 경로에 대한 동요 거리 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 전-후의 경로의 거리에 대한 동적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 919.83±307.84㎜, 6주 후 824.95±297.25㎜, 12주 후 740.30±290.01㎜, 대조군에서 사전 882.86±271.04㎜, 6주 후 851.89±288.10㎜, 12주 후 845.85±286.29㎜로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 49). 군간 측정시기에 따른 전-후의 경로의 거리에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 전-후 경로의 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 전-후 경로의 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 전-후 경로의 거리에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 50, 그림 39).

표 49. 동적 균형능력에서 트레이닝 기간에 따른 전-후 경로의 거리 변화

단위: ㎜

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	919.83±307.84	824.95±297.25	740.30±290.01
대조군	882.86±271.04	851.89±288.10	845.85±286.29

평균±표준편차(Mean±SE)

표 50. 동적 균형능력에서 전-후 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	165549.619	82774.810	43.568	0.000*
군*시간	2	71345.602	35672.801	18.776	0.000*
군	1	21286.950	21286.950	0.085	0.772

* p<.05

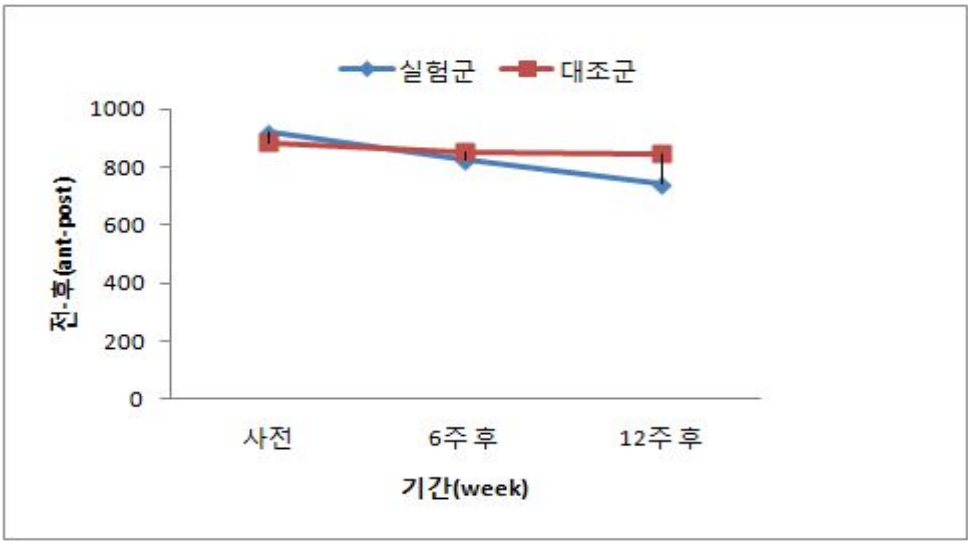

그림 39. 동적 균형능력의 전-후 경로의 거리 변화를 반복측정분산분석 결과

c. 압력 중심에서 움직인 거리(distance)에 대한 동요 변화

트레이닝기간에 따른 각 군의 움직인 거리에 대한 동적 균형능력의 변화는 실험군에서 사전 1305.84±391.51㎜, 6주 후 1192.39±340.63㎜, 12주 후 1084.51±251.01㎜, 대조군에서 사전 1264.81±309.11㎜, 6주 후 1236.28±290.84㎜, 12주 후 1208.13±287.51㎜로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 균형능력이 향상되었다(표 51). 군간 측정시기에 따른 움직인 거리에 대한 균형능력의 변화를 분석한 결과 시간에 따른 움직인 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며(p<.05), 시간에 따른 각 군 간의 움직인 거리에 대한 균형능력은 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05).

반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 움직인 거리에 대한 균형능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 52, 그림 40).

표 51. 동적 균형능력의 트레이닝기간에 따른 움직인 거리 변화

단위: ㎜

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	1305.84±391.51	1192.39±340.63	1084.51±251.01
대조군	1264.81±309.11	1236.28±290.84	1208.13±287.51

평균±표준편차(Mean±SE)

표 52. 동적 균형능력의 움직인 거리 변화를 반복측정 분산분석 한 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	270549.005	135274.502	26.937	0.000*
군*시간	2	94914.996	47457.483	9.450	0.002*
군	1	37325.934	37325.934	0.130	0.722

* p<.05

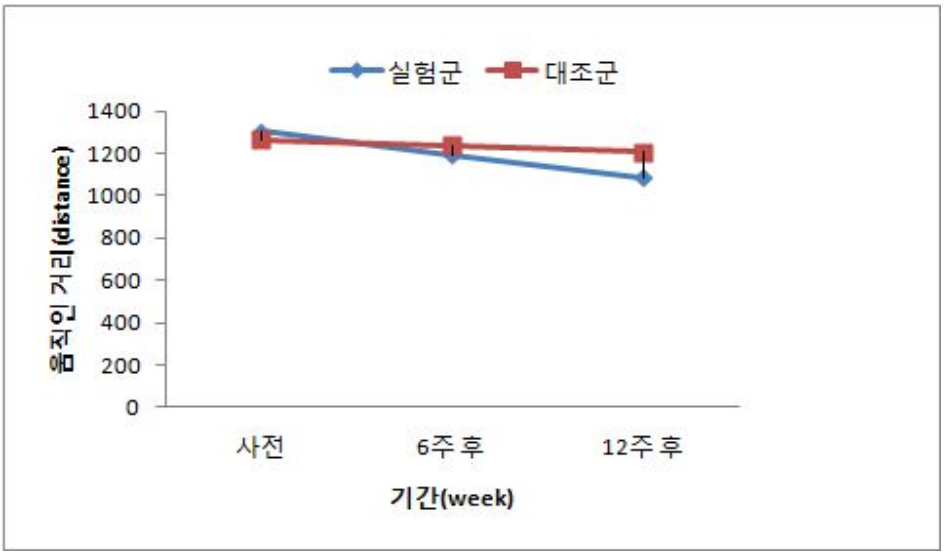

그림 40. 동적 균형능력의 움직인 거리 변화를 반복측정분산분석 결과

C. 기능적 능력(functional ability)

1. 카리오카(carioca) 능력

트레이닝기간에 따른 각 군의 카리오카 능력의 변화는 실험군에서 사전 7.51±0.54, 6주 후 6.67±0.29초, 12주 후 6.03±0.27초, 대조군에서 사전 7.56±0.43초, 6주 후 6.80±0.40초, 12주 후 6.21±0.25초로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 향상되었다(표 53). 군간 측정시기에 따른 카리오카 능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 카리오카 능력은 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 카리오카 능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 54, 그림 41).

표 53. 트레이닝기간에 따른 카리오카 능력의 변화

단위: sec

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	7.51±0.54	6.67±0.29	6.03±0.27
대조군	7.56±0.43	6.80±0.40	6.21±0.25

평균±표준편차(Mean±SE)

표 54. 카리오카 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	28.177	14.089	137.480	0.000*
군*시간	2	0.061	0.030	0.296	0.712
군	1	0.289		1.292	0.266

* $p<.05$

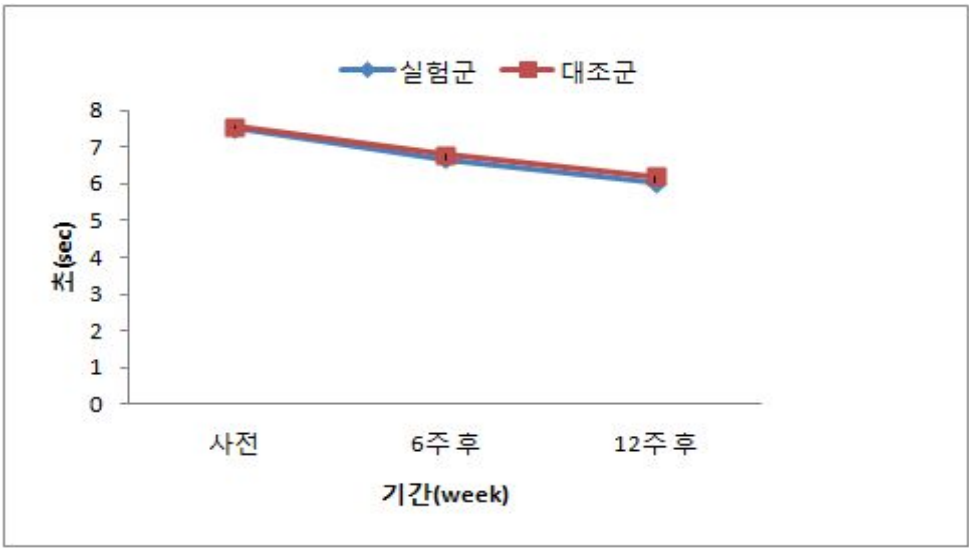

그림 41. 카리오카 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

2. 동시수축(co-contraction) 능력

트레이닝 기간에 따른 각 군의 동시수축 능력의 변화는 실험군에서 사전 9.96±0.79초, 6주 후 9.61±0.68초, 12주 후 9.33±0.68초, 대조군에서 사전 10.23±0.65초, 6주 후 9.58±0.58초, 12주 후 9.63±0.56초로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 증가하였다(표 55). 군간 측정시기에 따른 동시수축 능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간에 따른 각 군 간의 동시수축 능력은 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 동시수축 능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 56, 그림 42).

표 55. 트레이닝기간에 따른 동시수축 능력의 변화

단위: sec

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	9.96±0.79	9.61±0.68	9.33±0.68
대조군	10.23±0.65	9.58±0.58	9.63±0.56

평균±표준편차(Mean±SE)

표 56. 동시수축 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	5.988	2.994	20.123	0.000*
군*시간	2	0.460	0.230	1.547	0.227
군	1	0.629	0.629	0.619	0.438

* p<.05

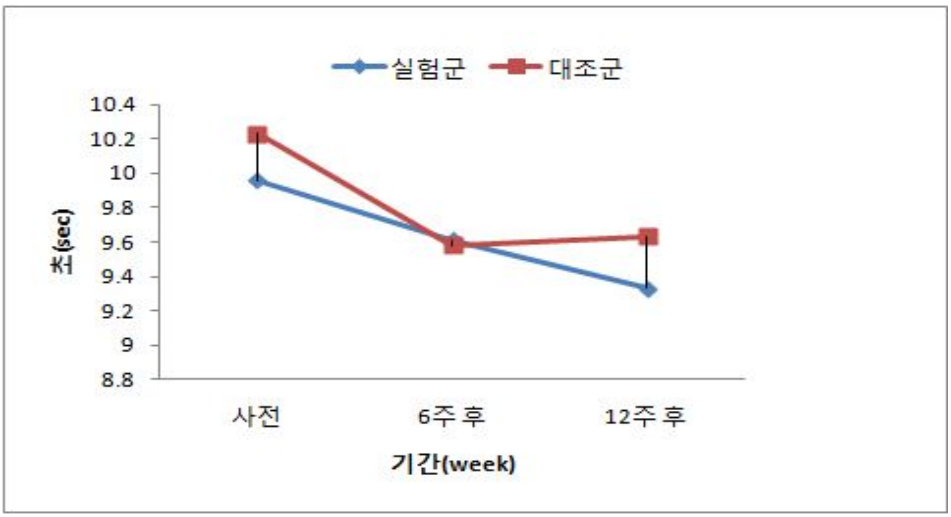

그림 42. 동시수축 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

3. 셔틀런(shuttle-tun) 능력

트레이닝기간에 따른 각 군의 셔틀런 능력의 변화는 실험군에서 사전 13.30±0.62초, 6주 후 12.88±0.62초, 12주 후 12.00±0.64초, 대조군에서 사전 13.55±0.59초, 6주 후 13.15±0.75초, 12주 후 12.78±0.75초로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 향상되었다(표 57). 군간 측정시기에 따른 셔틀런 능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며(p<.05), 시간에 따른 각 군 간의 셔틀런 능력은 통계적으로 유의하게 나타났다(p<.05). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 셔틀런 능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 58, 그림 43).

표 57. 트레이닝기간에 따른 셔틀런 능력의 변화

단위: sec

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	13.30±0.62	12.88±0.62	12.00±0.64
대조군	13.55±0.59	13.15±0.75	12.78±0.75

평균±표준편차(Mean±SE)

표 58. 셔틀런 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

구분	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	15.278	7.639	46.340	0.000*
군*시간	2	1.274	0.637	3.865	0.042*
군	1	3.965	3.965	3.994	0.056

* p<.05

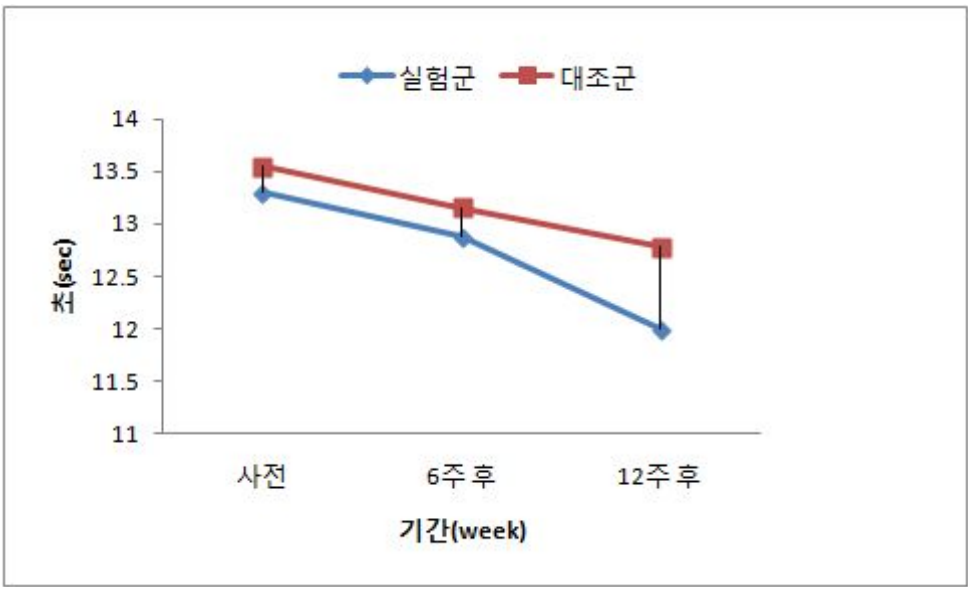

그림 43. 셔틀런 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

4. 호핑(hoping) 능력

트레이닝기간에 따른 각 군의 호핑 능력의 변화는 실험군에서 사전 2.03±0.33초, 6주 후 1.94±0.17초, 12주 후 1.52±0.20초, 대조군에서 사전 1.94±0.19초, 6주 후 1.86±0.14초, 12주 후 1.72±0.15초로 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 향상되었다(표 59). 군간 측정시기에 따른 호핑 능력은 통계적으로 유의하게 나타났으며($p<.05$), 시간에 따른 각 군 간의 호핑 능력은 통계적으로 유의하게 나타났다($p<.05$). 반면, 시간변화의 영향을 보정한 상태에서 볼 때 각 군 간의 호핑 능력은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(표 60, 그림 44).

표 59. 트레이닝기간에 따른 호핑 능력의 변화

단위: sec

군	사전	6주 후	12주 후
실험군	2.03±0.33	1.94±0.17	1.52±0.20
대조군	1.94±0.19	1.86±0.14	1.72±0.15

평균±표준편차(Mean±SE)

표 60. 호핑 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

	자유도	제곱합	평균제곱	F	p-value
시간	2	2.054	1.027	35.559	0.000*
군*시간	2	0.368	0.184	6.378	0.008*
군	1	0.001	0.001	0.018	0.893

* $p<.05$

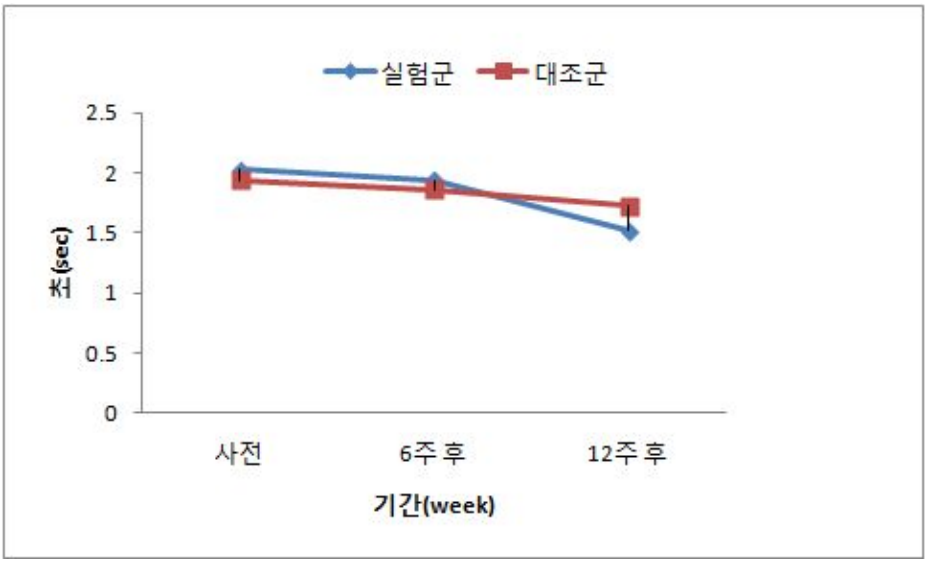

그림 44. 호핑 능력의 변화를 반복측정분산분석 결과

V. 논 의

인간은 똑바로 서서 정적 또는 동적 활동을 할 수 있어야하며 자세 조절이 이루어져야 한다. 자세를 결정하는데 있어서 뼈 구조의 길이나 형태가 중요한 부분이고, 뼈 구성성분들의 형태나 길이의 비대칭성을 문제를 일으킨다. 정상적인 관절의 정렬은 각 분절의 기능뿐만 아니라 자세에도 중요한 영향을 미친다. 근육이나 인대는 관절의 연결뿐만 아니라 자세균형에도 영향을 끼치고 뼈의 정렬을 바로 하거나 움직이는 근육의 능력은 자세를 유지하는데 결정적인 역할을 한다(Austi, 2000).

이와 같이 공간에서 자세를 유지하는 것을 균형(balance)이라고 한다. 즉, 주어진 환경에서 인체의 중력 중심축(center of gravity)이 체중지지 기저면(base of support) 위에 일치하도록 조절하는 능력으로 정의하는데(Umphred & Jewell, 2001), 크게 정적균형(static balance)과 동적균형(dynamic balance)으로 나눌 수 있다(Wade & Jones, 1997). 정적균형은 고정된 지지면에 흔들림 없이 서있을 수 있는 능력을 말하고, 동적균형은 지지면에 움직이거나 외부로부터 자극이 있을 때 혹은 스스로 움직일 때의 균형을 말한다(Ragnarsdottir, 1996).

하키선수의 전·후반 35분 총 70분간 18~22온스의 하키 스틱을 들고 4,027㎡의 인조잔디에서 다양한 개인기술과 팀 전술을 전개하여 상대편 골대에 공을 넣는 경기로 이러한 하키는 스틱을 들고 한쪽에 대한 움직임만 가지고 경기를 하는 편심성 운동이어서 신체의 비대칭을 초래한다. 이와 같은 비대칭성 운동을 통해 균형능력에 문제점을 많이 유발하여 경기수행 능력에도 영향을 미친다고 할 수 있다. 그러므로 대칭성 운동인 PNF 통합패턴이 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝은 하키선수의 균형능력을 증진시켜 경기력 향상을 시킬 수 있는 좋은 트레이닝으로 사료되어 연구를 실시하게 되었다.

이러한 PNF 통합패턴은 안정성 촉진, 가동성 촉진, 신경근 조절 촉진, 협응된 움직임의 촉진과 같은 근력과 지구력을 향상시키는데 사용될 수 있고, 기능적 회복에 대한 근거를 제시하고 있다(Kisner & Collby, 2007). 또한 이규성 등(2000)은

PNF 운동이 주로 근력, 유연성, 그리고 근신경계 자극에 반응하는 협응력을 증가시켜 운동단위를 최대로 반응하도록 하는데 효과적이라고 주장하였다.

기능적 움직임으로 접근한 스프린터와 스케이터 패턴은 대칭성 상하지 협응패턴으로 운동선수들의 경기력 향상을 목적으로 PNF의 개별패턴과 통합하여 움직임을 분석하고 트레이닝하는 통합패턴에 대한 연구가 최근 이루어지고 있다.

이에 본 연구에서는 대학 하키선수들에게 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝을 통해 복부와 하지의 근육군에 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보기 위해 표면근전도(Bagnoli EMG system)를 이용해 각 근육별 최대 수의적 등척성 근수축력(MVIC) 값을 산출하여 측정하였고, 이러한 근 활성도가 균형능력에 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보기 위해 전산화밸런스시스템(GOOD BALANCE system)을 이용해 정적 균형능력과 동적 균형능력을 측정하였다, 또한 기능적 능력을 알아보기 위해 체력의 요소인 운동수행관련 체력요소인 민첩성과 순발력에 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보기 위해 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run), 호핑(hoping) 능력을 측정한 연구 결과를 바탕으로 다음과 같이 논의 하고자 한다.

1. PNF 통합패턴 트레이닝 적용에서 양측 복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)의 근 활성도의 변인 비교

Watkins 등(1996)의 연구에서 하키선수의 스윙 동작과 유사한 골프선수에게 복부근군(abdominal muscle group)에 표면 근전도를 이용하여 오른쪽 복사근이 골프스윙의 가속과 임팩트 구간에서 체간회전 시 특별이 활동적이라는 보고하였다. 또한 정우식(2010)의 연구에서 뇌졸중 환자를 대상으로 PNF 중 스프린터 패턴 적용 후 하지에 있는 대퇴사두근에서 내측광근, 외측광근의 근 활성도가 유의하게 증가하였으며, 정적 균형능력에서도 유의하게 증가하였다고 보고하였다.

본 연구에서는 하키선수에게 적용한 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)의 근 활성도가 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보기 위해 표면 근전도

(Bagnoli EMG system)를 이용하여 각 근육의 최대 수의적 등척성 근수축력(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 측정하였다. 그 결과 복부근군(abdominal muscle group)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 점차 증가하였으나, 반복측정분산분석 결과 실험군의 왼쪽 복직근, 왼쪽 내복사근, 오른쪽 외복사근에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$). 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에서 점차 증가하였으나 반복측정분산분석 결과 실험군의 왼쪽 외측광근, 오른쪽 대퇴직근에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$). 이것은 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴에 탄력밴드를 적용하여 트레이닝할 때 근육은 탄력밴드에 가해지는 저항에 대응하여 저항이 주어지는 반대방향으로 수축이 이루어지고, 그 주어지는 저항강도에 맞게 적응했기 때문으로 사료된다(송병호, 2003).

근 활성도에 대한 선행 연구를 보면, 권유정(2008)은 열린사슬운동과 닫힌사슬운동을 실시하여 운동기간별 근 활성도 변화를 살펴 본 결과 운동 기간에 따른 내측광근과 외측광근의 근 활성도는 운동 4주 후부터 두 군 모두 유의하게 증가하였다고 보고하였으며, 지상구(2008)의 연구에서 뇌졸중환자를 대상으로 PNF는 6주 동안 적용한 결과 근 활성도에서는 내측광근, 외측광근, 대퇴직근 모두에서 유의하게 증가하였다고 하였으며, 균형능력 또한 정적 균형능력에서 전-후, 내-외, 전체 안정지수에서 유의한 결과를 나타내었다고 보고하였으며, Kanhazaki 등(1996)의 연구에서 PNF 4가지 기본 하지 패턴을 시행하는 동안 대퇴부 근육들의 활동수준을 기술하였는데 그 결과 대퇴직근이 가장 높았고, 외측광근, 내측광근, 대퇴이두근의 근 활성도가 높았다고 보고하여 본 연구와 부분적으로 일치하였다.

이와 같이 선행 연구들에서 운동방법들은 달랐으나 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝을 통해 하지와 복부의 자발적 근 활성 유도는 고유수용성 감각 촉진을 바탕으로 주요 하지와 복부 근육들이 안정근 또는 협력근으로 작용하여 정적 및 동적 균형 향상에 영향을 주었음을 확인할 수 있었다. 그 이유는 하키 선수와 같이 한쪽으로의 운동에 대한 근육들의 비대칭성으로 근육불균형을 초래하는 자세의 비대칭을 교정하는데 있어서 대칭적인 운동 패턴을 통해 약해진 근육의 수축을 촉진시킬 수 있으며, 체간에서 회전, 다리에서의 신전의 근 활성도를 증가

시켰기 때문이라고 생각하며, 이것을 통해 하키선수들의 슛 동작에서 많이 사용하는 복직근, 복사근, 대퇴직근, 외측광근 근육에 근 활성도가 높아져 경기력 향상에 많은 도움이 된다고 사료된다.

2. PNF 통합패턴 트레이닝 적용에서 정적 및 동적 균형능력의 변인 비교

균형능력의 증진을 위한 여러 방법 중 하지 근력강화 트레이닝이나(김은주 등, 1999), 손쉽게 탄력밴드를 이용해서 무릎관절 근력강화 트레이닝(김현갑, 2003)을 시켜 균형조절 능력을 향상 시킨다고 보고하였고, 하해영(2005)은 노인 여성을 대상으로 실시한 PNF 운동패턴을 적용한 탄성밴드 저항운동이 눈감고 외발서기에 대한 평형력을 측정한 논문에서 유의하게 증가하였다고 보고하였다. 또한 김재필(2008)의 연구에서 양궁선수들을 대상으로 Sprinter/Skater pattern에 의한 균형트레이닝이 정적 균형능력과 동적 균형능력을 향상시켰다는 보고하였다. 이형수 등(2005)의 연구에서 탄력밴드를 이용한 PNF 하지패턴을 적용을 통해 균형력이 향상되었다고 하였다. 이는 균형능력 증진을 위한 PNF가 건 내의 고유수용기를 자극함으로서 기능을 향상시키고 근력, 유연성, 그리고 평형성을 증가시킨다(Klein et al., 2002)는 원리와 같다.

본 연구에서는 하키선수에게 적용한 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝이 운동 기능에 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보기 위해 전산화밸런스 시스템(GOOD BALANCE system)을 이용해 정적 균형능력과 동적 균형능력을 측정하였고, 운동수행관련 체력요소인 민첩성과 순발력을 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run), 호핑(hoping) 측정을 통해 기능적 능력을 측정하였다. 그 결과 정적 균형능력에서는 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세(NSEC)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 전-후(Ant-Post), 움직임 영역(Velocity Moment)에서 유의한 차이가 나타났다($p<.05$), 그리고 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 내-외(Med-Lat), 전-후(Ant-Post), 움직임 영역(Velocity

Moment) 모두에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 또한 동적 균형능력에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 전-후(Ant-Post), 움직인 거리(Distance)에서 유의한 차이가 나타났다(p<.05).

균형능력에 대한 선행 연구를 보면, 이주현(2010)은 PNF 하지패턴 운동이 슬관절전치환술 환자의 균형에 미치는 변화를 비교해 본 결과 정적 균형능력이 전-후와 내-외에서 모두 통계적으로 유의하였다고 보고하였으며, 장원석 등(2005)은 퇴행성슬관절염 환자의 하지 근력강화 운동의 결과 동요면적의 변화가 유의성이 있었으며, 공원태 등(2007)은 PNF 수축-이완 운동이 균형능력 향상에 효과가 있음을 확인한 연구와 유사한 결과를 얻었으며, 권경호(2007)는 PNF의 하지패턴을 적용한 결과 편마비 환자의 균형이 향상되었다고 제시하였고, 이채우(2010)도 PNF 통합패턴이 요통환자의 통증 및 정적 균형능력의 향상을 보여주었다고 하였다. 정영조(2007)는 PNF 통합패턴을 만성요통 환자에게 적용 시킨 결과 정적, 동적 균형능력의 평균에 유의한 차이가 있었다고 하였으며 본 논문에서도 유사한 결과가 나타났다. Buchner 등(1997)이 24~26주간 근력강화 트레이닝을 실시하여 근력과 균형이 향상되었음을 보고 하였고, 황수진 등(2004)은 노인 요양원에 있는 여성 노인 15명을 대상으로 공을 이용한 동적균형 유지 트레이닝을 8주간 시행한 결과 통계학적인 유의한 차이를 보였으며, 문정화(2003)는 자체 고안한 12주 운동 프로그램을 주 3회 낙상 경험이 있는 여성노인 20명에게 시행한 결과 근력, 근지구력, 유연성, 평형성에서 트레이닝의 효과가 유의하게 나타났다고 보고 하였다. 이처럼 PNF는 근력, 가동범위, 협응력의 증가와 신경골격계에 작용, 운동학습, 운동조절력, 생체역학 작용, 인지력의 증가를 이루어서 균형능력의 향상을 가져온 것으로 사료된다(배성수 등, 2003).

3. PNF 통합패턴 트레이닝 적용에서 기능적 능력의 변인 비교

김태윤(1996)의 연구에서 일상생활 활동의 모든 운동 패턴은 굴곡, 혹은 외전만으로는 불가능하며, 대각선, 나선형 운동 요소가 복잡하게 연관되어 있다고 하였다. 또한 Shanker(1999)의 연구에서 PNF의 나선형과 대각선의 성격을 가

진 움직임은 기능적 능력(functional ability)에서 발생하는 움직임이 나타났다고 보고하였다.

기능적 능력(functional ability)에서는 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run), 호핑(hoping) 능력에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 셔틀런(shuttle-run)과 호핑(hoping) 능력에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$).

기능적 능력에 대한 선행 연구를 보면, 안용옥(2009)은 전방십자인대 재건술 후 재활 효과의 성차를 비교한 논문에서 호핑(hoping) 능력에서 유의한 차이가 있었다고 한 결과와 유사하였지만, 셔틀런(shuttle-run) 능력에서는 유의한 차이가 없었다는 결과와 본 논문에서의 유의가 있었다는 결과와 다르게 나타났다. 이처럼 호핑(hoping) 능력과 셔틀런(shuttle-run) 능력은 하지 근육의 편심성 수축능력과 원심성 수축능력을 반영하며 동시에 신경근 조절 능력을 향상시킬 있다고 할 수 있다. 또한 황명중(2008)은 4주간의 근력 운동과 평형 운동이 발목 불안정성 지표와 기능적 수행 능력에 미치는 영향을 비교한 논문에서 8자달리기와 호핑 능력에서 모두 유의한 차이가 있었다는 논문과 같은 결과를 나타냈다.

이와 같이 선행 연구들에서 운동방법들은 달랐으나 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝을 통해 알아본 균형능력의 향상이 기능적 능력에 영향을 주었음을 확인할 수 있었으며, 이를 통해 하키경기에서 균형능력이 향상되어 하지와 복부의 근 활성도와 운동기능이 향상된 것으로 판단되어 하키선수의 경기력 향상에 필요한 트레이닝방법으로 적극 권장되어져야 된다고 사료된다.

VI. 결론 및 제언

A. 결 론

본 연구는 PNF 통합패턴인 스프린터(sprinter)와 스케이터(skater) 패턴 트레이닝이 하키선수들의 근 활성도(muscle activity)와 균형능력(balance ability) 및 기능적 능력(functional ability)에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였다.

이러한 목적을 달성하기 위해 연구에 참여한 총 대상자를 28명으로 대조군 14명과 실험군 14명을 무선 배정하였으며, 실험군에서 총 12주간 주 3회, 하루 60분 동안 PNF 통합패턴 트레이닝을 실시하였다. 각 군은 사전, 6주 후, 12주 후에 표면 근전도(Bagnoli EMG system)를 이용하여 복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)에 최대 수의적 등척성 근수축(MVIC) 값을 측정하였고, 균형능력을 알아보기 위해 전산화밸런스시스템(GOOD BALANCE system)을 이용하여 정적 균형능력과 동적 균형능력을 측정하였으며, 기능적 능력을 알아보기 위해 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run), 호핑(hoping) 검사를 이용하여 측정하였다. 이상의 측정값을 통계학적 검정을 위해 반복측정분산분석으로 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근 활성도(muscle activity)를 비교한 결과 복부근군(abdominal muscle group)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 왼쪽 복직근, 왼쪽 내복사근, 오른쪽 외복사근에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$). 대퇴사두근군(quadriceps muscle group)에서도 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후에 점차 증가하였으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 왼쪽 외측광근, 오른쪽 대퇴직근에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$).

2. 균형능력(balance ability)을 비교한 결과 정적 균형능력에서는 눈감고 양발로 지지하면서 선 자세(NSEC)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후 점차 향상되었으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 전-후(Ant-Post), 움직임 영역(Velocity Moment)에서 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 그리고 눈감고 오른발로 지지하면서 선 자세(OLREC)에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후 점차 향상되었으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 내-외(Med-Lat), 전-후(Ant-Post), 움직인 영역(Velocity Moment) 모두에서 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 또한 동적 균형능력에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후 점차 향상되었으며 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 전-후(Ant-Post), 움직인 거리(Distance)에서 유의한 차이가 나타났다($p<.05$).

3. 운동수행관련 체력 요소인 민첩성과 순발력의 기능적 능력(functional ability)을 비교한 결과 카리오카(carioca), 동시수축(co-contraction), 셔틀런(shuttle-run)과 호핑(hoping) 능력에서 두 군 모두 사전, 6주 후, 12주 후 점차 향상되었으며, 반복측정분산분석을 실시한 결과 실험군의 셔틀런(shuttle-run)과 호핑(hoping) 능력에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.05$).

이상의 결론을 통해 하키선수들에게 적용한 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴의 대칭적인 트레이닝을 통해 하키선수들의 정적·동적자세에서 균형능력이 향상되었다는 것을 알 수 있었으며, 이를 통해 복부와 하지의 근 활성도 및 운동학적 기능이 향상된 것으로 판단되어 하키선수들의 경기력 향상을 위한 트레이닝 방법으로 적극 권장되어져야 된다고 사료된다.

B. 제 언

본 연구에서는 12주간의 각각 다른 두 가지 자세에서 PNF 통합패턴인 스프린터와 스케이터 패턴 트레이닝을 이용해 복부근군(abdominal muscle group)과 대퇴사

두근군(quadriceps muscle group)의 근 활성도(muscle activity)와 균형능력(balance ability) 및 기능적 능력(functional ability)의 변화를 규명하고자 하였다. 운동선수 중 하키선수만 대상으로 적용하였기 때문에 일반화하는데 어려움이 있어 추후 연구에서는 다양한 운동 종목의 선수들을 대상으로 연구가 이루어져야 할 것이다.

.

참고문헌

공원태, 서현규, 김태호.(2007). PNF의 수축-이완 운동이 균형능력에 미치는 영향. 대한정형도수치료학회지. 13(1), 1-9.

구봉오, 배성수, 황성수, Dietz 등(2009). (신경·근육 ·관절의 치료) 고유수용성신경근촉진법; 근거에 의한 진단과 중재. 서울. 대학서림.

권경호(2007). 고유수용성 신경근 촉진법의 하지패턴이 편마비환자의 균형에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

권유정(2008). 열린 사슬과 닫힌 사슬 운동이 정상 성인의 동적 균형 능력과 근 활성도 변화에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

김미현 외 9(2002). 고유수용성신경근촉진법. 영문출판사.

김백수(2006). 태권도 선수의 웨이트 트레이닝과 PNF트레이닝이 등속성 각근력, 무산소성 능력 및 혈중 스트레스 요인에 미치는 영향. 명지대학교 석사학위 논문.

김상욱(2002). 테니스 선수의 기초 체력이 스포츠 상해에 미치는 영향. 동의대학교 교육대학원 석사학위 논문.

김선구(2009). Turn 분석을 이용한 연령별 대퇴사두근의 근피로 해석에 관한 연구. 서울시립대학교 석사학위 논문.

김수민, 배성수(2005). 만성 뇌졸중 환자에 대한 PNF 집단 운동프로그램의 효과. 대한고유수용성신경근촉집법학회지. 3(1), 1-15.

김승지(2011). 고유수용성 신경근 촉진법의 스프린터와 스케이터 트레이닝방법이 뇌졸중 환자의 균형 및 보행에 미치는 영향. 대구대학교 석사학위 논문.

김은주(1999). 근력 강화운동이 노인의 균형수행력에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사하위 논문.

김재필(2008). 균형트레이닝이 양궁선수들의 자세조절 및 Shooting기록에 미치는 영향. 한국운동역학회지. 18(2), 65-74.

김진영, 빅종항, 최원제(2011). 탄력밴드를 결합한 고유수용성신경근촉진법 통합패턴 트레이닝과 웨이트 트레이닝이 소프트볼 선수의 등속성 근력 및 균형에 미치는

영향. 코칭능력개발지. 13(1), 243-249.

김태윤(1996). 고유수용성신경근촉진법에 의한 sports장해 환자의 치료. 대한물리치료사학회지. 3, 435-442.

김한진(2009). ZC와 중간주파수를 이용한 연령별 대퇴사두근의 근피로 해석에 관한 연구. 서울시립대학교 석사학위 논문.

김현갑(2003). 탄성 밴드를 이용한 무릎관절 근력강화운동이 노인들의 균형조절 능력에 미치는 영향. 단국대학교 특수교육대학원 석사학위 논문.

문정화(2003). 12주 운동프로그램 수행이 낙상 유경험자 노인 여성의 근육적성 및 유연성, 평형성에 미치는 효과. 단국대학교 스포츠과학대학원 석사학위 논문.

문화체육관광부(2007). 국민체력실태조사. 문화체육관광부.

박찬덕(2007). 등척성수축시 근육 힘의 크기 추정을 위한 근전도 신호의 분석주기 결정에 관한 연구. 서울시립대학교 석사학위 논문.

배성수, 구봉호, 최재원, 황보 각, 임원식, 권오현, 김수민, 변숙희, 오정림(2003). 고유수용성신경근촉진법의 저항에 관한 연구. 대한물리치료학회지. 15(1), 329-333.

배성수, 김경, 최용원(2006). 기능적 활동을 위한 고유수용성신경근촉진법의 임상적 촉진. 대한물리의학회지. 1(1), 117-123.

백봉주(2011). 세계 정상을 향해 하키스틱을 휘두르며 : 신박제 회장 재임시의 한국 남자 하키. 한국체육대학교 대학원 석사학위 논문.

소재무, 이광수(2001). 체력요인에 의한 남자 하키경기의 경기력 결정요인 분석. 건국대학교 교육연구소지. 25, 122-130.

송병호(2003). 탄성밴드를 이용한 체간 근력강화 운동이 뇌성마비 아동들의 앉은 자세에 미치는 영향. 단국대학교 대학원 석사학위 논문.

안근옥(2009). 전방십자인대 재건술 후 재활 효과의 성차. 단국대학교 대학원 박사학위 논문.

양정환(2011). 고등학교 육상단거리 선수의 신체조성 및 기초 체력 분석. 목원대학교 산업정보대학원 석사학위 논문.

우영근, 조규행, 유은영(2002). 편마비 환자의 건측에 적용한 고유수용성 신경근 촉진법이 환측 근 긴장도에 미치는 영향. 한국전문물리치료사학회지. 9(2), 157-168.

이규성, 김문희, 유재숙(2000). 고유수용성 신경근 촉진법과 쇼울더 휠 방법이 동결견 환자의 관절가동범위와 동통 점수에 미치는 영향. The Research Institute of Physical Education & Sports Science. 19(1), 103-111.

이귀열(2010). 근 수축모드 변화에 따른 대퇴사두근과 상박근의 근활성도와 근 피로도에 관한 연구. 서울시립대학교 석사학위 논문.

이람난(2010). 필드하키 선수의 포지션별 심폐기능과 무산소성 능력 및 근 기능 비교. 한국체육대학교 석사학위 논문.

이주현(2010). PNF 하지패턴 운동이 슬관절 전치환술 환자의 통증과 균형에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

이채우(2010). 고유수용성신경근촉진법의 결합패턴이 만성 요통 환자의 통증 및 정적 균형에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

이형수, 안윤희, 강현진 등(2005). PNF 하지 패턴에 기초한 탄력밴드 트레이닝이 노인의 균형에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 17, 61-70.

장원석(2005). 퇴행성 슬관절염 환자의 하지 근력 강화 운동이 균형능력에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

정영조(2007). 고유수용성 신경근 촉진법 통합패턴이 요통환자에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위 논문.

정우식(2010). PNF의 Sprinter Pattern을 통한 하지의 근 활성도가 균형능력에 미치는 영향. 동신대학교 대학원 석사학위 논문.

정진규, 김태열, 김용남, 황태연, 이정우(2006). 정상 골격근의 근전도 중앙주파 및 초음파 영상 밀도 분석. 대한물리치료학회지. 18(1).

조성준(2011). 올림픽 경기를 대비한 국가대표 남자 하키선수의 체력훈련 프로그램 비교분석; 2000, 2004, 2008년을 중심으로. 국민대학교 대학원 박사학위 논문.

지상구(2008). 고유수용성신경근촉진법의 등장성수축결합기법이 편마비환자의 균형능력과 대퇴사두근의 근 활성도 및 근 피로도에 미치는 효과. 을지대학교 보건대학원.

최익(2007). 착석 시 허리의 근육피로 변화에 관한 연구, 서울시립대학교 석사학위 논문.

한상숙, 김연정, 김형동 등(2007). 해부생리학. 지구문화사.

하해영(2005). 고유수용성신경근촉진법 운동패턴을 적용한 탄성밴드 저항운동이 노인 여성의 체력에 미치는 영향. 단국대학교 특수교육대학원 석사학위 논문.

함용운(2000). PNF 패턴을 이용한 세라밴드 운동이 상지 굴근의 등장성 근력에 미치는 효과. 고려대학교 병설 보건대학 보건과학연구소. 26, 49-56.

황명중(2008). 4주간의 근력 운동과 평형운동이 발목 불안정성 지표와 기능적 수행능력에 미치는 영향. 단국대학교 스포츠과학대학원 석사학위 논문.

황수진, 이수영, 이정아(2005). 노인에게서 Berg 균형척도, Timed Up & Go 검사, 기능적 독립평가(FIM)의 상관관계. 한국전문물리치료학회지. 11(1), 27-34.

Akuthota, V. & Nadler, S.(2004). Core strengthening. Arch Phys Med Rehabi. 85, 86-92.

Austi, W. M.(2000). Functional leg length discrepancy: Chiropractic respons. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 4(1), 68-71.

Bradley, P., P. Olsen, and M. Portas.(2007). The effect of static ballistic and PNF stretching on vetical jump performance. Journal of Strength & Conditioning Research. 21(1), 233.

Bretigny, P., Seigert, L., Leroy, D., Chollet D.(2008). Upper-Limb Kinematics and Coodination of Short Grip and Classic Drives in Field Hochey. Journal of applied biomechanics. 29(3), 215-223.

Buchner, D.M., Cress, M.E., de Lateur, B.J., Esselman, P.C., Margherita, A.J., Price R., et al.(1997). A comparison of the effects of the types of endurance training on balance and other fall risk factors in older adults. Aging(Milano). 9(1-2), 112-119.

Burke, D. G., C. J. Culligan, and L. E. Holt.(2000). Equipment designed to stimulate proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility training. Journal of Strength and Conditioning Research. 14(2), 135-139.

Clarke, H. H.(1997). Application of measurement to health and physical

education. 4th ed. Englewood cliffs. N. J. : prenthic-hall. 12-27.

Davis, D., M. Hagerman-Hose, and M. Midkiff(2004). The effectivences of 3 proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on the flexibility of the hamstring muscle group. Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy. 34(1), 33-34.

Davies, G.(1995). The need for critical thinking in rehabilitation. J Sports Rehabil. 4(1), 1-22.

Dietz, B.(2006). International PNF Basic Course Books. Gwangjoo, Korea.

Dietz, B.(2009). Let's Sprint, Let's Skater innovation en Im PNF-Konzept. Heidelberg.

Dietz, V., G. Horstmann, and W. Berger.(1989). Significance of proprioceptive mechanismsss in the regulation of stance. Progress in Brain Rrsearch. 80, 419-423.

Drouin, J., and B. Riemann.(2004). Lower extremity functional performance testing. Part 2. Athletic Therapy Today. 9(3), 49.

Era P., Sainio P., Koskinen S., Haavisto P., Vaara M. & Aromaa A.(2006). Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. Gerontology. 52(4); 204-213.

Farina D., Merletti R., Enoka RM.(2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. Appl Physiol. 96, 1486-1496.

Ferber, R., Osternig L., and Gravelle D.(2002). Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. Journal of Electromyography and Kinesiology. 12(5), 391-397.

Flres, A.(1992). Objective measures of standing balance. Neurology Report-Am Phys The Assoc. 16(1), 17-21.

Goldbeck, T.G., and G.J. Davies.(2000). Test-retest reliability of the closed kinetic chain upper extremity stability test. A clinical field test, Journal of Sport Rehabilitation. 9(1), 35-45.

Guyton, A.(1991). Textbook of Medical Physiology. 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.

Horak, F. B., L. M. Nashner, and H. C. Diener.(1990). Postural sreategies associated with somatosensory and vestibular loss. Exp Brain Res. 82, 167-177.

Horst, R.(2006). International PNF Basic Course Books. Seoul, Korea.

Harter. R.(1996). Clinical rationale for closed kinetic chain activities in functional testing and rehabilitation of ankle pathologies. Journal of Sport Rehabilitation. 5(1), 13-24.

Hunter S. K., Ryan D. L., Ortega J. D., Enoka R. M.(2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. J Neurophysiol. 88, 3087-3096.

Johnson, B. L, Nelson J. K, and Gaecia M. J.(1982). Conditioning : Fittness and performance for Everyone, Portland, Tax, Brown and littleman. 75.

Johnson, G. S.(2000). PNF and knee rehabilitation. Journal Orthop Sports Phys Ther. 30(7), 430-431.

Kanhazaki, Noriaki ichihashi, Toshihiro morinaga.(1996). Electromyographic analysis of thigh muscle in PNF of the lower extremity; Muscle activities in the lengthened range. J Phys Sci. 8, 29-32.

Kauffman, T. L., Nashner, and L. K. Allison(1997). Balance is a critical parameter in orthopedic rehabilitation. Orthpedic Phys Ther Clin North America. 6(1), 43-78.

Keskula, D.R., J.B. Duncan, and V.L. Davis.(1996). Functional outcome measures for knee dysfunction assessment. Journal of Athletic Training. 31(2), 105-110.

Kisner, Carolyn, & Colby, Lynn Allen.(2007). Therapeutic exrecise 5th ed; foundation and techniques. Philadelphia. F.A. Davis Company.

Knott, M, Voss, DE(1968). Priopriocepive Neuromuscular Facilitation;

patterns and techniques, 2nd ed., Harper and Row. New York.

Klein, D. et al.(2002). PNF training and physical function in assisted-living older adults. Journal of Aging and Physical Activity. 10(4), 476-488.

Laroche, D. P,. Cremin, K. A., Greenleaf, B. & Croce, R. V.(2009). Rapid torque development in older female falers and nonfallers; A comparison across lower-extremity muscles. J Electormyogr Kinesiol.

Lephart, S. M.(1993). Re-establishing proprioception, kinesthesia, joint position sence, and neuromuscular control in rehabilitation. In Rehabilitation Techniques in Sports, 2nd. ed. W.W. Prentice, ed. St. Louis, MO: Times Mirror Mosby College Publishing. 118-137.

Lephart, S. M., D. Pincivero, J. Giraldo, and F. H. Fu.(1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med. 25, 130-137.

Maeshall, P. & Murphy, B.(2005). Core stability exercises on and off a Swissball. Arch Phys Med Rehabil. 86(2), 242-249.

Merletti R., Rainoldi A., Farina D.(2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. Exerc Sport Sci Rec. 29, 20-25.

Merletti R., Hermens H. J.(2004). Detection and conditioning of the surface EMG signal. In Merletti R, Parker P, editors; Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications, Piscataway, NJ, IEEE Press, Wiley Interscience.

Mullin, M. J.(2000). Functional Rehabilitation of the knee. Internal Journal of Athletic Terapy & Training. 5(2), 28-37.

Myers, J.B., and S.M. Lephrt.(2000). The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. Journal of Athletic Training. 35(3), 35-63.

Nashner, L.(1976). Adapting reflexes controlling the human posture. Exploring Brain Research. 26, 59-72.

Nashner, L.(1982). Adaptation of human movement to altered envirments.

Trends in Neuroscience. 5, 358-361.

Nashner, .L(1985). A functional approach to understanding spasticity. In Electromyography and Evoked Potentials. Struppler A. and A. Weindl, eds. Berlin; Springer-Verlag. 22-29.

Nashner, L.(1989). Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. In Balance: Proceedings of the APTA form. June, 13-15.

Nashner, L.(1993). Practical Biomechanics and Physiology of Balance. In Handbook of balance Function and Testing. Jacobson G., C. Newman, and J. Kartush, eds. St. Louis, Mo; Mosby Year Book Inc. 261-279.

Neumann D. A.(2010). Kinesiology of the musculoskeletal system : foundation of rehabilitation. St. Louis, Mo; Mosby/Elsevier.

Patricia, E Sullivan and Leslie Gross Portney.(1980). Electrromyographic Activity of Shoulder Mucsles During Unilateral Upper Extrimity Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Patterns, Phys Ther. 60, 283-288.

Ragnarsdottir, M.(1996). The concept of balance. Physiotherapy. 82(6), 368-375.

Shanker, k.(1999). Exercise Prescription. Philadelphia Hanley & Belfus. 188.

Sherrington, C.(1974). The integrative action of the nervous system 2nd ed. Yale University Press. New Haven.

Sihvonen S. E., Sipila S. S., & Era P. A.(2004). Changes in postural Balance in frail Elderly Women during a 4-week visualfeedback Training. A ramdomized controlled trial Gerontology. 50, 87-95.

Stone, J. A.(2000). Prevention and rehabilitation: Proprioceptive neuromuscular facilitation. Athlet Ther Today. 5(1), 38-39.

Umphred D. & Jewell M.(2001). Neurological rehabilitation. Mosby St Louis, MO.

Vander, A., J. Sherman, and D. Luciano.(1990) Human Physiology: The mechanismsss of body function. 5th ed. New York. McGraw-Hill.

Wade, M. & G. Jones(1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. Physical Therapy. 77, 619.

Watkins, R.G., Uppal, G.S., Perrt, J., Pink, M., and Dinsay, J.M.(1996). Dunamic Electromyographic Analysis of Trunk Musculature in Professional Golfers. Am J Sports Med. 24(4), 535-538.

William E. Prentice(2011). Rehabilitation Techniques for Sports Medicine and Athletic Training. McGraw-Hill.