



### 저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



**저작자표시.** 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



**비영리.** 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



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

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

**저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.**

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2008도 2월

박사학위논문

퇴행성 슬관절염의 운동치료  
효과에 대한 생체역학적 분석

조선대학교 대학원

체육학과

이희경

퇴행성 슬관절염의 운동치료  
효과에 대한 생체역학적 분석

*The Effect of Exercise Therapy on Degenerative  
Arthritis in the Knee Joints,  
using Biomechanical Analysis*

2008년 2월 25일

조선대학교 대학원  
체 육 학 과  
이 희 경

# 퇴행성 슬관절염의 운동치료 효과에 대한 생체역학적 분석

지도교수 이 경 일

이 논문을 체육학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2007년 10월

조선대학교 대학원

체 육 학 과

이 희 경

# 이희경의 박사학위논문을 인준함

위원장	조선대학교	교수	조 동 진
위 원	국민대학교	교수	박 성 순
위 원	조선대학교	교수	윤 오 남
위 원	조선대학교	교수	이 철 갑
위 원	조선대학교	교수	이 경 일

2007년 12월

조선대학교 대학원

# 목 차

## *ABSTRACT*

<b>I. 서 론</b> .....	<b>1</b>
A. 연구의 필요성 .....	1
B. 연구의 목적 .....	5
C. 연구의 제한점 .....	6
D. 용어의 정의 .....	7
<b>II. 이론적 배경</b> .....	<b>12</b>
A. 퇴행성 슬관절염 .....	12
1. 슬관절의 해부학적 구조와 그 기능 .....	12
2. 슬개대퇴관절에서 슬개골의 이동경로 .....	17
3. 슬관절의 비정상적 정렬 .....	20
4. 퇴행성 슬관절염 .....	22
5. 운동과 퇴행성 슬관절염 .....	28
B. 운동프로그램 .....	31
1. 저항운동의 특징 .....	31
2. 탄성밴드 운동의 특성과 효과 .....	34
3. 짐볼 운동의 특성과 효과 .....	35
4. 수중운동의 특성과 효과 .....	36
C. 근전도의 원리 .....	39
1. 근전도 정량 .....	41
2. 표준화 .....	42
3. 근전도 해석 .....	43

D. 등속성 근력검사 .....	44
1. 등속성 운동능력의 정의 .....	44
2. 등속성 운동의 부하 형태 .....	45
3. 슬관절 신근과 굴근력의 불균형과 상해 .....	46
E. 보행의 일반적 이해 .....	47
1. 보행주기의 특정 시점에서의 운동학적 고찰 .....	50
2. 골관절염의 보행특성 .....	56
3. 보행의 운동역학-지면반력 .....	57
<b>III. 연구방법 .....</b>	<b>61</b>
A. 연구대상자 선정 .....	61
B. 실험방법 .....	62
1. 실험 및 분석 장비 .....	62
2. 연구절차 .....	64
C. 검사방법 .....	65
1. 신체조성 검사 .....	65
2. 방사선 검사 .....	65
3. 등속성 근관절 기능 검사 .....	66
4. 3차원 영상분석 검사 .....	67
5. 근전도 검사 .....	68
6. 운동치료 .....	69
D. 자료 산출 방법 .....	75
1. 통제점 좌표화와 인체 관절 중심점의 좌표화 .....	75
2. 통제점 및 인체관절점의 수치화 및 동조화 .....	76
3. 3차원 실공간 좌표의 계산 .....	76
4. 운동학적, 운동역학적 변인 계산 .....	77
5. 근전도 신호 처리방법 .....	78
<b>IV. 연구결과 .....</b>	<b>79</b>

A. 신체조성 및 방사선 검사 .....	79
1. 운동치료 전·후 신체조성 차이 .....	79
2. 운동치료 전·후 방사선검사의 변화 .....	82
B. 등속성 근력 .....	83
1. 최대회전력 및 체중당 최대회전력비 .....	83
2. 운동치료 전·후 근력 변화 양상 .....	87
C. 보행의 운동학적 변인 .....	92
1. 보폭과 보폭/하지장 .....	92
2. 활보장과 활보장/하지장 .....	93
3. 보간과 보간/하지장 .....	95
4. 보행시간 .....	96
5. 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위 .....	98
6. 보각 .....	100
7. 발목 관절각 .....	101
8. 무릎 관절각 .....	102
9. 고관절각 .....	104
D. 보행의 운동역학적 변인 .....	106
1. 지면반력(GRF) .....	106
2. 근전도 분석(EMG) .....	116
<b>V. 논 의 .....</b>	<b>126</b>
A. 체성분 및 방사선 검사 .....	126
B. 등속성 검사 .....	129
1. 운동치료 전·후 등속성 근력의 변화 .....	129
2. 운동치료 전·후에 있어 등속성 근력 변화 양상 .....	131
C. 보행의 운동학적 변인 .....	134
1. 보폭, 활보장, 보간 .....	134
2. 보행시간 .....	135
3. 중심 좌우측 변위와 중심 상하측 변위 .....	136

4. 보각, 발목관절각, 무릎관절각, 고관절각 .....	137
D. 보행의 운동역학적 변인 .....	140
1. 지면반력 .....	140
2. 근전도 분석 .....	142
<b>VI. 결론 및 제언 .....</b>	<b>143</b>
A. 결론 .....	143
B. 제언 .....	144

참고문헌

부록

## 표 차례

표 1. 퇴행성 관절염을 위한 치료적 방법 .....	28
표 2. 등척성 운동시 강도에 대한 최저수축 지속시간 .....	32
표 3. 보행에 대한 정상치 .....	50
표 4. 연구 대상자의 특성 .....	61
표 5. 실험 및 분석 장비 .....	62
표 6. 기간별 수중운동 프로그램 내용 .....	71
표 7. 저항력에 따른 탄성밴드의 종류 .....	73
표 8. 신장에 따른 볼의 크기와 색상 .....	73
표 9. 기간별 근력운동 프로그램 내용 .....	74
표 10. 근전도 공식 .....	78
표 11. 운동치료 전·후 체성분 관련요인 변화 .....	79
표 12. 경골대퇴각 .....	82
표 13. 무릎관절 간격 .....	82
표 14. 체대회전력 및 체중당 체대회전력비의 차이 .....	84
표 15. 보폭과 보폭/하지장 .....	92
표 16. 활보장과 활보장/하지장 .....	94
표 17. 보간과 보간/하지장 .....	95
표 18. 피험자별 보행시간 .....	96
표 19. 국면별 보행시간 .....	97
표 20. 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위 .....	98
표 21. 보각 .....	100
표 22. 발목 관절각 .....	101
표 23. 무릎 관절각 .....	103
표 24. 고관절각 .....	104
표 25. 오른발 최대 지면반력 .....	107
표 26. 왼발 최대 지면반력 .....	108

표 27. 오른발 이벤트별 지면발력 .....	110
표 28. 운동치료 전·후 왼발 이벤트별 지면발력 .....	111
표 29. 초기 양하지 지지기 .....	117
표 30. 초기 단하지 지지기 .....	118
표 31. 말기 양하지 지지기 .....	119
표 32. 말기 단하지 지지기 .....	121

## 그림 차례

그림 1. 보행주기와 각 이벤트 및 구간 .....	9
그림 2. 보행의 공간적 서술 .....	10
그림 3. 각 관절 각도의 정의 .....	11
그림 4. 슬관절의 x선 .....	12
그림 5. 원위대퇴골과 경골, 비골의 전면과 후면 .....	13
그림 6. 오른쪽 슬개골 .....	14
그림 7. 최대 슬관절 토크 .....	17
그림 8. 대퇴사두근의 힘선 .....	18
그림 9. 슬관절에 대한 반작용력 .....	20
그림 10. 양측성 내번슬 .....	21
그림 11. 보행동안 근활성의 시기와 상대적인 강도 .....	40
그림 12. 보행 주기 .....	48
그림 13. 슬관절 기형 .....	57
그림 14. 보행동안의 지면반력 .....	58
그림 15. 수직힘의 변화 .....	59
그림 16. 연구절차의 흐름도 .....	65
그림 17. 무릎관절의 TFA와 JSN .....	66
그림 18. 등속성 근관절 기능 검사 .....	67
그림 19. 동작분석을 위한 실험장비의 배치 .....	68
그림 20. MVIC 측정방법 .....	69
그림 21. 관절 중심점의 위치 .....	75
그림 22. 운동치료 전·후 체중, BMI의 변화 .....	81
그림 23. 운동치료 전·후 체지방량의 변화 .....	81
그림 24. 운동치료 전·후 근육량의 변화 .....	81
그림 25. 방사선 검사결과 .....	83
그림 26. 운동치료 후 체중당 최대토크 변화량 .....	85

그림 27. sub A. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio 변화량 .....	86
그림 28. sub B. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio 변화량 .....	86
그림 29. sub E. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio의 변화 .....	87
그림 30.sub A. 운동치료 전 최대토크 변화 양상 .....	88
그림 31. sub A. 운동치료 후 최대토크 변화 양상 .....	88
그림 32. sub C. 운동치료 전 최대토크 변화 양상 .....	89
그림 33. sub C. 운동치료 후 최대토크 변화 양상 .....	90
그림 34. sub E. 운동치료 전 최대토크 변화 양상 .....	91
그림 35. sub E. 운동치료 후 최대토크 변화 양상 .....	91
그림 36. 운동치료 전·후 보폭과 보폭/하지장의 변화량 .....	93
그림 37. 운동치료 전·후 활보장과 활보장/하지장의 변화량 .....	94
그림 38. 운동치료 전·후 보간과 보간/하지장의 변화량 .....	95
그림 39. 운동치료 전·후 보행시간 변화량 .....	96
그림 40. 운동치료 전·후 국면별 보행시간 .....	98
그림 41. 운동치료 전·후 중심 좌우측 변위와 중심 상하축 변위 .....	99
그림 42. 운동치료 전·후 보각 .....	101
그림 43. 운동치료 전·후 발목 관절각 .....	102
그림 44. 운동치료 전·후 무릎 관절각 .....	103
그림 45 운동치료 전·후 고관절각 .....	105
그림 46. 운동치료 전·후 최대 지면반력( $F_x$ ) .....	109
그림 47. 운동치료 전·후 최대 지면반력( $F_y$ ) .....	109
그림 48. 운동치료 전·후 최대 지면반력( $F_z$ ) .....	109
그림 49. 운동치료 전·후 이벤트별 지면반력( $F_x$ ) .....	112
그림 50. 운동치료 전·후 이벤트별 지면반력( $F_y$ ) .....	112
그림 51. 운동치료 전·후 이벤트별 지면반력( $F_z$ ) .....	112
그림 52. sub B. 운동치료 전 GRF 양상 .....	114
그림 53. sub B. 운동치료 후 GRF 양상 .....	114
그림 54. sub D. 운동치료 전 GRF 양상 .....	115
그림 55. sub D. 운동치료 후 GRF 양상 .....	115

그림 56. 운동치료 전·후 IDLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치 .....	118
그림 57. 운동치료 전·후 ISLS 평균 및 최대 적분 근전도치 .....	119
그림 58. 운동치료 전·후 TDLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치 ..	120
그림 59. 운동치료 전·후 TSLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치	122
그림 60. 운동치료 전·후 sub A. 근수축 양상 .....	123
그림 61. 운동치료 전·후 sub D. 근수축 양상 .....	124
그림 62 sub E. 운동치료 전·후 이벤트별 근수축 양상 .....	125

# ABSTRACT

## *The Effect of Exercise Therapy on Degenerative Arthritis in the Knee Joints, using Biomechanical Analysis*

Lee, Hee-Kyung

Advisor: Prof. Lee, Kyoung-II

Department of Physical Education

Graduate School of Chosun University

The study is to analyze the biomechanical variables on the effect of exercise therapy on degenerative arthritis in the knee joints. For the purpose, it targets 6 old female patients who were diagnosed as having degenerative arthritis in their knee joints. Before exercise therapy, it conducts a pre-test and 8 weeks of exercise therapy followed by a post-test to analyse the changes before and after the therapeutic exercise.

The body compositions and radiography of the subjects for the pre-and post-tests are examined. To identify the kinematic and kinetic variables of gait, their gait in three-dimension using images, ground reaction force, and EMG are analyzed, to identify isokinetic strength, its function was measured by isokinetic instrument. For the therapy program, the aquatic exercise was applied to the subjects three times a week and strength exercise twice a week for 8 weeks.

The total biomechanical variables for this study include ; ① body composition variables : weight, muscle mass, soft lean mass, fat free mass,

and body mass index, ② radiographic variables: tibio-femoral angle and knee joint angle, ③ isokinetic strength variables: peak torque and peak torque( % BW), ④ kinematic variables : step length, step length/ lower limb length, stride length, stride length/lower limb length, walking base, walking base/lower limb length, stride time, horizontal displacement of COG, vertical displacement of COG, foot angle, ankle joint angle, knee joint angle, and hip joint angle, ⑤ kinetic variables : right and left ground reaction force in both direction, back and forth ground reaction force, vertical ground reaction force (Fx, Fy and Fz), ⑥ EMG variables : changes in muscle activity of quadriceps femoris and hamstring.

The results of the study are summarized as follows:

1. Though it increases muscle mass and fat free mass at the lower limb, it has no effect on the tibio-femoral angle and joint space narrowing due to increased body mass index and weight.
2. It improves the two isokinetic strength variables at one lower limb with mild degenerative arthritis. In right and left strength ratio and flexor · extensor development, the subjects show diversified aspects according to the degrees of degenerative arthritis (the limbs with less arthritis show better results) or past exercise experiences (the subjects who have no exercise experiences show better results. For the transitional aspects according to joint angles, the subjects show complicated changes according to changes in angles before the therapy, but after the therapy, the peak torque appears within 20° where the patients have the least pain. Therefore, the most significant results from the isokinetic strength variables are obtained after the therapy.
3. All the kinematic variables of stride, stride/lower limb length, stride

length, stride length/lower limb length, walking base, walking base/lower limb length increase. General walking time increases. Stance phase increases while swing phase decreases during walking. Right and left axis displacement is same but central back and forth axis displacement decreases a little. Walking base increases, and right ankle joint angle decreases while left joint angle increases in case of toe off. The maximum flexion of the knee joint angle increases in the stance phase while it decreases in the swing phase. In the hip joint angle, the right hip joint angle increases at toe off while it decreases at heel contact. Therefore, in respect to kinematic variables, more efficient walking is achieved after the therapy.

4. In respect to the ground reaction force, maximum ground reaction force and event-based ground reaction force are same or decrease, but an unstable flat plateau pattern shown on the vertical ground reaction force before the therapy disappears and at loading response and terminal stance, a pattern close to "M" indicating peak appears. As means and maximum integral calculus EMG increase at each phase, which indicates respective increase of muscle activity, and as simultaneous shrinkage of the quadriceps femoris and the hamstring increase. efficient flexive shrinkage appears, which indicates the significant effect of the therapy.

# I. 서론

## A. 연구의 필요성

최근 전 세계적으로 노인인구가 증가하고 있으며, 이와 더불어 만성질환자의 발생비율도 급증하고 있는 추세이다. 대부분 선진 복지국가에서의 노인 인구는 전체 인구의 10% 이상을 차지한다. 우리나라 노인 인구비율은 2000년에 이미 노인인구 비율이 7%를 넘어서 고령화 사회에 진입한 이후 고령화가 심화되어 2006년 현재 65세 인구의 비율이 전체인구의 9.5%를 차지하고 있으며 2019년이면 14%를 넘어서는 고령사회가 될 것으로 예견되고 있다(통계청, 2006). 인구의 고령화로 인해 만성질환의 발생빈도도 증가하고 있는데, 대표적인 만성질환으로는 암, 당뇨병, 고혈압, 관절염, 호흡질환 등이 있다. 관절염은 다른 근골격계 질환과 더불어 성인에서 나타나는 장애의 가장 흔한 원인으로 보고 되고 있다. 그 중 퇴행성 관절염은 보통 50세 이전에는 발병 빈도가 낮으나 50세가 지나면서 급속히 증가하여 55세 이상에서는 약 70~80%에서 나타나며, 75세 이상에서는 거의 전 인구가 방사선 검사에서 퇴행성 관절염 소견을 보인다(대한정형외과 학회편집부, 1999). 퇴행성 관절염은 여러 가지 원인에 의해 관절 연골세포의 손상과 함께 관절을 움직이는 인대와 근육이 약화되고 연골의 마모현상이 더욱 심해지면서 관절염이 시작되는 대표적인 노인성 질환이다(Calkins & Challa, 1985; Sherphard, 1997).

퇴행성 관절염은 만성 관절통(통증), 관절가동범위 감소, 근력약화 등을 동반하므로 인체의 가동성을 감소시키고 의료에 대한 의존도를 증가시킨다(Kovar, Allegranc, Mackenzic, 1992; Rejeski & Shunaker, 1994; 양경라, 이선자 1998). 일반적으로 퇴행성관절염은 관절염(osteoarthritis), 퇴행성관절염(degenerative arthritis), 관절변형증(arthrosis deformans) 혹은 골관절증(osteoarthrosis) 등으로 명명되고 있다(Saxon, Finch & Bass, 1999; Sherphard, 1997). 현재 미국 등지에서 널리 통용되는 병명인 “osteoarthritis”는 관절연골의 염증을 뜻하므로 엄밀한 의미로는 비염증성 원

인에 의한 활막 관절연골의 퇴행성 변화를 의미하는 이 질환은 퇴행성관절증(degenerative arthrosis)이라 명명하는 것이 비교적 정확한 병명이라고 할 수 있다(장준섭, 1993).

퇴행성 관절염은 관절연골의 손상으로 발생하는데, 원인은 크게 2가지가 있다. 첫째, 관절의 연골이나 뼈는 정상적인데 비해 관절에 과도한 부하가 걸려 관절 조직이 손상을 받거나 둘째, 부하는 정상적인데 비해 관절의 연골이나 뼈가 약한 경우 퇴행성 관절염이 발생할 수 있다. 퇴행성 관절염은 국소 관절통, 관절운동 장애, 경직, 압통, 관절비대, 근 허약을 가져오며 점진적인 가동성의 제한과 의료서비스의 요구를 증가시킨다(Kovar P. A., Allegranc J. P., & Mackenzic C. R., 1992).

1993년 H대 류마치스센터의 외래환자 중 27.8%를 차지한 퇴행성 관절염 환자의 부위는 슬관절(82.6%), 척추관절(37.1%), 그 외 견관절, 수부관절, 족관절의 순이었다(이인홍, 1994). 퇴행성 관절염이 슬관절에 발생한 경우를 퇴행성 슬관절염이라 하는데, 슬관절에 침범(노인의 10%에서 나타남)되면 통증과 장애로 인하여 계단 오르기, 의자에서 일어나기, 안정성 있게 서 있기 등에 제한이 생기고, 결국에는 보행장애, 일상생활 동작제한, 사회활동의 제한 등으로 발전한다(반도윤, 2005).

최근 퇴행성 관절염 환자를 대상으로 조사한 결과 약물요법이나 관절치환술 등의 치료가 있음에도 불구하고 환자들은 10년 후 건강이 더 나빠질 것이라고 생각하고 있다. 이것은 퇴행성관절염의 경우 개인의 지각 정도에 따른 관리가 중요하며, 외래에서도 지속적인 지지프로그램을 적용하여 이들의 삶의 질에 대한 인식의 개선이 필요하다는 것을 의미한다(김명자, 송경애, 길숙영, 2000). 그러나 현재까지 국내에서는 운동치료에 대한 인식이 부족하여 관절염의 치료는 비스테로이드성 진통소염제 등의 약물치료와 열치료 등의 물리치료 혹은 수술적 처치 등으로 국한해 왔다. 그러나 퇴행성 관절염이 있는 환자들은 근기능의 저하와 기능적 수행능력의 감소를 보이기 때문에 환자들의 전신기능과 건강증진을 위해서 운동치료의 중요성이 강조된다.

Fisher, Pendergast, Grecham과 Calkins(1991)의 보고에 따르면 슬관절염 환자에게 운동을 시켰더니, 슬관절과 고관절의 모든 각에서 고르게 대퇴사두

근의 근력이 증진되었으며 환자들의 활동능력이 증가하였다고 하였다. 통증 때문에 관절의 움직임이 제한하면 관절의 골극 형성이 가속화되고, 그 결과 관절 변형에 의해 움직임이 더욱 제한을 받게 되는 악순환이 초래된다. 퇴행성 슬관절염으로 인한 기능제한의 다른 생리학적 요인은 관절가동범위의 제한과 대퇴사두근의 근력약화이다. 즉 퇴행성 슬관절염으로 인해 통증이 일어나는 메커니즘은 여러 가지 원인으로 인해 근육이 약화되거나, 비대칭적 근육활동으로 인해 관절이 불안정해지고 이때 침범된 관절에 가해지는 스트레스가 활액낭과 인대에 분포되어 있는 신경조직에 자극을 초래하여 통증과 장애를 유발시킨다. 특히 대퇴사두근의 약화가 관절통을 가중시키고 이러한 퇴행성 슬관절염으로 생긴 통증은 활동을 제한하고, 그 결과 근육을 사용하지 않아 대퇴사두근의 약화는 악화된다(Ettinger and Afable, 1994).

관절염의 염증이 심하면 전신적 및 국소적 휴식이 필요하다는 것은 상식적이다. 동물실험에서도 운동량이 많은 경우와 적은 경우를 비교하면 운동량이 많은 경우에 관절염의 발생율이 높음을 보여주고 있지만 관절염이 없는 관절에서 국소적 안정을 취하면 관절의 경직을 초래하고 연골의 질은 떨어뜨리며 이런 변화는 1~2개월 후에는 불가역적인 것이 된다는 것이 동물실험에서 연구된 바 있다. 이처럼 관절염에서의 근육의 휴식은 염증을 감소시키는 장점과 관절경직을 일으키고 근 위약을 초래하는 위험성을 동시에 갖고 있다. 근력을 저하시키는 요인은 근육의 휴식(안정)이다. 절대안정을 하면 1주에 30%의 근육의 용적이 감소하며 근력은 하루에 5%씩 감퇴한다. 관절에 대한 근육의 역할은 자세를 안정하게 하고 활동시 관절을 통하여 전달하는 충격과 스트레스의 힘을 확산하여 약하게 하는 것이다. 근력이 약하게 되면 관절의 생역학적 이점이 저하되며 따라서 관절의 조화운동이 잘 안된다(김진호 1992).

퇴행성 관절염 환자의 치료목적은 관절의 통증을 감소하고 관절의 기능을 유지시키며 변형을 방지하는데 있다. 따라서 운동요법을 실시하여 관절의 움직임을 향상시키거나 유지시키고 관절의 주변근의 힘과 지구력을 증가시키며 유산소능력을 증가시키고 체중감소를 돕고 ADL(activities of daily living)의 기능을 향상시켜야 한다.

퇴행성 관절염 환자의 치료방법으로 약물요법과 수술방법이 통증감소와 증

상완화에는 효과적이지만 부작용이 일어날 수 있기 때문에 비약물요법을 우선 시행하고 있다(Puett & Griffin, 1994). 그러나 비약물요법 중에서도 물리치료 등은 통증감소에는 효과적이거나 기능적 능력의 개선에는 별다른 효과를 주지 못하기 때문에 운동치료를 우선적으로 권장하고 있다(Fisher & Pendergast, 1994; Minor & Lane, 1996).

이상의 선행 연구 결과와 제안점에 비추어 볼 때, 퇴행성 슬관절염 환자들에게 관절의 가동범위를 증가시키고 근력을 향상시킬 수 있는 형태의 운동치료(관절가동운동, 근력운동, 수중운동)를 실시하고 그 결과 위 운동치료가 그들의 근력과 보행형태에 어떠한 영향을 미치는지를 살펴보는 것은 의미있는 일이다.

그럼에도 불구하고 퇴행성 슬관절염 환자의 운동 관련 연구를 살펴보면, 다양한 운동 형태가 퇴행성 슬관절염 환자에게 효과적이라는 서술적 기술에만 국한되어 있고, 객관적이고도 정량적인 지표가 제대로 제시되지 못하고 있는 형편이다.

이러한 실정에서 본 연구는 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 등속성 근력과 보행형태에 영향을 주는 것으로 사료되는 운동치료가 퇴행성 슬관절염에 어떠한 변화를 가져오는지를 생체역학적으로 고찰하는데 그 필요성이 있다.

## B. 연구의 목적

본 연구의 목적은 8주간의 운동치료가 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 어떠한 변화를 가져오는지 규명하는 것이다. 이러한 목적을 달성하기 위해 ① 신체조성 변인으로 체중, 근육량, 체지방량, 체질량지수, ② 방사선 변인으로 경골-대퇴각, 무릎관절간격, ③ 등속성 근력 변인으로 최대회전력, 체중당 최대회전력비, ④ 보행시 운동학적 변인으로 보폭, 보폭/하지장, 활보장, 활보장/하지장, 보간, 보간/하지장, 보행시간, 중심 좌우축 변위, 중심 상하축 변위, 보각, 발목 관절각, 무릎 관절각, 고관절각, ⑤ 보행시 운동역학적 변인으로 좌우방향 지면반력, 전후방향 지면반력, 수직방향 지면반력, ⑥ 보행시 EMG 변인으로 대퇴사두근, 슬괏근의 근활성도 변화로 설정하고 다음과 같은 연구 문제를 선정 후 운동치료 전과 후를 비교 분석하였다.

1. 8주간의 운동치료 전·후 신체조성 변인의 변화를 비교 분석하였다.
2. 8주간의 운동치료 전·후 방사선 변인의 변화를 비교 분석하였다.
3. 8주간의 운동치료 전·후 등속성 근력변인의 변화를 비교 분석하였다.
4. 8주간의 운동치료 전·후 보행시 운동학적 변인의 변화를 비교 분석하였다.
5. 8주간의 운동치료 전·후 보행시 운동역학적 변인의 변화를 비교 분석하였다.
6. 8주간의 운동치료 전·후 보행시 EMG 변인의 변화를 비교 분석하였다.

## C. 연구의 제한점

1. 연구대상자는 심장 결함이 없는 노인여성으로 임상적 평가 및 방사선 평가에서 퇴행성 슬관절염 환자로 판정을 받은 총 6명을 선정하였다.
2. 연구의 범위는 보행주기(오른발 발뒤꿈치 착지에서 왼발을 지나 오른발 발뒤꿈치 착지하고 왼발 앞꿈치 이지까지의 2보)로 하였다.
3. 보행형태를 실험 상황에서 측정하였기 때문에 연구 대상자의 생리적, 심리적 상태를 일상생활과 동일하게 통제하지 못하였다.
4. 연구대상자는 질환으로 인한 행동 특성상 일정한 보행 속도로 걷는 것이 어려울 것이므로 평소 걷는 속도로 걷게 하였고, 맨발로 걸을 때의 보행 형태를 측정하여 분석하였다.
5. 좌표화(digitizing) 과정에서 보이지 않는 해부학적 경계점은 어느 정도의 오차를 포함하였다.
6. 인체의 하지 분절들은 서로 연결된 강체(linked rigid body system)로 간주하고 자료는 Plagenhoef(1983)의 인체측정학 자료를 이용하였다.
7. 연구대상자는 운동치료를 받는 동안 약물치료와 물리치료는 받지 않았다.

## D. 용어의 정의

본 연구에서 사용되는 대표적인 용어들에 대한 정의는 다음과 같다.

1. 운동치료(therapeutic exercise)  
신체의 운동을 통하여 질병이나 그 후유증 따위를 치료하는 방법
2. 수중운동(aquatic exercise)  
물속에서 걷고 차고 뛰는 동작이 주를 이루는 운동으로 본 연구에서는 주 3회 50분씩 총 8주간의 아쿠아로빅 실시
3. 근력운동(strength exercise)  
개인이 힘을 발휘하거나 힘에 저항하는 능력을 향상 또는 유지시키기 위해 다양한 범위의 저항 부하를 점증적으로 사용하는 신체 운동의 특수화된 방법으로, 본 연구에서는 탄성밴드와 짐볼을 이용한 등척성 운동, 등장성 운동을 주 2회 50분씩 총 8주간 실시
4. 등척성 운동(isometric exercise)  
관절의 움직임과 근육의 길이 변화 없이 근육의 수축이 일어나는 정적인 형태의 운동
5. 등장성 운동(isotonic exercise)  
외부의 저항이 일정하게 작용하거나 변화하며 근육의 길이가 관절 가동 범위에서 길어지거나 짧아지는 운동
6. 탄성밴드 운동(elastic band training)  
고무로 만든 밴드나 튜브를 이용하여 강도를 조절하는 저항 트레이닝
7. 짐볼 운동(gym ball exercise)  
body ball, swiss ball, stability ball 이라고도 하며 볼을 이용하여 근력, 유연성, 협응성, 평형성, 자세교정 등의 효과를 도모하는 운동
8. 퇴행성 슬관절염(Degenerative arthritis in the knee joint)  
활막으로 피복된 가동관절에서 비염증성 원인에 의한 관절연골의 퇴화 및 마멸과 관절면에 신생골 형성을 특징적으로 나타내는 질환. 퇴행성 슬관절염은 퇴행성 관절염이 슬관절에 발생한 경우
9. 등속성 운동(isokinetic exercise)과 등속성 근력(isokinetic strength)

등속성 운동은 부하방법이 속도에 의한 저항으로 근수축 운동시 발휘되는 근력 정도에 따라 자동으로 변화, 조절되는 근력 부하 방법이며, 이때 근수축시 부하는 기기에 의해 일정한 속도 조절이 가능

10. 최대회전력(peak torque)

곡선에서 가장 높은 지점으로 절대적 최대근력을 말하며, 단위는 Nm. 본 연구에서는 등속성 각속도 60/sec에서 실시

11. 체중당 최대회전력비(peak torque % body weight)

peak torque를 체중으로 나눈 값이며, 단위는 %

12. 보행주기(gait cycle)

오른발의 발뒤꿈치 착지 1(RHC1)에서 다음 오른발의 발뒤꿈치 착지 2(RHC2)를 지나 두 번째 왼발의 앞꿈치 이지 2(LTO2)까지의 2보로 설정하고, 보행주기 동안에 6개의 순간동작(event)과 5개의 국면(phase)으로 분할하여 설정

13. 발뒤꿈치 착지(heel contact)

발뒤축 충돌(heel strike) 또는 초기 접지(initial contact)라고도 부르며 체공 중에 있던 발이 지면에 접촉되는 순간이며, 본 연구에서는 두 번의 오른발 뒤꿈치 착지(RHC1, RHC2)와 한 번의 왼발 뒤꿈치 착지(LHC)로 설정

14. 발앞꿈치 이지(toe off)

지면에 닿아 있던 발이 지면에서 떨어지는 순간이며, 본 연구에서는 두 번의 왼발 앞꿈치 이지(LTO1, LTO2)와 한 번의 오른발 앞꿈치 이지(RTO)로 설정

15. 입각기(stance phase)

발바닥이 지면에 접촉되어 체중을 지지할 때로 발뒤꿈치 착지에서부터 발앞꿈치 이지까지를 의미

16. 유각기(swing phase)

발이 공중에 있는 시기로 다시 지면에 접촉할 때까지를 의미

17. 보행국면(gait phase)

보행주기를 기능적으로 구분하는 것으로, 두 개의 주요 국면인 입각기와 유각기로 나뉘며, 이는 다시 네 개의 세부국면인 초기 양하지 지지기(Initial Double Limb Stance, IDLS), 초기 단하지 지지기(Initial

Single Limb Stance, ISLS), 말기 양하지 지지기(Terminal Double Limb Stance, TDLS), 말기 단하지 지지기(Terminal Single Limb Stance, TSLS)로 나누고, 본 연구에서는 지면반력의 결과값을 얻기 위하여 두 번째 왼발 앞꿈치 이지기를 포함하여 부가적으로 양하지 지지기(Additional Double Limb Stance, ADLS)를 더하여 구분

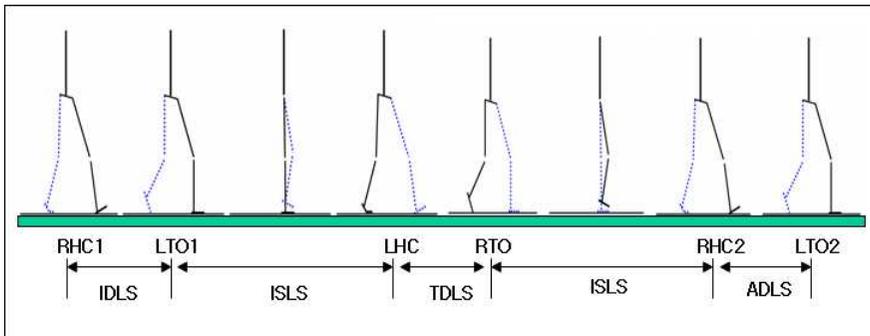


그림 1. 보행주기와 각 이벤트 및 구간

18. 스텝클(cadance)  
일분간에 걷는 걸음의 수(step/min)를 의미
19. 보폭(step length)  
양발 지지 상태에서 앞에 위치한 발의 뒤꿈치에서 뒤에 위치한 발의 뒤꿈치까지의 수평거리로, 본 연구에서는 오른발 착지1의 발뒤꿈치와 왼발 착지의 발뒤꿈치까지의 거리로 설정
20. 활보장(stride length)  
같은 발이 두 번 연속적으로 이동한 거리로 2개의 보폭으로 구성되며 첫 번째 오른발 뒤꿈치 착지(RHC1)에서 두 번째 왼발 앞꿈치 이지(LTO2)까지의 거리
21. 보간(walking base)  
활보폭(stride width)이라고도 부르고 두 발 사이의 옆 거리를 말하며, 본 연구에서는 오른발 뒤꿈치 착지(RHC1)와 왼발 뒤꿈치 착지(LHC) 시의 연장선을 이용하여 옆거리 또는 폭으로 설정

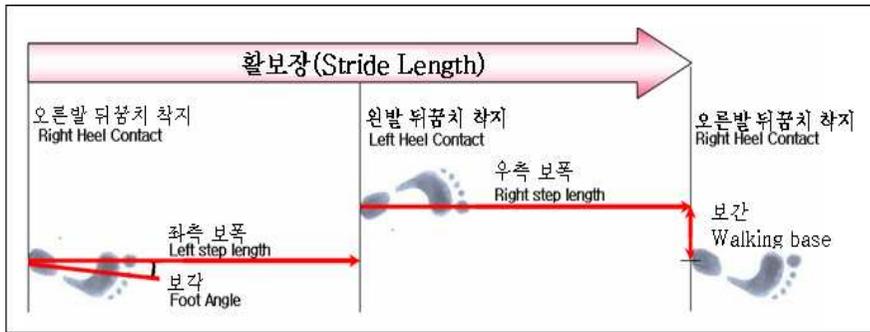


그림 2. 보행의 공간적 서술

22. 보행시간(stride time)  
보행주기를 통과하는데 소요되는 시간
23. 중심 좌우측 변위(horizontal displacement of COG)  
몸의 중심이 좌우로 이동한 거리로 본 연구에서는 활보장에서 천골(sacrum)의 좌우측 이동범위의 최대값에서 최소값을 뺀 값으로 설정
24. 중심 상하측 변위(vertical displacement of COG)  
몸의 중심이 상하로 이동한 거리로, 본 연구에서는 활보장에서 천골(sacrum)의 상하측 이동범위의 최대값에서 최소값을 뺀 값으로 설정
25. 보각(foot angle)  
보행의 진행방향축(y축)과 발뒤꿈치에서 발앞꿈치를 연결한 벡터가 이루는 각
26. 발목 관절각(ankle joint angle)  
발목 관절에서 무릎관절로의 벡터와 발목관절에서 발앞꿈치의 벡터가 이루는  $\alpha$  각도
27. 무릎 관절각(knee joint angle)  
무릎 관절에서 고관절로의 벡터와 무릎관절에서 발목관절로의 벡터가 이루는  $\beta$  각도
28. 고관절각(hip joint angle)  
무릎관절에서 고관절로의 벡터와 고관절에서 몸통의 벡터가 이루는 각도

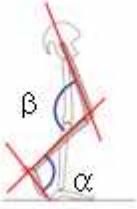
보 각	발목 및 무릎 관절각	고관절각
		

그림 3. 각 관절 각도의 정의

29. 근활성도(electromyography activity)  
근수축시 발생하는 근육의 전기적 활성도
30. 경골-대퇴각(tibio-femoral angle)  
대퇴골의 장축과 경골의 장축이 이루는 각도
31. 하지장(lower limb Height)  
바닥에서부터 피검자의 넓다리뼈 돌기(Trochanterion)까지의 길이

## II. 이론적 배경

### A. 퇴행성 슬관절염

#### 1. 슬관절의 해부학적 구조와 그 기능

슬관절은 내측과 외측경대퇴관절(Medial and lateral tibiofemoral joint), 그리고 슬개대퇴관절(Patellofemoral joint)로 구성되어 있다. 슬관절에서의 운동은 2개의 운동면에서 일어나는데, 시상면에서의 굴곡 및 신전 그리고 수평면에서의 내회전과 외회전이 있다. 그러나 이러한 움직임을 기능적으로 볼 때 하지의 다른 관절들에 대해 독립적으로 일어나기는 어렵다. 하지 관절들 내에서 일어나는 강력한 기능적 관계는 슬관절을 가로지르는 근육들이 대부분 고관절이나 족관절도 가로지르기 때문이다.



그림 4. 슬관절의 x선(Donald. A.N., 2002.)

슬관절은 중요한 생체역학적 기능들을 갖고 있는데, 이러한 것들은 보행과 달리기 동안에 잘 나타난다. 보행의 유각기 동안, 슬관절은 굴곡을 통해 하지의 기능적 길이를 짧게 하는데, 그렇게 하지 않는다면 발은 지면에 쉽게 걸리게 된다. 보행의 유각기 동안 슬관절은 약간의 굴곡상태를 유지하는데, 이

것은 충격흡수, 에너지 보존, 그리고 하지를 통한 힘의 전달을 얻기 위함이다.

슬관절의 안정성은 뼈의 구조적 배열보다는 주로 연부조직의 제한에 의해 얻게 된다. 큼직한 대퇴과들은 거의 편평한 경골의 관절면과 관절하게 되는데, 넓은 인대성 관절낭과 큰 근육들에 의해 관절의 위치를 유지하게 된다 (Donald A. Neumann, 2004).

대퇴골의 원위 말단부에는 외측과(lateral condyle)와 내측과(medial condyle)가 있다. 각 과에서 돌출되어 나온 외측상과(lateral epicondyle)와 내측상과(medial epicondyle)는 측부인대가 부착하는 부위이다. 관절연골은 대퇴과의 표면을 거의 대부분 덮고 있다. 각 대퇴과의 가장 원위부 말단은 거의 편평하게 되어 있어 체중부하의 면적을 증가시킨다. 비골은 원래 비체중부하 뼈이다. 비록 슬관절에서의 직접적인 기능은 없지만 가느다란 이 뼈는 경골의 외측면을 받치고 있어 슬관절의 정렬을 유지하는데 도움이 된다. 경골의 일차적인 기능은 체중을 슬관절에서 족관절로 전달하는 것이다. 경골의 근위 말단부는 내측과와 외측과에 의해 벌어져 있으며, 이 부위는 원위 대퇴골과 관절을 형성한다.

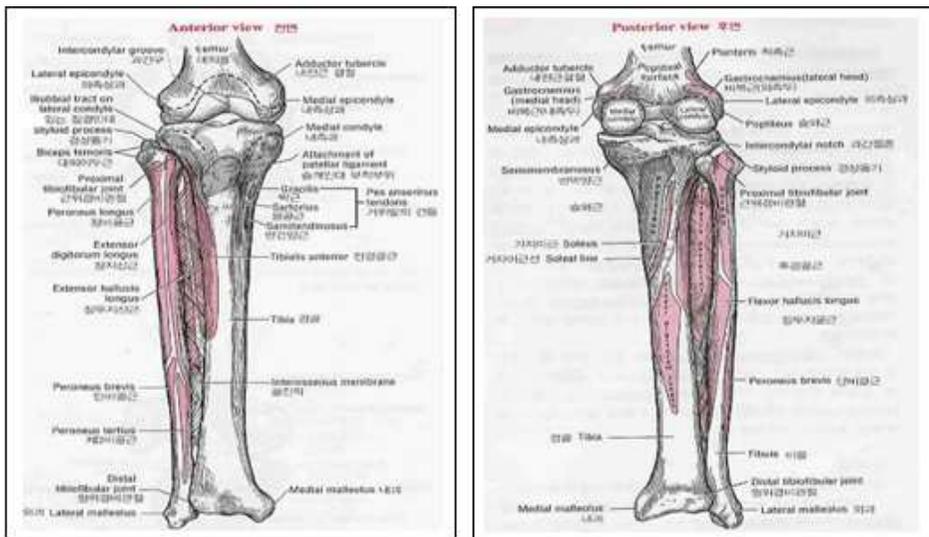


그림 5. 원위대퇴골과 경골, 비골의 전면과 후면(Donald. A.N., 2002.)

슬개골은 거의 삼각형 모양의 뼈로서 대퇴사두근건 안에 묻혀 있다. 슬개골은 인체에게 가장 큰 종자골이다. 슬개골의 위쪽은 곡선을 이루고 있는 기저부(base)이고 아래쪽은 뾰족한 첨부(apex)이다. 이완하여 서 있는 자세에서 슬개골의 첨부는 슬관절의 관절선 바로 근위에 놓이게 된다. 슬골의 전면은 모든 방향에서 볼록하다. 또 슬개골의 기저부는 대퇴사두근의 건이 부착되기 때문에 거칠다. 슬개인대는 슬개골의 첨부와 경골조면 사이에 부착된다. 슬개골의 후관절면(posterior articular surface)은 4~5mm 정도로 두꺼운 관절연골로 덮여있다. 이 관절은 대퇴골의 과간구와 접촉하여 슬개대퇴관절을 형성하게 된다. 두꺼운 연골은 관절을 가로지르는 큰 압박력을 분산시키는데 도움이 된다.

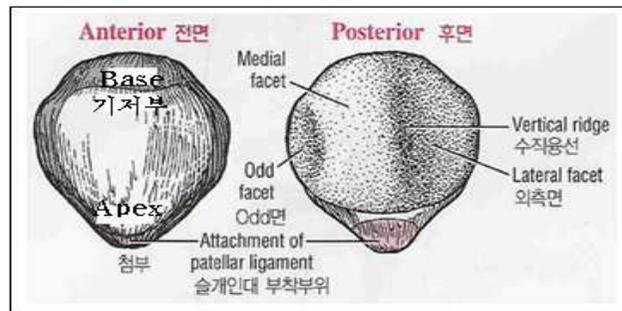


그림 6. 오른쪽 슬개골(Donald. A.N., 2002.)

대퇴골의 골간부는 슬관절쪽으로 하행할 때 약간 내측으로 각져있다. 이런 사선방향은 근위 대퇴골에서 나타나는 125°의 경사각 때문이다. 근위 경골의 관절면은 거의 수평을 향하고 있기 때문에, 슬관절의 외측면은 약 170~175°의 각을 이루고 있다. 전두면 내에서의 이러한 정상적인 정렬을 외번슬(genu valgum)이라 한다.

슬관절의 섬유성 관절낭은 내측 및 외측 경대퇴관절과 슬개대퇴관절을 에워싸고 있다. 슬관절의 관절낭은 근육, 인대, 그리고 근막에 의해 보장된다. 슬관절 관절낭의 안쪽면에는 윤활막이 놓여 있다. 슬관절에는 14개의 활액낭이 있으며, 움직임 동안 높은 마찰력이 발생하는 조직간 접경부 사이에 놓여

있다. 조직간 접경부위에 해당하는 조직들로는 건, 인대, 피부, 뼈, 관절낭, 그리고 근육이 포함된다. 활액낭은 과도하고 반복적인 힘이 요구되는 활동들에 의해 염증으로 활액낭염이 유발되기도 한다.

내측 경대퇴관절과 외측 경대퇴관절은 크고 볼록한 대퇴골과 보다 작고 거의 편평한 경골과들에 의해 형성된 관절들이다. 달리기, 쪼그려 앉기, 그리고 오르기과 같은 활동들을 위해, 대퇴골들의 관절면은 시상면에서의 광범위한 운동을 허용할 수 있는 구조로 되어 있다. 관절의 안정성은 견고하게 일치된 뼈의 적합성에 의해 제공되는 것이 아니라, 근육, 인대, 관절낭, 반월판, 그리고 체중에 의해 제공된 힘과 물리적 억제에 의해 제공된다.

슬개대퇴관절은 슬개골의 관절면과 대퇴골에 있는 과간구 사이에 있는 경계면이다. 대퇴사두근, 관절면들, 그리고 지대섬유들은 슬개대퇴관절을 안정시킨다. 슬관절이 굴곡과 신전을 할 때, 슬개골의 관절면은 대퇴골의 과간구에 대해 미끄러지게 된다. 대퇴골에 대한 경골의 굴곡 동안, 슬개골은 대퇴골에 대해 미끄러지게 된다. 경골에 대한 대퇴골의 굴곡 동안, 대퇴골은 슬개골에 대해 미끄러지게 된다.

내측측부인대(medial collateral ligament, MCL)는 관절의 내측면에 있는 편평하고 넓은 구조물이다. 외측(비골측)측부인대(lateral(fibular) collateral ligament)는 대퇴골의 외측상과와 비골두 사이를 거의 수직으로 주행하는 둥글고 강한 섬유대(cord)로 구성되어 있다. 측부인대의 일차적 기능은 전두면에서의 과도한 운동(외전 또는 내전)을 제한하는 것이고, 이차적 기능은 과도한 슬관절 신전을 제한하는 것이다.

십자인대는 대퇴골의 과간절흔 내에서 교차되고 있는 인대들의 공간적 관계를 나타내는 말이다. 전십자인대(anterior cruciate ligament, ACL)와 후십자인대(posterior cruciate ligament, PCL)가 같이 작용하게 되면 극단적인 모든 슬관절 운동에 저항할 수 있다.

슬관절의 근육들은 두 개의 근육군인 슬관절 신전근들(즉 대퇴사두근)과 슬관절 굴곡-회전근들로 나뉜다. 대퇴사두근은 등척성, 원심성, 그리고 구심성 활성화에 의해 슬관절에서 다양한 기능을 수행하게 된다. 대퇴사두근은 등척성 활성화(isometric activation)을 통해 슬관절을 안정시키고 보호하는데 도움이 된다. 원심성 활성화(eccentric activation)을 통해, 대퇴사두근은 앉거나 상체를 구부리는 것과 같은 동작을 할 때 신체 질량중심의 하강 속도를 조절하는데 기여하게 된다. 슬관절은 보행의 발뒤꿈치 닿기 단계에서 후방에 위치한 지면반발력에 대한 반응으로 약간 굴곡하게 된다. 스프링과 같은 작용에 의해, 근육은 관절에 가해지는 부하의 충격을 감소시킨다. 이러한 보호작용은 점프해서 착지하기, 달리기, 또는 높은 계단에서 내려오기와 같이 높은 충격 부하가 가해지는 동작 동안 특히 유용하게 사용된다. 이와는 대조적으로, 대퇴사두근의 구심성 수축(concentric contraction)은 대퇴골이나 경골을 슬관절 신전으로 가속시킨다. 이러한 작용은 오르막길 달리기, 점프하기, 또는 앉은 자세에서 일어서기와 같이 신체의 질량중심을 상승시키는데 흔히 사용된다.

대퇴사두근(quadriceps femoris)은 대퇴직근, 외측광근, 내측광근, 그리고 중간광근으로 구성된 크고 강력한 신전근이다. 큰 광근들은 슬관절에서의 전체 신전 토크 중 약 80%를 생산하고, 대퇴직근은 약 20%를 생산한다. 광근들의 수축은 단지 슬관절만을 신전시킨다. 그러나 대퇴직근의 수축은 고관절 굴곡과 슬관절 신전을 일으킨다. 대퇴사두근의 모든 근육들은 슬개골의 기저부에 부착하는 강력한 하나의 건(대퇴사두근건)을 형성하기 위해 합쳐진다. 대퇴사두근건은 슬개골의 첩부와 경골조면을 연결하는 슬개인대를 통해 원위쪽으로 계속된다. 외측광근과 내측광근은 슬개지대섬유들을 통해 관절낭과 반월판에 부착된다. 대퇴사두근과 건, 슬개골, 그리고 슬개인대를 흔히 슬관절 신전근 기전(knee extensor mechanism)이라 부른다.

슬관절을 완전히 신전시키지 못하게 하는 요소들은 크게 3가지의 범주로 분류된다. 이러한 범주들에는 (1) 대퇴사두근으로부터의 감소된 힘 생산, (2) 결합조직들로부터의 과도한 저항, (3) 불충분한 관절운동형상학이 있다.

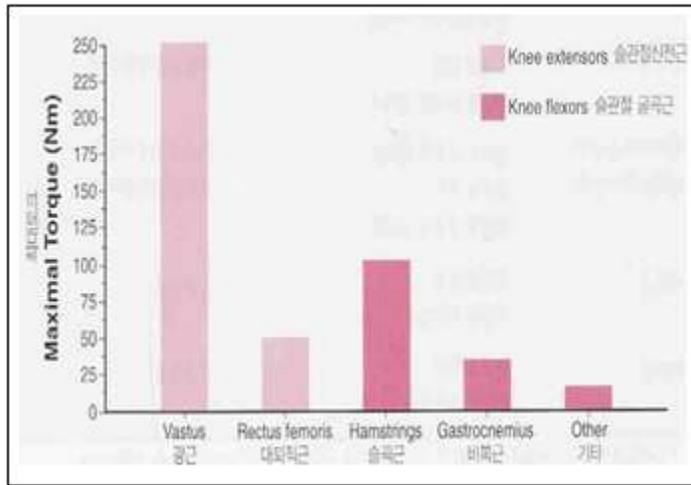


그림 7. 최대 슬관절 토크(Donald. A.N., 2002.)

## 2. 슬개대퇴관절에서 슬개골의 이동경로

능동적인 슬관절 신전 동안 몇몇의 구조물들은 슬개골이 대퇴골의 과간구를 지나 이동하게 한다. 이 경우 슬개골이 과간구에서 미끄러짐을 할 때 각 구조물이 발휘하는 힘에 의해 슬개골은 외측이나 내측으로 당겨지게 된다. 이러한 힘들이 서로에 대해 균형을 잡아 협력하게 될 때, 가능한 관절면들에 스트레스를 가함이 없이 슬개골이 과간구를 지나 이동할 수 있게 해준다. 이러한 힘들이 서로에 대해 균형을 잡지 못해 협력하지 못하게 된다면, 슬개골은 적절하게 이동하지 못하게 되고, 심지어 탈구를 유발하게 된다. 비정상적인 이동 궤도에 의해 증가된 스트레스는 관절염, 연골연화증, 재발성 슬개골 탈구, 또는 슬개대퇴관절 통증 증후군을 유발하게 된다.

대퇴사두근의 전체적인 힘선은 슬개인대에 대해 슬개골을 상방과 외측으로 당기는 경향이 있다. 대퇴사두근에 의해 발휘되는 외측 당김의 정도를 흔히 Q각(Q-angle)이라 한다(Horstmann, et al, 1999).

이러한 각도는 ① 대퇴사두근의 당김을 나타내주기 위해 전상장골극의 한 지점에서 슬개골의 중심을 연결한 선, 그리고 ② 경골조면과 슬개골의 중심을 연결한 선에 의해 형성된다. Q각은 성에 따라 차이가 있어 여자는 15.8°를

나타내고 남자는 11.2°를 나타낸다. 15°보다 더 큰 Q각은 흔히 슬개대퇴관절 통증, 연골연화증, 그리고 슬개골의 탈구에 기여한다.

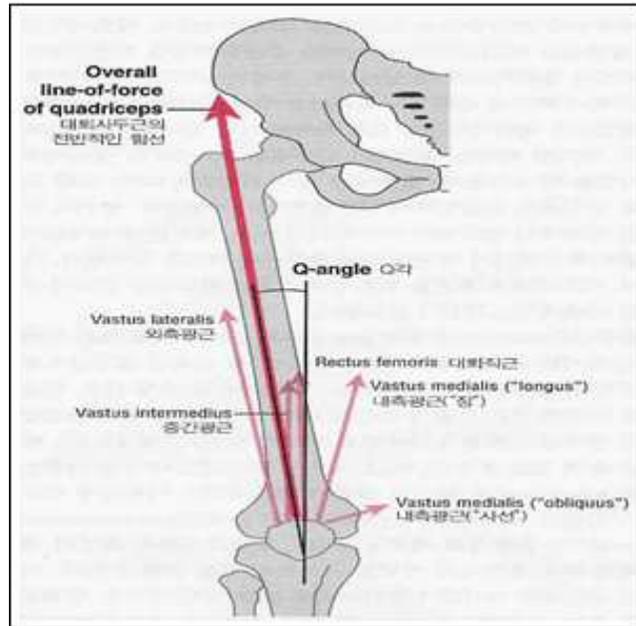


그림 8. 대퇴사두근의 힘선(Donald. A.N., 2002.)

대퇴사두근의 당김에 의한 외측 치우침은 슬개골에 대한 자연적인 활시위 힘(bowstringing force)를 만들어 낸다. 내측광근의 사선섬유들이 갖는 주요한 기능은 대체적으로 슬개골을 외측으로 탈구시키려는 대퇴사두근의 경향을 중화시키는 것이다. 내측슬개대퇴(지대)섬유들 및 원래 융기되어 있는 대퇴골과관구의 외측면은 외측으로 치우치려는 슬개골의 경향에 저항한다.

뼈의 정렬불량에 의해 증가된 Q각은 과도한 슬개골의 외측 이동에 기여하는 요소가 된다. Q각이 증가할수록 슬개골에 대한 외측 활시위 효과는 더 커진다. 또한 Q각을 증가시키는 요소들은 외번슬을 증가시키는 경향이 있다. 이러한 요소들에는 과신장된 내측측부인대, 고관절의 내회전/내전된 위치, 과도한 발의 회내, 그리고 성별이 포함된다.

대퇴사두근의 중등도 약화를 갖고 있는 사람들은 앉은 자세에서 완전한 범위의 대퇴골에 대한 경골의 슬관절 신전을 완성하는데 어려움을 보인다. 이

러한 어려움은 외적인 부하가 하퇴의 무게로 국한되어 있을 때조차도 계속 나타난다. 슬관절이 수동적으로는 완전히 신전될 수 있다 할지라도, 신전의 마지막 15~20°에서는 능동적으로 수행하는데 실패한다. 임상적으로, 이러한 대퇴사두근의 특성을 흔히 “신전근 지연”이라 부른다.

수술후 슬관절 재활의 경우에도, 슬관절이 마지막 신전쪽으로 근접해감에 따라, 외적인(굴곡) 토크는 가장 커지게 되는 반면, 대퇴사두근의 최대 내적인 토크는 가장 작아지게 된다. 이러한 자연적인 불균형이 나타난다 할지라도, 정상적인 대퇴사두근의 근력을 갖고 있는 사람에게서는 신전근 지연이 거의 나타나지 않는다. 그러나 중등도의 근약화가 있는 사람들은 이러한 불균형에 의해 신전근 지연을 나타내게 된다. 또 슬관절의 종창이나 삼출은 신전근 지연의 가능성을 증가시킨다. 종창은 관절내압을 증가시키기 때문에, 완전한 슬관절 신전을 물리적으로 방해할 수 있다. 증가된 관절내압은 대퇴사두근의 신경활성을 반사적으로 억제할 수 있다.

한 연구결과에 따르면, 슬개골절제술을 시행함에 따라 내적인 모멘트팔의 약 20%가 상실되었다고 보고하였다. 슬개골절제술을 한 슬관절의 내적인 모멘트팔은 4.7cm에서 3.8cm로 감소되었다. 이론적으로, 슬개골이 없는 슬관절은 슬개골절제술을 하기 이전과 똑같은 신전근 토크를 생산하기 위해서는 이전에 발휘되었던 힘에 25%를 더 발생시켜야 할 필요가 있다는 것을 의미한다. 지레 작용에서의 비례적 상실을 보상하기 위해 근육의 힘이 증가될 필요가 있다. 결과적으로, 근육의 힘이 더 커져 경대퇴관절에 대한 압박력이 증가됨에 따라 관절연골에 대한 부가적인 마모가 발생하게 된다.

비복근을 제외한 슬관절 후방을 가로지르는 모든 근육들은 슬관절을 굴곡시키면서 내측이나 외측으로 회전시킬 수 있는 작용을 갖고 있다. 소위 슬관절의 굴곡-회전근이라 불리는 근육들에게 슬괵근, 봉공근, 박근, 그리고 슬와근이 있다. 대퇴신경에 의해 모두 지배되고 있는 슬관절 신전근들과는 달리, 굴곡-회전근들은 3가지의 신경인 대퇴신경, 폐쇄신경, 그리고 좌골신경의 지배를 받는다.

슬괵근(즉 반막양근(semimembranosus), 반건양근(semitendinosus), 그리고 대퇴이두근(biceps femoris)의 장두)은 좌골결절에서 기시한다. 대퇴이두근의

단두는 대퇴골 조선의 외측순에서 기시한다. 모든 슬광근은 경골과 비골에 정지하기 위해 슬광절을 가로질러간다. 슬광절을 굴곡시키는 슬광근의 작용 외에도 내측슬광근(즉 반막양근과 반건양근)은 슬광절을 내회전시킨다. 대퇴이두근은 슬광절을 외회전시킨다. 이러한 수평면에서의 회전운동은 슬광절이 굴곡되었을 때 일어난다.

일반적으로, 슬광절 신전근들은 슬광절 굴곡근들보다 약 2/3나 더 큰 토크를 생산해 낸다. 이러한 차이에 기여하는 중요한 인자가 바로 광근들에 의해 생산된 비교적 큰 토크이다.

### 3. 슬광절의 비정상적 정렬(편측구획 관절염이 있는 내번슬)

전두면에서 슬광절은 약 5~10°의 외반으로 정렬되어 있다. 이러한 정렬의 이상을 과도한 외번슬 또는 내번슬이라 한다. 정상적으로 정렬된 슬광절에 있어, 서 있는 동안의 관절반작용력은 체중(BW)의 44%가 슬광절의 내측구획과 외측구획을 거의 똑같이 통과해 지나간다. 보행을 하는 동안에는 슬광절 전체의 관절반작용력은 체중의 약 3배까지 증가된다. 이러한 증가는 근육의 활성화와 발뒤꿈치 당기를 할 때 지면에 의해 생산된 반작용력이 결합되어 나타난 효과 때문이다. 발뒤꿈치 당기를 할 때 발뒤꿈치 정중선의 바로 외측이 지면과 접촉하기 때문에, 이 결과로 생기는 지면반발력은 슬광절의 바로 내측을 통과하게 된다. 따라서 순수한 내반토크가 매 걸음마다 발생하게 된다.

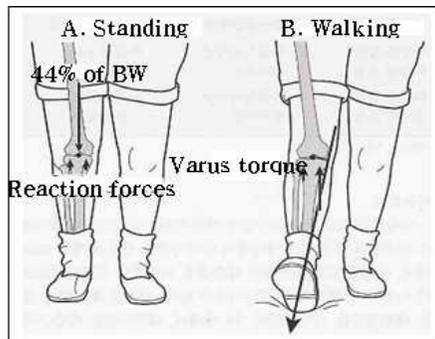


그림 9. 슬광절에 대한 반작용력

대부분의 사람들은 별 어려움 없이 슬관절의 비대칭적 동적 부하를 견디게 된다. 그러나 어떤 사람들에게서는 내측구획에서의 과도한 마모에 의해 편측 구획 골관절염(unicompartment osteoarthritis)이 유발된다. 내측면에 있는 관절연골이 점점 얇아짐에 따라, 슬관절은 내번슬 또는 O형-다리 변형이 될 수 있다. 내번변형은 내측구획에 증가된 부하를 가하게 되고, 이것은 내측 관절공간의 더 큰 상실을 초래하게 되어, 더 큰 내번 변형을 유발하게 되는 악순환 고리를 형성하게 된다. 양측 슬관절에서는 내측관절 골관절염(medial joint osteoarthritis)의 징후들(즉 내측 관절공간의 상실과 비대해진 내측구획의 뼈)을 보인다.

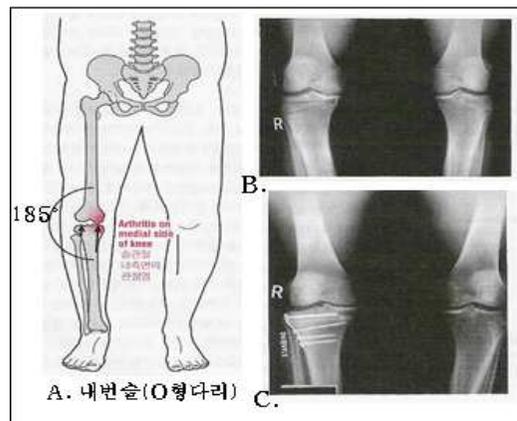


그림 10. 양측성 내번슬

B는 양측 내번슬과 내측관절 골관절염을 보여주고 있는 전면의 X선 사진이다. 양측 슬관절염 내측 관절공간의 상실과 내측구획 주위의 비대해진 뼈를 볼 수가 있다. 오른쪽 슬관절(R)의 변형을 교정하기 위해, high tibial osteotomy라 알려진 수술절차에 의해 썬기 모양으로 뼈를 제거하게 된다. C는 썬기 모양으로 뼈를 제거한 후의 오른쪽 슬관절을 보여주고 있는 X선의 모습이다.

#### 4. 퇴행성 슬관절염

일반적으로 퇴행성 관절염(degenerative joint disease, DJD) 또는 골관절염(osteoarthritis)이라고 불려지는 퇴행성 관절염은 염증성 또는 감염성과 비교해 볼 때 퇴행성 관절질환이라는 의미를 내포하고 있다. 퇴행성 관절염은 기본적으로는 관절연골의 변성으로 그에 따른 관절 주위의 골극형성(osteophyte), 연골하골의 변성(subchondral bone change), 골수의 변화(bone marrow change), 활막의 섬유화학 반응(fibrous reaction of the synovium) 및 관절낭이 비후된 상태(capsular thickening)로 변환된다. 원인은 불확실하나 노화 현상이나 과도한 체중과 관계가 깊다. 중년 혹은 노년에 많이 발생하고 체중부하 관절인 슬관절에 주로 침범하며, 관절연골의 퇴행성 변화와 관절면의 과잉골 형성을 특징으로 하는 질환이다. 가장 많이 손상을 입는 관절은 하지의 슬관절과 고관절이며 척추에서는 요추와 경추이다. 초기의 퇴행성 변화는 활막염이 일어나며 관절액이 고이고, 경직, 관절낭의 비후, 관절주위의 골극(Osteophyte)형성이 일어날 때까지는 아무런 증상이 나타나지 않는다. 통증은 골극의 확장에 의하여 활막의 신장, 인대 부착부에서의 뼈의 변화 및 동통성 관절을 고정하기 때문에 일어나는 보호적인 근육의 경직 등에 의하여 유발된다.

퇴행성 관절염은 관절의 염증으로 근력이 저하되고 근력의 불균형 현상이 나타나게 되며, 이런 현상이 지속되면 관절운동에 기능부전이 발생하여 관절에 가해지는 스트레스를 가중시켜 통증을 유발하게 된다. 또한 슬관절 신전근인 대퇴사두근에 근력저하를 발생시키고, Sherrington의 상호지배성억제의 법칙에 따라 슬관절 굴곡근인 비복근에 근긴장과 단축을 초래한다(김경지, 김광기, 김성영, 소재무, 1998).

관절 연골의 소실과 변성에 의해 관절면이 불규칙해지면, 관절을 처음 움직일 때 통증이 유발되는 ‘시작통’이 관찰되기도 하고 조조 강직(morning stiffness)을 동반하기도 하지만 대개 30분 미만으로서 1시간 이상 지속되는 류마티스 관절염과 같은 염증성 관절염과는 다소 다르다(이영호, 송관규, 1999). 그러나 염증과 통증으로 인해 관절운동 장애가 현저하게 나타나면 계단오르기와 기립하

기가 어려워지며, 결국 다시 통증으로 인한 근육의 사용 감소는 근위축 및 운동 제한을 유발한다(Keffe, 1987). 또한 관절연골의 파괴 후 골증식체(osteophyte)가 형성되어 주위 연부조직을 압박하고, 관절강 감소와 함께 연골하-골경화증(subchondral bone sclerosis), 부정위 탈골(subluxation)과 같은 변형이 생겨 운동을 제한한다(대한정형외과학회, 2004, Ettinger, 1994).

염증상태의 단순한 조절은 불안정한 슬관절(unstable knee joint)의 후유증을 남기게 되며, 보통 관절염에는 온열치료로 온습포, 초단파, 적외선 등을 사용한다. 운동치료는 슬관절의 굴곡변형을 개선하기 위해 대퇴사두근에 근력강화 운동을, 근긴장과 단축이 발생한 비복근에 신장운동을 처방하며(Robert, 1999), 체중의 조절도 필요하다.

관절연골의 퇴행성 변화는 고령에 기인한 것 외에도 다음과 같은 선행 조건이 있으면 더욱 잘 일어난다. 즉, 슬관절부의 병변이나 손상(반월상, 연골 손상, 골절, 탈구), 관절내 유리체, 비만증, 내·외반슬 등 기계적 부하축의 이상과 감염증, 관절염 등은 연골의 파괴와 변성을 촉진한다(대한정형외과학회, 2004).

## a. 원인 및 분류

### (1) 일차성 퇴행성 관절염(특발성 관절염, *idiopathic arthritis*) 또는 노인성 관절염

관절 연골의 손상을 초래할 만한 특별한 원인이 없는 경우이다. 그러나 피부나 모발 등의 노화과정에 개인차가 많은 것과 같이 관절의 노화에도 나이, 성별, 유전적 요소, 비만 등이 선행 인자로 생각되고 있다. 중년 이후에는 나이가 많을수록 발병 빈도가 높아진다. 또 나이가 많아질수록 여성에게서 더 많이 그 정도도 심하게 나타난다. 역학조사에 의하면 가족력과 관계가 있는 경우가 많다. 비만증이 있는 경우는 정상보다 약 2배 정도로 발생률이 높다고 하며, 주로 체중 부하와 압박력을 받은 요추부, 고관절, 슬관절, 그리고 발의 무지(엄지발가락, big toe)의 중족 족지 관절 등으로 주로 여러 관절을 침범하며 35세 이전에 발생하는 것은 드물다. 예후는 단일 관절을 침범하는 이차성에 비해 양호하다.

## (2) 이차성 퇴행성 관절염(속발성 관절염, *successive arthritis*)

발생 원인이 확실하게 증명될 수 있는 경우이다. 관절 연골에 손상을 줄 수 있는 외상, 말단 거대증이나 당뇨병 등 내분비 이상, 통풍이나 조직 흑변증(갈색증, ochronosis) 등의 대사성 질환 및 기형이 모두 원인이 될 수 있으며, 주로 단일 관절에서 발생한다. 전통적으로 퇴행성 관절염은 위와 같이 2가지로 구분되지만, 일차성과 이차성 퇴행성 관절염의 임상증상 사이에 중대한 차이점은 없으며, 진행과정 중에 나타나는 양상은 거의 같다.

### b. 발생기전 및 병리 소견

관절 연골이 노화되면 연골의 세포간 물질인 단백다당(proteoglycan)이 감소되며, 교원(아교)섬유의 정상적인 배열이 깨어져 교원 섬유와 단백다당 사이의 결합이 더욱 느슨해진다. 관절연골의 투과력도 나이가 들면서 감소하여 연골의 탄력성이 소실되는 연골연화증(chondromalacia)이 발생한다. 이에 따라 충격 흡수 능력이 감소하며 관절면의 마찰이 증가한다. 그 결과 정상적으로 매끄러운 관절면의 표면이 분열되어, 얇은 조각으로 벗겨지거나, 움푹 들어간 자국이 생기게 된다. 시간이 경과하면서 연골이 갈라져 깊은 골이 생기고, 털이 거칠게 난 것같은 모양으로 변하는 원섬유 형성(fibrillation)이 발생한다. 원섬유 형성이 된 연골이 침식되어 연골이 완전히 벗겨지면 연골하 골이 관절로 완전히 노출된다. 이를 보상하기 위해 연골세포의 수가 증가하고 단백다당과 교원질의 생성이 증가하며 연골 하부로부터 연골내로 혈관이 자라들어와 연골의 과형성 및 비후가 일어난 후 골화되어 골극이 형성되며, 이것이 떨어져나가 유리체가 된다. 하중을 받은 연골하 골은 경화되며 액체가 들어 있는 주머니인 연고하 낭(subchondral cyst)을 가끔 볼 수 있다. 관절막도 두꺼워지고 섬유화된다.

### c. 임상증상

초기에 나타나는 증상으로 경도의 동통이 가장 흔하다. 일반적으로 관절을 사용하면 동통이 증가하고 사용하지 않으면 감소한다. 심한 경우 쉬어도 동통이

지속될 수 있다. 동통은 춥거나 습기가 많은 날씨에 의해 악화되기도 한다. 환자는 운동시 쉽게 피로감을 호소하고 관절의 운동장애나 경도의 종창 및 관절 주위의 압통을 호소하기도 한다. 관절 연골의 소실과 변성에 의해 관절면이 불규칙해지는 후기에는 운동시 마찰음이 느껴질 수도 있으며 관절의 변형이 초래된다. 유리체가 발생한 경우에는, 관절운동중 이것이 걸려 움직일 수 없는 잠김(locking) 현상을 호소할 수 있으며, 관절 운동의 장애가 현저할 수도 있고, 근육의 쇠약이나 구축 때문에 기형(내반슬, 일명 안짱다리)이 발생할 수도 있다. 하지만 관절의 완전 강직(stiffness)은 매우 드물다. 임상적 경과는 일반적으로 서서히 진행되며, 간혹 어느 정도 좋아졌다가 다시 나빠지는 간헐적인 경과를 취하기도 한다.

#### d. 검사 소견 및 방사선 소견

골관절염의 진단은 위와 같은 임상소견과 방사선 소견으로 가능하나 확실한 진단은 다른 관절염을 완전히 감별하여야만 가능하다. 최근에는 관절경 수술이 활발해지면서 관절경을 이용한 진단과 치료가 상당한 효과를 나타내고 있다. 관절염의 진단에는 방사선 소견이 도움이 된다. 방사선 소견은 질환의 진행 정도에 따라 다양하게 나타난다. 초기에는 방사선 소견상 정상이나, 질환이 점차 진행되면서 관절 간격이 좁아지고, 더욱 진행되면 관절면의 가장자리에 날카로운 골극(osteophyte)이 형성되고, 연골하 골은 경화되어 하dig게 보이며, 관절면의 불규칙성이 나타난다. 연골하 낭이 보이는 경우도 있다. 퇴행성 관절염의 진단에 결정적인 검사 방법은 없다. 활액 소견은 류마토이드 관절염이나 화농성 관절염과는 달리 거의 정상 소견을 보여주고 있다. 활액은 투명하고 연한 노랑색이며, 끈적끈적한 점도가 있고, 응고현상을 일으키지 않는다.

#### e. 치료

퇴행성 관절염은 관절 연골의 퇴행성 변화에 의해 발생되므로 이를 완전히 정지시킬 수 있는 확실한 방법은 아직 없다. 치료 목적도 환자로 하여금 질병의

성질을 이해하도록 하여 정신적인 안정을 마련해 주면서 통증을 경감시켜 주고, 관절의 기능을 유지시키며, 변형을 방지하는데 있다. 그러나 변형이 이미 발생한 경우, 이를 수술적으로 교정하고 재활치료를 시행하여 환자가 동통을 느끼지 않은 운동범위를 증가시킴으로써 환자의 일상생활에 도움을 줄 수 있다.

### (1) 보존적 치료

대부분의 경우 보존적 치료만으로도 충분하다. 많은 경우 환자는 자신의 관절 상태에 맞추어 자신도 모르게 활동을 조절하게 된다. 먼저 환자에게 질병의 상태나 병태를 충분히 설명하여 안심시키는 것이 중요하다. 중요한 보존적 치료 방법으로는 적당한 휴식과 운동의 배합, 약물요법, 그리고 문제가 되는 관절에 대한 국소적 치료 등이 있다. 평소 체중조절을 하도록 하고, 근력강화 운동을 꾸준히 하도록 한다.

아직 퇴행성 관절염을 예방하거나 치료하는 확실한 약물은 개발되어 있지 못한 실정이다. 주로 사용하고 있는 약제로 비스테로이드성 소염제(NSAID)를 투여하며 스테로이드 등의 약물은 투여 대상이 되지 않는다. 심한 동통을 호소하는 관절내에 스테로이드 제재를 주입하면 수시간 또는 수개월 효과가 지속되는 것이 보통이다. 그러나 자주 시술하면 습관성이 되기 쉬우며 관절 연골의 변성을 촉진시켜 질환의 전체적인 진행에 해로운 영향을 끼치게 된다. 이환된 관절에는 적당한 양의 휴식과 운동을 균형 있게 시행하여 증상의 경감 및 소실을 기대할 수 있다. 극소적인 휴식은 제거가 용이한 부목이나 보조기를 단기간 착용시켜 얻을 수도 있다. 또한 온열요법, 마사지 및 운동요법 등 물리치료를 병행하여 증상을 완화시키고 근육의 위축을 방지하는데 도움을 받을 수 있다.

급성으로 심한 부종과 통증을 호소할 시는 석고붕대로 일시적 관절고정이 필요하다. 아주 심한 부종을 제외하고는 관절액 천자는 가급적 피해야 한다. 관절 주위에 열감이 있고 부종이 심한 경우는 냉찜질과 함께 관절 안정, 고정을 유지하면서 소염진통제와 근이완제를 사용하여 관절 동통을 완화시키도록 하여야 한다. 급성기가 지나면 더운 찜질과 함께 연골에 무리가 가지 않도록 체중부하를 삼가면서 위축된 근육을 회복시키기 위한 적절한 관절운동을 서서히 하여야 한다. 체중이 많은 환자는 체중감량을 위한 노력이 필요하며 이완관절을 보호하

기 위한 단장이나 목발 사용이 적극적으로 권장된다. 급성기에 관절동통이 심하여 일반적인 보존적 요법으로 효과가 없을 때는 세심한 주의 하에 관절 내 부신피질 호르몬 주사가 도움이 된다. 그러나 이러한 주사는 자주 반복해서는 안되며 전문의사와의 철저한 상담이 필요하다. 골관절염은 만성관절염이지만 적절한 치료와 꾸준한 물리요법으로 대부분 좋은 결과를 얻을 수 있다. 무엇보다 중요한 것은 환자가 느끼고 있는 정신적 불안감이나 질병의 만성적 경과로 인한 치료의욕 상실 등으로 적극적인 치료를 포기하지 않도록 골관절염의 특징과 임상결과를 충분히 이해시키고 도와주어야 하며 환자에 대한 깊은 관심과 애정으로 치료에 임해야만 좋은 결과를 얻을 수 있다.

퇴행성 관절염에 대한 약물치료는 비약물적 요법에 반응이 없을 때 사용하며 약물요법을 시작하더라도 비약물치료는 병행하여 약물의 요구량을 줄일 수 있도록 노력하여야 한다. 비약물적 치료의 대표적인 것은 체중감량, 대퇴사두근 강화운동을 포함한 저부하 운동, 물리치료, 신발의 조절, 보행보조기의 이용 등이 있다(이윤중, 2004).

## (2) 수술적 치료

비수술적 치료 방법에도 불구하고 증상의 호전이 없으며 관절의 변화가 계속 진행하며 일상생활에 지장이 극심한 경우에는 수술적 치료 방법을 실시하게 된다. 일반적으로 사용되고 있는 수술 방법으로는 유리체의 제거, 활막(윤활막) 제거술(synovectomy), 절골술, 관절성형술 및 관절고정술 등이 있다. 그중 절골술은 일반적으로 퇴행성 관절염이 중등도 이하이거나 관절의 한 부분에만 발생한 경우에 관절의 정열을 바꾸어 비교적 건강한 쪽에 하중이 가해지도록 하는 술식이다. 이환된 관절 연골 부위를 재생, 이식 등의 방법으로 치료하려는 시도가 최근 활발하게 진행되고 있으나 아직까지 그 결과에 대해서는 논란의 여지가 많다. 관절 성형술이나 고정술은 관절염이 심하여 일상생활에 지장이 많은 경우에 시행되는데, 관절성형술 중 인공관절로 대체해주는 수술 방법이 가장 효과적이다. 최근에는 관절경을 이용하여 관절내 유리체 및 활액막을 제거하고 관절면에 변연절제술(죽은 조직제거술, debridement)을 시행하여 좋은 성과를 얻을 수 있음이 보고되고 있다. 수술은 다급한 응급상태가 아니므로 수술을 결정할 때는

보행시의 제한, 타인의 주시 등으로 초래되는 불쾌감, 수술에 드는 비용, 위험부담 등을 최대한 고려하여 결정할 필요가 있다.

퇴행성 슬관절염의 치료 목표는 관절통을 조절하고 관절 장애를 줄이는 것으로 치료방법에는 표<1>과 같이 비약물 요법, 약물요법 및 수술적 방법이 있다(Hochberg, Altman & Brandt, 1995).

표 1. 퇴행성 관절염을 위한 치료적 방법

비약물적요법	약물요법	수술적 치료
환자교육	아세트아미노펜	골절술
체중감소	캡사이신(capsaicin)	좌멸 피사조직 제거술
대퇴사두근 강화운동	소염진통제	관절고정술
유산소 운동	비스테리오이드성 항염증제	관절성형술
보조기	관절내 스테로이드 주사	
관절 가동운동	관절내 히알루론산 주사	

(creamer & Hochberg, 1997)

## 5. 운동과 퇴행성 슬관절염

관절염 환자는 통증과 피로 때문에 활동력이 감소하며 관절변형을 수반하면 활동에 제약이 생긴다. 그러나 관절염 대상자들에게 운동을 시행한 결과 증상의 완화나 약물사용 빈도의 증가 없이 여러 긍정적인 효과가 있다는 연구결과가 나오면서 종전 전통적인 휴식을 강조하던 때와 달리 운동이 차지하는 비중이 높아지고 있다. Kovar 등(1992)은 퇴행성 슬관절염 대상자에게 주 3회 90분간의 걷기와 환자교육 세션을 8주간 실시한 결과 대조군에서는 걷는 길이가 17미터 감소한 반면 실험군에서는 70미터의 증가를 보였고, 실험군에게 기능상태가 개선되고 통증이 감소하였으며, 약물사용의 빈도가 대조군보다 적었다고 보고하였다. 또 Bartha 등(1999)의 경우도 퇴행성 슬관절염을 겪고 있는 172명의 노인들을 대상으로 운동을 적용시킨 결과 무릎에서 느껴지는 통증이 완화되고, 일상생활의 기능적 향상을 도모시킬 수 있었다고 한다.

Fisher 등(1991)은 퇴행성 슬관절염 대상자 15명을 대상으로 주 3회씩 4개월에 걸쳐 가동성을 크게 하고 부종을 감소시키기 위한 ROM 운동, 근육이 힘을 기르기 위한 등장성 운동과 등척성 운동으로 이루어진 점진적인 운동프로그램을 수행한 결과 근력이 35%, 지구력이 35%, 속도가 50% 증가하였으며, 특히 걷기, 서기, 의자에서 일어나기, 계단 오르기를 할 때 통증과 어려움의 정도가 30% 개선되었다고 보고하였다.

퇴행성 슬관절염의 운동치료의 목적은 관절가동범위를 증가내지 유지시키고 근력 훈련을 통해 힘을 기르며, 정적(static) 지구력 및 동적(dynamic) 지구력을 증진시켜 관절을 보다 기능적으로 유지할 수 있도록 하며, 골밀도를 증가시키고, 환자의 전체적인 기능 및 긴장감을 증가시키는데 있다.

그러나 운동치료의 이점에도 불구하고, 관절염 대상자들은 자신들에게 적합한 운동의 종류와 방법에 대해 알지 못한다. 운동으로 통증과 같은 관절염 관련 증상들이 악화될 것을 우려하고, 운동을 할 기회가 주어지지 않아서 운동을 효과적으로 하지 못하고 있다. 따라서 관절염 대상자에게 운동할 기회를 제공하고 실시한 운동의 효과를 검증해 보는 연구가 필요하다. 그래서, 효과적으로 운동을 하기 위해서는 질병의 상태와 특성에 맞는 운동 종류를 해야 한다. 관절염 환자는 관절에 부하가 적은 저충격의 형태로 근력회복 운동과 관절운동을 하는 것이 중요하며, 고관절, 슬관절, 족관절 등의 체중부하 관절의 경우 연골에 무리가 가지 않도록 체중부하를 줄이면서 운동해야 한다. 또한 운동프로그램을 디자인할 때 ① 대상자의 상태에 따라 각기 다른 운동 목적을 세워야 하고, ② 운동프로그램의 교육, 초기 실현 가능한 목표설정, 물리치료사 등의 자원이용, 훈련정도 및 수정을 위한 규칙적인 추후관찰을 하고, ③ 등장성 운동, 등척성 운동, 유산소 운동, 오락적 운동 등의 운동종목을 질병의 상태와 특성에 맞게 선택하며, ④ 부종의 증가, 운동후 2시간 이상 통증 지속, 지속적인 근육통, 피로의 증가 등 과훈련 증상을 숙지하고 약물의 사용에 유의한다.

그리고, 운동에 전혀 경험이 없는 퇴행성 관절염 환자에 있어서는 초기 운동이 통증을 유발하기도 하고, 질병 자체와 방어적인 근육의 감수성, 근력, 고유수용체 등을 감소시켜 관절의 불안정성을 증가시킬 수 있기 때문에 적용

되는 운동강도는 낮게 실시하는 것이 바람직하다. 특히, 몸을 긴장시키는 적당한 스트레칭을 위주로 하여 많은 반복 횟수와 세트 수의 증가를 동반한 저항성 운동이 권장된다. 그러나 무엇보다 안전한 운동방법은 지상보다는 수중에서 실시하는 수중 에어로빅(아쿠아로빅), 수영 등이 권장된다(지용석 등, 2003).

한편, 특별히 집안 의자에 앉아 실시하는 대퇴사두근 강화 운동과 고정식 자전거 타기 등은 관절에 큰 무리를 주지 않으나, 심한 굴곡상태에서 실시하는 것들은 관절 기형 등을 야기할 수 있기 때문에 피해야 한다. 또 이미 기형이 된 관절의 경우도 너무 강하게 움직이면 불안정하게 되고 통증을 가중시킴으로 주의를 기울여야 한다. 더욱이 격렬한 신체활동은 운동 후 2시간 이상의 지속적인 관절통을 유발한다. 그러므로 환자는 관절의 가동범위가 어디까지 가능한가를 인식하고 있어야 한다(Petrella, 1999).

## B. 운동 프로그램

### 1. 저항운동(resistance exercise)의 특징

저항운동은 외력(external force)이나 사지의 무게에 대항하여 환자 자신이 스스로 하는 수의적 운동의 하나이다(민경옥, 1991). 저항은 동적 근수축이나 정적 근수축에 적용할 수 있으며, 저항운동 방법에는 등척성 운동, 등장성 운동, 등속성 운동이 있다.

#### a. 등척성 운동

등척성 운동은 근수축은 일어나나 부하의 이동이 없고 전체 근육의 길이가 변하지 않는 운동이다. 또 움직일 때 통증이 생기거나 움직임 자체가 금기인 관절의 운동에 적합한 운동이다. 특별한 장비와 장소의 제한이 없으며 노인의 근력증가에 효과적이다(Fleck & Schutt, 1987). 등척성 운동의 장점은 관절의 움직임이 없기 때문에 관절 손상이 일어나지 않으며, 정적(static) 근력의 향상 및 근육 위축(atrophy)의 억제에 효과가 있다. 또 근육의 펌프작용에 의한 체액 제거를 통하여 부종(swelling) 감소에 도움을 준다. 등척성 운동은 신체의 거의 모든 근육에 대해서 시행할 수 있으며, 운동의 시간이 적게 걸리고 운동으로 인한 근육통(muscle soreness)이 적다. 그러나 근육강화의 효과는 제한된 각도에서 이뤄진 근수축 정도에서만 효과적이란 단점이 있다. 또 등척성 운동은 혈압과 흉부 내압을 상승시키는 요인이 되므로 고혈압이나 관상동맥 질환자에게는 적합하지 않은 운동이다. 이러한 특징들로 인해서 등척성 운동에 관한 많은 연구들이 선행되어 왔다. Delisa & Gans(1993)은 등척성 운동을 통해 근력 강화에 충분한 효과를 거두려면 운동량이 근 섬유 피로를 유발시킬 정도로 강해야 하고 모든 근 섬유가 동원될 수 있을 정도로 충분한 시간동안 수축하는 것이 중요하다고 하였다. Liberson(1984)은 최대 수축력으로 6초간 운동하는 프로그램을 통해서 등척성 운동의 효과를 증명하였다. 이것은 근 섬유의 피로를 유발

시킬 정도의 강한 힘과 모든 근 섬유가 동원될 수 있을 정도의 충분한 시간이 6초 이상이 되어야 함을 의미한다.

그러나, 등척성 운동의 경우 근 길이 즉, 관절 각도에 따라 근력이 다르게 발휘되는데 어느 일정한 관절각도에 등척성 수축을 하면 그 각도에서의 근력은 향상되지만 다른 각도에서의 향상은 적다. 따라서 손상을 입은 선수는 관절 각도를 30°마다 나누어 등척성 운동을 실시할 필요가 있다. 또 이 운동은 어느 관절 각도에 최대의 힘을 내면 관절 연골에 가해지는 부담이 너무 커서 손상부위가 다시 재발할 가능성이 있다. 예를 들면 슬관절을 90°로 고정하여 대퇴사두근의 등척성 최대수축을 하게 했을 때 그 힘의 지점이 슬개골 중앙으로 집중하여, 이 부위의 연골면을 다칠 가능성이 있다. 따라서 손상 입은 선수가 이 운동을 실시할 때에는 하나의 관절을 몇 개의 각도로 나누어 실시하여야 한다(체육과학연구원(1999)).

표 2. 등척성 운동시 강도에 대한 최저수축 지속시간

트레이닝 강도(% 1RM)	최저수축 지속시간
40~50%	15~20초
60~70%	6~10초
80~90%	4~6초
100%	2~3초

체육과학연구원(1999)

### b. 등장성 운동(*isotonic exercise*)

등장성 운동은 동적인 형태의 저항운동 방법으로 외부의 저항이 일정하게 작용하거나 변화하며 근육의 길이가 관절 가동범위 내에서 길어지거나 짧아지는 운동방법이다. 등장성 운동은 구심성 수축(concentric contraction)과 원심성 수축(eccentric contraction)으로 근 장력을 발생시킨다. 구심성 수축은 근육이 짧아지면서 장력이 발생하며, 원심성 수축은 근육이 길어지면서 근육의 장력이 발생하는 근수축 형태이다. 등장성 운동시 발생하는 근육의 장력은 근육이 짧

아지거나 늘어날 때 다르게 일어난다. 최대 근장력은 저항이 일정하게 작용할 때 관절가동 범위의 어느 한 지점에서 발생하는 특성이 있다. 등장성 운동은 쉽게 사용할 수 있으며 비용이 적게 든다는 장점이 있다. 또 성취에 의해서 동기 부여가 가능하며, 과부하 원칙(overload principle)에 따른 저항의 증가를 점진적으로 할 수 있다. 근지구력과 신경생리학적 시스템을 향상시킨다. 단점으로는 등장성 운동에서 적용하고 있는 최대부하는 오직 관절의 어느 한 지점에서 최대의 저항으로 작용할 뿐 다른 지점에서는 부하가 지나치거나 부족할 수 있다. 관절 가동범위 중에 통증이 발생하였을 경우 환자는 부하(weight)를 지탱할 수 없으므로 안전하지 못하다. 또 대각선이나 기능적인 면(plane)에서 운동을 수행할 수 없다는 단점이 있다.

### c. 등속성 운동(*isokinetic exercise*)

등속성 운동은 동적인 형태의 운동으로서 근섬유의 길이가 짧아지면서 발생하는 장력이 관절의 모든 각도에서 동일하게 발휘되는 특성이 있다. 즉 속도는 일정하게 유지하면서 관절의 전 범위에서 최대장력이 일어나도록 한다. 또 미리 조절된 다양한 속도에서 운동할 수 있기 때문에 근육과 관절의 손상 및 장애시에 재활 치료에 널리 이용되어지고 있다(Peter, 1991). 등속성 운동은 근력을 객관적으로 정량화할 수 있어 좌우 비교나 굴곡근과 신전근 비교를 할 수 있다. 그러나 등속성 운동은 하나의 관절만이 운동을 하는 것이기 때문에 관절을 포함하여 무리한 부하를 주었을 때에는 조직(Tissue) 및 근육을 치료, 재활하는데 위험성(Kannus, 1994)을 가지고 있다고 보고되었다. 또한 등속성 운동이 근력증진에 도움이 되지만 특수한 장치나 cybex와 같은 고가의 운동 기구가 필요하다는 단점이 있다. 이상과 같이 저항운동은 근력과 근 지구력 향상을 목적으로 고안된 운동으로써 근 수축 형태나 운동 속도에 따라 다른 특징들을 가지고 있다. 그러므로 임상에서 적용할 때는 환자의 상태에 따라 적절하게 선택하여 적용하여야 하며, 본 연구에서는 관절에 무리가 없고 안전한 등척성 운동과 수중운동, 짐볼과 탄성밴드 등을 이용한 등장성 운동이 퇴행성 슬관절염 환자에게 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다.

## 2. 탄성밴드 운동의 특성과 효과

탄성밴드 운동(elastic band training)은 원래 병원 등의 의료현장에서 재활을 위한 도구로 이용되었으나 간편하고 경제적이며 안전하고 광범위하게 응용할 수 있어 점차 여러 가지 자세나 프로그램이 개발되었다. 스포츠 트레이닝 분야에서도 이 프로그램을 받아들임으로써 움직임에 맞춘 근력 트레이닝이나 스포츠 외상, 장애의 재활치료에 이르기까지 폭넓게 활용되고 있다.

탄성밴드는 단단하고 무거운 물건과 같은 아령이나 역기 등의 중량물이나 부하가 인위적으로 제어되는 훈련과는 달리 신축성이 있어 방향이 360°로 모든 방향에서의 부하가 가능하다. 또 부하의 강도는 밴드의 색상, 잡은 위치, 밴드 다발을 사용하는 등에 따라 강도를 임의로 자유롭게 조절할 수 있으며, 자신의 근력이나 체력에 맞추어 안전하고 다양하게 운동할 수 있다(박성학 등, 2000). 탄성밴드를 이용한 운동은 밴드의 저항력을 부하로 하며, 저항력은 밴드를 어느 정도 잡아 당겼는지에 따라 결정된다. 그렇기 때문에 밴드를 이용한 운동은 중력에 의한 영향을 거의 받지 않는다. 또는 밴드는 늘어날수록 더 강한 장력이 생기므로 장력은 원상태로 되돌아갈 때까지 지속적으로 작용한다. 동작의 처음에는 작은 힘을 발휘하나 후반으로 감에 따라 큰 힘이 발휘된다. 따라서 생체 구조를 확실히 이해하고 움직임은 생체 역학적으로 받아들여 부하가 걸리는 근육, 영역, 방향에 맞게 부하를 걸 수 있는 폭넓은 트레이닝이 가능하게 된다.

Tinetti 등(1994)은 70세 이상 낙상의 위험요소를 최소화한 한 가지씩 가지고 있는 301명의 대상자들에게 6개월 동안 가정에서 탄성 저항운동을 지도한 결과 하지근력 운동과 균형훈련을 통한 탄성밴드 운동이 노인에게 독립적인 기능을 향상시켰다고 보고하였다. Heislein 등(1994)은 50~64세 폐경기 여성 22명을 대상으로 탄성밴드를 이용한 점진적 저항운동을 8주간 실시한 결과 슬관절 신전근에서 21%, 굴곡근에서 9%의 근력증가를 보였다. Schulthies 등(1998)은 전십자 인대 재건술을 받은 후 5~24주 동안 탄성저항을 이용한 4가지의 닫힌 사슬(closed kinetic chain exercise) 운동들을 시행하여 내측광근, 외측광근, 반막양근, 반건양근 그리고 대퇴이두근의 근전도 활동성을 연구하였는데 근전도 활

동성이 기마자세(squats), 계단오르기(step-up)과 같은 운동의 최대수의적수축력(maximal voluntary isometric contraction)보다 30%이상 높았다고 보고하였다.

이와 같은 연구결과를 종합해 볼 때 탄성저항을 이용한 탄성밴드 운동이 젊은 인구의 근력증가 뿐만 아니라 연령으로 인해 근섬유와 근력이 감소되어 있는 노인 인구에서도 근력과 균형능력을 향상시키는 것으로 나타났다. 심지어 신체적 장애가 있는 노인 인구의 하지 근력과 보행 그리고 신체적 장애가 감소됨을 보였다.

### 3. 짐볼 운동의 특성과 효과

1950년대 초 스위스에서 어린이를 대상으로 한 물리치료에서 작은 페찌볼(Pezzi ball)이 사용되면서 볼 운동이 시작되었다. 이후 성인에게도 확대되어 정형외과의 신경계질환을 위한 재활과 물리치료사의 교육 등에도 점차 활용되었다. 1960년 이후 볼 운동은 전 유럽으로 확산되어 대중적인 인기를 얻게 되었다. 자신의 무릎 위까지 올라오는 큰 공 모양의 짐볼을 처음으로 임상환자에게 치료목적으로 적용한 것은 1960년에 Klein-vogelbach라고 하는 스위스 의사가 자신의 뇌성마비 환자의 균형감각과 평형 반인력을 높이기 위해 사용한 것이 그 시초라고 할 수 있다.

이탈리아에서 만들어진 페찌볼은 사용된 용도와 그 효과만큼이나 다양한 이름(바디볼, 액서싸이즈볼, 안정볼, 피지오볼, 플렉스볼, 스위스볼 등)으로 불리어졌는데, 이것이 미국에서 “스위스 볼”이라는 이름으로 통칭되어 일반화되기 시작했다.

이는 스위스의 바젤과 글라인-포겔바흐의 볼 운동법이 이미 대중화된 유럽에서 교육받은 미국의 물리치료사들이 페찌볼을 스위스 볼(이하 ‘볼’로 통칭함)이라 불렀기 때문이다.

볼 운동을 통해 얻을 수 있는 실질적인 효과는 볼 자체의 불안정성으로부터 기인한다. 운동법에 따라 공기를 팽팽하게 주입하면 특정한 동작을 취하지 않을 경우 볼이 일정한 위치에 정지해 있기 힘들게 된다. 이로 인해 운동시 몸의

근육이 불과 안정된 상태를 유지하기 위해 계속 움직여야만 한다. 특히 평소에 잘 쓰이지 않으면서도 안정성 유지를 위해 필요로 하는 작은 근육들까지도 반사적으로 빠르게 움직여야 균형을 유지할 수 있다(Michael et al. 2000). 볼 운동을 근력향상 프로그램에 통합하여 실시하면 근력과 지구력 향상은 물론 평형성, 유연성, 조정능력 향상 등의 효과를 얻을 수 있다. 볼은 생리학적으로 신경근계의 자극-반응 상호작용을 활성화시켜준다. 볼에 몸을 기대는 동적인 상태에서 균형을 유지하려면 반사신경, 지각능력, 균형감각 등의 종합적인 발달이 요구되기 때문이다. 또한 볼 위에서의 정상적인 움직임과 평형을 유지하려면 전신을 이용한 빠른 보상움직임이 일어나야 하므로 중심 지향적으로 되는데 도움이 된다. 볼에 몸을 기대고 동작을 할 때는 볼에 의한 상대적인 동적 지지가 제공되므로 중력이 감소되어 바닥으로부터의 동일한 거리라도 볼 운동은 상대적으로 안전한 상태에서 평형반응과 어려운 동작유형을 이끌어 낼 수 있다. 많은 사람들은 볼을 사용해서 핵심근육(core muscles)들을 강화하게 되면 요통을 완화시킬 수 있다고 보고하고 있다(Janda, 1988).

볼 운동의 방법은 볼 위에 앉았을 때 허벅지는 반드시 바닥과 평행을 이루어야 하고 무릎은 90°를 유지해야 한다. 볼 운동은 쉽고 흥미롭게 접근할 수 있는 운동이다. 또, 다른 운동 기구에 비해 볼은 공기량을 통한 불기조절이 자유롭기 때문에 보관과 운반이 용이하다는 장점을 가지고 있다. 그러므로 볼 운동은 남녀노소 모두가 쉽고도 흥미롭게 접근할 수 있는 근력, 협응력, 조정능력 향상 등의 효과를 얻을 수 있다.

#### 4. 수중운동의 특성과 효과

물은 온도에 따라서 신체에 작용하는 효과가 다르다. 섭씨 약 27℃에서부터 31℃사이의 물속에서의 운동은 근육의 혈액의 공급을 늘려주고 대사량을 증가시키며 산소의 이용률을 늘려주기도 하며 혈압이 안정적으로 유지되도록 해준다. 근육과 뼈, 인대와 건에 충격을 감소시켜주어 지상에서는 느끼지 못하는 편안함을 느끼게 해주기도 한다. 특히 신체적으로 운동에 제한을 받는 사람들도(관절염, 허리통증 심장병, 고혈압 환자) 수중에서의 운동혜택을 즐길 수 있다.

이는 물이라는 환경이 우리에게 주는 다음의 네 가지 요소 때문이다.

① 부력에 의한 중력에서의 해방-물은 공기보다 약 800배 정도 밀도가 높다. 따라서 물속에서는 압력을 느끼게 되며, 물에 잠긴 물체는 모든 방향에서 이와 같은 수압을 받게 된다. 그리고, 이 수압의 합력은 이 물체를 위로 뜨게 하는 힘인 부력으로 작용하게 된다. 따라서 관절, 뼈, 근육에 무리를 덜어준다. 아르키메데스의 원리에 의하면 물체는 그 물체의 부피에 해당하는 물의 무게만큼의 상향의 힘을 받는다. 그래서, 물에서는 부력 때문에 허리깊이 정도의 수심에서는 체중의 25~30%정도, 가슴깊이는 50%, 목까지 잠기는 깊이에서는 10% 정도로 체중의 느낌을 덜 받게 된다. 따라서 신체에 전해지는 체중이 최소화되며 특히 지상에서 하는 에어로빅이나 달리기의 경우와 비교하면 더욱 그러하다. 충격이 운동후 근육과 관절에 통증을 주는 중요한 요인 중의 하나임을 감안할 때 부력은 이를 제거해 주는 좋은 역할을 한다. 그러나 오히려 깊이 잠겼을 때에는 부력 때문에 움직임의 조절이 편안하지 않다. 따라서 수중운동시에는 가슴깊이 정도를 적당하다고 본다.

② 저항을 이용한 다양한 웨이트 트레이닝 기계-물은 공기보다 밀도가 크기 때문에 수중동작은 저항을 많이 받게 된다. 물의 삼차원적인 저항은 자연상태의 웨이트트레이닝 기계가 되어준다. 수중에서의 동작은 반대편으로도 저항을 유발해 상대 근육의 균형적인 발달을 꾀할 수 있게 해준다. 즉 주동근 뿐만 아니라 길항근까지 동시에 운동시킬 수 있는 장점을 지닌다. 예를 들어, 선자세에서 다리를 옆으로 올리고 내리는 동작을 수행할 때에는 대퇴의 바깥쪽 근육과 안쪽 근육이 동시에 운동이 되는 것이다. 이러한 저항의 크기는 움직임의 속도와 근육의 힘에 따라 달라지게 되며, 손이나 발의 모양에 따라서도 달라질 수 있다. 이러한 저항의 크기의 조절로 운동 강도를 조절할 수 있는 것이다. 뉴턴의 운동법칙중 작용 반작용의 법칙은 저항을 이용하여 수중운동을 재미있게 응용할 수 있는 항목이다. 다리의 힘이 가해지는 방향에 대해 즉, 작용에 대해 반작용의 힘으로 우리는 반대편으로 몸이 기울어지게 된다. 이것을 팔의 반대되는 작용에 의해 보상해 줌으로써 신체정렬을 이루며 자연스럽게 동작을 반복하여 취할 수 있게 된다.

③ 수압에 의한 혈액순환 촉진-물 속에 들어가면 인체가 지상에서 느끼는 중

력은 부력에 의해 상쇄된다. 이러한 중력의 상실은 인체에 생리적 변화를 유도하게 된다. 중력의 영향으로 발 쪽으로 쏠려있던 체액이 물 속에서는 중력의 상쇄로 말초부위에서 심장부위로 이동하게 된다. 또는 물의 깊이가 30cm 깊어짐에 따라 22mmHg의 압력이 증가하게 되므로 수압에 의해 체액이 조직사이를 이동하며 재분배된다.

이러한 이유 때문에, 머리를 수면 위로 내놓고 물 속에 머무는 자세는 정맥혈 회귀현상을 유도하여 체액이 흉부로 몰리게 하는 이유로 작용하고, 흉부의 정맥혈압(central venous pressure)을 증가시켜 심박출량(cardiac output)을 증가시키게 된다. 물의 깊이에 따라서도 심박출량의 변화를 볼 수 있는데, 지상에서 선 상태에서는 약 5.1L/min이던 심박출량이 엉덩이, 가슴, 그리고 목 부위까지 입수하였을 때는 약 5.7, 7.4, 8.3L/min으로 증가한다고 한다. 그리고 심박출량의 증가는 폐모세혈관(pulmonary capillary)의 혈류를 증가시키고, 이와 같은 물에 대한 생리적 반응으로 심박수는 낮아지며, 호흡은 아주 깊어지게 된다. 자연스런 서맥 효과를 누릴 수 있으며, 따라서 정신적인 안정감을 맛볼 수 있게 된다.

물 속에서는 신체의 말초부위에서도 혈장변화가 일어나는데, 수압에 의해 조직사이의(interstitial) 체액이 혈관 안으로 이동하게 되며 이러한 혈장량의 증가는 혈액흐름을 원활히 하게 하여 혈액순환에 도움을 줄 수 있다.

④ 수온에 의한 시원함 유지-보통의 수영장 수온인 27~28℃의 수온이 수중운동을 즐기기에 쾌적한 수온으로 들 수 있다. 이 수온에서는 적절한 운동강도에 의해 체온이 상승하더라도 지상에서처럼 땀흘림에 의한 불쾌감 없이 시원하게 상쾌한 느낌을 유지할 수 있다. 그러나 관절가동범위 운동을 하기에는 이 수온은 약간 춥게 느껴진다. 따라서, 퇴행성 관절염 환자의 수중운동을 위해서는 29~30℃ 정도가 적당한 수온이라고 생각된다. 참고로, 29~32℃는 질환자 및 장애인들의 운동에 적당한 수온이며, 30~32℃정도는 출산전후의 여성을 위한 수중운동으로 적당하다. 보통 32~34℃ 수온에서는 통증 완화를 위해 열을 적용해야 하는 환자나 능동 운동이 어려운 환자들에게 적절하며, 심장 부담이 증가하고 쉽게 피로해지는 단점이 있다(Banwell, 1984).

이와같은 이유에서 27~29℃ 사이의 수온에서 관절염을 위한 수중운동을 실

시하는데 다양한 수중운동기구를 활용하여 ROM, 근력, 근지구력 강화운동을 실시하고 전신 및 손상부위의 관절 및 근육을 강화시켜 관절의 가동성 증대와 근력증강에 따른 통증의 감소 현상을 유발한다. 또 물에서의 회복법은 질병, 사고, 수술로부터 회복되어가고 있는 사람에게도 적용되어 사용될 수 있다(김혜영, 1995).

10주간 수중운동을 하면 근력의 약 25%정도 증가하고 그다음 10주간에는 약 5%가 증가하는 것으로 보고되고 있으며, 통증감소, 지구력 강화, 신체활동 증가, 삶의 만족도 증가, 관절각도 지수향상의 효과가 있는 연구결과가 많이 보고되고 있다(김종임, 1994; 이미라 1996; American Arthritis Foundation, 1990).

### C. 근전도의 원리

표면전극을 이용한 근전도 신호량은 근육의 운동단위의 수와 발사율(firing rate)을 직접 나타낸다고 할 수는 없지만 일반적으로 근육의 전기적 활성도를 나타내기 때문에 근 긴장도 연구에서 많이 사용되고 있다. 또 운동학적 측정과 운동역학적 측정이 추가될 때 움직임 동안의 EMG 신호는 어떻게 근육이 움직임에 기여하는지를 분석하기 위한 포괄적인 방법으로 제시될 수 있다. 또한 EMG는 목적 있는 움직임의 신경조절에 대한 통찰력을 제공해 줄 수 있다(Donald, 2004).

보행에서 하지를 움직이는 근육을 그 역할에 따라 크게 3개 군으로 나눌 수 있다. 비복근 내측두와 가자미근, 비복근 외측두로 구성되는 비복근(Calf muscle)과 반건양근(Semitendinosus), 반막양근(Semimembranosus), 대퇴이두근(Biceps femoris)로 이루어지는 대퇴굴근군(Hamstring muscle). 중간광근(Vastus medialis), 외측광근(Vastus lateralis), 내측광근(Vastus intermedius), 대퇴직근(Rectus femoris)으로 이루어지는 대퇴사두근(Quadriceps femoris muscle)이다. 햄스트링의 중요한 역할은 고관절의 신전과 슬관절의 굴근의 역할을 하지만 주로 슬관절 굴곡에 관여하기 때문에 유각기의 후반에 무릎이 굴곡될 때는 수축하고 나머지 시기에는 거의 활동하지 않는다(이중숙, 1994).

대퇴사두근의 주요역할은 슬관절 신전과 고관절 굴곡근으로 주로 슬관절 신전에 관여하고 있다. 그러므로 착지직전부터 지지기 중간에 슬관절 신전이 될 때까지 활동을 계속한다. 특히 슬관절 굴곡이 슬관절 신전으로 바뀌는 시기에 그 활동이 최대가 되었다가 그 후 갑자기 활동을 멈추게 된다(Brandell, 1973).

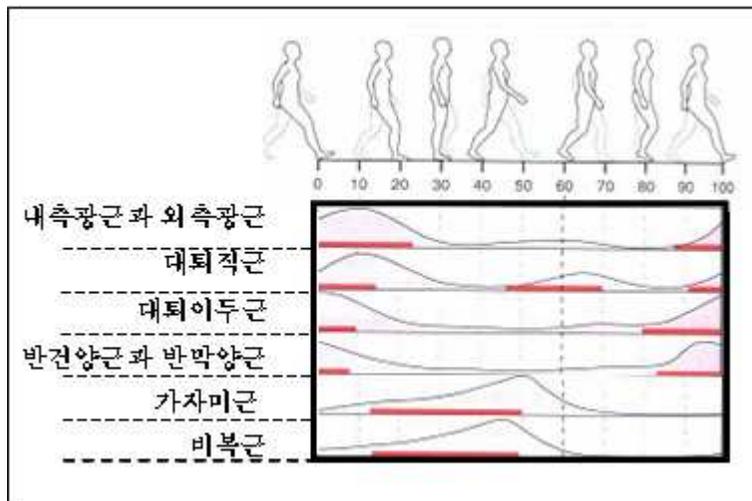


그림 11. 보행동안 근활성의 시기와 상대적인 강도

근전도는 근육이 수축할 때 생기는 활동전위를 적당한 방법으로 유도하여 증폭 기록하는 것을 말한다. 근육은 수천 개의 수축성 요소(contractile elements)들의 연쇄(chain)로 구성되어 있다. 각 연쇄(근섬유)는 직접적인 신경 활동으로 움직인다. 수축성 요소(contractile elements)는 근절(sarcomeres)을 말한다. 조절은 근육섬유 그룹의 단일하고 작은 운동신경(motor nerve) 활동에 의하여 쉽게 조절된다. 이러한 근섬유(muscle fibers) 그룹은 공통적으로 신경원(neuron)이 조절하고, 척수내에 운동신경 세포를 운동단위(motor unit)라 부른다. 근전도 신호는 운동단위의 활동으로 표시된다. 효과적인 근육활동은 많은 운동단위의 활동에 의하여 결정된다. 다른 중요한 요소로는 근육 내외의 역학(mechanics) 뿐만 아니라 운동단위의 상태와 섬유의 형태(type), 그리고 크기(size) 등이 중요한 요인이 된다.

근전도의 특성을 보면 골격근 세포의 활동전위는  $10\mu V \sim 10mV$ 로 폭이 크다. 지속시간은 30msec이고 주파수대역은 5~10,000Hz이다. 주파수(Frequency)란 주기적으로 변동하는 데이터 파형과 같은 상태가 1초 동안 몇 번 나타나는가를 표시할 때 사용하는 용어로 단위는 Hz(Hertz)로 표시한다. 근전도계의 구성은 유도용 전극, 입력상자, 증폭기, Braun관 oscilloscope 그리고 기록기로 이루어져 있고, 부속장치로 정류장치, 연속촬영장치, 평균 가산장치, 주파수 분석장치, 스피커 그리고 전기 자극 장치로 이루어진다. 전극의 종류로는 침전극(Needle electrode)과 표면 전극(surface electrode)이 있는데 침전극은 바늘을 검사하고자 하는 신경근 단위에 찔러 넣어서 검사할 때 쓰이고, 표면전극은 해당 근 자체에 전위를 분석할 때 쓰이며, 피부표면에 전극을 부착하는 무통증, 비침습적인 방식으로 측정한다. 따라서 근운동단위 한 개의 전기적 활동만을 측정하는 바늘 근전도와는 달리 통증 없이 근 운동단위 집합체의 총체적인 시너지 활동을 정량적으로 분석할 수 있다. 각 근육부위에서 측정된 표면 근전도는 몇 가지 정량적인 분석을 통해 임상적으로 유용하게 활용된다.

## 1. 근전도 정량

근전도 신호는 수적인 값으로 변형하여야 한다. 매뉴얼에서 정량(Quantification)은 대개 근전도 진폭의 등급으로 정해지지 않은 서너 개의 단계 척도에 의해서 기록된다. 컴퓨터의 정량은 표본을 디지털화하는 것을 포함하며, 자료를 적분하고 수정한다. 초당(Hz) 2,500 표본의 표본 속도로 캡처하며 단순한 자료 저장은 표본을 1,000 또는 500 심지어는 300Hz의 속도를 사용하기도 한다. 디지털화 이후에 신호는 음과 양의 값을 과정 후에 서로 골라내서 지우는 것을 피하여 완전한 파도(wave)로 교정해야 한다. 교정은 모든 음의 신호를 제로선의 양의 값 옆으로 이동하는 것을 포함한다.

디지털화의 통합 구성을 요약하면 근전도 신호를 임상적인 기능검사를 위하여 정확한 시간 간격에 교정한다. 간격 기간 선택은 활동 실행의 존재에 대한 변화 속도를 예상하여 선택한다. 등척성(isometric) 검사와 같이 정적인

상태의 간격은 0.25sec만큼 길게 할 수 있다. 근전도 정량의 표시는 몇몇 표준 정상의 백분율과 절대값(millivolts)으로 한다.

## 2. 표준화

표준화(Normalization)를 위해 기본적으로 필요한 것은 전극에 의한 운동단위 표본을 혼합하거나 수로 각각의 변화를 조절하는 것이다. 근육 내에 신중한 전극배치에도 불구하고 두 적용은 같은 자료를 정량적으로 나타내지 못했다. 해부학적 요소들은 근섬유의 크기가 작거나 느린, 또는 빠른 섬유 형태의 혼합 변화, 운동단위의 넓은 분산, 섬유조직 면의 근섬유 다발로 분리, 그리고 각 근육의 외형의 변화 등을 포함하여 이러한 상태에 기여한다.

표준화 기술은 같은 전극으로 발생시키는 약간의 기준 값의 비율(대개 백분율)로 각 전극으로부터 자료를 기능적으로 처리하는 것을 포함한다. 결국 최대 수의적 수축(%MVC)이 백분율로 기록된다. 그러나 대상자들은 최대 작용력에 이르는 방법이 많이 다르며, 일반적인 실행은 4, 5초 동안 등척성(isometric) 검사를 사용한다. 이러한 기록은 1초 동안에 가장 높은 평균값 자료로서 기준 자료로 이용된다. 이러한 시간 간격은 대상자가 동작시 피로를 피하고 충분하면서도 짧게 하여야 한다.

### 3. 근전도 해석

힘의 타이밍과 강도의 적당한 해석은 근육 활동의 기능적인 효과로 확인할 수 있다. 근육의 활동은 언제 하는가? 하나의 근육이 다른 근육들과 비교하여 그 힘은 어떠한가? 신경 조절의 소속은 무엇인가? 그러나 동적 근전도 기록은 근력의 직접적인 측정은 아니다.

① 타이밍(Timing), 보행에서 근육 동작의 타이밍은 보행주기의 간격, 입각기와 유각기 기간, 기능적인 형태에 의해 확인할 수 있을 것이다. 이를 위해서는 입각기와 유각기 동안에 근전도와 관련 있는 시작과 정지 시간을 알아야 한다. 근전도 간격의 기준으로 8개의 보행주기 이용은 자료를 위한 가장 기능적인 의미를 제공한다.

② 관련 작용력(Relative Effort), 하나의 근육에 진폭의 변화는 힘의 레벨에 따라 다르게 나타난다. 큰 근력은 추가적인 운동단위를 요구한다. 많은 운동단위들의 고르지 못한 표본들은 각각의 전극들이 근섬유의 해부학과 정렬의 해부학적 차이 때문에 피하기 어렵다. 이러한 의미는 근육들의 정량과 표준화 과정 요구 차이로 정확히 비교된다. 아날로그 근전도 진폭의 정량은 수적인 값으로 계산한다. 표준화는 전극 표본 추출의 차이를 제거한다. 이러한 신호처리 기술 후에 근육의 힘은 전극 배치와 함께 최상의 기록을 백분율로 만들어진다. 단지 그때 다른 근육들의 동작과 활동의 변화 동안에 작용력의 강도를 비교할 수 있다.

③ 근력(Muscle Force), 힘을 일으키는 근육들은 다른 물리적 활동과 보행에 이용되는 동작과 관절 안정성을 제공하는데 필요하다. 동적 근전도는 많은 근육들의 힘이 이러한 활동 동안에 이용되는 것을 확인하지만, 근육의 효과를 조절하는 몇몇 요인들로서 현재의 힘을 일일이 열거할 수가 없다. 수축과 섬유길이, 형태와 속도는 근섬유들이 일으킬 수 있는 힘을 밝히는 직접적인 관절 위치에 의해 결정된다. 게다가 근력은 각 관절의 위치를 이용할 수 있는 지레 팔(lever arm)로 현저한 토크의 변화를 위해 사용한다. 또한 활동을 포함한 근육들의 목표 강도는 공동 근육들의 기여에 의해 조절된다.

## D. 등속성 근력검사

### 1. 등속성 운동능력의 정의

등속성 운동(isokinetic)은 ‘동등한’ 또는 ‘일정한(iso)’, ‘운동’ 또는 ‘움직임(kinetic)’이라는 것을 의미한다. 등척성 및 등장성의 각 수축 양식에는 발휘하는 힘, 또는 들어올리는 중량물의 무게에서 중점이 나누어지는 것에 대해, 등속성에 의한 근수축에는 ‘운동 속도를 규정한다’라고 말하는 점에 특징이 있다. 또한 isokinetic은 ‘등속성’ 또는 ‘등운동성’이라고 하지만 ‘일정한 운동 속에서 근수축을 한다’는 의미에 따라 ‘등속성’이라고 지칭하고 있다.

사람의 신체 활동 유형은 이론적으로 골격근 섬유의 특징과 근섬유를 지지하는 지렛대와 관절을 통해서 그리고 관련된 근육계의 운동단위의 동원유형 및 조절과 통합에 의해 일어난다(Brooks, 1996).

근육이 수축할 때 발생하는 장력은 운동부위에 가속도를 발생시켜 속도를 나타내게 되는데 근육의 장력은 수축에 요구되는 시간 또는 근육의 길이에 의해 변화되기 때문에 운동 부위에 따른 속도 변화를 인공적 또는 전기적으로 제어함으로써 일정한 속도에서 운동을 행하도록 하는 근 수축 양식이 등속성(Isokinetic) 근 수축이다. 즉 가속도가 일어나지 않게 인위적인 기기를 이용하여 제거해 버리고 일정한 속도에서 근 수축 운동이 일어나지 않도록 근육에 일정하고 강한 부하가 걸릴 수 있도록 하는 근 수축 양식이 등속성 원리이다(Thistle, 1967). 따라서, 등속성 근수축에서는 규정된 운동속도보다 빠르게 운동 부위를 움직이는 힘 즉, 가속도를 일으키게 하는 힘이 최대 회전력으로 나타나는 것이다.

등속성 운동의 어휘는 1967년에 미국의 Hislop와 Perrine 및 Thistle 등에 의해 소개되었는데, 이후 등속성 근수축에 관한 연구의 대부분은 “운동 속도를 일정하게 한다”라는 조건을 가진 기구로서 사이벡스(Cybex)를 사용하고 있다. 사이벡스는 1965년경 당시 미국의 Technichon사의 기사였던 Perrine이 전기 자동제어장치(electroservomechanism)와 톱니가 맞물려 돌아가는 원리를 조합시킴으로써 등속성 운동을 행하는 일종의 저항 운동기구로서 고안했

던 것이다. 사이백스의 특징으로서 피검자의 운동 부위에 고정되어 있는 입력 레버는 그 자체에서는 움직임이 없으며, 피검자의 의지에 따라 약간이라도 힘이 가해지거나 미리 규정된 속도에서 운동이 가능하도록 하는 것이다.

그리고 규정된 속도보다 빠른 운동을 하는 힘이 입력 레버에 작용하면 그 힘은 토크(시작점에서 작용점까지 거리와 작용점에서 수직으로 작용하는 근육 힘의 축)로서 기록이 된다. 반대로 운동 중에 도달할 수 있는 운동 부위의 최고 속도가 규정된 속도보다 빠르게 운동부위를 움직이도록 발휘하는 힘을 나타낸 것이다.

## 2. 등속성 운동의 부하 형태

신체 운동에 있어 근력은 관절각의 변화에 따라 달라진다. 등속성 근수축에는 각 관절각에 있어서 규정된 속도에 대해 최대의 출력 발휘가 가능하게 된다. 최대 회전력 트레이닝의 경우, 발휘하고 있는 힘이 근에 대해 저항하게 되는데서 등속성 근수축에 따른 트레이닝, 즉 등속성 운동에는 각 관절각의 출력에 의해 최대 부하가 근육에 작용하게 된다.

등속성 운동에 있어 부하 형태를 같은 동적 최대 회전력 트레이닝인 등장성 트레이닝과 비교했을 때 일정한 중량물을 움직이려는데 있어서 외적으로 근육에 가해질 수 있는 부하가 일정하다. 더욱이 최대 회전력이 각 관절 각도에 따라서 크게 변하기 때문에, 근수축 능력에 대한 상대적인 운동 범위는 일정하게 되지 않아 동작 시작의 관절 각도에 있어 들어 올릴 수 있는 부하를 선택하기 위한 관절각에 의해서는 최대의 트레이닝 부하가 근육에 주어지지 않는다. 반면, 등속성 운동은 운동 범위 전역에 걸쳐 규정 속도에 따라 최대로 발휘하는 힘이 저항으로 된다.

등장성 트레이닝에 있어서 최후의 1시행에서 최대 노력에 이르는 부하량과 반복 횟수가 선택이 된다. 시행수의 증가에 따라 근육은 피로하고, 그 수축력은 저하되기 때문에 최후 1시행에 있어 근 수축력에 대한 상대적 부하량은 100%가 된다. 따라서 2회 이상의 반복을 시도하고자 한다면 처음부터 1RM 보다는 적은 부하를 사용해야 되며, 최대 노력에 대한 비율은 저하된다. 그래

서 등장성 트레이닝에 있어서 근 수축력의 변화에 따른 최대 노력은 필요한 부하를 근에 주기 위해서는 각 시행마다 중량물을 바꾸는 방법이 채택되어야 한다. 이와 같은 의미에 있어 등속성 운동은 관절각에 의해 출력의 변화 및 근피로 상태와는 관계없이 항상 근수축력에 따라 최대의 부하를 근육에 주어 질 수 있다는 것이 장점이라 할 수 있다. 그렇기 때문에 근 수축력을 부하로서 반영하는 등속성 운동의 부하 양식은 최대 노력으로 실시하지 않으면 효과를 볼 수 없다.

그러나, 등속성 운동의 경우 규정된 것은 운동 속도만 있으면 부하의 강도는 트레이닝을 실시하는 자의 노력 상태에 근거를 두지 않으면 안된다. 즉, 등속성 운동에 있어 최대 효과를 얻기 위해서는 항상 최대 노력으로 트레이닝을 해야 한다.

### 3. 슬관절 신근과 굴근력의 불균형과 상해

근력이란 저항에 대항하여 최대한의 수축된 힘을 나타낼 수 있는 근 그룹의 능력으로 정의될 수 있다. 근육의 종류에는 크게 평활근(smooth muscle), 심장근(cardiac muscle), 골격근(skeletal muscle)으로 분류되는데 일상 활동의 주체는 골격근의 작용에 의해 이루어진다.

근 비대 원인은 근육, 건 및 인대의 단백질 함량이 증가하기 때문이다. 대사적인 측면에서 보면 트레이닝 후 골격근내 미토콘드리아(mitochondria) 함량이 60% 증가된다. 이는 미토콘드리아 수가 많아지고 크기가 증가한 결과이다. 근육은 외부의 저항에 적응하려는 능력을 갖고 있어 적절한 부하에 반복적인 저항을 주면 근력의 향상이 이루어진다. 신체의 여러 관절 중 슬관절은 체중의 부하를 담당하며 안정성과 손상방지 및 정상적인 기능 수행에 중요한 역할을 하고 있다. 이에 대퇴사두근과 햄스트링근의 좌·우 근력차이와 근력 비율에 대한 많은 연구가 진행되어 오고 있다. 굴근과 신근의 비율의 불균형적인 발달은 동작 수행시 슬관절 상해를 가져오는 경우가 많고 상해 예방을 위해서는 재활 측정에 좋은 지표가 될 수 있다(Peter, 1991). 또 좌·우 슬관절의 근력차이를 보면 우세한 쪽의 무릎과 우세하지 않은 쪽 무릎의 굴근 및 신근의 근력차는 5~10%를 나타내며 상해 예방적인 측면에서 좌·우의 근력

을 비교하는 것이 중요하다(Barrata, 1988; Seto, 1988; 김상규 등, 1997).

Tan등(1995)은 무릎관절의 동적 안정성(dynamic stability)은 대퇴사두근과 슬건근의 적절한 근육 비율에 달려 있다고 하였다. 대퇴사두근과 슬건근의 근강도의 비(Hamstring/Quadriceps ratio: H/Q)는 과도한 스트레스로부터 슬관절을 보호하고 안정성을 유지하는데 매우 중요한 역할을 한다(Hayes & Falconer, 1992; Tan et al, 1995).

Hall 등(1993)은 역학적으로 슬관절의 H/Q비는 골관절염이나 슬관절 질환 발생시 그 비가 변화되어진다고 하였다. 골관절염 환자에서 슬관절의 두 근육의 강도는 대개 모두 약화되나 특히 대퇴사두근에 더 큰 약화가 일어난다.

정상적인 슬관절이 H/Q 비는 약 60%인데 비해(Ostering, 1986; Wyatt & Edwards, 1981) 골관절염 환자의 경우 그 수치가 증가되며 이는 관절의 기능에 좋지 않은 영향을 미친다고 한다(Hall et al, 1993). H/Q비의 증가는 슬관절 굴곡근의 작용이 상대적으로 증가됨을 의미하며, 결국 슬관절에 가해지는 정상적인 부하의 분배 상태가 변화되어 손상이나 질환의 진행을 촉진하게 된다(Hortobagyi et al, 2005).

## E. 보행의 일반적 이해

보행(walking, ambulation)은 어떤 개체의 기본적인 요구에 따라 한 장소에서 다른 장소로 움직이는 것을 말한다. 정상적인 성인에게는 보행이 쉬운 과정으로 고려되지만 노인들은 근력의 감소, 균형의 감소, 또는 질환에 의해 안전하게 보행할 수 없기 때문에 지팡이나 보행기를 필요로 하게 된다. Patla(1995)는 우리의 삶에 있어 보행의 중요성을 다음과 같이 표현하였다. “독립의 수준과 좋은 삶의 질을 강조하는데 있어, 자기 자신의 힘으로 한 장소에서 다른 장소로 이동할 수 있는 능력보다 더 중요한 것은 없다. 우리는 어린아이가 이러한 능력을 계속 발달시킬 수 있다는 것에 감사하게 생각하며, 인생을 통해 이러한 능력을 키우고 지속할 수 있도록 노력해야 한다.”

걷기(walking)과 달리기(running)는 지지와 추진력을 제공하기 위해 ‘교대로 두 다리를 사용하는 이동(locomotion)의 한 방법’으로 정의할 수 있으며,

걷기는 적어도 한 발이 항상 지면에 지지하고 있고, 각 주기당 양발 지지기가 있으며 한발 지지기와 양발 지지기의 연속적인 변화로 일어난다. 달리는 걷기에 비해 속도가 증가되며 입각기의 비율이 감소하여 공중에 떠 있는 체공시간이 길어진다. 걷기와 달리의 차이점은 양발 지지기가 있으면 걷기이며 양발 지지가 없으면 달리기이다.

보행 주기의 사건(event)에 대한 명칭은 학자별로 서로 다른데, 대표적인 학자로 Whittle(1990)은 다음의 그림12와 같이 나누고 있다.

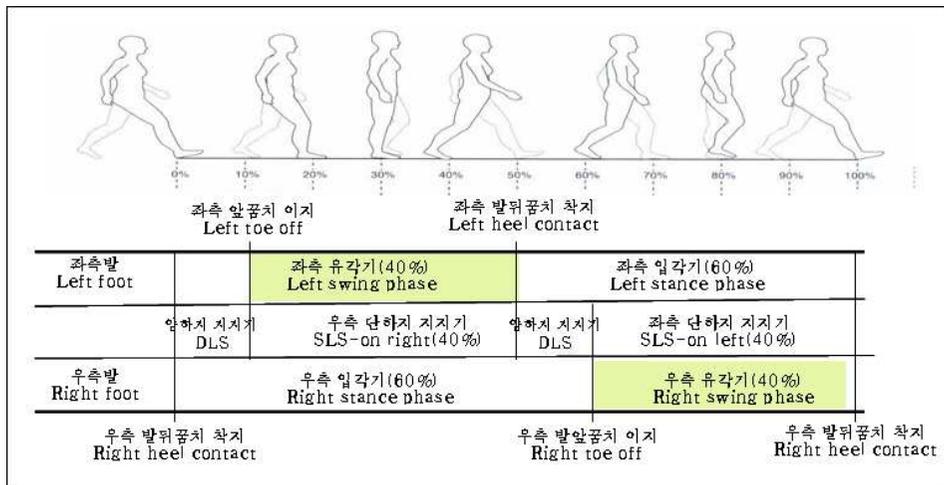


그림 12. 보행 주기(Whittle, 1990)

그림 12는 한 보행 주기 동안에 양발의 발뒤꿈치 착지와 발앞꿈치 이지의 시기를 나타내고 있다. 우측 발뒤꿈치 착지는 좌측 발이 아직 지면에 머무는 동안에 일어난다. 따라서 우측 발뒤꿈치 착지에서 좌측 발앞꿈치 이지 사이에는 양하지 지지기가 존재한다. 좌측의 유각기 동안 우측 발만 지면에 닿아 있고, 이때를 우측 단하지 지지기라고 하는데 좌측 발의 발뒤꿈치 착지로 끝나게 된다. 그후 우측의 발앞꿈치 이지기까지 또 하나의 이중지지 기간이 있다. 좌측의 단하지 지지기는 우측 유각기와 일치하고 그 주기는 우측의 다음 발뒤꿈치 착지로 끝나게 된다.

각 보행 주기에서는 두 번의 양하지 지지기와 두 번의 단하지 지지기가 있다. 대체로 입각기는 보행 주기의 60% 동안 이루어지고 유각기는 약 40%,

그리고 각각의 양발 지지기는 약 10%를 차지한다.

그러나 이것은 보행의 속도에 따라 다양해지는데, 속도가 증가하면 유각기는 비례적으로 더 길어지고 단하지 지지기와 양하지 지지기는 점점 짧아진다고 보고하였다(Murray, 1967).

활보장은 같은 발이 두 번 연속적으로 이동한 거리를 의미하여, 좌측과 우측의 두 개의 보폭으로 되어 있고 이들 각각은 그쪽의 한 발이 다른 발 앞으로 이동한 거리를 의미한다.

병적 보행에서 2개의 보폭이 서로 다를 수 있다. 보간은 두 발 선 사이(side to side)의 옆거리이며 보통 뒤꿈치의 중간 또는 족관절의 중심간의 거리, 즉 보행시 양 발뒤꿈치 중심 사이의 거리를 말하며 일반적으로 7~9cm의 범위를 갖는다. 발가락이 외측을 향하고 있는 각도(toe out 드물게는 toe in)인 보각은 신체의 진행방향선과 발 장축 사이의 각도를 말한다. 약 7°가 정상 범위로 고려된다.

보행에 있어 가장 기본적인 시간적 서술은 일분간에 걷는 걸음(step)의 수를 의미하는 분당 걸음수(분속수, cadence)이며, 이것을 걸음속도(step rate)라고도 부른다. 보행에 대한 다른 시간적 서술로는 활보시간(stride time, 완전한 보행주기에 걸리는 시간)과 걸음시간(step time, 우측 걸음 또는 좌측 걸음을 완성하는데 걸리는 시간)이 있다. 정상적인 대칭적 보행에 있어 걸음시간은 분당 걸음수(cadence)에서 얻어낼 수 있다.

보행속력(walking speed)은 공간적 측정과 시간적 측정이 결합된 것으로, 주어진 시간 동안 걸어간 거리에 대한 정보를 제공해 준다. 측정단위는 초당 미터(m/s) 또는 시간당 마일(mph)이다. 속력(speed)은 주어진 거리 동안 걸린 시간 또는 주어진 시간 동안 걸린 거리에 의해 계산될 수도 있고, 걸음속도(step rate)를 보장(step length)에 곱함으로써 계산될 수도 있다. 보행 속력은 나이와 같은 인자 및 키와 무게와 같은 신체적 특성에 따라 사람마다 다를 수 있다(Craik, 1995). 개인의 보행 능력에 대한 모든 공간적 측정과 시간적 측정들 중에서도 가장 기능적인 측정에 해당하는 것이 바로 속력이다. 정상적인 성인들에 있어, 한번의 보행주기(즉 두 번의 연속적인 걸음)에 걸리는 시간은 1초보다 약간 더 걸리며 거리는 약 1.44m(4.5ft)정도 가기 때문에 속

력은 약 1.37m/s가 된다. 남자보다 여자가 보행속력은 더 느리고, 걸음걸이도 더 짧으나, 분당 걸음수(cadence)는 더 빠른 특성이 있다(Finley, 1969, Murray, 1979).

보행속력을 상승시키기 위한 두 가지의 전략이 있는데, 활보나 걸음걸이를 증가시키는 전략과 분당 걸음수를 증가시키는 전략이 있다. 원래, 사람은 가장 편안한 걸음걸이에 도달할 때까지 두 가지 전략을 모두 사용한다. 가장 편안한 걸음걸이에 도달한 시점 이후, 속력의 증가는 단지 분당 걸음수의 증가에 의해서만 이루어지게 된다. 보행에 대한 모든 측정들(공간적, 시간적, 운동형상학적, 그리고 운동역학적 측정들)은 보행속력에 따라 달라진다. 따라서, 보행의 특성을 기술할 때, 적절한 기준과 해석을 위해서는 수집된 자료의 보행속력을 제시하여야 한다.

표 3. 보행에 대한 정상치

보행에 대한 정상치	
· 보행속력(gait speed):	1.37m/s(3.mph)
· 걸음속도(step rate):	1.87steps/s(110steps/min)
· 걸음길이(step length):	72cm(28inches)

## 1. 보행주기의 특정 시점에서의 운동학적 고찰

보행주기 동안 일어난 결과들을 설명하는데 도움이 되기 위해, 관례적으로 보행주기를 0~100%까지 세분하게 된다. 지면에 발뒤꿈치 또는 발바닥 닿기는 보행주기의 시작(0%)으로 간주되고 그 후에 일어나는 같은 발의 지면접촉은 보행주기의 끝(100%)으로 간주된다. 우측하지에 의한 완전한 보행주기의 경우 두 개의 중요한 단계인 입각기와 유각기로 나뉘어 진다. 입각기(stance phase, 우측 발뒤꿈치 닿기에서부터 우측 발가락 떼기까지)는 오른쪽 발바닥이 지면에 접촉하여 체중을 지지할 때 일어난다. 유각기(swing phase,

우측 발가락 떼기에서부터 다시 우측 발뒤꿈치 닿기까지는 오른쪽 발이 공중에 있는 시기로, 다시 지면에 접촉할 때까지 발이 앞으로 전진하게 된다. 정상적인 보행속력에 있어, 입각기는 보행주기의 약 60%를 차지하고 유각기는 나머지 40%를 차지한다.

보행주기 동안, 사람은 두 번의 양하지 지지기(double-limb support, 양발이 동시에 지면에 접촉하고 있는 시기)와 두 번의 단하지 지지기(single-limb support, 단지 한 발만이 지면에 접촉하고 있는 시기)를 경험하게 된다. 또, 전통적으로 입각기 동안 5가지의 과정이 일어난다고 정의된다. 이러한 5가지의 과정이란 발뒤꿈치 착지, 발바닥 접지, 중간 입각기, 발뒤꿈치 이지, 그리고 발가락 이지를 말한다. 또 유각기는 세 가지의 과정인 초기 유각기, 중간 유각기, 그리고 말기 유각기로 세분된다.

보행주기의 특정한 시점에서 일어나는 사건들에 대한 일반적 고찰로 시작하여 상체, 고관절, 무릎관절, 발목관절과 발에서 어떤 변화가 일어나는가를 운동학적인 면에서 기술하면 다음과 같다.

### **a. 발뒤꿈치 착지(Heel contact)**

발뒤꿈치 착지는 10~20m/sec로 매우 짧으며 발뒤꿈치 착지에 지면에 가해지는 힘은 개인차가 많이 있는데 어떤 사람은 발을 지면 위에서 끌고 또 어떤 사람은 지면을 파헤치며 걷기도 한다.

몸체는 발의 위치보다 뒤쪽으로 활보장의 반에 해당하는 위치만큼 뒤쪽에 있으며 이때 몸체의 위치는 수직적으로 가장 낮은 위치에 있고 전체 주기 동안 평균 높이보다 25mm정도 낮고 순간 전진 속도는 가장 빨라서 평균 속도보다 약 10% 정도 빠르다고 보고하였다(Whittle, 1990). Murray(1967)는 발뒤꿈치 착지 시기에 주관절의 굴곡은 평균 8°, 건관절의 굴곡은 45°정도 이루어진다고 발표하였다.

고관절의 최대 굴곡(일반적으로 30°정도)은 유각기의 중간 위치쯤으로 이루어지고 그 이후 발뒤꿈치 착지까지 조금만 신전되며 발뒤꿈치 착지후 고관절은 고관절 신전근의 수축에 의하여 더 빨리 신전한다.

유각기 초기에 슬관절은  $60^\circ$  또는  $70^\circ$  굴곡한다. 슬관절은 신전하여 발뒤꿈치 착지 직전에 하지가 거의 일직선이 된다.

족관절은 유각기의 후반기 동안 거의 중립위치로 있게 되며 발뒤꿈치가 지면에 닿으면서 발이 뒤쪽 방향으로 움직이면 발뒤꿈치 착지에 대한 지면 반발력은 전방으로 향하게 된다. 힘 벡터의 방향은  $10\sim 20\text{m/sce}$  사이에 변화하고 외부에서 저굴 모멘트가 발생한다고 보고되고 있다(Whittle, 1990). 발뒤꿈치 착지에서 발뒤꿈치는 약간 내반되고 발은 약간 회외되는데, 이 결과로 대부분의 사람들은 신발 뒤축의 바깥쪽이 먼저 닿게 된다.

### **b. 발바닥 접지(*Foot flat*)**

일반적으로 보행 주기의 약 8%에 해당되며 다른 발의 발가락 이지 직전에 일어난다. 발뒤꿈치 착지와 발바닥 접지 사이 동안 지면반발력은 점차로 증가하고 방향은 상방과 후방이다. 또 반대쪽 건관절과 상지가 가장 앞으로 나가 있다가 다시 뒤로 움직이기 시작하며 몸체는 발뒤꿈치 착지와 발바닥 접지 사이에서 가장 낮은 위치에 도달한다. 고관절은 발바닥 착지 시에  $20\sim 25^\circ$ 로 굴곡하여 있다가 대둔근(*gluteus*)과 슬픽근(*hamstring*)에 의해 신전하기 시작한다.

발뒤꿈치 착지 후에 일어나는 슬관절의 굴곡은 스프링과 같은 작용을 하고 수직힘이 너무 빨리 증가하는 것을 막아준다고 보고되고 있다(Perry, 1974). 슬관절 굴곡은 발바닥 착지를 지나서 계속 진행되면서 보행 주기 15~20%에서 지지기 굴곡의 정점에 도달하며 지지기 굴곡의 정도는 변화가 많지만 보통  $10\sim 20^\circ$  사이이다. 외부 굴곡 회전력 역시 이 시기에 정점에 도달한다.

보행주기의 발뒤꿈치 착지에서 발바닥 접지까지의 시기에 슬관절이 약  $15^\circ$  정도의 저굴이 일어나는데 이는 외부굴곡 회전력에 의해 일어나며 편심성 수축을 하는 전경골근에 의해 대치된다. 지면에 발이 완전히 닿자마자 지면반발력은 발을 따라 앞으로 이동하면서 회전력이 점점 작아지다가 반대로 된다. 저굴되면서 발의 회내전이 일어나는데 이는 경골이 입각기 초기에 내회전되기 때문이라고 보고되고 있다(Inman, Ralston, & Todd, 1981).

### c. 중간 입각기(Mid stance)

중간 입각기는 입각기의 중간 위치에 가까우며 시상면에서 대퇴의 대전자(greater trochanter)가 발의 중심점에서 수직방향에 위치할 때의 시기로 이는 전체 보행 주기의 30%에 해당된다.

발바닥 접지와 발뒤꿈치 이지 사이 시기에, 상체는 평균 높이보다 25mm 더 높은 정점에 달하게 되는데 전방 이동의 운동역학적 에너지가 높이에너지로 전환됨으로써 전방속도가 느려지게 된다. 상체의 좌우이동은 정점에 도달하고 상체는 중심에서 입각기 다리쪽으로 약 25mm정도 이동한다. 발과 마찬가지로 상지도 서로 옆에 놓이기 되고 각각은 반대쪽 다리의 이동에 따라가게 된다. 양쪽 건관절과 골반이 서로 반대로 움직이기 전 중립위치에 놓임에 따라 상체의 회전이 사라지게 된다.

고관절은 신전으로의 움직임이 1/2이상이 일어나면서 9°에 가까운 전형적인 각도를 이룬다. 외부 관성회전력과 이에 대치되는 신전근의 수축은 입각기의 중간지점에서 감소하고 사라지게 된다. 이런 회전력 대신 반대방향으로의 회전력, 즉 외부 신전회전력이 일어나는데 이는 원심성 수축을 하는 대요근과 장골근 등 고관절 굴곡근의 내부회전력에 의해 대치될 수 있다. 반대쪽 다리가 지면에서 떨어지자마자 입각기 쪽의 고관절에 의해서만 골반이 지지된다.

중간 지지기까지 슬관절은 다시 신전하기 시작한다. 외부회전력의 크기는 줄어들지만 지면반발력이 슬관절 후방에 위치하므로 여전히 남아 있다. 그리고 대퇴골의 계속적으로 앞으로 이동함에 따라 슬관절은 신전한다.

발바닥 접지에서 발뒤꿈치 이지까지 15° 저굴에서 5° 배굴로 족관절에서 경골이 전방 회전을 하게 된다. 중간 지지기에서 족관절은 일반적으로 중립 위치와 5° 배굴사이에 있으며 지면 반발력 벡터는 발을 따라서 발바닥 착지 시기에서부터 전방으로 이동하고 초기 외부 저굴회전력은 증가된 외부 배굴회전력으로 바뀐다. 입각기가 진행함에 따라 경골은 외회전하고 거골하관절은 발을 회내전시킨다.

#### d. 발뒤꿈치 이지(*Heel off*)

발뒤축 상승(heel rise)이라고도 불리는 발뒤꿈치 이지는 발뒤꿈치가 보행면에서 들리기 시작하는 시기이며 이 시기는 개인의 신체적 특징이나 보행속도에 따라 변화가 심한데, 전형적으로 보행 주기의 40% 정도에서 발뒤꿈치 이지가 일어나지만 정상인은 약간 늦어 약 45%에서 발뒤꿈치 이지가 일어난다. 발뒤꿈치 이지는 반대쪽 다리의 발뒤꿈치 착지 전에 일어나며 이 시기는 보행주기의 50% 때이다.

일단 중간 지지기가 지나가면 상체는 수직으로 가장 높은 위치에서 양발 지지기의 가장 낮은 위치로 이동하며 지지하고 있는 다리 위에서의 상체의 후기 이동은 감소하기 시작하면서 반대쪽 다리로 체중이동을 준비한다. 고관절이 신전하고 입각기의 하지가 뒤로 이동함에 따라 골반은 이와 함께 뒤로 회전하고 상지와 건관절은 전방으로 이동한다.

고관절은 계속해서 신전하여 발뒤꿈치 이지 시기에는 10~15°까지 신전하며 외부 신전회전력은 계속해서 작용한다. 발뒤꿈치 이지와 발가락 이지 사이에 고관절은 최고로 신전하고 다시 굴곡하기 시작한다.

슬관절은 발뒤꿈치 이지시 근처에서 최고도로 신전하며 이 시기의 각도는 거의 0°에 가깝다. 중간 지지기와 발뒤꿈치 이지 사이에 지면반발력 벡터는 슬관절 전방으로 이동하여 외부 신전(또는 과신전) 회전력이 발생하며 중간 지지기에서는 외부 굴곡회전력을 억제한다.

발뒤꿈치 이지 시기에는 족관절 배굴이 최고에 달한다. 이 시기에 족관절은 약 15°에서 20°사이에서 뒤꿈치가 지면에서 떨어지고 바로 슬관절은 굴곡하고 족관절은 저굴하기 시작한다. 힘벡터가 발을 따라 전방으로 이동하면서 외부 배굴 회전력은 증가하며 뒤꿈치가 들림에 따라 발은 내반되고 회외전하게 된다.

#### e. 발가락 이지(*Toe off*)

발가락 이지는 보행주기의 60% 근처에서 일어나며 입각기가 끝나고 유각기가 시작하는 시점이다. 반대쪽 발이 보행주기 50%에서 발뒤꿈치 착지가 일어나므로 두 번째 양발 지지기의 끝을 나타낸다. 발뒤꿈치 이지와 발가락 이지 사이의 시기는 ‘말기 라커(*terminal rocker*)’라고도 불리며 이 시기의 또 다른 용어는 ‘진출기’이다. 하지만 Winter(1983)는 ‘진출기’는 존재할 뿐 아니라 이는 근육에 의한 에너지의 전달(*muscle power generation*)이 최고에 도달하는 시기라고 주장하였다.

상체의 위치는 발바닥 접지 시기에서 일어나는 것의 반사상(*mirror image*)이며 상지와 견관절이 최고로 앞으로 이동한다. 고관절의 최고 신전은 10~20° 정도인데 발앞꿈치 이지 전에 이루어지고 발앞꿈치 이지가 시작되면 고관절은 다시 굴곡하게 된다. 슬관절은 발뒤꿈치 이지 전이라도 굴곡하기 시작하고 발앞꿈치 이지 시기까지 40~50°까지 굴곡한다. 발이 지면에서 떨어지기 전에 힘벡터는 슬관절 앞에서 뒤쪽으로 이동하고 지지기의 최종시기에 슬관절은 외부 굴곡회전력을 받게 된다. 슬관절은 굴곡이 되지만 그 속도는 대퇴직근의 편심성 수축에 의해 조절되는데 이 근육은 슬관절 굴곡을 조절하는 것과 동시에 고관절을 굴곡시킨다. 발뒤꿈치 이지와 발앞꿈치 이지 사이의 시기에 족관절은 배굴에서 저굴로 이동하며 이 운동의 총 범위는 20~35° 사이이다. 발가락이 지면에 닿아 있고 발뒤꿈치와 후족이 떨어지면서 중족지절관절에서 신전이 일어난다. 주요한 힘의 전달은 중족골두를 통해서이며, 이 시기에 족관절에 외부 배굴회전력이 있으며 상부로 전달된 힘은 슬관절을 굴곡시키고 고관절의 굴곡 시작을 도와준다. 발가락 이지 시기가 다가옴에 따라 지면반발력은 급격히 감소하고, 지면에서 발이 떨어지면서 사라지고 발은 유각기에 들어서게 된다. 발가락 이지 시기에 발은 회내전되지만 이는 대부분 유각기의 초기에 상실된다고 보고되고 있다(Whittle, 1990).

#### f. 중간 유각기(*Mid swing*)

한쪽 다리의 중간 유각기는 반대쪽 다리의 중간 입각기에 해당되며 유각기의 다리가 입각기의 반대다리 옆을 지나는 때이다. 유각기는 보행주기의

40%를 차지하며 중간유각기는 일반적으로 이 시기의 중간 지점에 해당된다. 유각기는 중간 유각기전의 가속기(acceleration phase)와 이 이후의 감속기(deceleration phase)로 나눈다.

보행속도는 유각기의 능률성에 많은 부분을 의존하는데 왜냐하면 활보장이 이 시기 동안에 발이 전방으로 이동하는 거리이기 때문이다. 발이 이 시기에 지면에 닿게 되면 유각기가 줄거나 심지어 중지되면서 활보장이 줄어든다.

중간 유각기에서 중간 입각기처럼 상체는 가장 높은 위치에 있고 입각기 다리 위에서 최고로 이동하며 양쪽의 상지는 같은 높이이며 한쪽은 앞으로 다른 하나는 뒤쪽으로 이동한다. 고관절은 발앞꿈치 이지 전에 굴곡하기 시작하여 중간 유각기 시기에 최대로 굴곡한다. 유각기 중의 슬관절 굴곡은 대부분 고관절 굴곡의 결과이며 하지는 관절에 달린 진자처럼 움직인다. 슬관절 주변에서는 근육수축이 일어나지 않으며 유각기 굴곡의 최대 수축은 60~70°사이이고 슬관절이 신전을 시작하는 중각 유각기 전에 일어난다.

Murray(1967)는 정상보행에서 발가락은 매우 적게 지면에서 떨어진다고 하며 그 범위는 1~38mm, 평균 14mm 정도라고 보고하였다. 발은 발앞꿈치 이지에 회외전되며 다음의 발뒤꿈치 착지까지 유지된다.

## 2. 골관절염의 보행특성

관절표면과 근원적인 뼈를 나빠지게 하는 것은 기형을 발전시킨다. 관절의 체중-부하 정렬의 각도 증가는 심한 기형의 추가 뿐만 아니라 지지하는 근육 요구를 더 크게 한다. 슬관절의 가장 일반적인 문제는 퇴행성 관절염의 내반(varus)과 굴곡(flexion)이 관련있다. 슬관절 굴곡 기형의 체중부하는 입각기 안정을 위해 대퇴사두근(quadrieps)의 요구가 증가된다(Perry et al. 1975).

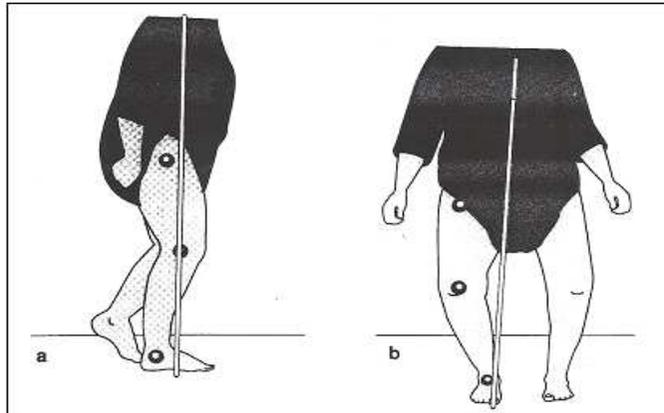


그림 13. 슬관절 기형( Perry, J., 1992.)

시상면(sagittal plane)에서 벡터 분석은 환자가 필요한 대퇴사두근(quadriceps)의 동작(그리고 관절의 힘과 결합하여) 감소로 슬관절 축이 신체 벡터(body vector) 전방으로 움직여 전방으로 체간을 기울이는데 이용한다(그림13-a). 그러나 이 자세는 족관절과 고관절의 굴곡근 토크를 더 크게 한다. 다시 말하면 신전근 근육(extensor muscles)은 부하가 증가된다. 관상면(coronal plane)에서 벡터 분석은 과도한 내측 토크를 말한다(그림13-b). 이것은 최대 압력 면이 가장 큰 진행성 골 소실로서 영구적인 기형을 만든다.

### 3. 보행의 운동역학-지면반력(*Ground reaction forces*)

보행동안 사람이 걸음을 걸을 때마다 발바닥 아래에 적용되는 힘들이 있다. 발에 의해 지면으로 적용된 힘들을 족력(foot force)들이라 부르고, 지면에 의해 발에 적용된 힘들을 지면반발력(ground reaction force)들이라 부른다. 이러한 힘들은 크기는 같으나 방향이 반대이다.(뉴턴의 제3법칙-작용과 반작용의 법칙-크기는 같고 방향은 반대로 향하고 있는 항상 쌍으로 된 힘들이 존재한다는 법칙). 힘 측정판(Force plate)에 가장 잘 적용할 수 있는 것은 수직적 부하(Vertical Load)와 수평적 전단(Horizontal Shear), 벡터 패턴(vector patterns), 관절 토크(Joint Torques), 압력의 중심(Center of Pressure)을 결정한다.

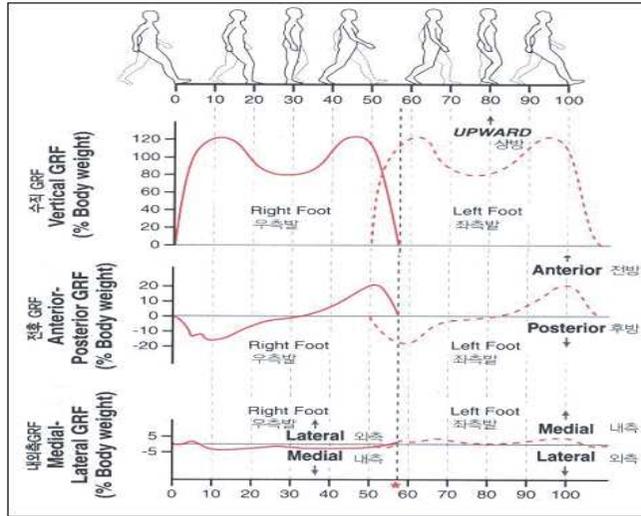


그림 14. 보행동안의 지면반력

### a. 수직적 부하(*Vertical Load*)

수직적 힘의 정상 입각기에 패턴은 보통 82m/min의 보행속도로 걸을 때 움푹 파인 지점처럼 두 정점이 분리되어 나타난다. 이러한 보행속도의 두 정점 값은 체중의 약 110%이며, 움푹 파인 지점의 힘은 체중의 약 80%이다. 첫 번째 정점은 부하반응기(*loading response*) 동안에 일어나는 체중수용기에서 중간입각기(*mid stance*) 초기에 일어난다. 이때 중력의 신체 중심은 빠르게 떨어지고, 부가적인 체중 가속의 효과가 나타난다. 중간유각기(*mid swing*) 후기에 파인 지점은 기준 발 위로 신체가 전방으로 구르며 중력의 중심이 올라감으로 만들어진다. 이러한 파인 지점은 반대편 하지, 유각기(*swinging*)에 의해 두드러지며, 이것은 힘 측정판(*Force plate*)에 부하하지 않은 경향이 있다. 두 번째 정점은 말기입각기(*terminal stance*) 후기에 일어나며, 다시 말기입각기(*terminal stance*)에 전족 라커 위로 체중이 전방으로 떨어져서 중력 중심이 떨어지고, 하방으로 가속하는 것을 가리킨다. 그러므로 부하선(*weight line*) 위로 수직적 힘은 초기에 하지 위로 떨어져 가속하고, 그때 말기입각기

(terminal stance)의 전족을 지나서 내려간다.

수직적 힘의 크기는 보행속도의 차이로 변한다. 느린 속도(<60m/min) 보행은 운동량을 감소시키고, 그러므로 체중(body weight)으로부터 파인 지점의 편위(deviation)와 두 정점은 유사하게 감소함으로 수직적으로 가속한다. 이 결과 체중선과 같은 단계에 고평부(flat plateau)가 나타난다. 반대로 빠른 보행속도는 더 높은 정점과 더 낮은 파인 지점을 일으킨다. 달리기는 체중의 2.5배 정점에 기록된다.

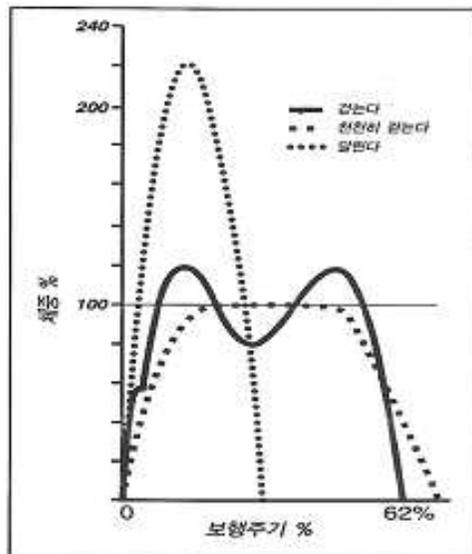


그림 15. 수직힘의 변화

그림 15는 정상인의 보행속도 차이에 따른 수직힘의 변화를 나타낸 것으로, (a) 달리기, (b) 보행 80m/min, (c) 보행 60m/min일 때의 수직힘의 변화이다 (Courtesy of Churchill Livingstone, NY, 1984).

일반적인 일측성 고관절 병변(퇴행성 질환) 환자의 수직적 힘 패턴은 건측 하지와 환측 하지를 비교하여 수직 부하가 감소하지만 수직적 힘의 비대칭성 차이는 하나의 표준편위(deviation) 내에서 느린 보행속도의 환자에 의해서 만들어진 변화보다는 작다. 또 일반적인 소견에서 통증이 있거나 약한 하지의 부하 패턴은 정점과 파인 지점이 불규칙하게 연속적이어서 정량화가 어렵

고, 부가적으로 한 팔을 빠르게 올리는 보호기전은 같은 체중으로부터 가장 높은 정점을 방해할 수 있다. 따라서 수직적 부하는 장애가 심할 때 임상적으로 확실하게 측정할 수 없다. 보다 나은 기능적인 측정은 보행속도와 단하지 지지기(single stance time)이다.

### **b. 수평적 전단(Horizontal Shear)**

힘이 보행 표면과 평행하게 일어나는 것을 전단이라 부른다. 전-후방 면에서 수평적 힘은 지면반발력이 수직으로부터 편위(deviation)될 때 일어난다. 유사하게, 한 하지로부터 다른 하지로 체중이 옮겨갈 때 수평적 내-외측(ML) 전단력은 만들어진다. 발과 바닥 사이에 적당한 마찰 없는 이러한 전단 패턴은 안전성을 위협하는 징조이며 미끄러지는 결과를 낳는다. 내-외측(ML) 힘의 크기는 가장 작고 체중의 10%보다 작다. 내측전단 (5% BW)정점은 부하반응기(loading response) 중간에 일어난다. 외측 전단은 말기입각기(terminal stance)에 정점(7% BW)에 도달한다.

전-후방(AP) 전단력은 체중의 25%보다 작거나 같다. 종종 초기 접지기(initial contact)에 후방 전단력(13% BW)이 나타난다. 가장 유사한 동작은 동적 하지의 후퇴가 초기에 체중-부하의 안전성을 줌으로 일어난다. 하지의 부하는 빠르게 전방으로 힘이 일어나고, 부하반응기 끝에서 정점(13% BW)에 도달한다. 이것은 중간입각기(mid stance)에 후방으로 전단이 시작될 때 뒤꿈치 들어올리기 전까지 최소한의 시상면 전단 간격이다. 여기서 말기입각기를 통해 후방에 힘이 빠르게 올라오고 마지막 정점은 23% 체중(BW)과 같다. 양하지 지지에 있어, 한쪽 하지의 추진력과 반대쪽 하지의 제동력이 동시에 적용되고 있음을 유념해야 한다.

### III. 연구방법

본 연구는 8주간의 운동치료가 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 어떠한 영향을 미치는가를 규명하는 것으로써 연구대상자 선정, 실험 방법, 실험 절차 및 자료 산출 방법은 다음과 같다.

#### A. 연구대상자 선정

본 연구의 대상자는 임상검사 및 방사선 검사에서 퇴행성 슬관절염 환자로 진단받은 노인여성 6명을 대상으로 하여 본인에게 직접 이 연구의 목적을 이해시키고 실험 참가 동의를 얻은 후 연구자와 전문가의 협의를 거쳐 구성하였으며, 다음의 기준을 적용하였다.

- 1) 최소 6개월 이상 슬관절염의 증상이 있는 사람
- 2) 독립보행이 가능하며, 현재 규칙적인 운동 프로그램에 참여하지 않은 사람
- 3) 중추신경, 말초신경 손상환자나 신경질환을 앓고 있지 않은 사람
- 4) 고혈압, 동맥경화, 관상동맥 질환을 앓고 있지 않은 사람
- 5) 시각 및 전정기관에 이상이 없는 사람

표 4. 연구 대상자의 특성

피험자	연령(yr)	신장 (cm)	체중(kg)	하지장(cm)
A	72	139	52.8	69
B	66	155	62.8	84
C	68	161.5	62.1	85
D	64	152	57.1	78
E	62	159	60.1	86
F	60	153	70.7	82
M±SD	65.33±4.32	153.25±7.85	60.93±6.03	80.67±6.38

## B. 실험방법

본 연구는 8주간의 운동치료가 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 미치는 영향을 규명하는 것으로 연구의 변인 분석은 실험실내 실험 상황을 바탕으로 하였다.

### 1. 실험 및 분석 장비

본 연구에서 사용된 실험장비는 크게 등속성 근력검사 장비, 영상분석 장비, 지면반력기, 근전도기, 체성분 측정기이다. 그 주요 장비와 이를 활용하여 얻은 자료를 분석하기 위한 소프트웨어의 용도 및 사양은 다음 표 5와 같다.

표 5. 실험 및 분석 장비

실험 및 분석 장비	용 도	모델명	제조회사
등속성 근력 장비 (Iso-kinetic)	근력검사	HUMAC NORM	CSMI(미국)
디지털 캠코더 4대 (Digital Camcorder)	영상분석	60frame/s model : VX-2000	SONY(일본)
통제점틀 (Control-object)	"	2m×2m×1m	V-TECK(한국)
LED	"	Silk-8555	V-TECK(한국)
지면반력기 (Force Plat Form)	"	OR6-7-4000	AMTI(미국)
EMG (Electromyogram)	근전도 측정	WEMG-8	Laxtha(한국)
체성분분석기 (Body Composition Analyzer)	체성분 분석	In-Body 520	Biospace(한국)
Soft Ware	데이터 분석	Kwon 3D ver(3.16) Kwon GRF ver(2.0)	Visol(한국)
Note Book		sens R40	samsung(한국)

### **a. 등속성 근력 검사 장비**

등속성 근력 측정 검사 장비는 HUMAC NORM을 사용하여 측정하였다.

### **b. 영상 촬영 장비**

본 연구에서 이용한 장비는 DLT(Direct Linear Transformation)방법을 이용하기 위한 3차원 영상 분석용 촬영 장비이다. 실험장비의 특성 및 용도는 다음과 같다.

#### **(1) 디지털 캠코더(Digital Camcorder VX-2000)**

본 연구에서는 3차원 영상 촬영을 위하여 줌렌즈(Angenieux-zoom)가 장착된 Sony사의 카메라 4대를 사용하였고, 이 디지털 캠코더의 특징은 고해상도로 촬영할 수 있으며 촬영속도는 초당 60frame으로 사용할 수 있다. 본 연구에서는 이 카메라의 최대 촬영속도인 초당 60frame의 속도로 촬영하였고 노출시간은 1/2,000초로 하였다.

#### **(2) 통제점 틀(Control Object)**

3차원 영상분석법에 필요한 통제점 틀은 통제점군(control point)의 공간좌표 설정을 위하여 32개의 통제점을 가지고 있는 정육면체형으로 실물공간(object space) 내에서 최대한 선형성을 살릴 수 있게 설계된 것을 사용하였다.

#### **(3) 지면반력 시스템(Ground Reaction Force Platform System)**

측정 대상이 압력판을 밟거나 누르면 압력판에 내장된 Load Cell이 전후, 좌우, 수직방향의 힘과 모멘트의 크기를 감지하여 Analog신호를 Signal Conditioner에 보내면 Signal Conditioner가 적당한 크기로 증폭한 다음 A/D Converter로 수치화 하여 컴퓨터에 넘겨준다. 컴퓨터는 압력 중심의 위치 등 필요한 각종 데이터를 처리, 저장, 출력시킨다.

### c. 근전도 자료의 수집 및 분석 장비

보행의 EMG 변인으로 최대 수의적 등척성 수축(MVIC)에 따른 대퇴사두근(Quadriceps femoris)과 슬괏근(Hamstring)의 근활성도를 측정하기 위하여 WEMG-8 System을 사용하였다. WEMG-8 System은 Laxtha의 제품으로 근육의 전기활동 즉, 근전도(Electromyogram)을 측정하기 위한 장비이다. WEMG-8 System은 크게 무선 근전도 측정장비(WEMG-8)와 데이터 수집 및 분석을 위한 프로그램(TeleScan)으로 구분할 수 있으며 근육에 전극을 부착하여 측정되는 근전도 신호는 측정장비가 사용자의 컴퓨터에 연결되어 수집되고, 여기에서 얻어진 데이터를 TeleScan이라는 프로그램을 이용하여 저장, 분석하게 된다.

### d. 데이터 분석 도구

#### (1) 디지털화 시스템(Digitizing System)

촬영된 테이프의 분석을 위해 Kwon(2004)이 개발한 프로그램(Kwon 3d ver 3.16)을 이용하여 분석하였다.

#### (2) 컴퓨터

펜티엄Ⅲ 노트북 컴퓨터를 디지털화 시스템에 연결시켜서 좌표화 하고, 분석용 계산 프로그램은 별도의 노트북을 이용하여 3차원 좌표와 모든 변인들을 계산하였다.

## 2. 연구절차

8주간의 운동치료가 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 미치는 영향을 규명하기 위한 연구절차는 그림 16과 같다.

사전 검사와 사후 검사는 신체조성 검사와 방사선 검사를 하고, 보행의 운동학적 및 운동역학적 변인을 알아보기 위하여 영상, 지면반력, 근전도를 이용한 컴퓨터 3차원 보행분석을 하였으며, 등속성 근력 정도를 알아보기 위하

여 등속성 근관절 기능 검사를 실시하였다. 사전 검사 직후에는 주당 3회의 아쿠아로빅과 주당 2회의 근력강화 위주의 운동치료를 운동처방의 원리에 의하여 8주간 실시하였다.



그림 16. 연구절차의 흐름도

## C. 검사방법

### 1. 신체조성 검사

신체조성은 생체전기 임피던스법(bioelectrical impedance analysis)을 이용하여 검사하였다. 검사방법은 모든 피험자들이 받침대 위에 올라선 후 양손으로 손잡이를 잡고 있으면 신장, 체중, 근육량, 체지방량, 체질량지수 등을 자동으로 측정하는 기기인 In-Body 520(Biospace, Korea, 2002)을 이용하였다.

### 2. 방사선 검사

방사선 평가를 위하여 슬관절의 단순 기립 전면의 방사선 사진을 촬영하였다. 방사선 사진으로 1) 하지 정렬 상태, 2) 관절 간격 감소 정도를 측정하였다. 하지 정렬상태는 대퇴골의 장축과 경골의 장축이 이루는 경골-대퇴각(TFA;

tibio-femoral angle)을 측정하였고, 무릎 관절간격 감소(JSN; joint space narrowing) 정도를 위하여 대퇴골과 경골의 각 외측과 내측의 관절용기(lateral & medial condyle)를 연결하여 그 간격을 측정하였다.



그림 17. 무릎관절의 TFA와 JSN

### 3. 등속성 근관절 기능 검사

HUMAC NORM을 이용하여 부하속도 60%sec에서 무릎의 굴곡근력과 신전근력, 즉 각근력(최대회전력, 체중당 최대회전력비)을 측정하였다. 이때 측정방법은 연구 대상자를 HUMAC NORM의 슬관절 측정의자에 앉힌 후 슬관절의 회전력이 다이내모미터(dynamometer) 회전축과 일치하도록 조정된 뒤 하지의 신전 및 굴곡 운동시 하지가 아닌 다른 신체부위가 움직여 대퇴근 운동에 외력이 가해지지 않도록 대퇴 부위와 가슴 부위를 고정하였다. 각근력 발휘가 제대로 이루어질 수 있도록 long input adapter와 adjusting arm을 이용하여 하퇴부 길이와 조정축의 길이를 조정하여 velcro strap으로 발목 부위를 묶어 신전 및 굴곡 운동을 실시하였다. 이때 연구 대상자는 슬관절을 중심으로 90°에서 0°까지 다시 0°에서 90°로 움직이도록 하여 슬관절을 중심으로 신전 및 굴곡 운동을 실시하였다. 이때 90°이상 과굴곡이나 0°이상 과신전 운동이 일어나지 않도록 운동한계 조정장치로 운동시 일정한 관절가동범위(range of motion)가 이루어지도록 조정하였다.

측정은 각 집단별로 다리의 신전 및 굴곡 운동을 부하속도 60°/sec 최대하  
로 3회, 최대로 2회의 예비 운동을 실시한 후 부하속도 60°/sec에서 3회씩 실  
시하였다.

측정 시에는 연구 대상자의 안전을 위한 주의사항을 미리 설명하고, 최대의  
체력으로 운동을 실시할 수 있도록 실험자가 연구 대상자 옆에서 구두로 독  
려하였다. 측정된 결과는 프로그램이 내장된 컴퓨터를 이용하여 디지털로 변  
환시켜 정량화하였다.



그림 18. 등속성 근관절 기능 검사

#### 4. 3차원 영상분석 검사

촬영도구의 배치는 연구 대상자의 보행 동작을 완전히 포함하는 범위 내에  
통제점들을 세우고 2대의 고속 디지털 캠코더는 좌표 기준점으로부터 각각  
8m 떨어진 곳에 렌즈 중심의 높이가 1m가 되도록 삼각대 위에 수평상태로  
설치한 후에 통제점들이 카메라 필드 안에 들어오도록 줌렌즈를 맞추고 또한  
카메라의 촬영 속도를 60frame/s로 하고, 노출시간(exposure time)을 1/2,000  
로 결정하였다. 2대의 고속 디지털 캠코더를 작동시켜 통제점들을 3분~4분  
동안 촬영한 후 통제점들을 제거하고, 피험자의 복장은 간이 실험복(타이즈)  
을 착용하고, 인체 관절에 반사마커와 근전도 표면전극을 부착하였다. 검사준  
비가 완료된 후 피험자들은 충분히 워밍업을 한 다음 한 사람씩 지면반력판  
위에 올라가서 체중을 측정하고 보행을 하였는데, 이때 실험자의 신호에 의

해서 지면반력판에 측정이 개시되고 피험자 한 사람이 수회 보행을 하였다. 보행의 형태 측정은 연구대상자의 인지 능력과 행동 특성상 보행 속도를 통제하기 어렵기 때문에 평소 걷는 속도로 걷게 하였고, 영상분석과 근전도 반응이 양호한 것으로 3회의 보행 시기를 선정하고, 보행동작 분석에는 이 3회 시기중 가장 바른 보행이라고 판단되는 1회의 자료를 사용하였다.

지면반력의 데이터 샘플링 속도(Data Sampling Rate)는 120Hz로 설정하였다. 분석과정에서 카메라 시간 간격을 재조정하여 동작분석 자료와 지면반력 자료, 근전도 자료간의 시간간격을 동일하게 구성하였다.

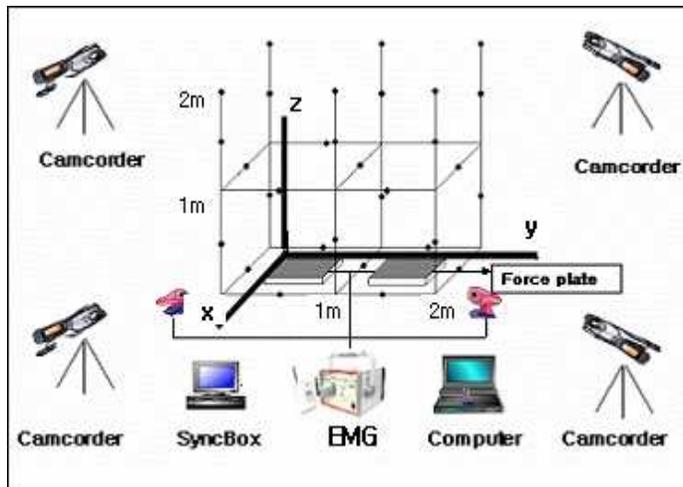


그림 19. 동작분석을 위한 실험장비의 배치

## 5. 근전도 검사

본 연구는 보행에 기여하는 근육중 표면전극(surface electrode) 측정이 가능한 양측 슬관절 신전근으로서의 대퇴사두근(quadriceps femoris)과 슬관절 굴곡근에 해당하는 슬픽근(hamstring)을 선정하여 표면전극(3M Red Dot Foam Monitoring Electrode 2237)을 부착하였다. 표면전극(surface electrode)은 검사결과에 영향을 미칠 수 있기 때문에 부착부위의 이물질 제거하기 위해 알코올로 닦아내고 건조시킨 다음 전극사이의 거리는 2cm를 유지하여

부착하였고, 접지전극은 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus)에 부착하였다. 근전도 측정은 QEMG 8(Laxtha Korea, gain=1,000, impedance>1,020Ω, CMRR>100dB)을 사용하였으며, 이때 샘플링 주파수는 1024Hz로 설정하였다.

보행동작을 실시하기 전에 대퇴사두근과 슬괵근의 최대 수의적 등척성 수축(MVIC)의 근전도치 측정을 위해 무릎을 90°로 굴곡시킨 상태에서 최대한의 힘을 발휘하여 굴곡과 신전 동작을 각각 5초간 실시하여 자료를 수집하였다.



그림 20. MVIC 측정방법

## 6. 운동치료

운동치료는 다음과 같이 주당 3회(월, 수, 금)의 수중운동과 주당 2회(화, 목)의 짐볼, 탄성밴드를 이용한 근력운동 등 복합 운동프로그램에 의하여 실시하였다. 운동기간을 산정하는 데 있어서는 일반적으로 근육강화 운동에 의한 근력증가의 정체현상이 10~12주인 점, 4~6주의 적응단계를 거쳐 이후 발전단계에 해당하는 8주간으로 설정하고(체육과학연구원, 2002), 1일 운동시간은 50분으로 하였으며, 근력향상 정도에 따라 운동처방 지침에 따라 적응·발전·유지단계로 나누어 운동형태와 시간, 강도, 반복횟수를 조절하였다. 구체적인 운동프로그램 내용은 다음과 같다.

## **a. 수중운동 프로그램**

### **(1) 준비운동**

신체 중심부의 온도를 높이고 운동하는 근육의 산소공급을 증가시키며 관절에 활액이 분비되도록 하기 위해서 대 근육군의 움직임에 중심으로 위밍업을 하도록 유도하였다.

### **(2) 본운동**

관절의 가동범위를 증가시키기 위한 운동을 실시하고, 유연성을 향상시키기 위한 방법으로 스트레칭을 매 동작마다 10~15초간 실시하였다. 유산소운동의 경우 지상에서의 맥박수보다 약 17회 정도 낮다는 것을 감안하여 강도를 설정하고, 지상에서는 한 박자에 한 동작씩을 취한다면, 수중에서는 두 박자에 한 동작 또는 네 박자에 한 동작씩 취하도록 실시하였다. 또 근력운동의 경우 증상 및 체력상태에 따라 운동을 마친 후 관절의 통증이 2시간 이상 지속되지 않도록 하기 위하여 운동강도와 반복횟수를 조절하였다.

### **(3) 정리운동**

가벼운 수중걷기 운동으로 움직임이 적은 피험자들이 기온이나 기타 외부 환경 여건을 고려하여 체온이 저하되지 않도록 유도하면서 관절의 가동범위를 증진하고 긴장되었던 근육을 이완시켜 근육의 통증을 감소시키도록 실시하였다. 기간별 수중운동 프로그램의 내용은 표 6과 같다.

표 6. 기간별 수중운동 프로그램 내용

기간	구분	시간	운동형태	주의사항
1~2주 적응단계	준비운동	5분	수중걷기	-바른자세 유지 (턱은 약간 끌어당기고, 시선은 정면에서 약간 위를 향하도록 하며, 가슴을 펴고 복부와 둔부에 힘 주기)
	본 운동	40분	1. ROM 운동 2. 수중걷기 3. 유연성운동 4. 근력운동	-자연스러운 호흡과 느린 동작
	정리운동	5분	수중걷기	-수중 구조물에 의지하지 않고 균형잡기
3~4주 발전단계	준비운동	5분	수중걷기	-풀에서 설수 있는 능력을 갖추게 된 후 누들(아쿠아 붐)을 사용하여 자전거 타기 실시
	본 운동	40분	1. ROM 운동 2. 유산소운동 3. 유연성운동 4. 근력운동	-허리를 펴고 균형을 잡은 후 두 팔은 어깨 옆에 평행으로 원을 그리도록 유도 -두 다리는 앞에서 뒤로 자전거 타기 실시(피험자들은 초기 앞에서만 움직였으나 적응단계에서는 점점 뒷부분까지 움직이려 하였음)
	정리운동	5분	수중걷기	
5~8주 유지단계	준비운동	5분	수중걷기	-누들(아쿠아 붐)을 잡고 펴는 동작으로 근육의 긴장을 풀 후 지레를 길게 하여 운동에 과부하를 주었음.
	본 운동	40분	1. ROM 운동 2. 유산소운동 3. 유연성운동 4. 근력운동	-효과적인 스트레칭을 위해 신전 시간은 10초 이상 유지하도록 유도 -호흡은 천천히 그리고 리드미컬하게 조정하도록 하고, 특히 숨을 멈추지 않도록 유도
	정리운동	5분	수중걷기	-근력운동 및 유산소 운동시에는 충격 완화를 위하여 최대한 느리게 하도록 유도

## b. 근력 운동 프로그램

### (1) 준비운동

신체 중심부의 온도를 높이고 운동하는 근육의 산소공급을 증가시키며 관절에 활액이 분비되도록 하기 위해서 짐볼 위에 앉은 상태에서 대 근육군의 움직임을 중심으로 유산소 운동을 10분간 실시하여 Warm-Up을 유도하였다.

### (2) 본운동

관절의 가동범위를 증가시키기 위하여 통증이 없는 범위에서 각 부위별 스트레칭을 10분간 실시하였다. 이후 보행과 관련된 근육을 강화시키기 위해 하지 근육 강화 운동을 20분간 실시하였다. 이때 흥미를 유발시키기 위해 짐볼과 탄력밴드를 이용한 총 43가지 운동을 매주 8개 동작씩 난이도와 흥미를 고려하여 번갈아가며 실시하였다. 또 운동부하량은 운동처방의 원리에 따라 점증적으로 반복횟수 및 강도를 증가시켰으나, 증상 및 체력상태에 따라 운동을 마친 후 관절의 통증이 2시간 이상 지속되지 않도록 하기 위하여 RPE(rating of perceived exertion) 11~15로 설정하고 운동형태와 강도, 반복횟수를 조절하였다.

#### i) 탄성밴드 운동

본 실험에서는 노랑색과 적색을 선택하였으며 저항력에 따른 탄성밴드의 종류에 따른 길의 강도는 표 7과 같다.

표 7. 저항력에 따른 탄성밴드의 종류

	밴드종류		
	색상	강도	밴드길이 (60 cm)
저 항 력 (kg)	살색	extra thin	0.9kg
	노랑색	thin	1.1
	적색	medium	2.0
	녹색	heavy	2.3
	청색	extra heavy	3.4
	검정색	special heavy	4.1
	실버	super heavy	5.9
	골드	max	7.6

(야마모토 토시하루, 2000.)

ii) 짐볼 운동

볼 운동시 피험자가 볼 위에 앉았을 때 대퇴부위가 바닥과 평행을 이루었으며, 무릎은 90°를 유지하였다. 운동 수준에 따라 공을 덜 팽창시켜 보다 안정한 상태로 만들거나 좀 더 팽창시켜 보다 잘 움직일 수 있도록 하였다. 본 실험에서 노랑과 빨강을 선택하였으며 신장에 따른 볼의 크기와 색상은 표 8과 같다.

표 8. 신장에 따른 볼의 크기와 색상

신장(cm)	크기(cm)	색상
140-159	45	노랑
160-169	55	빨강
170-179	65	녹색
180-189	75	파랑
190이상	85	은색

(Janda., 1998.)

(3) 정리운동

유연성을 향상시키고, 긴장되었던 근육을 이완시켜 근육의 통증을 감소시

키도록 자연스럽게 호흡하면서 숨을 참지 않도록 주의를 주면서 각 부위별 스트레칭을 10분간 실시하였다. 기간별 근력운동 프로그램 내용은 표 9와 같다.

표 9. 기간별 근력운동 프로그램 내용

기간	구분	시간	운동형태	운동강도 Set, RM Time	휴식
1~2주 적응단계	준비운동	10분	Warm-up	1set 20RM	불완전 휴식
	본 운동	30분	1. 등장성·등척성	1set, 10RM 10sec	운동간 20초 휴식
			2. 근력운동(짐볼)	1set, 10sec	
			3. 근력운동(밴드)	1set, 15RM	
정리운동	10분	스트레칭	1set, 10sec	불완전 휴식	
3~4주 발전단계	준비운동	10분	Warm-up	2set 15RM	불완전 휴식
	본 운동	30분	1. 등장성·등척성	1set, 15RM 15sec	운동간 15초 휴식
			2. 근력운동(짐볼)	2set, 10sec	
			3. 근력운동(밴드)	2set, 10RM	
정리운동	10분	스트레칭	1set, 10sec	불완전 휴식	
5~8주 유지단계	준비운동	10분	Warm-up	2set 15회	불완전 휴식
	본 운동	30분	1. 등장성·등척성	1set, 15RM 15sec	운동간 15초 휴식
			2. 근력운동(짐볼)	3set, 10sec	
			3. 근력운동(밴드)	3set, 10RM	
정리운동	10분	스트레칭	1set, 10sec	불완전 휴식	

## D. 자료 산출 방법

본 연구의 통제점 좌표화와 인체관절 중심점의 좌표화, 동조, DLT방법에 의한 3차원 좌표 계산과 스무딩, 동작분석, 지면반력 분석은 권영후(2004)가 개발한 프로그램(Kwon 3d ver 3.16, Kwon GRF ver 2.0)을 사용하였다. 산출된 자료는 Exell(2004)로 전환하여 국면별 자료와 그래프로 도식화하였다.

### 1. 통제점 좌표화와 인체 관절 중심점의 좌표화

인체 모델은 신체분절들이 서로 연결된 강체의 연결 시스템으로 하여 21개의 인체관절점으로 정의하였다. 신체분절의 무게중심위치에 대한 인체분절자료(body segment parameter)는 Plagenhoef(1983)의 자료를 이용하였다. 좌표화는 통제점 좌표화와 인체관절 중심점의 좌표화로 나누어 처리하였는데, 통제점 좌표화는 26개의 통제점을 5번 반복하여 좌표화한 후 컴퓨터에 파일로 저장하였고, 관절의 중심위치는 Winter(1979)의 것과 같은 순서대로 좌표화하였다.



그림 21. 관절 중심점의 위치

## 2. 통제점 및 인체관절점의 수치화 및 동조화

수치화 작업(digitizing)은 비디오 디지털이징 시스템을 이용하고, 수치화의 대상은 통제점들의 통제점들과 인체관절 중심점으로 나누었다. 본 연구는 피험자가 서있을 때 좌우 방향을 X축, 지면에 대하여 수직방향을 Z축, 전후 방향을 Y축으로 정의하였다. 영상분석 축과 지면반력 축을 동일하게 설정하고 인체 관절 중심점의 좌표화는 동작 시작하기 전 5프레임부터 끝나기 전 5프레임까지로 하였다.

일반적으로 촬영 시 맞추어 놓은 카메라의 촬영속도와 실제 촬영속도는 미세한 차이가 있으므로 카메라의 정확한 촬영속도를 계산하는 것은 중요하다. 따라서 본 실험에서는 4대의 LED와 트리거 신호를 채널에 동시에 지면반력의 동조신호를 주어서 고속 디지털 캠코더로 촬영한 영상과 2대의 지면반력기를 동조화시켰다. 본 연구의 동조를 위해 3차 스플라인 함수(Cubic Spline)를 이용한 보간법(Interpolation)을 사용하고, 동조시간 간격은 0.016초로 하였다.

## 3. 3차원 실공간 좌표의 계산

4대의 캠코더에서 촬영된 영상을 디지털이징하여 2차원 좌표를 얻은 후에 3차원 좌표를 산출하기 위해서 통제점들의 공간좌표를 활용하는 DLT(Direct Linear Transformation) 기법을 이용하였다. 그 후 계산된 DLT 계수와 인체관절 중심점의 평면좌표를 이용하여 피험자의 3차원 공간좌표를 산출하였다. 3차원 공간좌표값을 산출하는 과정에서 여러 가지 원인에 의한 노이즈(noise)가 발생하는데, 이러한 노이즈를 제거하고 공간좌표의 우연오차(random error)를 제거하기 위한 스무딩(smoothing)방법으로 2nd-Order Butterworth의 저역 통과 필터(Low-Pass Filter) 방법을 이용하였고, 차단 주파수(cut-off frequency)는 10Hz로 하였다.

#### 4. 운동학적, 운동역학적 변인 계산

##### a. 신체중심의 위치

3차 스플라인법으로 구한 변위의 일반식은  $S(T) = C_3 \cdot t^3 + C_2 \cdot t^2 + C_1 \cdot t + C_0$  로 나타나는데, 본 연구에서 구하고자 하는 변위는 신체 중심의 위치이다. 전신의 무게중심의 위치인 신체 중심의 위치 SCG는 식 ①과 같은 방법으로 구하였다.

$$S_{CG} = \left[ \sum_{i=1}^{14} (c_{gi} \cdot m_i) \right] / M \text{ ----- ①}$$

$c_{gi}$  : I번째 분절의 무게중심의 위치

$m_i$  : 전체 질량의 백분율로 표시된 i번째 분절의 질량

$M$  : 인체 측정된 자료의 백분율로 표시된 분절의 질량을 합한 전체 질량

##### b. 각도

본 연구에서의 산출한 각도는 보각, 무릎 관절각, 발목 관절각, 고관절각 등이 있으며, 각을 이루는 벡터를  $A(A_x, A_y, A_z)$ ,  $B(B_x, B_y, B_z)$ 라고 할 때 식 ②에서와 같이 A, B 벡터의 내적으로 구하였다.

$$\Theta = \arccos \left[ \frac{A_x B_x + A_y B_y + A_z B_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2}} \right] \text{ ----- ②}$$

##### c. 3차 스플라인법

원 자료를 스무딩 하고 1차, 2차 미분함수의 형태를 얻기 위하여 3차 스플라인법을 이용하였다. 3차 스플라인 함수는 식 ③와 같은 형태를 가진다.

$$S(t) = C_3 \cdot t^3 + C_2 \cdot t^2 + C_1 \cdot t + C_0 \text{ ----- ③}$$

$$t = T - X_i, X_i \leq T < X_{i+1}$$

$C_3, C_2, C_1, C_0$ : 스플라인 상수 3차 스플라인 함수  $S(t)$ 에서 미분계수의 결

정은 다음과 같이 하였다.

$S(t) = C_3 \cdot t^3 + C_2 \cdot t^2 + C_1 \cdot t + C_0$  이므로  $S(t)$ 의 일차 미분  $S'(t)$ 는  $S'(t) = 3C_3 \cdot t^2 + 2C_2 \cdot t + C_1$  가 되며,  $t = T - X_i$ 이므로  $S'(X_i) = C_1$ 이 된다.  $S(t)$ 의 2차 미분  $S''(t)$ 는  $S''(t) = 6C_3 \cdot t + 2C_2$  이므로  $S''(X_i) = 2C_2$ 가 된다. 따라서 변위 벡터  $X_i$ 의 속도는  $C_1$ , 각속도는  $2C_2$ 가 된다.

## 5. 근전도 신호 처리방법

근전도 신호는 Telescan program(Laxtha Korea)으로 분석하였다. 근전도 신호는 Cram & Kasman(1998)에 따르면 전형적인 근전도 신호의 필터링은 20~300Hz의 대역필터를 사용한다고 밝혔다. 본 연구에서는 일차적으로 얻어진 원자료는 10Hz의 고역 통과 필터와 350Hz의 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 한 후 전파정류(full-wave rectification)하였다. 이후 얻어진 적분 근전도치를 아래에 제시된 방법에 의해 최대 수의적 등척성 수축(MVIC) 근전도치를 사용하여 표준화 시키고 평균 적분 근전도치와 최대 적분 근전도치를 계산하였다. 적분 근전도치는 아래의 공식에 의해 얻어지며, 따라서 평균적분 근전도 공식은 다음과 같다.

표 10. 근전도 공식

$$(공식 1) \quad EMG_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_a}^{t_b} \{S(t)\}^2 dt}$$

$T=t_b-t_a$ ,  $S(t)$ 는 시계열 근전도 신호

$$(공식 2) \quad norEMG_m(\%MVIC) = \frac{EMG_m}{EMG_{max_m}} \times 100$$

## IV. 연구결과

본 연구는 8주간의 운동치료가 양측 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 미치는 영향을 규명하는 것이다. 이 목적을 위해서 운동치료 전과 후의 신체조성, 방사선, 등속성 근력, 보행시 운동학적·운동역학적 변인과 EMG 변인을 비교한 결과는 다음과 같다.

### A. 신체조성 및 방사선 검사

본 연구에서의 운동치료는 근력향상과 체중을 감소하여 무릎관절의 부하를 줄임으로서 방사선 검사에서 경골-대퇴각(tibio-femoral angle, TFA)과 무릎관절 간격(joint space narrowing, JSN)의 변화를 유도한 후 통증을 완화시키는 것을 목적으로 하였다. 신체조성 측정 도구는 In-body 520을 이용하였다.

#### 1. 운동치료 전·후 신체조성 차이

표 11. 운동치료 전·후 체성분 관련요인 변화 (DM=Post-Pre)

SUB	변 인	단위	Pre	Post	DM
A	체중(Weight)	Kg	52.80	54.10	1.30
	근육량(Soft Lean Mass)	Kg	29.90	28.20	-1.70
	오른다리 체지방량(Lean Body Mass)	Kg	4.43	4.01	-0.42
	Ideal Lean ×100(%)		(85.8)	(85.8)	(0)
	왼다리 체지방량(Lean Body Mass)	Kg	4.54	4.22	-0.18
	Ideal Lean ×100(%)		(87.8)	(90.4)	(2.6)
	BMI(Body Mass Index)	kg/m <sup>2</sup>	24.40	27.60	3.20
B	체중(Weight)	Kg	62.80	63.10	0.30
	근육량(Soft Lean Mass)	Kg	36.10	36.30	0.20
	오른다리 체지방량(Lean Body Mass)	Kg	5.99	6.37	0.38
	Ideal Lean ×100(%)		(87.9)	(92.6)	(4.7)
	왼다리 체지방량(Lean Body Mass)	Kg	5.98	6.18	0.2
	Ideal Lean ×100(%)		(87.8)	(89.8)	(2.0)
	BMI(Body Mass Index)	kg/m <sup>2</sup>	24.50	24.30	-0.20

C	체중 (Weight)	Kg	62.10	63.80	1.70
	근육량 (Soft Lean Mass)	Kg	39.00	39.90	0.90
	오른다리 체지방량 (Lean Body Mass)	Kg	6.41	6.87	0.46
	Ideal Lean × 100 (%)		(92.1)	(97.9)	(5.7)
	왼다리 체지방량 (Lean Body Mass)	kg/m <sup>2</sup>	6.33	6.77	0.44
	Ideal Lean × 100 (%)		(91.0)	(96.5)	(5.5)
BMI (Body Mass Index)	%	23.40	24.00	0.60	
D	체중 (Weight)	Kg	57.10	58.40	1.30
	근육량 (Soft Lean Mass)	Kg	35.80	37.10	1.30
	오른다리 체지방량 (Lean Body Mass)	Kg	5.43	5.29	-0.14
	Ideal Lean × 100 (%)		(86.6)	(83.8)	(-2.8)
	왼다리 체지방량 (Lean Body Mass)	kg/m <sup>2</sup>	5.38	5.30	-0.08
	Ideal Lean × 100 (%)		(85.9)	(84.0)	(-1.9)
BMI (Body Mass Index)	%	24.10	24.60	0.50	
E	체중 (Weight)	Kg	60.10	60.00	-0.10
	근육량 (Soft Lean Mass)	Kg	42.40	43.40	1.00
	오른다리 체지방량 (Lean Body Mass)	Kg	6.98	7.11	0.13
	Ideal Lean × 100 (%)		(100.6)	(102.4)	(1.8)
	왼다리 체지방량 (Lean Body Mass)	kg/m <sup>2</sup>	7	7.09	0.09
	Ideal Lean × 100 (%)		(100.8)	(102.2)	(1.4)
BMI (Body Mass Index)	%	22.30	22.30	0.00	
F	체중 (Weight)	Kg	70.70	70.70	0.00
	근육량 (Soft Lean Mass)	Kg	40.40	39.30	-1.10
	오른다리 체지방량 (Lean Body Mass)	Kg	5.81	5.83	0.02
	Ideal Lean × 100 (%)		(85.4)	(85.6)	(0.20)
	왼다리 체지방량 (Lean Body Mass)	kg/m <sup>2</sup>	6	5.95	-0.05
	Ideal Lean × 100 (%)		(88.2)	(85.6)	(-2.6)
BMI (Body Mass Index)	%	29.40	29.40	0.00	
M±SD	체중 (Weight)	Kg	60.93±6.03	61.68±5.64	0.75
	근육량 (Soft Lean Mass)	Kg	37.27±4.4	37.37±5.13	0.10
	오른다리 체지방량 (Lean Body Mass)	Kg	5.84±0.87	5.91±1.15	0.25
	왼다리 체지방량 (Lean Body Mass)	kg/m <sup>2</sup>	5.87±0.84	5.92±1.04	0.24
	BMI (Body Mass Index)	%	24.68±2.45	25.37±2.62	0.68

표 11에서 보는 바와 같이 피험자의 체중은 운동치료 전보다 후에 증가한 경향을 보였다. 또, 퇴행성 슬관절염 정도가 Gread 3로 가장 심했던 sub A의 근육량은 1.70kg 증가하였고, Gread 1에 해당하는 sub F는 1.10kg이 감소, sub B, C, D, E는 각각 0.20, 0.90, 1.30, 1.00kg 증가하여 근육량 역시 증가한

경향을 보였다. 또 sub B, C, E의 오른다리와 왼다리의 체지방량의 경우도 다소 증가하는 경향을 나타냈다. 결국 본 연구 결과에서 체중과 근육량 모두가 증가하는 경향으로 보였는데, 특히 관절염 정도가 심했던 피험자들에서 무릎부하를 줄이는 요인인 체중을 통제하지 못하였으나 근기능 향상을 위한 근육량 증가 요인도 함께 이뤄진 것으로 나타났다.

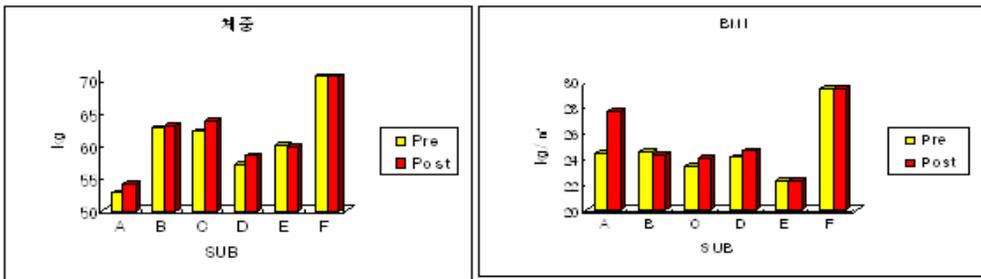


그림 22. 운동치료 전·후 체중, BMI의 변화

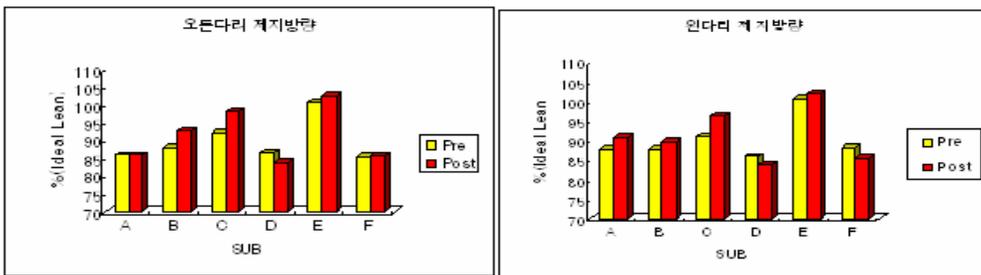


그림 23. 운동치료 전·후 체지방량의 변화

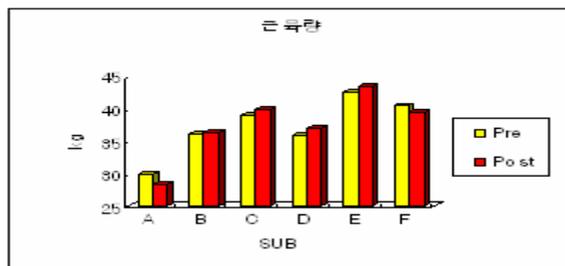


그림 24. 운동치료 전·후 근육량의 변화

## 2. 운동치료 전 · 후 방사선검사의 변화

방사선 평가를 위하여 슬관절의 단순 기립 전면을 촬영하였다. 방사선 사진으로 1) 하지 정렬상태, 2) 관절간격의 감소 정도를 측정하였다. 하지 정렬 상태는 대퇴골의 장축과 경골의 장축이 이루는 경골-대퇴각(tibio-femoral angle, TFA)을 측정하고, 관절 간격의 감소(joint space narrowing) 정도는 대퇴골 하단의 내·외측과와 경골 상단의 내·외측과 사이에 이루어지는 간격을 측정하였다.

운동전 단순 방사선 검사결과 sub A가 Grade3로 관절염 정도가 가장 심하였고, sub D, E는 Grade 2, sub B, C, F는 Grade 1에 해당하였다.

표 12. 경골대퇴각                      단위: degree

SUB	Grade	Right	Left
A	3	10	8
B	1	2	2
C	1	3	2
D	2	3	3
E	2	4	4
F	1	2	2

표 13. 무릎관절 간격                      단위: mm

SUB	Position	Right	Left
A	Med.	6	5
	Lat.	10	8
B	Med.	4	4
	Lat.	5	4
C	Med.	4	4
	Lat.	5	5
D	Med.	6	6
	Lat.	6	6
E	Med.	5	4
	Lat.	5	4
F	Med.	4	4
	Lat.	4	4

운동전 방사선 검사에서 sub A의 경우 심한 골극(spur) 형성 및 TFA(tibio-femoral angle) 우측 10°, 좌측 8°, JSN(joint space narrowing) 오른쪽 무릎관절의 경우 내측이 6mm, 외측이 10mm, 왼쪽 무릎관절은 내측 5mm, 외측 8mm로 내반 스러스트(varus thrust)가 있는 것으로 나타났다. 관절염 정도가 grad2에 해당하는 sub E의 경우도 골극이 형성되고, TFA 좌·우측 동일하게 4°, JSN 오른쪽 내·외측 동일하게 5mm, 왼쪽은 내·외측 모두 4mm인 것으로 나타났다.



그림 25. 방사선 검사결과

그러나, 8주간의 운동치료 후 운동치료 전과 동일한 정립자세(erect posture)로 방사선 촬영한 결과 신체조성의 변화 특히 전체적인 체중의 변화로 인하여 피험자 모두에게서 방사선 검사상 의미 있는 변화는 없는 것으로 나타났다.

## B. 등속성 근력

### 1. 최대회전력 및 체중당 최대회전력비

등속성 근력에 대한 치료의 효과는 등속성 근력 측정 도구인 HUMAC

NRM을 이용하여 부하속도 60°/sec에서 좌·우 무릎관절의 굴곡, 신전시 최대회전력 및 체중당 최대회전력비를 통하여 알아보았다. 각 피험자별 좌·우 무릎관절의 굴곡, 신전시 최대회전력(peak torque) 및 체중당 최대회전력비(% BW)의 운동치료 전·후 차이값은 표 15와 같다.

표 14. 체대회전력 및 체중당 최대회전력비의 차이                      단위: Nm(% BW)

SUB	구분	Pre			Post			DM		
		Ext.	Fle.	Ratio	Ext.	Fle.	Ratio	Ext.	Fle.	Ratio
A	Right	7 (12)	8 (15)	120	7 (12)	8 (15)	120	0 (0)	0 (0)	0
	Left	19 (36)	16 (30)	86	22 (39)	22 (39)	100	3 (3)	6 (9)	14
	Deficit	-64	-50		-69	-62		-5	-12	
B	Right	9 (15)	9 (15)	100	38 (60)	18 (27)	46	29 (45)	9 (12)	-54
	Left	27 (42)	19 (30)	70	41 (66)	16 (27)	40	14 (24)	-3 (-3)	-30
	Deficit	-65	-50		-7	8		58	58	
C	Right	8 (12)	9 (15)	117	31 (48)	11 (18)	35	23 (36)	2 (3)	-82
	Left	9 (15)	16 (27)	171	22 (33)	22 (33)	100	13 (18)	6 (6)	-71
	Deficit	-14	-42		30	-50		44	-8	
D	Right	20 (36)	12 (21)	60	23 (39)	20 (36)	88	3 (3)	8 (15)	28
	Left	26 (45)	15 (27)	58	42 (72)	18 (30)	42	16 (27)	3 (3)	-16
	Deficit	-21	-18		-45	-13		-24	5	
E	Right	15 (24)	14 (24)	91	68 (110)	46 (75)	68	53 (86)	32 (51)	-23
	Left	8 (15)	14 (24)	167	56 (92)	57 (92)	102	48 (77)	43 (68)	-65
	Deficit	45	0		18	-19		63	-19	
F	Right	4 (6)	7 (9)	167	30 (42)	30 (42)	100	26 (36)	23 (33)	-67
	Left	5 (9)	8 (12)	150	23 (33)	23 (33)	100	18 (24)	15 (21)	-50
	Deficit	-25	-17		-23	-23		2	-6	

표 14에서 보는 바와 같이, 관절염 정도가 가장 심했던 sub A의 경우 운동치료 전·후 변화량이 가장 작은 것으로 나타났는데, 체중당 최대토크가 오른다리의 경우 각 12%, 15%로 운동전과 같은 것으로 나타났고, 왼다리의 경우는 Ext.과 Fle.이 각 3%, 9% 증가하여 각각 39%씩인 것으로 나타났다. 운동치료 전·후 체중당 최대토크 변화량이 가장 많은 것은 sub E.로 체중당 최대토크가 오른다리의 경우 Ext.과 Fle.이 운동치료 전보다 후에 각 86%, 51% 만큼 증가하여, 운동치료 후 110%, 75%인 것으로 나타났고, 왼다리의 경우 77%, 68% 만큼 증가하여 운동치료 후 Ext.과 Fle.이 모두 각각 92%인 것으로 나타났다.

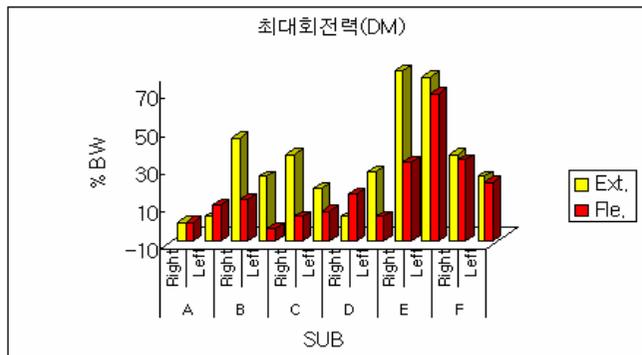


그림 26. 운동치료 후 체중당 최대토크 변화량

특히, 운동치료 전 피험자 모두 오른다리와 왼다리의 근력비인 Deficit 수치가 Ext.과 Fle. 모두 복잡하게 현저한 차이가 있는 것으로 나타났으나, sub. B의 경우 운동치료 전에 Ext.과 Fle.의 Deficit가 각각 -65%, -50%인 것이 운동치료 후 -7%, 8%로 나타났다.

그러나 sub. A의 경우 운동치료 전 Ext.과 Fle.의 Deficit가 각각 -64, -50%였으나 운동치료 후 근력 향상에도 불구하고 여전히 Ext.과 Fle.의 Deficit가 여전히 -69, -62%인 것으로 나타났고(그림 27), sub E.의 경우도 운동치료 전 Ext.과 Fle.의 Deficit가 각각 45.0%, 0%였고, 운동치료 후 18%, -19%로 변화(그림 29)하는 등 피험자별로 관절염 정도에 따라 다양한 변화를 보이는 것으로 나타났다.

Isokinetic Con/Con Speed 60/60 Repetitions3

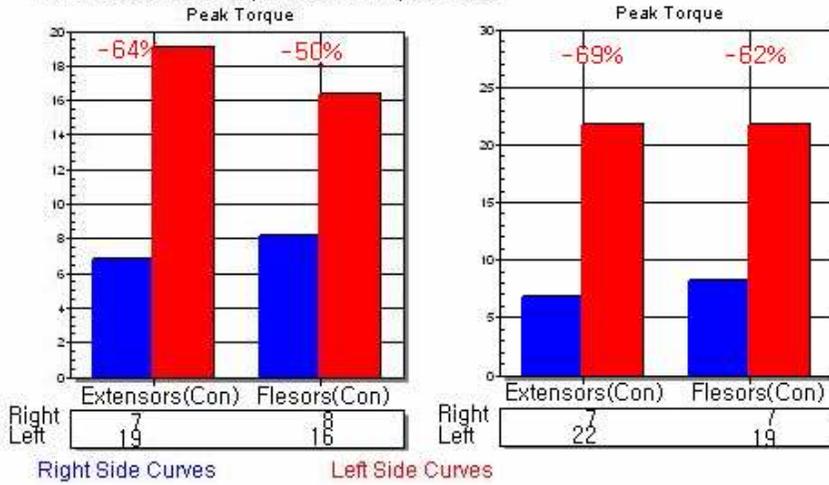


그림 27. sub A. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio 변화량

Isokinetic Con/Con Speed 60/60 Repetitions3

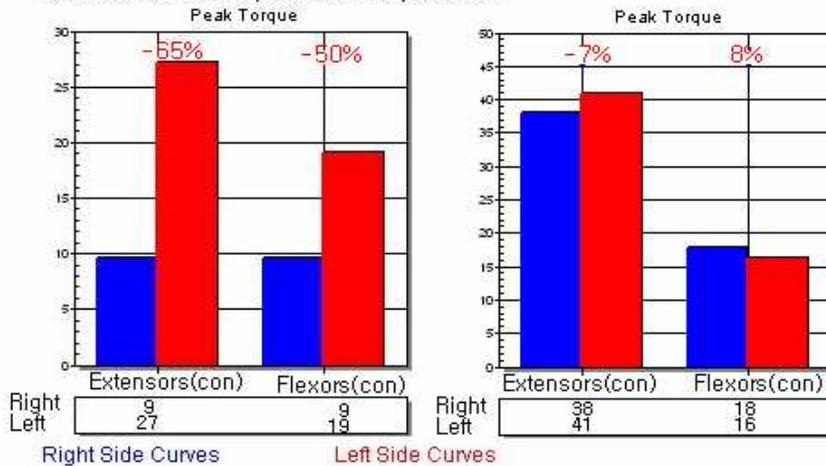


그림 28. sub B. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio 변화량

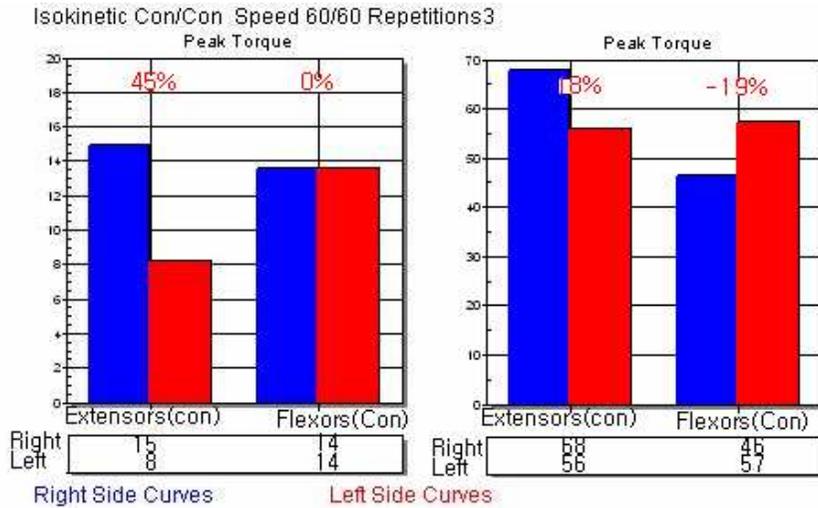


그림 29. sub E. 운동치료 전·후 Deficit와 Ratio의 변화

## 2. 운동치료 전·후 근력 변화 양상

등속성 근력의 경우 피험자 모두 운동치료 전보다 운동치료 후에 모든 변인에서 근력이 향상된 것으로 나타났다. 그러나 피험자 개개인의 관절염 정도와 좌우측 관절염 정도에 따라 증가량과 다양한 변화 양상을 보였다.

그림 30~31에서와 같이 sub A의 경우 운동치료 전 회전력에서 신전시 우측이 우세하고 좌측이 열세하여 좌우측 편차가 심한 것으로 나타났고, 굴곡시에도 우측이 우세하여 비교적 편차가 많은 것으로 나타났다. 운동치료 후에는 관절염 정도가 심했던 좌측은 운동전과 비슷한 상태를 유지하였고, 좌측의 회전률이 높아지면서 굴곡·신전 모두 우측과 좌측의 편차가 많은 것으로 나타났다.

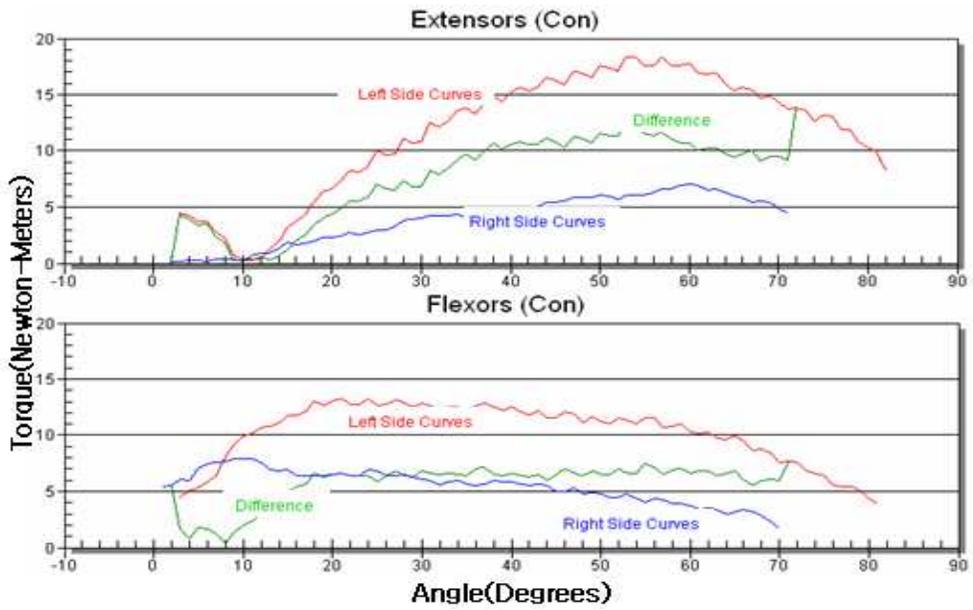


그림 30.sub A. 운동치료 전 최대토크 변화 양상

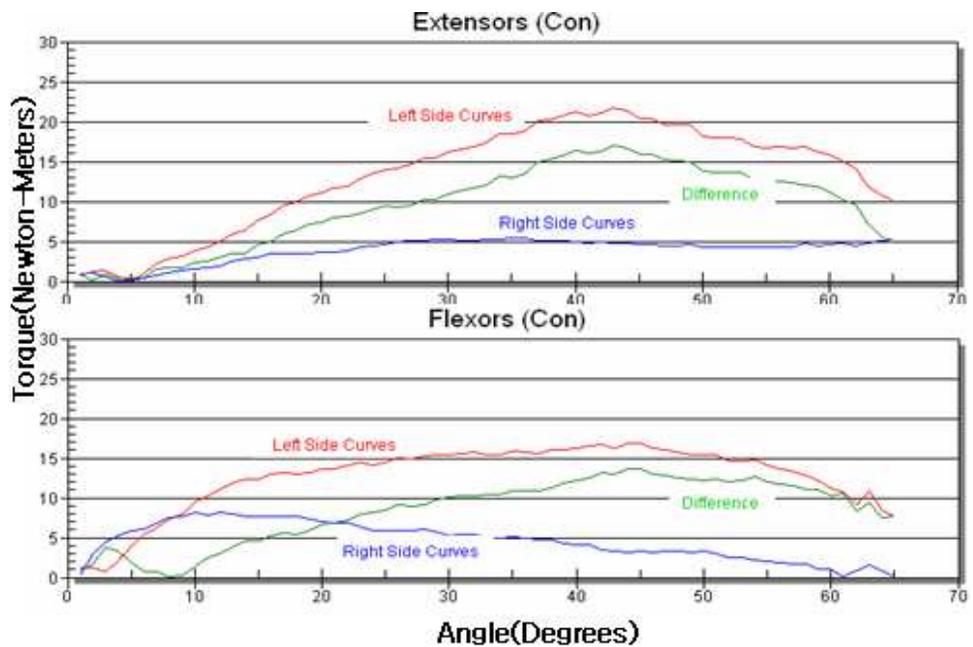


그림 31. sub A. 운동치료 후 최대토크 변화 양상

그림 32~33에서와 같이 sub C의 경우는 운동치료 전 신전시 좌우측 무릎관절의 회전력이 비슷한 것으로 나타났고, 굴곡시에는 우측 무릎관절의 회전력이 높고, 좌측이 낮아 굴곡과 신전에서 서로 편차가 많은 것으로 나타났다. 그러나 운동치료 후 신전시 각도가 증가할수록 좌우측 회전력에 편차가 많아지는 것으로 나타났고, 굴곡시에도 무릎 관절 전 가동범위에서 좌우측 회전력에 편차가 많은 것으로 나타났다. 또 신전시에는 우측이 우세하고 굴곡시에는 좌측이 우세한 것으로 나타났다.

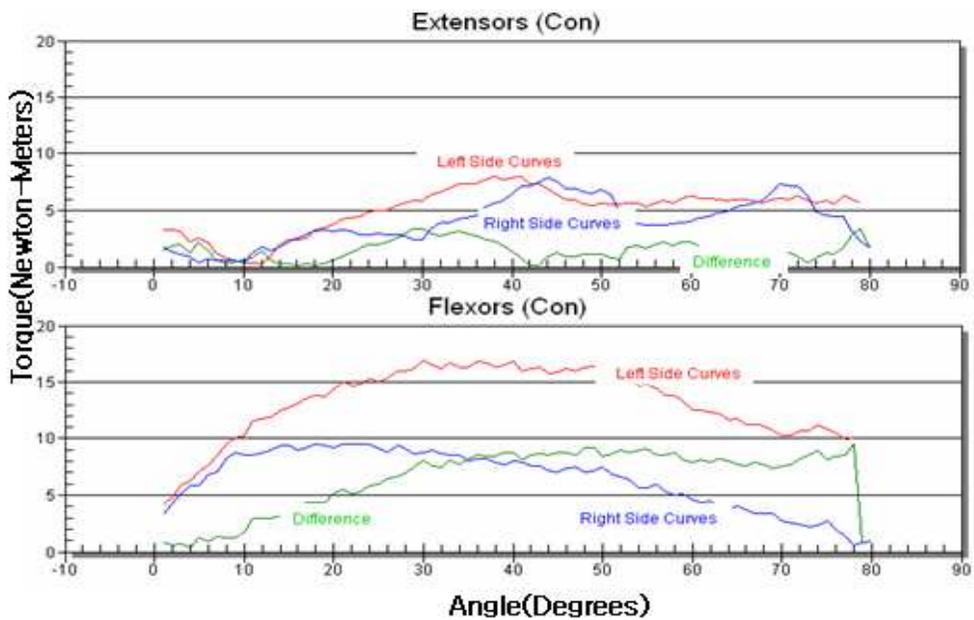


그림 32. sub C. 운동치료 전 최대토크 변화 양상

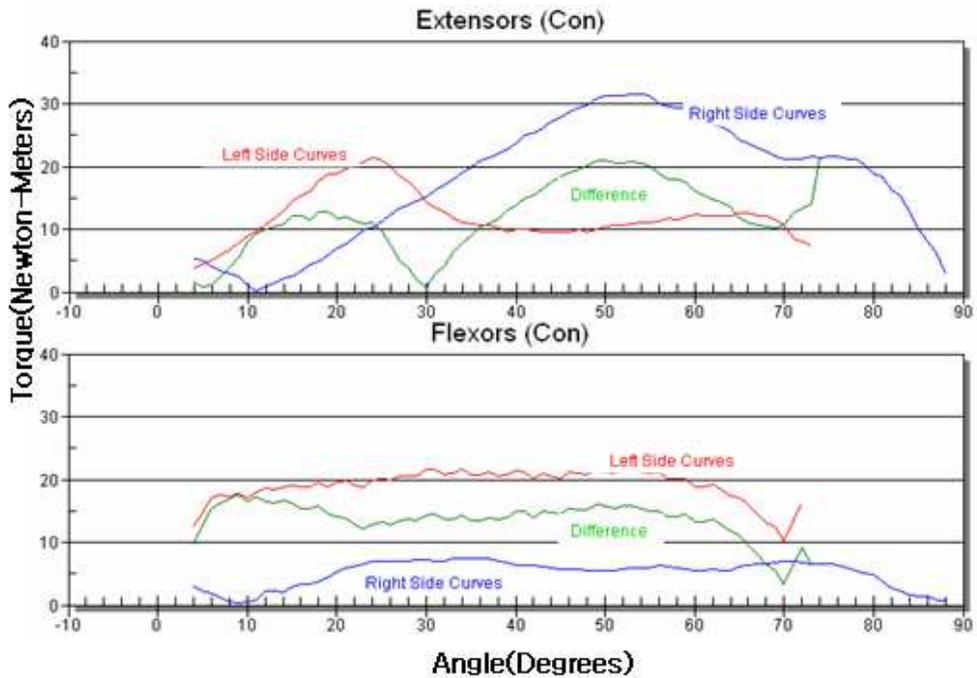


그림 33. sub C. 운동치료 후 최대토크 변화 양상

그림 34~35 에서와 같이 sub E의 경우도 운동치료 전 굴곡과 신전시 우측다리의 회전력이 우세한 것으로 나타났는데, 무릎관절이 회전하는 동안 줄곧 불안정한 변화를 보이면서 좌우측 편차가 큰 것으로 나타났다. 또 운동치료 후 신전시 각도가 커질수록 여전히 우측 회전력이 우세한 차이를 보였으나 굴곡시에는 좌우측 고루 향상되어 큰 차가 없는 것으로 나타났다. 그러나, sub E의 경우 신전시에는 우측이 우세하고 굴곡시에는 좌측이 우세한 것으로 나타나 신근 대비 굴근의 차이는 높은 것으로 나타났다.

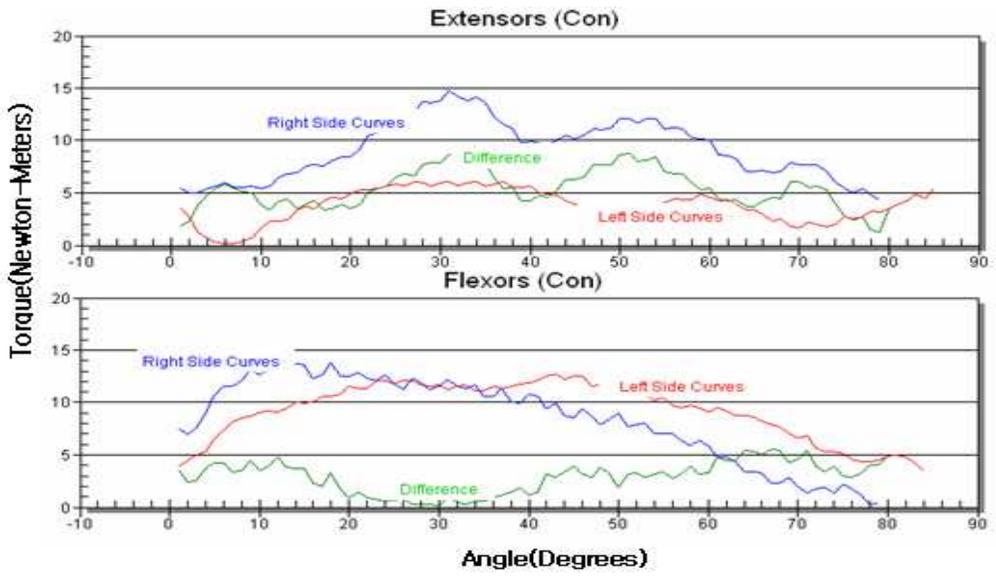


그림 34. sub E. 운동치료 전 최대토크 변화 양상

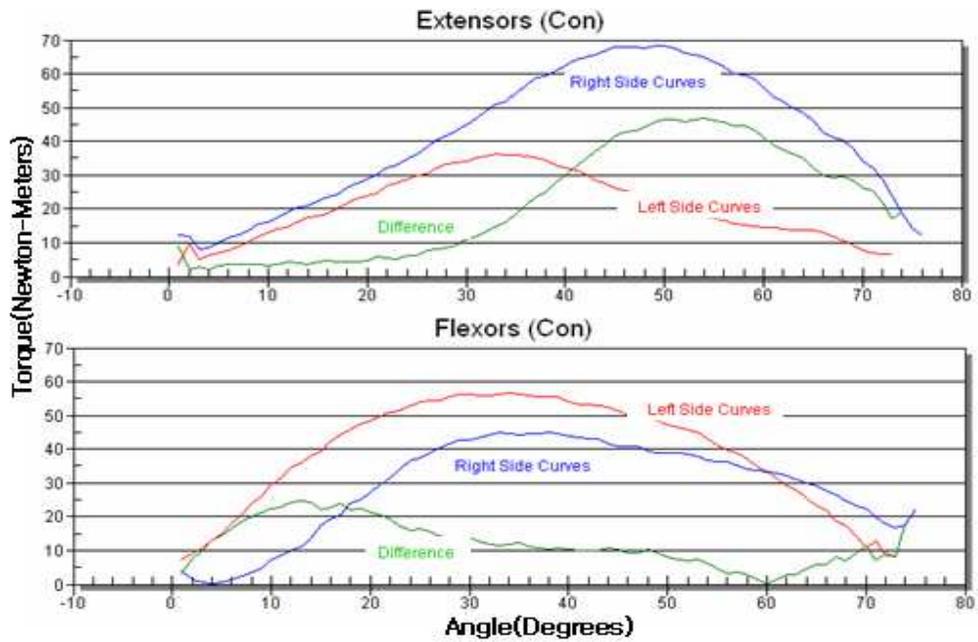


그림 35. sub E. 운동치료 후 최대토크 변화 양상

## C. 보행의 운동학적 변인

보행 형태의 변화를 알아보기 위한 보행의 운동학적 변인으로 보폭, 보폭/하지장, 활보장, 활보장/하지장, 보간, 보간/하지장, 보행시간, 중심 좌우축 변위, 중심 상하축 변위, 보각, 발목 관절각, 무릎 관절각, 고관절각을 설정하였다.

### 1. 보폭과 보폭/하지장

오른발 착지1의 오른발 뒤꿈치와 왼발 착지1의 왼발 뒤꿈치까지의 거리로 설정한 보폭과 보폭의 표준화를 위한 보폭/하지장의 운동치료 전·후 평균과 표준편차는 표 15와 같다.

표 15. 보폭과 보폭/하지장 단위: m

SUB	보폭			보폭/하지장		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
A	0.43	0.53	0.1	0.62	0.76	0.14
B	0.63	0.67	0.04	0.75	0.79	0.04
C	0.73	0.68	-0.05	0.85	0.80	-0.05
D	0.54	0.62	0.08	0.69	0.79	0.10
E	0.76	0.63	-0.13	0.88	0.73	-0.15
F	0.58	0.62	0.04	0.70	0.75	0.05
M±SD	0.61 ±0.12	0.62 ±0.05	0.01	0.75 ±0.10	0.77 ±0.03	0.02

표 15에서 보는 것과 같이 보폭에서 특히 sub E가 운동치료 전에 0.76m이었다가 운동치료 후에 0.63m로 감소하였고, sub C의 경우도 다소 감소하였으나 나머지 피험자들에서 모두 증가한 것으로 나타나 피험자 전체 평균 운동치료 전 0.61±0.12m에서 운동치료 후 0.62±0.05m로 다소 증가하였고, 이러한 경향은 보폭/하지장에서도 유사하여 sub E가 크게 감소함으로써 피험자 전체평균에서

는 다소 감소한 것으로 나타났다. 한편, sub A의 경우 피험자 가운데 가장 많이 보폭이 증가한 것으로 나타났는데, 운동치료 전 보폭과 보폭/하지장이 0.43m, 0.62m이었으나 운동치료 후 보폭과 보폭/하지장이 0.53m, 0.76m인 것으로 나타나 보폭의 경우는 그 변화량이 0.1m, 보폭/하지장의 경우는 0.14m씩 증가한 것으로 나타났다.

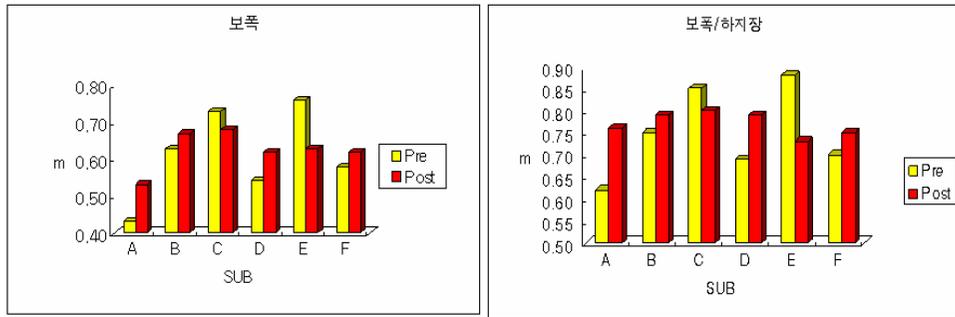


그림 36. 운동치료 전·후 보폭과 보폭/하지장의 변화량

## 2. 활보장과 활보장/하지장

오른발 착지1의 오른발 뒤꿈치와 오른발 착지2의 오른발 뒤꿈치까지의 거리, 즉 2보에 해당하는 거리인 활보장과 활보장/하지장의 운동치료 전·후 평균과 표준편차는 표 16과 같다.

표 16. 활보장과 활보장/하지장

단위: m

SUB	활보장			활보장/하지장		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
A	0.85	1.03	0.18	1.23	1.49	0.26
B	1.13	1.25	0.12	1.34	1.48	0.14
C	1.29	1.25	-0.04	1.51	1.47	-0.04
D	1.12	1.14	0.02	1.43	1.46	0.03
E	1.4	1.24	-0.16	1.62	1.44	-0.18
F	1.18	1.13	-0.05	1.43	1.37	-0.06
M±SD	1.16 ±0.19	1.17 ±0.08	0.01	1.43 ±0.13	1.45 ±0.04	0.03

표 16에서 보는 것과 같이 활보장에서 역시 피험자 E가 운동치료 전에 1.4m 이었다가 운동치료 후에 1.24m로 크게 감소하였고, sub C의 경우도 다소 감소하였으나 나머지 피험자들에서 모두 증가한 것으로 나타나 피험자 전체 평균 운동치료 전 1.16±0.19m에서 운동치료 후 1.17±0.08m로 다소 증가하였고, 이러한 경향은 활보장/하지장에서도 유사하여 sub E가 크게 감소하고, sub C가 다소 감소하였으나 나머지 피험자들에서 증가한 것으로 나타나 피험자 전체평균에서도 다소 증가한 것으로 나타났다. 한편, sub A의 경우 피험자 가운데 가장 많이 활보장이 증가한 것으로 나타났는데, 운동치료 전 활보장과 활보장/하지장이 0.85m, 1.23m였으나 운동치료 후 활보장과 활보장/하지장이 1.03m, 1.49m인 것으로 나타나 활보장의 경우는 그 변화량이 0.18m, 활보장/하지장의 경우는 0.26m씩 증가한 것으로 나타났다.

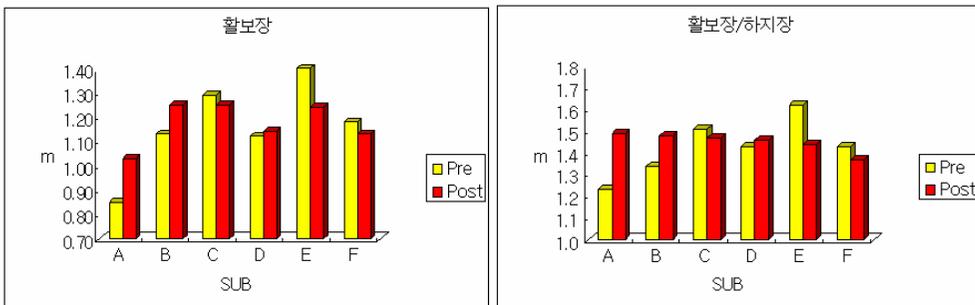


그림 37. 운동치료 전·후 활보장과 활보장/하지장의 변화량

### 3. 보간과 보간/하지장

오른발 착지1의 오른발 뒤꿈치와 왼발 착지의 왼발 뒤꿈치 간의 좌·우 폭인 보간과 보간/하지장의 운동치료 전·후 평균과 표준편차는 표 17과 같다.

표 17. 보간과 보간/하지장

단위: m

SUB	보간			보간/하지장		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
A	0.11	0.07	-0.04	0.15	0.1	-0.05
B	0.18	0.12	-0.06	0.21	0.14	-0.07
C	0.09	0.05	-0.04	0.1	0.05	-0.05
D	0.03	0.13	0.1	0.03	0.16	0.13
E	0.06	0.05	-0.01	0.06	0.05	-0.01
F	0.09	0.14	0.05	0.1	0.17	0.07
M±SD	0.09 ±0.05	0.09 ±0.04	0.00	0.1 ±0.06	0.11 ±0.05	0.00

표 17에서 보는 것과 같이 보간에서 특히 sub D가 운동치료 전 0.03m에서 운동치료 후 0.13m로 크게 증가하였고, sub F 역시 운동치료 전·후 변화량이 0.05m 증가한 것으로 나타났으나 나머지 피험자들의 경우 모두 다소 감소한 것으로 나타났다. 이는 보간/하지장에서도 같은 경향을 나타내었는데 가장 많은 감소를 보인 sub B의 경우 운동치료 전·후 변화량이 0.07m인 것으로 나타났다.

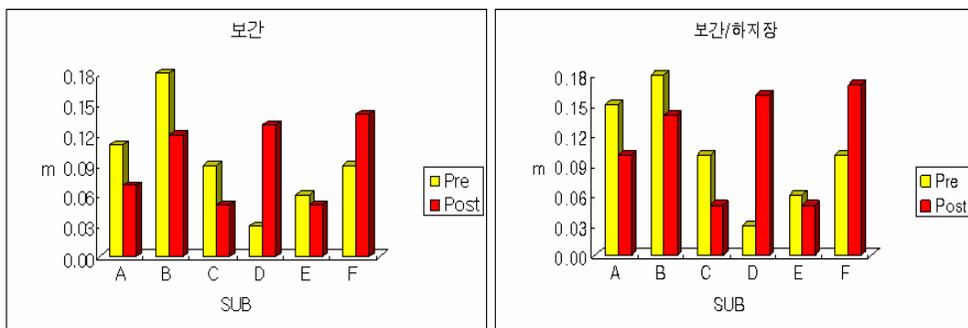


그림 38. 운동치료 전·후 보간과 보간/하지장의 변화량

## 4. 보행시간

운동치료 전과 후에 대한 피험자별 보행시간의 전체 평균과 표준편차는 표 18과 같다.

표 18. 피험자별 보행시간 단위: sec

SUB	보행시간		
	Pre	Post	DM
A	1.48	1.63	0.15
B	1.72	1.45	-0.27
C	1.30	1.43	0.13
D	1.55	1.67	0.12
E	1.43	1.33	-0.10
F	1.27	1.40	0.13
M±SD	1.46 ±0.17	1.48 ±0.13	0.03

오른발 착지1에서 왼발 뒤꿈치 이지기2까지의 보행주기 동안의 소요시간에 해당하는 보행시간은 운동치료 전에 피험자 전체 평균  $1.46 \pm 0.17$ 초에서 운동치료 후에 피험자 전체 평균  $1.48 \pm 0.13$ 초로 다소 증가한 것으로 나타났다. 그러나 sub B, E의 경우는 운동치료 전과 후에 각각  $-0.27$ 초와  $-0.10$ 초 만큼 감소한 것으로 나타났다.

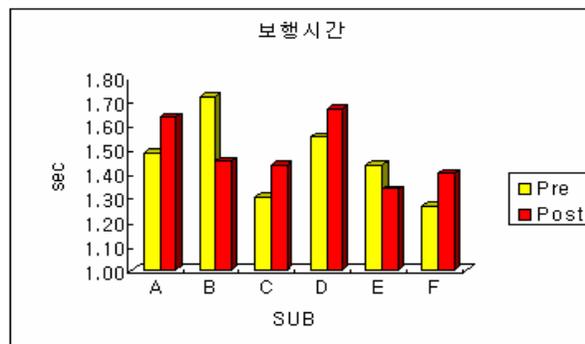


그림 39. 운동치료 전·후 보행시간 변화량

표 19에서와 같이 국면별 보행시간의 경우 전체 피험자 평균 운동치료 전보다 운동치료 후에 초기 양하지 지지기(IDLS)와 말기 단하지 지지기(TDLS) 동안에 보행시간이 단축되었고, 다른 국면에서는 다소 증가한 것으로 나타났다. 양하지 지지기(SST)는  $0.98 \pm 0.13 \text{sec}$ 로 운동치료 전·후 거의 일치하는 것으로 나타났으나, 단하지 지지기(SST)는  $0.47 \pm 0.14$ 에서  $0.50 \pm 0.11$ 로 증가한 것으로 나타났다. 특히 운동치료 후 오른발의 유각기(SWP) 동안의 보행시간이 단축되고, 입각기(STP) 동안의 보행시간은 증가된 것으로 나타났다.

표 19 . 국면별 보행시간

PHASE	국면별 보행시간 (단위: sec)			PHASE	국면별 보행시간 (단위: sec)		
	Pre	Post	DM		Pre	Post	DM
IDLS	0.18 $\pm 0.04$	0.16 $\pm 0.04$	-0.02 $\pm 0.00$	DST	0.47 $\pm 0.14$	0.50 $\pm 0.11$	0.03 $\pm 0.02$
ISLS	0.48 $\pm 0.05$	0.51 $\pm 0.05$	0.03 $\pm 0.00$	SST	0.98 $\pm 0.13$	0.98 $\pm 0.02$	0.00 $\pm 0.11$
TDLS	0.14 $\pm 0.05$	0.16 $\pm 0.03$	0.02 $\pm 0.02$	오른발 국면별 보행시간 (단위: %)			
TSLs	0.5 $\pm 0.05$	0.46 $\pm 0.03$	-0.04 $\pm 0.02$	PHASE	Pre	Post	DM
ADLS	0.14 $\pm 0.03$	0.17 $\pm 0.02$	0.03 $\pm 0.01$	SWP	38.48%	35.73%	-2.74%
TOTAL	1.46 $\pm 0.17$	1.48 $\pm 0.13$	0.03 $\pm 0.17$	STP	61.52%	64.27%	2.75%

IDLS: Initial double limb stance, ISLS: Initial single limb stance

TDLS: Terminal double limb stance, TSLS: Terminal single limb stance

ADLS: Additional double limb stance

SWP: Swing phase, STP; Stance phase

DST: Double support time, SST: Single support time

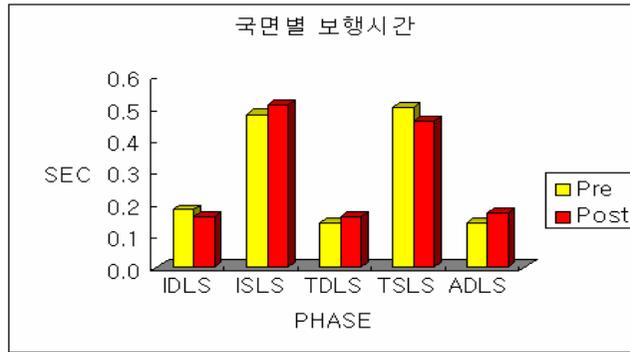


그림 40. 운동치료 전·후 국면별 보행시간

## 5. 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위

본 연구에서 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위는 오른발 뒤꿈치 착지 1과 왼발 앞꿈치 이지 2 구간에서 중심(천골)의 최대값과 최소값의 차이로 설정하였으며, 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위의 운동치료 전·후 평균과 표준편차는 표 20과 같다.

표 20. 중심 좌·우측 변위와 중심 상·하측 변위      단위: m

SUB	중심 좌·우측 변위			중심 상·하측 변위		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
A	0.04	0.03	-0.01	0.02	0.04	0.02
B	0.08	0.04	-0.04	0.03	0.06	0.03
C	0.07	0.04	-0.03	0.03	0.01	-0.02
D	0.03	0.08	0.05	0.04	0.01	-0.03
E	0.03	0.08	0.05	0.03	0.02	-0.01
F	0.03	0.08	0.05	0.03	0.02	-0.01
M±SD	0.05 ±0.02	0.05 ±0.02	0.01	0.03 ±0.01	0.02 ±0.01	0.00

표 20에서와 같이, 중심 좌·우측 변위의 경우, 피험자 전체 평균은 운동치료 전·후 각각  $0.05 \pm 0.02\text{m}$ 로 동일한 것으로 나타났으나, sub A, B, C는 감소하였고, sub D, E, F는 오히려 0.03m에서 0.08m로 증가한 것으로 나타났다. 중심 상·하측 변위의 경우 피험자 전체 평균은 운동치료 전·후  $0.03 \pm 0.01\text{m}$ 에서  $0.02 \pm 0.01\text{m}$ 로 감소한 것으로 나타났고, sub A, B의 경우는 증가한 것으로 나타났는데, 특히 sub B의 경우 0.03m에서 0.06m로 증가하였다. 또 sub D, E, F의 경우는 감소하여 sub D의 경우는 운동치료전 0.04m였던 것이 운동치료후 0.01m 로 감소하였다.

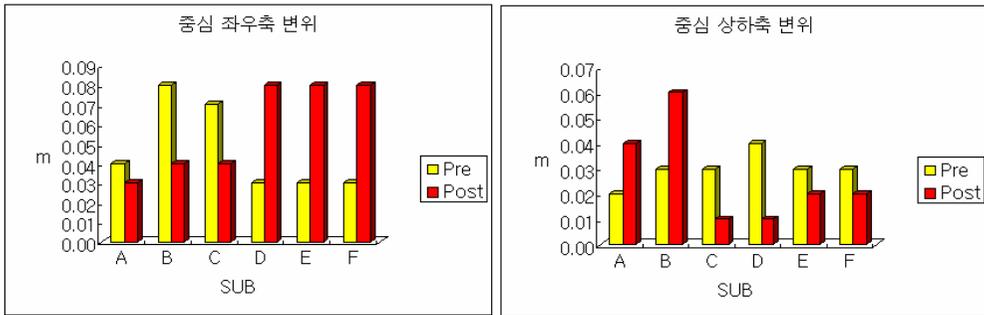


그림 41. 운동치료 전·후 중심 좌우측 변위와 중심 상하측 변위

## 6. 보각

보행의 진행방향 축과 발뒤꿈치에서 발앞꿈치를 연결한 벡터와의 각도인 보각의 운동치료 전·후 이벤트별 피험자 전체 평균과 표준편차는 표 21과 같다.

표 21. 보각

단위: degree

이벤트	오른쪽 보각			왼쪽 보각		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
M±SD						
RHC1	20.04 ±5.51	27.57 ±4.73	7.53	9.77 ±5.01	6.53 ±2.83	-3.23
LTO1	12.64 ±4.04	13.61 ±2.53	0.97	21.53 ±5.83	24.46 ±9.6	2.93
LHC	6.8 ±4.59	8.1 ±4.79	1.31	25.67 ±6.67	29.65 ±3.76	3.99
RTO	19.77 ±6.75	41.68 ±5.58	21.91	15.64 ±4.17	15.97 ±3	0.34
RHC2	29.06 ±6.86	31.12 ±3.94	2.06	7.79 ±3.35	5.6 ±2.86	-2.19
LTO2	15.79 ±3.82	14.36 ±4.07	-1.43	23.22 ±9.21	37.76 ±10.14	14.54

RHC(LHC): right(left) heel contact(오른발(외발) 착지)

LTO(RTO): left(right) heel contact(왼발(오른발) 이지)

표 21에서 보는 바와 같이, 오른쪽 보각의 경우 LTO2에서 운동치료 전·후의 변화량이 피험자 전체 평균  $-1.43^\circ$ 로 감소한 것으로 나타났고, 이를 제외한 모든 이벤트에서는 증가한 것으로 나타났는데, 특히 RTO에서 운동치료 전에 피험자 전체 평균이  $19.77 \pm 6.75^\circ$ 이었던 것이 운동치료 후에  $41.68 \pm 5.58^\circ$ 로 변화하여  $21.91^\circ$  증가한 것으로 나타났다. 왼쪽 보각의 경우 RHC1에서 운동치료 전·후 변화량이 피험자 전체 평균  $-3.23^\circ$ , RHC2에서  $-2.19^\circ$ 로 각각 감소하고, LTO1, LHC, RTO, LTO2에서 증가하였는데, 특히 LTO2에서  $23.22 \pm 9.21^\circ$ 에서  $37.76 \pm 10.14^\circ$ 로 변화하여 운동치료 후에  $14.54^\circ$ 가 증가한 것으로 나타났다.

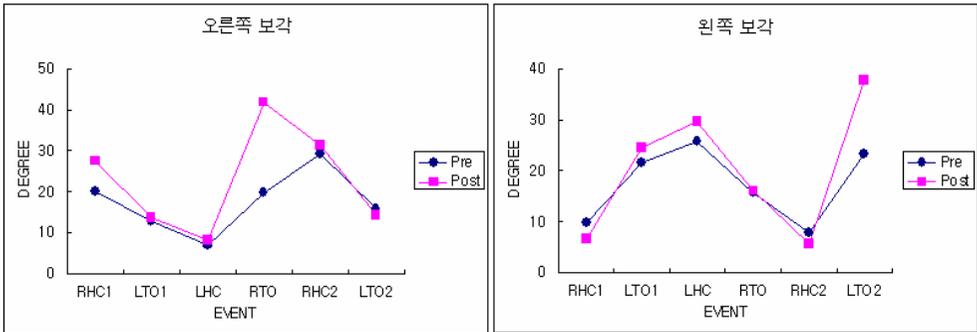


그림 42. 운동치료 전·후 보각

## 7. 발목 관절각

발목 관절을 중심으로 발과 하퇴가 이루는 각도인 발목 관절각의 운동치료 전·후 이벤트별 피험자 전체 평균과 표준편차는 표 22와 같다.

표 22. 발목 관절각

단위: degree

	이벤트	오른쪽 발목 관절각			왼쪽 발목 관절각		
		Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
M±SD	RHC1	78.65 ±8.49	84.27 ±3.79	5.61	89.16 ±10.82	89.95 ±9.44	0.79
	LTO1	77.93 ±5.54	79.67 ±5.15	1.73	64.89 ±8.14	74.02 ±8.63	9.12
	LHC	91.22 ±9.63	92.86 ±9.41	1.63	73.6 ±11.93	77.77 ±1.52	4.16
	RTO	74.24 ±13.15	66.78 ±10.21	-7.46	68.89 ±11.71	75.59 ±6.94	6.69
	RHC2	78.39 ±4.89	83.5 ±3.92	5.11	81.92 ±16.46	89.3 ±8.26	7.38
	LTO2	74.77 ±5.61	76.64 ±7.84	1.87	68.36 ±10.43	73.52 ±3.85	5.16

RHC(LHC): right(left) heel contact(오른발(외발) 착지)

LTO(RTO): left(right) heel contact(왼발(오른발) 이지)

표 22에서 보는 바와 같이, 발목 관절각은 오른발의 RTO에서 운동치료 전에 피험자 전체 평균이  $74.24 \pm 13.15^\circ$ 였던 것이  $66.78 \pm 10.21^\circ$ 로 변화하여  $-7.46^\circ$  감소한 것을 제외하고, 모든 순간 동작에서 운동치료 전보다 운동치료 후에 증가한 것으로 나타났다. 특히 왼발의 경우 RHC2에서 운동치료 전에 피험자 전체 평균이  $81.92 \pm 16.46^\circ$ 였던 것이  $89.30 \pm 8.26^\circ$ 로 변화하여  $7.38^\circ$  증가한 것으로 나타났다.

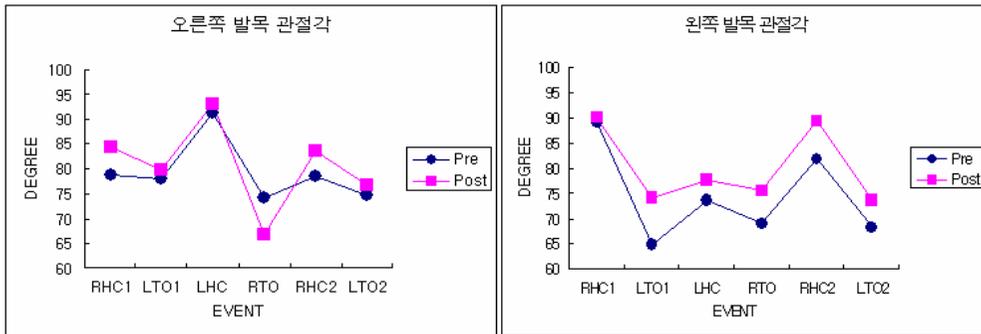


그림 43. 운동치료 전·후 발목 관절각

## 8. 무릎 관절각

무릎 관절을 중심으로 대퇴와 하퇴가 이루는 각인 무릎 관절각의 운동치료 전·후 피험자 전체 평균과 표준편차는 표 23과 같다.

표 23 . 무릎 관절각

단위: degree

이벤트	오른쪽 무릎 관절각			왼쪽 무릎 관절각		
	Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
RHC1	165.76 ±3.12	170.59 ±3.61	4.82	164.12 ±3.01	161.01 ±6.39	-3.11
LTO1	161.93 ±5.51	166.6 ±5.19	4.67	137.98 ±6.87	136.46 ±8.32	-1.51
LHC	166.39 ±4.53	157.79 ±5.4	-8.59	171.02 ±3.6	173.84 ±3.69	2.82
RTO	144.62 ±5.33	135.03 ±6	-9.58	165.91 ±6.68	167.9 ±7.03	1.98
RHC2	169.38 ±4.73	173.16 ±4.98	3.77	162.61 ±2.81	163.48 ±5.04	0.86
LTO2	164.43 ±7.4	167.93 ±3.82	3.49	141.68 ±12.92	133.57 ±6.25	-8.11

RHC(LHC): Right(left) heel contact(오른발(왼발) 착지)

LTO(RTO): Left(right) heel contact(왼발(오른발) 이지)

표 23에서 보는 바와 같이, 오른쪽 무릎 관절각의 경우 운동치료 전과 후에 변화량이 RHC1에서 피험자 전체 평균 4.82°, RHC2에서 3.77° 증가하였고, RTO에서는 9.58° 감소한 것으로 나타났다. 또 왼쪽 무릎 관절각의 경우는 운동치료 전과 후에 LHC 시점에서 피험자 전체 평균 2.82° 증가하고 LTO1에서 1.51°, LTO2에서 8.11°가 각각 감소한 것으로 나타났다.

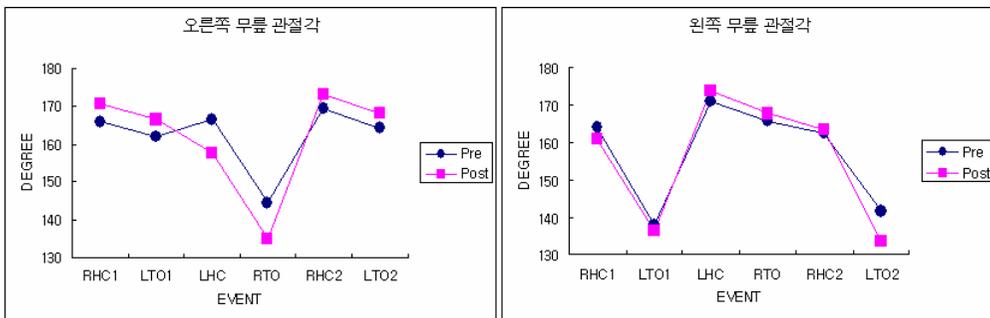


그림 44. 운동치료 전·후 무릎 관절각

## 9. 고관절각

고관절을 중심으로 대퇴와 몸통이 이루는 각도인 고관절각도의 운동치료 전·후 피험자 전체 평균과 표준편차는 표 24와 같다.

표 24. 고관절각

단위: degree

	이벤트	오른쪽 고관절 관절각			왼쪽 고관절 관절각		
		Pre	Post	DM	Pre	Post	DM
M±SD	RHC1	14.90 ±7.38	7.33 ±6.64	-7.57	18.54 ±7.06	26.01 ±4.71	7.47
	LTO1	9.95 ±5.78	10.06 ±5.63	0.11	10.71 ±4.9	19.47 ±4.99	8.77
	LHC	26.10 ±6.08	30.86 ±4.08	4.76	11.08 ±5.28	5.61 ±4.22	-5.46
	RTO	18.87 ±6.74	22.18 ±4.19	3.31	10.21 ±6.97	9.37 ±3.0	-0.84
	RHC2	9.24 ±7.9	5.89 ±5.78	-3.34	23.96 ±7.84	27.01 ±5.76	3.05
	LTO2	8.65 ±4.15	9.05 ±2.44	0.39	17.24 ±8.32	19.34 ±7.11	2.10

RHC(LHC): Right(left) heel contact(오른발(왼발) 착지)

LTO(RTO): Left(right) heel contact(왼발(오른발) 이지)

표 24에서 보는 바와 같이 오른쪽 고관절각의 경우 LTO1, LHC, RTO, LTO2에서는 운동치료 전보다 운동치료 후에 다소 증가한 것으로 나타났고, RHC1에서는 운동치료 전  $14.90 \pm 7.38^\circ$ 에서 운동치료 후  $7.33 \pm 6.64^\circ$ 로 변화하여 피험자 전체 평균  $-7.57^\circ$  감소하고, RHC2에서도 운동치료 전  $9.24 \pm 7.9^\circ$ 에서 운동치료 후  $5.89 \pm 5.78^\circ$ 로 변화하여  $3.34^\circ$  감소한 것으로 나타났다. 왼쪽 고관절각의 경우는 RHC1, LTO1, RHC2, LTO2에서는 증가하고, LHC에서 운동전  $11.08 \pm 5.28^\circ$ 이었던 것이 운동치료 후  $5.61 \pm 4.22^\circ$ 로 변화하여  $5.46^\circ$ 가 감소하고 RTO에서 운동치료 전에  $10.21 \pm 6.97^\circ$ 이었던 것이 운동치료 후에  $9.37 \pm 3.00^\circ$ 로 변화하여  $0.84^\circ$  감소한 것으로 나타났다.

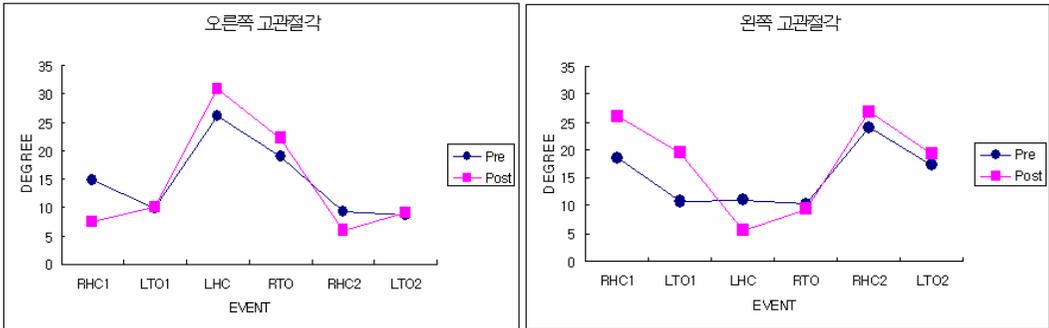


그림 45 운동치료 전·후 고관절각

## D. 보행의 운동역학적 변인

### 1. 지면반력(*GRF*)

본 연구에서는 오른쪽 발뒤꿈치가 바닥에 닿는 시점인 RHC1에서부터 왼쪽 발뒤꿈치가 바닥에서 떨어지는 시점인 LTO2까지의 동작을 분석했다. 지면반력은 보행형태 뿐만 아니라 신체적 조건(체중)에 따라서도 영향을 받기 때문에 지면반력 데이터의 표준화의 방법으로 각 수직반력( $F_z$ ), 전후반력( $F_y$ ), 좌우반력( $F_x$ ) 값을 체중으로 나누어 사용하였고, 분석방법으로는 보행시 최대 지면반력과 이벤트별 지면반력을 구하여 운동치료 전·후 어떠한 변화가 있는가를 살펴보았다.

역학적 변인을 위한 분석에서는 피험자 6명중 1명이 관절염 정도가 심한 환자로 보폭이 너무 작아 2회 이상 힘판을 디더야 하는 본 지면반력 실험조건을 충족시키지 못해 운동 역학적 자료를 구할 수 없었다. 따라서 피험자 6명중 sub A를 제외한 5명의 피험자를 상대로 평균값을 구하여 분석하였다.

#### a. 최대 지면반력

오른발과 왼발에 나타난 각 이벤트별 최대 지면반력의 힘 값은 표 25에 나타난 바와 같다.

표 25. 오른발 최대 지면반력

단위: N(BW)

SUB	Plate0 (오른발)								
	Pre			Post			DM(Post-Pre)		
	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
B	22.88 (0.04)	103.24 (0.17)	695.67 (1.13)	15.01 (0.02)	90.45 (0.15)	669.11 (1.08)	-7.87 (-0.01)	-12.79 (-0.02)	-26.56 (-0.05)
C	0.02 (0)	129.75 (0.21)	667.92 (1.10)	14.22 (0.02)	137.2 (0.22)	658 (1.05)	14.20 (0.02)	7.45 (0.01)	-9.92 (-0.05)
D	8.55 (0.02)	93.24 (0.17)	604.74 (1.08)	14.4 (0.03)	106.34 (0.19)	646.29 (1.13)	5.85 (0.01)	13.10 (0.02)	41.55 (0.05)
E	13.65 (0.02)	144.25 (0.24)	670.02 (1.14)	13.76 (0.02)	121.5 (0.21)	654.03 (1.11)	0.11 (0.00)	-22.75 (-0.04)	-15.99 (-0.03)
F	10.29 (0.01)	136.24 (0.2)	764.83 (1.10)	5.17 (0.01)	116.66 (0.17)	758.49 (1.09)	-5.12 (-0.01)	-19.58 (-0.03)	-6.34 (-0.01)
M±SD (N)	11.08 ±8.29	121.34 ±21.99	680.64 ±57.77	12.51 ±4.13	114.43 ±17.42	677.18 ±46.19	1.43	-6.91	-3.45
(BW)	0.02 ±0.01	0.2 ±0.03	1.11 ±0.02	0.02 ±0.01	0.19 ±0.03	1.09 ±0.03	0.00	-0.01	-0.02

표 25에서 보는 바와 같이 오른발 최대 지면반력은 피험자 전체 평균의 경우 최대 수직반력(Fz)이 운동치료 전에 체중(이하 BW라 함)의 1.11±0.02배이었던 것이 운동치료 후 1.09±0.03BW로 변화하여 0.02BW 만큼 감소하였으며, 오른발 최대 전후반력(Fy)은 운동치료 전에 0.2±0.03BW이었던 것이 운동치료 후 0.19±0.03BW로, 0.01BW만큼 감소하였고, 오른발 최대 좌우반력(Fx)의 경우만 운동치료 전·후 동일하게 0.02±0.01BW로 나타났다.

표 26. 왼발 최대 지면반력

단위: N(BW)

SUB	Plate1 (왼발)								
	Pre			Post			DM(Post-Pre)		
	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
B	37.03 (0.06)	68.28 (0.11)	670.5 (1.09)	50.64 (0.08)	56.08 (0.09)	655.93 (1.06)	13.61 (0.02)	-12.20 (-0.02)	-14.57 (-0.03)
C	37.48 (0.06)	90.65 (0.15)	670.85 (1.10)	24.70 (0.04)	114.40 (0.18)	675.47 (1.08)	-12.78 (-0.02)	23.75 (0.03)	4.62 (-0.02)
D	15.32 (0.03)	61.24 (0.11)	606.46 (1.08)	26.45 (0.05)	94.38 (0.16)	594.66 (1.04)	11.13 (0.02)	33.14 (0.06)	-11.80 (-0.04)
E	15.21 (0.03)	135.25 (0.23)	630.64 (1.07)	10.65 (0.02)	108.61 (0.18)	632.63 (1.08)	-4.56 (-0.01)	-26.64 (-0.04)	1.99 (0.01)
F	46.35 (0.07)	137.16 (0.2)	774.12 (1.12)	47.35 (0.07)	124.71 (0.18)	794.7 (1.15)	1.00 (0.00)	-12.45 (-0.02)	20.58 (0.03)
M±SD (N)	30.28 ±12.70	98.52 ±32.27	670.51 ±52.32	31.96 ±14.99	99.64 ±23.88	670.68 ±67.60	1.68	1.12	0.16
(BW)	0.05 ±0.02	0.16 ±0.05	1.09 ±0.02	0.05 ±0.03	0.16 ±0.04	1.08 ±0.04	0.00	0.00	-0.01

왼발 최대 수직반력(Fz)이 피험자 전체 평균의 경우 운동치료 전에 체중(이하 %BW라 함)의  $1.09 \pm 0.02$ 배이었던 것이 운동치료 후  $1.08 \pm 0.04$ BW로 변화하여 0.01BW 만큼 감소하였으며, 왼발 최대 전후반력(Fy)의 경우는 운동치료 전·후 동일하게 각각  $0.16 \pm 0.05$ BW, 왼발 최대 좌우반력(Fx)의 경우는 운동치료 전  $0.05 \pm 0.02$ BW, 운동치료 후  $0.05 \pm 0.03$ BW인 것으로 나타났다.

특히 sub B의 경우 오른발 최대 지면반력의 좌우반력(Fx)이 0.04BW에서 0.02BW로 0.01BW만큼 감소하였고, 전후반력(Fy)은 0.17BW에서 0.15BW로 감소하고, 수직반력(Fz)은 1.13BW에서 1.08BW로 감소하였다. 왼발 최대 지면반력의 좌우반력(Fx)은 0.06BW에서 0.08BW로 0.02BW만큼 증가하였고, 전후반력(Fy)은 0.11BW에서 0.09BW로, -0.02BW만큼 감소하고, 수직반력은 1.09BW에서 1.06BW로, -0.03BW로 감소하였다. 그러나 sub D의 경우에는 운동치료 전·후 좌우반력(Fx), 전후반력(Fy), 수직반력(Fz)이 오른발의 경우 0.02, 0.02, 0.05BW만큼 증가하고, 왼발의 경우에도 운동치료 전·후 좌우반력(Fx), 전후반력(Fy)은 0.02, 0.06BW만큼 증가하고 수직반력(Fz)만이 -0.04BW만큼 감소하였다.

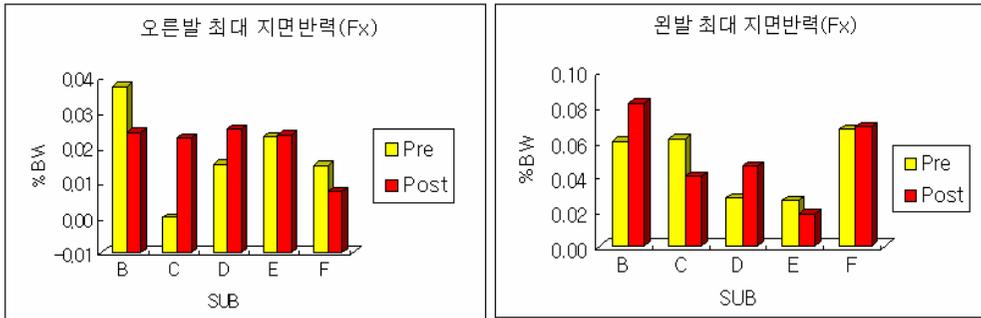


그림 46. 운동치료 전·후 최대 지면반력(Fx)

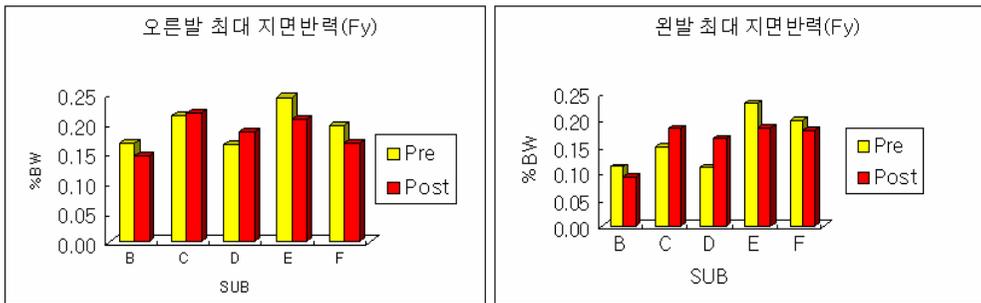


그림 47. 운동치료 전·후 최대 지면반력(Fy)

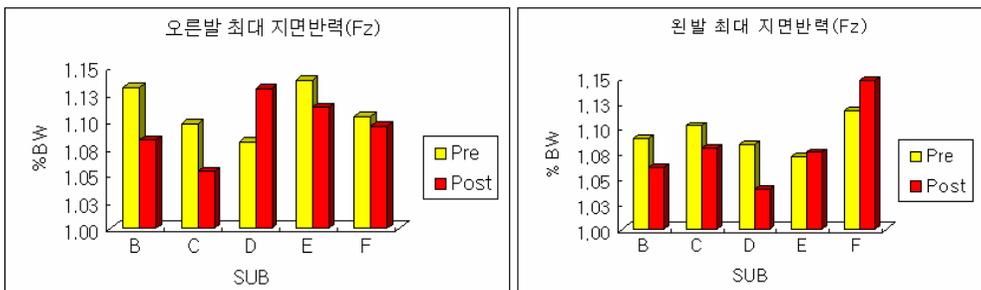


그림 48. 운동치료 전·후 최대 지면반력(Fz)

**b. 이벤트별 지면반력**

오른발과 왼발에 나타난 각 이벤트별 지면반력의 힘 값은 표27~28에 나타난 바와 같다.

표 27. 오른발 이벤트별 지면반력

단위: N(BW)

SUB	이벤트	Plate0 (오른발)								
		Pre			Post			DM(Post-Pre)		
		FX	FY	FZ	FX	FY	FZ	FX	FY	FZ
M±SD (N)	RHC1	1.74 ±5.17	-10.53 ±11.33	75.41 ±19.23	8.44 ±4.37	-8.93 ±16.35	87.73 ±62.01	6.7	1.6	12.32
	LTO1	-15.07 ±8.10	-58.48 ±19.31	582.98 ±85.51	-4.85 ±16.67	-73.53 ±28.31	513.64 ±116.97	10.23	-15.06	-69.34
	LHC	-22.22 ±16.02	113.14 ±30.22	609.24 ±46.68	-19.93 ±18.71	112.11 ±16.45	604.00 ±61.95	2.29	-1.02	-5.24
	RTO	-0.66 ±4.92	3.60 ±14.49	31.03 ±22.99	-4.91 ±1.51	-1.52 ±20.58	27.84 ±33.25	-4.25	-5.12	-3.19
(BW)	RHC1	0.00 ±0.00	-0.02 ±0.02	0.12 ±0.03	0.01 ±0.01	-0.02 ±0.03	0.15 ±0.11	0.01	0.00	0.02
	LTO1	-0.02 ±0.01	-0.09 ±0.02	0.95 ±0.08	-0.01 ±0.03	-0.12 ±0.04	0.83 ±0.19	0.02	-0.02	-0.12
	LHC	-0.04 ±0.02	0.18 ±0.05	1.00 ±0.08	-0.03 ±0.03	0.18 ±0.03	0.98 ±0.07	0.00	0.00	-0.02
	RTO	0.00 ±0.01	0.01 ±0.02	0.05 ±0.03	-0.01 ±0.00	0.00 ±0.03	0.04 ±0.05	-0.01	-0.01	-0.01

표 27에서 보는 바와 같이 좌우반력(Fx), 전후반력(Fy), 수직반력(Fz)이 오른발 지면반력의 경우 피험자 전체 평균과 표준편차는 LTO1에서 운동치료 전에  $-0.02 \pm 0.01BW$ ,  $-0.09 \pm 0.02BW$ ,  $0.96 \pm 0.08BW$ 이었고, 운동치료 후에  $-0.01 \pm 0.03BW$ ,  $-0.12 \pm 0.04BW$ ,  $0.83 \pm 0.19BW$ 로, 좌우반력(Fx)은 0.02BW 만큼 증가하고, 전후반력(Fy), 수직반력(Fz)은  $-0.02BW$ ,  $-0.12BW$  만큼 각각 감소한 것으로 나타났다. LHC의 경우는 운동치료 전·후 거의 동일한 것으로 나타났다.

표 28 . 운동치료 전·후 왼발 이벤트별 지면반력

단위: N(BW)

SUB	이벤트	Plate1 (왼발)								
		Pre			Post			DM(Post-Pre)		
		FX	FY	FZ	FX	FY	FZ	FX	FY	FZ
M±SD (N)	LHC1	1.77 ±5.60	-16.00 ±13.14	90.77 ±47.44	-12.31 ±20.86	-16.53 ±18.55	150.45 ±78.17	-14.08	-0.53	59.68
	RTO	22.67 ±13.12	-88.24 ±29.49	540.88 ±100.62	20.35 ±14.29	-77.36 ±29.20	576.02 ±78.17	-2.32	10.89	35.14
	RHC2	20.73 ±15.34	91.20 ±41.52	605.43 ±59.80	20.81 ±14.82	71.14 ±42.68	657.85 ±97.39	0.08	-20.05	52.42
	LTO	5.75 ±6.76	-6.77 ±12.11	24.14 ±26.33	-0.87 ±5.94	4.24 ±18.72	30.89 ±36.97	-6.61	11.01	6.76
(BW)	LHC1	0.00 ±0.01	-0.03 ±0.02	0.15 ±0.08	-0.02 ±0.03	-0.03 ±0.03	0.24 ±0.13	-0.02	0.00	0.09
	RTO	0.04 ±0.02	-0.14 ±0.05	0.88 ±0.12	0.03 ±0.02	-0.13 ±0.05	0.93 ±0.13	0.00	0.02	0.05
	RHC2	0.03 ±0.02	0.15 ±0.06	0.99 ±0.08	0.03 ±0.02	0.12 ±0.07	1.06 ±0.04	0.00	-0.03	0.07
	LTO	0.01 ±0.01	-0.01 ±0.02	0.04 ±0.04	0.00 ±0.01	0.01 ±0.03	0.05 ±0.06	-0.01	0.02	0.01

왼발 지면반력의 경우 역시 운동치료 전·후 변화량이 LHC1에서 전후반력(Fy)은 동일하고, 좌우반력(Fx)은 0.02BW 만큼 감소하고, 수직반력(Fz)은 0.09BW 만큼 증가한 것으로 나타났다. RTO에서는 좌우반력(Fx)은 동일하고, 전후반력(Fy)과 수직반력(Fz)은 0.02BW, 0.05BW 만큼 증가한 것으로 나타났다. RHC2에서는 좌우반력(Fx)이 동일하고 전후반력(Fy)과 수직반력(Fz)은 -0.03BW, 0.07BW로, LTO2에서는 좌우반력(Fx), 전후반력(Fy), 수직반력(Fz)이 각각 -0.01BW, 0.02BW, 0.01BW로 나타났다. 따라서 운동치료 전·후 이벤트별 지면반력에서는 큰 변화량은 없는 것으로 나타났다.

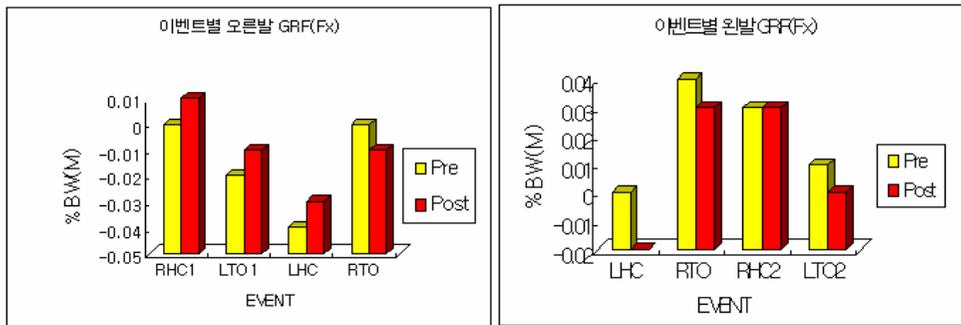


그림 49 . 운동치료 전 · 후 이벤트별 지면반력(Fx)

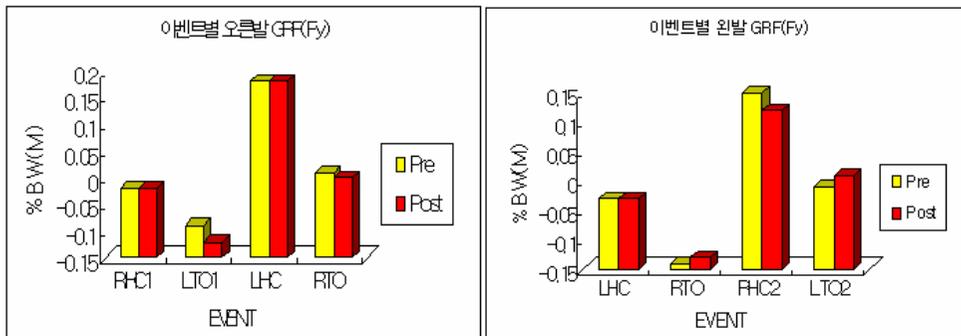


그림 50 . 운동치료 전 · 후 이벤트별 지면반력(Fy)

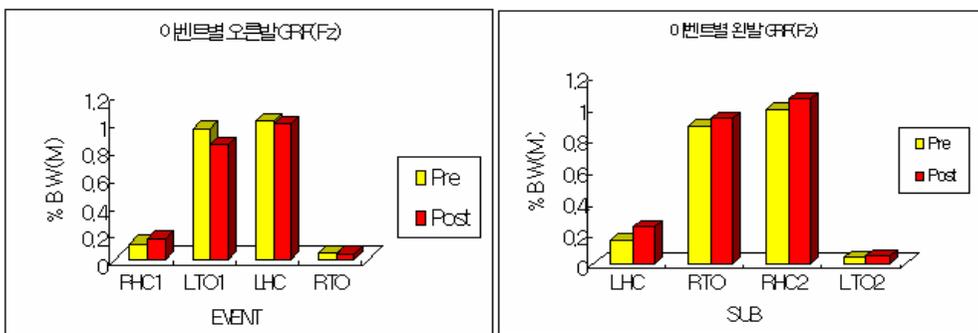


그림 51 . 운동치료 전 · 후 이벤트별 지면반력(Fz)

### c. 지면반력 양상

그림 52~55에서 보는 바와 같이 운동치료 전·후에 수직반력(Fz)은 특징적으로 감소하는 양상으로 나타났다. 또 정상적인 보행의 경우 수직반력(Fz)의 경우 하중 부하기(heel contact)와 이지기(toe off)에 각각 하나씩 두 개의 봉우리(max)를 갖는 “M”자 모양을 보이는데, 본 연구의 피험자들의 경우 운동치료 전에는 봉우리가 불분명한 평평한 하나의 봉우리(plateau)에 가까운 양상을 보이다가 운동치료후 ”M”자 모양에 가까운 양상으로 보였고, 정점 최대치가 다소 감소하는 것으로 나타났다.

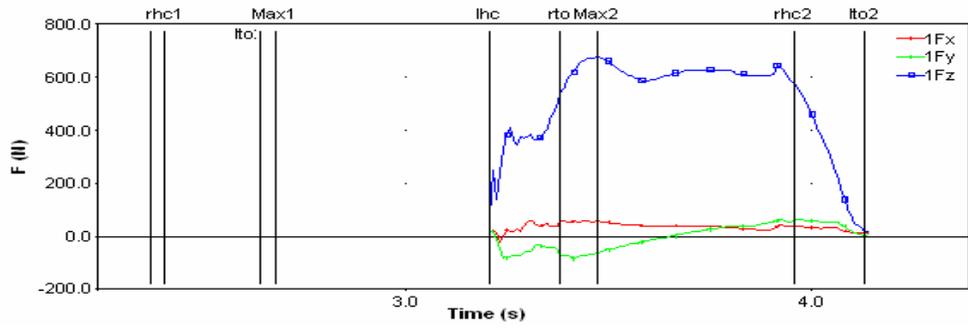
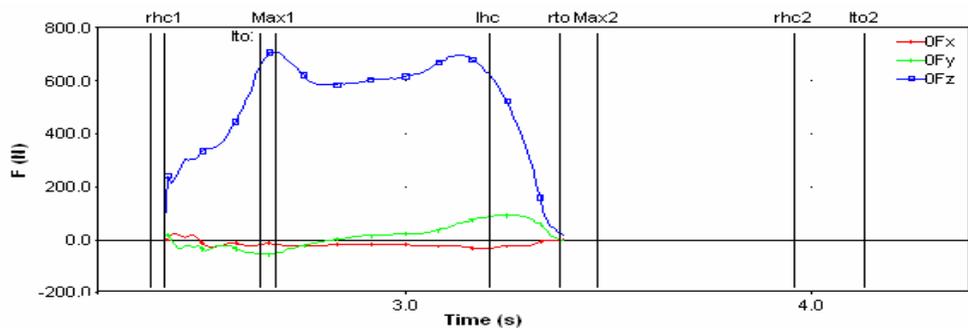


그림 52. sub B. 운동치료 전 GRF 양상

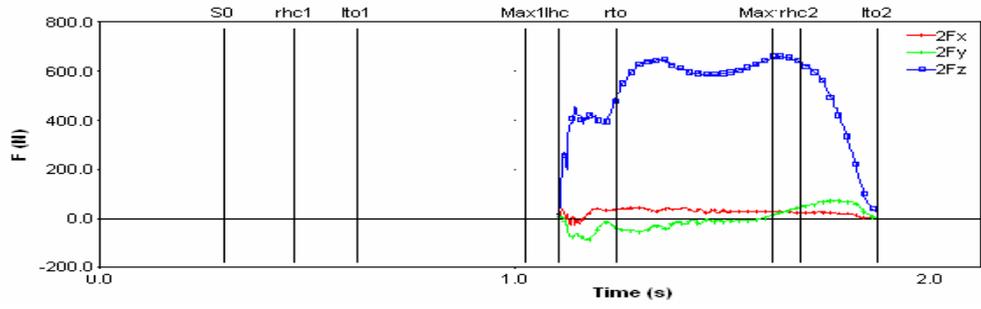
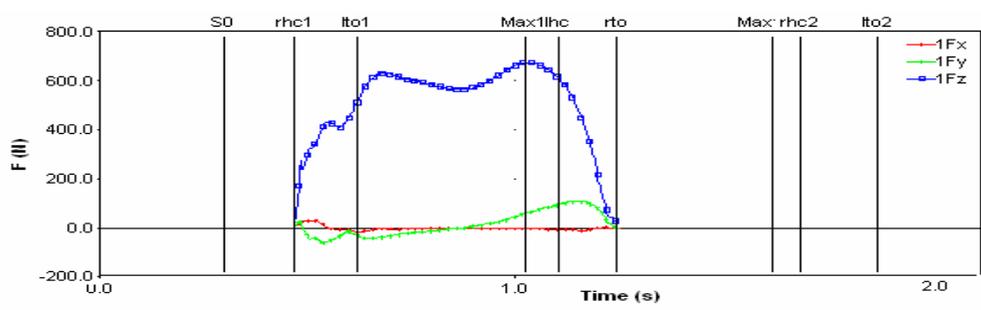


그림 53. sub B. 운동치료 후 GRF 양상

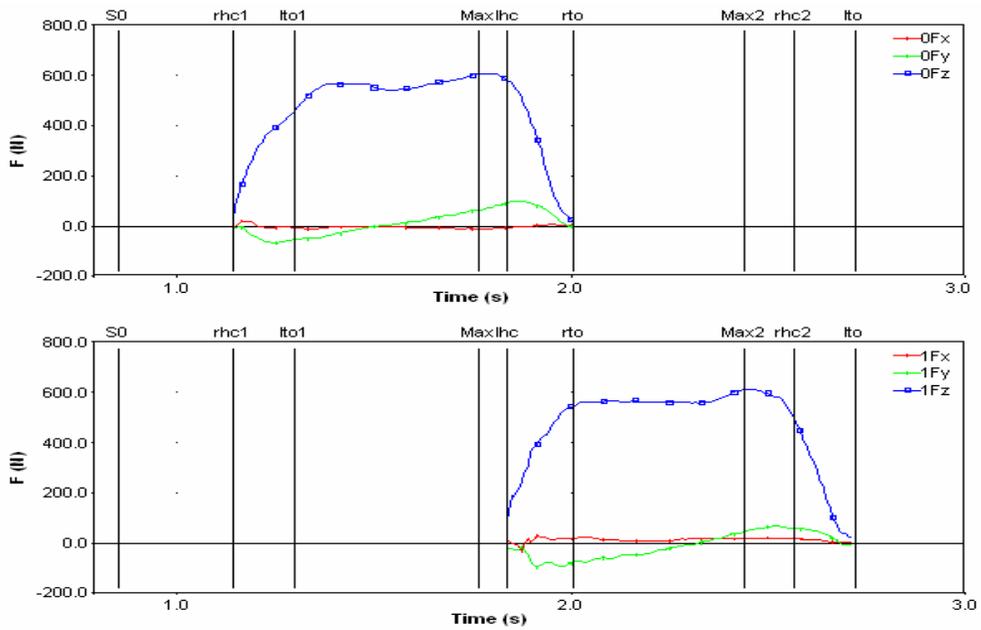


그림 54. sub D. 운동치료 전 GRF 양상

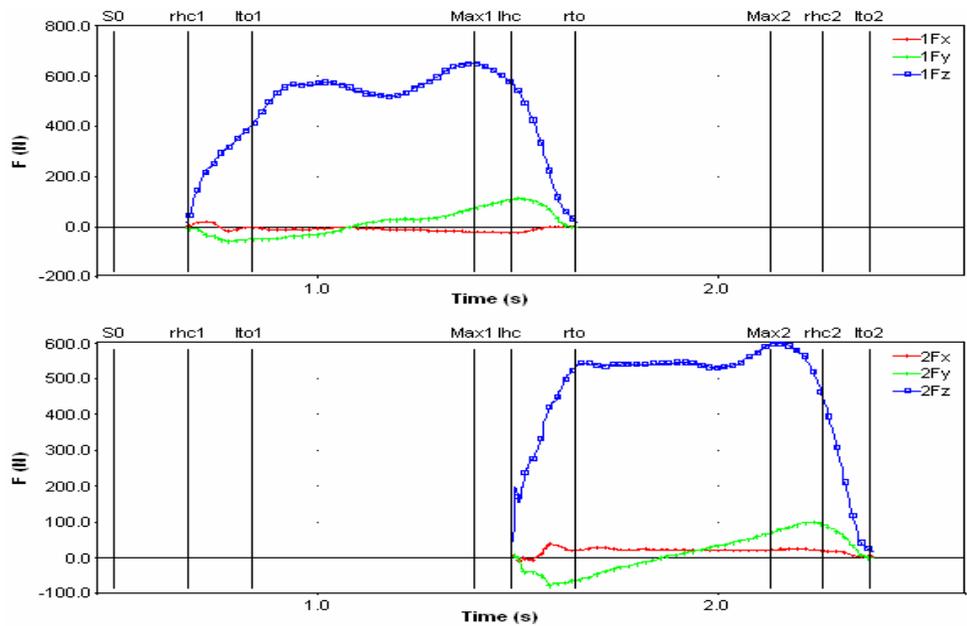


그림 55. sub D. 운동치료 후 GRF 양상

## 2. 근전도 분석(EMG)

근전도 분석은 오른쪽 발뒤꿈치가 바닥에 닿는 시점인 RHC1에서부터 왼쪽 발뒤꿈치가 바닥에서 떨어지는 시점인 LTO2까지의 이벤트를 설정하고, 이를 다시 초기 양하지 지지기(IDLS; Initial double limb stance, RHC1~LTO), 초기 단하지 지지기(ISLS; Initial single limb stance, LTO~LHC), 말기 양하지 지지기(TDLS; Terminal double limb stance, LHC~RTO), 말기 단하지 지지기(TSLS; Terminal single limb stance, RTO~RHC2), 4개의 구간으로 나누어 운동치료 전·후의 대퇴사두근과 햄스트링의 근활성도를 비교하였다. 먼저 적분 근전도치를 구하고, 최대 수의적 정적 수축 근전도치(MVIC)를 사용하여 표준화시킨 후 평균 적분 근도치와 최대 적분 근전도치를 계산하였다.

### a. 이벤트별 근활성 정도

각 구간별 평균 적분 근전도치와 최대 적분 근전도치에 대한 운동치료 전과 후의 피험자 전체 평균과 표준편차는 표 29~32와 같다.

표 29. 초기 양하지 지지기

단위:  $\mu V$ (%MVIC)

SUB	근육	Average EMG(%MVIC)			Maximum EMG(%MVIC)		
		1차	2차	DM	1차	2차	DM
M $\pm$ SD ( $\mu V$ )	RQ	80.08 $\pm 57.07$	39.78 $\pm 15.60$	-40.30	105.77 $\pm 73.74$	45.42 $\pm 14.32$	-60.35
	LQ	23.37 $\pm 8.42$	44.06 $\pm 18.55$	20.69	33.10 $\pm 10.68$	52.22 $\pm 24.53$	19.11
	RH	104.91 $\pm 76.17$	80.77 $\pm 19.42$	-24.15	145.26 $\pm 105.07$	109.23 $\pm 44.65$	-36.03
	LH	32.76 $\pm 11.38$	74.10 $\pm 65.49$	41.33	43.21 $\pm 14.46$	85.75 $\pm 62.07$	42.54
(%MVIC)	RQ	37.93 $\pm 26.38$	27.38 $\pm 11.74$	-10.55	49.95 $\pm 34.10$	32.18 $\pm 14.61$	-17.77
	LQ	11.57 $\pm 4.44$	23.13 $\pm 14.03$	11.56	16.57 $\pm 6.47$	27.27 $\pm 19.32$	10.7
	RH	31.44 $\pm 22.13$	20.51 $\pm 11.42$	-10.93	43.19 $\pm 30.58$	25.35 $\pm 10.40$	-17.84
	LH	11.47 $\pm 7.70$	22.82 $\pm 13.78$	11.35	15.05 $\pm 9.95$	26.44 $\pm 14.57$	11.39

RQ: Right Quadriceps, LQ: Left Quadriceps

RH: Right Hamstring, LH: Left Hamstring

표 29에서 보는 바와 같이 초기 양하지 지지기에서는 오른쪽 대퇴사두근과 오른쪽 햄스트링의 평균 적분 근전도치에 대한 운동치료 전·후 변화량이 피험자 전체 평균 -10.55%, -10.93%로 근활성도가 감소한 것으로 나타났고, 최대적분 근전도치 역시 오른쪽 대퇴사두근과 오른쪽 햄스트링에서 -17.77%, -17.84%로 근활성도가 감소한 것으로 나타났다. 또 반대쪽인 왼쪽 대퇴사두근과 왼쪽 햄스트링의 경우는 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치가 모두 증가하였다.

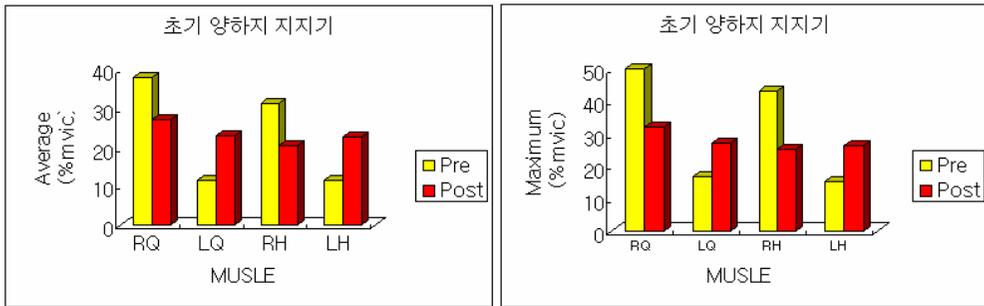


그림 56. 운동치료 전·후 IDLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치

표 30. 초기 단하지 지지기

단위:  $\mu V$ (%MVIC)

SUB	근육	Average EMG(%MVIC)			Maximum EMG(%MVIC)		
		1차	2차	DM	1차	2차	DM
M±SD ( $\mu V$ )	RQ	34.7 ±26.42	44.57 ±28.68	9.87	69.41 ±54.33	73.08 ±55.28	16.3
	LQ	37.22 ±22.66	43.38 ±21.97	6.16	77.11 ±45.5	62.23 ±32.12	-14.88
	RH	32.25 ±3.67	71.44 ±12.13	39.19	50.05 ±7.97	123.00 ±24.61	60.8
	LH	52.06 ±11.03	99.32 ±22.10	47.26	97.92 ±37.54	199.1 ±66.99	82.01
(%MVIC)	RQ	16.63 ±13.14	28.77 ±23.26	12.14	33.61 ±27.34	47.88 ±45.53	14.27
	LQ	18.18 ±12.26	19.22 ±7.83	1.04	37.73 ±24.54	27.08 ±10.68	-10.65
	RH	9.96 ±4.25	20.92 ±16.60	10.96	15.55 ±6.61	36.05 ±30.70	20.5
	LH	16.92 ±9.30	34.25 ±23.32	17.32	30.97 ±17.62	73.94 ±61.45	42.97

RQ: Right Quadriceps, LQ: Left Quadriceps

RH: Right Hamstring, LH: Left Hamstring

표 30에서 보는 바와 같이 초기 단하지 지지기에서는 왼쪽 대퇴사두근에 대한 최대적분 근전도치의 피험자 전체 평균이 운동치료 전 37.73±24.54%에서 운동치료 후 27.08±10.68%로 -10.65% 감소하였을 뿐 평균 적분 근전도치와 최대

적분 근전도치가 모든 근육에서 운동치료 전보다 운동치료 후에 근활성도가 증가하였다.

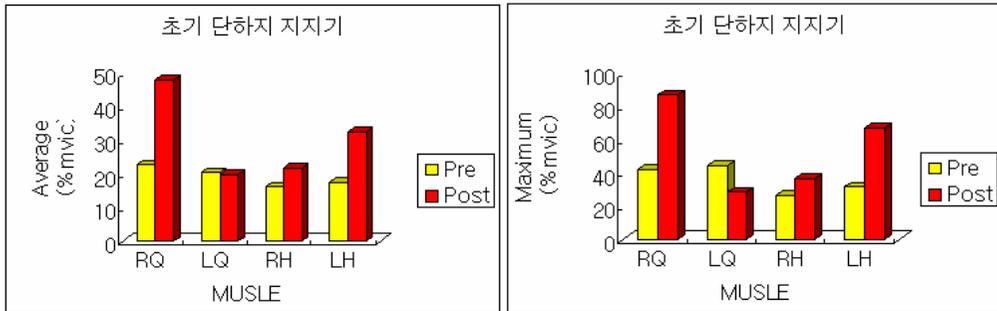


그림 57. 운동치료 전·후 ISLS 평균 및 최대 적분 근전도치

표 31. 말기 양하지 지지기

단위:  $\mu V$ (%MVIC)

SUB	근육	Average EMG(%MVIC)			Maximum EMG(%MVIC)		
		1차	2차	DM	1차	2차	DM
M $\pm$ SD ( $\mu V$ )	RQ	24.4 $\pm 19.40$	49.33 $\pm 39.19$	24.93	29.03 $\pm 17.86$	64.4 $\pm 45.50$	35.36
	LQ	22.39 $\pm 27.83$	66.44 $\pm 11.05$	-21.18	28.25 $\pm 33.92$	87.19 $\pm 13.20$	-26.55
	RH	7.20 $\pm 6.86$	15.37 $\pm 44.54$	44.06	8.86 $\pm 11.59$	20.12 $\pm 57.68$	58.94
	LH	27.87 $\pm 48.13$	28.33 $\pm 33.64$	-14.81	36.69 $\pm 88.96$	39.87 $\pm 54.97$	-18.2
(%MVIC)	RQ	11.13 $\pm 9.41$	36.13 $\pm 33.29$	25.01	13.13 $\pm 8.59$	27.51 $\pm 6.38$	34.81
	LQ	29.74 $\pm 16.30$	18.46 $\pm 8.45$	-11.28	36.54 $\pm 19.09$	22.95 $\pm 11.06$	-13.59
	RH	7.20 $\pm 3.28$	15.37 $\pm 8.45$	8.17	8.86 $\pm 4.03$	20.12 $\pm 10.87$	11.26
	LH	27.87 $\pm 11.92$	28.33 $\pm 19.54$	0.47	36.69 $\pm 22.02$	39.87 $\pm 29.44$	3.19

RQ: Right Quadriceps, LQ: Left Quadriceps

RH: Right Hamstring, LH: Left Hamstring

표 31에서 보는 바와 같이 말기 양하지 지지기에서는 왼쪽 대퇴사두근의 평균적분 근전도치와 최대적분 근전도치가 감소하였는데, 평균적분 근전도치에서는 운동치료 전  $29.74 \pm 16.30\%$ 에서 운동치료 후  $18.46 \pm 8.45\%$ 로  $-11.28\%$  근활성도가 감소하고, 최대적분 근전도치에서는 운동치료 전  $36.54 \pm 19.09\%$ 에서 운동치료 후  $22.95 \pm 11.06\%$ 로,  $-13.59\%$  근활성도가 감소한 것으로 나타났다. 이를 제외한 오른쪽 대퇴사두근과 오른쪽 햄스트링, 왼쪽 햄스트링에서 운동치료 전·후 근활성도가 높아진 것으로 나타났다. 특히 오른쪽 대퇴사두근에서는 운동치료 전  $11.13 \pm 9.41\%$ 이었던 것이 운동치료 후  $36.13 \pm 33.29\%$ 로,  $25.01\%$  증가한 것으로 나타났다.

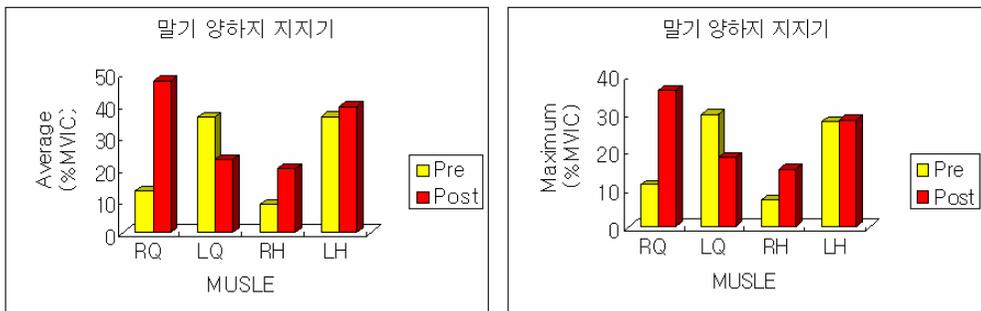


그림 58. 운동치료 전·후 TDLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치

표 32. 말기 단하지 지지기

단위:  $\mu V$ (%MVIC)

SUB	근육	Average EMG(%MVIC)			Maximum EMG(%MVIC)		
		1차	2차	DM	1차	2차	DM
M $\pm$ SD ( $\mu V$ )	RQ	32.69 $\pm 17.26$	54.77 $\pm 26.86$	22.08	57.13 $\pm 40.64$	95.86 $\pm 44.87$	38.73
	LQ	43.92 $\pm 17.08$	47.14 $\pm 19.70$	3.22	71.76 $\pm 33.86$	71.7 $\pm 34.82$	-0.06
	RH	39.93 $\pm 16.89$	62.03 $\pm 15.55$	22.17	65.93 $\pm 35.26$	110.63 $\pm 30.98$	44.69
	LH	74.00 $\pm 17.46$	108.78 $\pm 38.31$	34.78	126.49 $\pm 45.16$	167.35 $\pm 72.03$	40.87
(%MVIC)	RQ	15.71 $\pm 8.87$	39.49 $\pm 27.52$	23.78	27.62 $\pm 20.36$	68.97 $\pm 46.83$	41.34
	LQ	22.4 $\pm 11.47$	23.65 $\pm 12.78$	-15.1	36.87 $\pm 21.13$	34.99 $\pm 17.55$	-1.88
	RH	12.32 $\pm 5.83$	15.98 $\pm 10.00$	3.66	19.94 $\pm 11.31$	27.18 $\pm 15.34$	7.24
	LH	23.17 $\pm 5.66$	39.4 $\pm 28.05$	16.23	39.39 $\pm 13.69$	58.51 $\pm 37.13$	19.12

RQ: Right Quadriceps, LQ: Left Quadriceps

RH: Right Hamstring, LH: Left Hamstring

표 32에서 보는 바와 같이, 말기 단하지 지지기 동안에 왼쪽 대퇴사두근의 최대적분 근전도치가 운동치료 전·후로 피험자 전체 평균 -1.88%로 감소한 것을 제외하면 모든 근육군에서 운동치료 후에 근활성도가 높게 증가한 것으로 나타났다. 특히 오른쪽 대퇴사두근의 최대적분 근전도치에서 운동치료 전·후에 근활성도가 41.34% 증가하였고, 왼쪽 햄스트링의 경우에도 최대적분 근전도치에서 운동치료 전·후 변화량이 19.12% 증가한 것으로 나타났다.

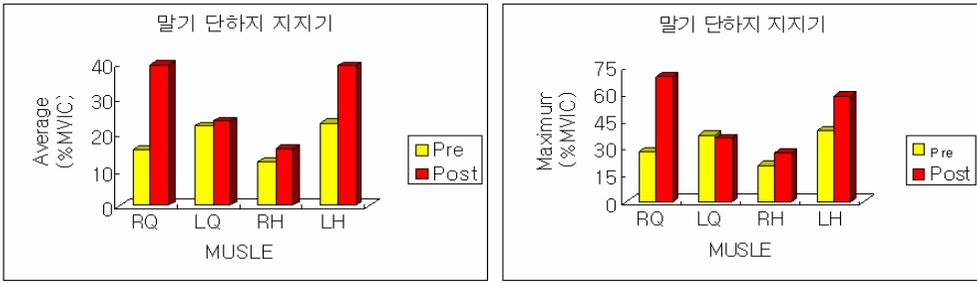


그림 59. 운동치료 전·후 TSLS 구간의 평균 및 최대 적분 근전도치

## b. 근전도 양상

그림 60에서 보는 바와 같이 sub A.의 경우 근활성도 peak값이 운동치료 전에는 오른쪽 햄스트링에서 초기 입각기 동안에  $362\mu V$ 로 나타났고, 운동치료 후에는 초기 유각기 동안에 오른쪽 대퇴사두근에서  $277\mu V$ 로 나타났다. 또 운동치료 전에는 슬관절의 신전근과 굴곡근의 동시 수축(co-contraction)이 입각기와 유각기 전반에서 발견되었다. 그러나 운동치료 후에는 특히 오른쪽에서 굴곡근과 신전근의 보다 효율적인 수축활동이 이뤄지는 것으로 나타났다.

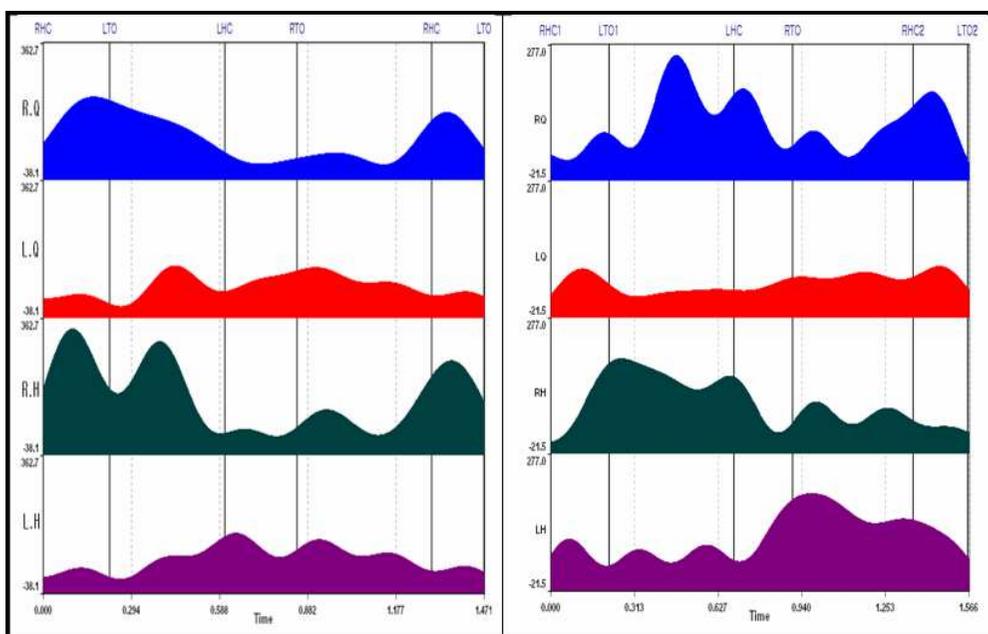


그림 60. 운동치료 전·후 sub A. 근수축 양상

그림 61에서 보는 바와 같이 sub D.의 경우 근활성도 peak값이 운동치료 전에는 왼쪽 햄스트링에서 초기 유각기 동안에  $205\mu V$ 로 나타났고, 운동치료 후에는 같은 햄스트링에서 말기 입각기 동안에  $254\mu V$ 로 나타났다. 또 운동치료 전에 비교적 변화가 없었던 슬관절 굴곡근과 신전근의 계속적인 동시 수축과는 달리 보행 도중 다양한 주위 환경에 적용하여 보행을 수월하게 하기 위한 유연

성 (flexibility of the gait)이 특히 햄스트링에서 활발하게 진행되었던 것으로 나타났다.

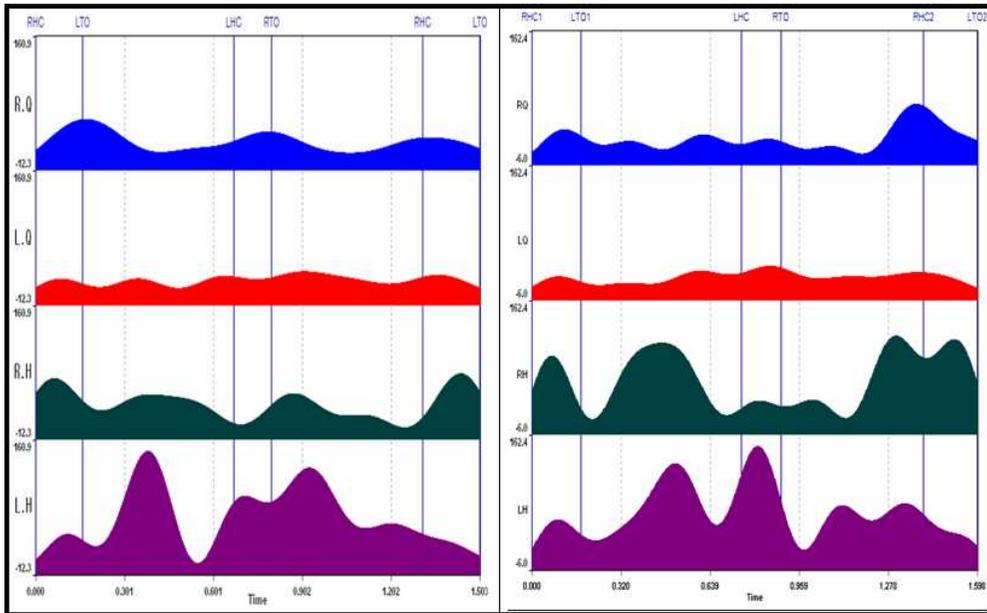


그림 61. 운동치료 전·후 sub D. 근수축 양상

그림 62에서 보는 바와 같이, sub E.의 경우 근활성도 peak값이 운동치료 전에는 왼쪽 햄스트링에서 말기 유각기 동안에  $160\mu V$ 로 나타났고, 운동치료 후에는 같은 햄스트링에서 말기 유각기 동안에  $162\mu V$ 로 나타났다. 또 운동치료 전에 슬관절 굴곡근과 신전근의 지속적인 동시 수축과는 달리 특히 오른쪽 다리에서 보행을 위한 효율적인 근수축 활동이 이뤄진 것으로 나타났다.

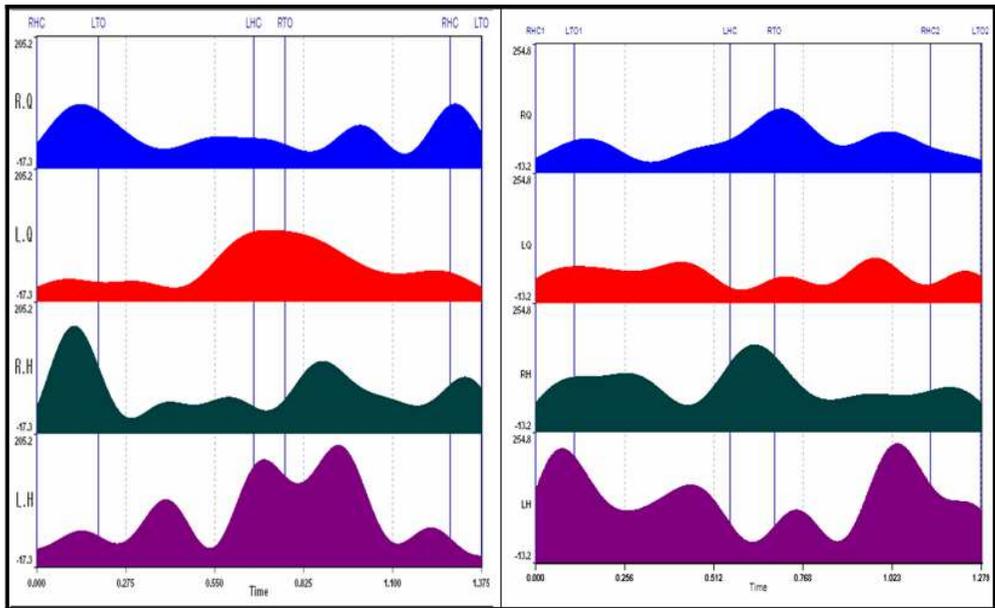


그림 62 sub E. 운동치료 전·후 이벤트별 근수축 양상

## V. 논 의

### A. 체성분 및 방사선 검사

노화 혹은 체중부하에 의한 관절 연골의 침식(erosion)과 관련한 관절질환 중의 하나인 퇴행성관절염은 슬관절에서 흔하게 발병하며, 노인들에게 신체적 장애를 일으키는 치명적인 질환으로 여겨지고 있다(Davis, Ettinger, Neugaus, & Mallon, 1991; Ettinger & Afable, 1994). 특히 퇴행성 슬관절염은 여성이 남성보다 많으며 나이가 들면서 더욱 악화되고 치료를 하지 않고 그대로 방치하면 낙상 등의 위험을 초래하여 수명을 단축시킬 수 있다(Leaf, 1993).

퇴행성 슬관절염과 비만의 관계에 있어 연구조사 및 임상적 관찰에서 노인들 중에서도 여성이면서 비만한 사람이 퇴행성 관절염의 발생빈도가 높다는 보고가 있다(Kellgren, 1961). 이러한 연구들을 입증하는 Kellgren(1961)의 연구에 의하면 비만한 사람은 슬관절과 제1중족지절골에 퇴행성관절염이 많이 발생하는데, 그 이유는 하지의 지방량이 증가되면 양측 대퇴 사이의 간격이 멀어지게 되므로 슬관절의 내변슬 변형(genu varum)이 되고, 이러한 변형 때문에 슬관절 내측에 부하가 집중되어 그곳에 퇴행성 변화가 주로 나타난다는 것이다. 또한 퇴행성 슬관절염의 증상이 있었던 130명 환자들을 대상으로 체중에 대한 부하를 준 상태와 주지 않은 상태에서 X-ray 검사를 실시한 결과 환자들 중 33%에서 관절간격이 2mm이상 차이가 있었다는 보고(Leach, 1970)는 선행연구들을 뒷받침하고 있다.

또, 퇴행성 슬관절염으로 인한 통증정도와 방사선학적 침범정도간의 관련성을 보고한 여러 연구결과(Davis, 1981; Felson et al., 1987; Partick et al., 1989)가 있는데 이에 대한 한 예로 Davis(1981)는 통증정도와 방사선학적 소견간의 관련성 정도가 낮은 것으로 보고하고 있다. 더욱이 퇴행성 슬관절염 환자가 체중 감소로 슬관절에 체중부하를 많이 줄일 수 있다 하더라도 반드시 통증을 증가시킬 수 있다거나 근력 소실이 많거나 적다고 단정하여 말할 수 없기 때문에 세심한 연구가 필요하다는 것이다(지용석, 2001).

또, 일반적으로 운동은 신체구성에 유의한 변화를 보이는 것으로 알려져 있다. 그러나 Proctor 등(1995)의 연구에서는 노인들에게 유산소성 트레이닝은 부분적으로는 근력을 유지하는데 효과적이지만 근질량을 증가시키기에는 부족하다고 보고하였다. 근력은 50세까지 비교적 잘 유지되지만 50세에서 70세까지는 10년 경과마다 15%씩 감소하는 것으로 보고되고 있고(Larsson, 1978), Danneskiold-Samsøe 등(1984)은 70-80세부터는 30%의 근력감소가 생긴다고 보고하였다. Bassy(1991)는 65-99세 노인을 대상으로 조사한 결과 노인여성은 성인 약력의 40-50%를, 성인 다리 근력의 약 60%를 유지하고 있다고 하였다. 또한 Skelton(1995)은 대퇴사두근은 30세까지 증가하다가 50세 이후에 감소하며 50대-70대 사이에 근력의 약 30%가 감소하며, 70세 이후로 가장 극심하게 감소한다고 보고하였다.

그러나, 운동이 체중과 지방량을 감소시킨다는 일반론과 달리 노인의 경우 별다른 감소를 보이지 않는다는 견해도 있다(Butterworth 등, 1993). Heitmann(1991)은 노인의 체지방 축적의 가장 큰 원인은 연령의 증가에 따른 습관적인 신체활동의 감소 때문이며 여성에서는 주로 55세 이후 지방축적이 일어나며 연령증가에 따라 체지방은 감소한다고 보고하였다. 이재문(2003)은 노인여성에게 20주간 운동 트레이닝 프로그램을 실시한 결과 체중, 체지방률, 체지방량이 감소하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다고 보고하였고, 최근 이재윤(2005)의 경우도 평균연령 70세의 노년기 여성 9명에게 주당 2회, 1일 90분씩 14주간 복합 수중운동 프로그램을 적용한 결과 체중이 사전 59.91kg에서 사후 59.97kg으로 증가하고, 근육량도 37.39kg에서 37.63kg으로 증가하였다고 보고하여 본 연구 결과와 같은 것으로 나타났다.

따라서, 본 연구에서는 퇴행성 관절염 환자에게 8주간의 운동치료를 적용한 후 체중의 변화를 유도하고, 슬관절의 단순 기립 전후면을 촬영한 방사선 검사상 경골-대퇴각과 무릎관절 간격의 감소 정도에서 의미 있는 변화를 예상하였다. 그러나, 본 연구결과 피험자 전체 근육량이 37.27±4.4kg에서 37.37±5.13kg으로 증가하고, 오른다리 체지방량은 5.84±0.87kg에서 5.91±1.15kg으로, 왼다리 체지방량은 5.87±0.84kg에서 5.92±1.04kg으로 증가하였으나, 체질량지수도 24.68± 2.45%에서 25.37±2.62%로 증가하고, 체중은 60.93±6.03kg에서

61.68±5.64kg으로 증가하였다. 따라서 운동치료 전에 촬영한 슬관절의 단순 기립 전후면 방사선 검사 결과와 동일한 방법으로 실시한 운동치료 후의 방사선 검사에서 전혀 변화가 없는 것으로 나타났다. 이는 노인의 운동치료에 있어서, 특히 하지기능의 이상이 있는 퇴행성 관절염 환자들의 경우 운동강도와 운동기간 설정에 있어서 체중의 감소를 보일 정도의 열량 소모량에 미치지 못한 결과로 사료된다. 또, 퇴행성 관절염 정도 및 통증 정도와 방사선학적인 변인의 관련성에 관하여는 더 세심한 연구가 필요하리라 보이고, 본 연구가 평균 연령 65.33세의 노인을 대상으로 한 점임을 감안할 때 체중 감소에는 실패하였으나 근육량 및 양측 하지의 제지방량 증가는 운동의 긍정적인 효과라고 평가할 수 있다.

## B. 등속성 검사

### 1. 운동치료 전·후 등속성 근력의 변화

퇴행성 슬관절염이 유발되면 일차적으로 관절기능, 근력 및 유산소성 능력 등이 저하되고, 이차적으로 비만, 관상심장질환 및 폐질환 등이 유발되는데, 이는 통증으로 인한 움직임의 부족 때문에 기인한다고 할 수 있다.

퇴행성 슬관절염이 유발되어 대퇴사두근이 약화된 정도와 퇴행성관절염으로 인해 일어난 통증 및 장애정도 사이의 관계는 매우 복잡하며 이러한 관계 모델은 아직까지 정설로 확립되어 있지는 않으나 퇴행성 슬관절염으로 인해 통증이 일어나는 메카니즘은 생체역학적 측면에서 일부학자들에 의해 신뢰할 만한 이론으로 제시되었다(Dolce & Raczynski, 1985; Dekker, Boot, Van der Woude, & Bijlsma, 1992). 즉 여러 가지 원인으로 인해 근육이 약화되거나 비대칭적 근육활동으로 인해 관절이 불안정해지고, 이때 침범된 관절에 가해지는 스트레스가 활액낭과 인대에 분포되어 있는 신경조직에 긴장을 초래하여 통증과 장애를 유발시킨다고 보고하여 대퇴사두근의 약화와 통증유발 사이의 복잡한 관계를 설명하고 있고, 특히 Ettinger와 Afable(1994)은 이러한 퇴행성 슬관절염으로 야기된 통증은 활동저하를 가져와 근육을 더욱 사용하지 않게 하여 대퇴사두근의 약화를 가중시킨다는 사실을 입증하고 있다.

위와 같은 이유로 퇴행성 슬관절염 환자의 약화된 대퇴사두근의 보강과 통증 조절을 위한 운동치료는 다음과 같은 이유에도 설득력이 있다. 즉 저항운동을 하게 되면 근육의 수축력이 증가되어 혈액량 공급이 늘고, 따라서 축적된 부산물의 제거가 쉬워져 통증 수용기의 자극을 감소시켜 통증을 감소시킨다는 것인데, 김설향(2000)의 보고에 의하면 탄성밴드를 가지고 하지 근력강화 운동을 했을 때 말초에 정체되어 있는 정맥혈을 심장으로 되돌리는 환류를 촉진시켜 피로 물질을 제거시킨다는 것이다. 이는 운동 치료를 통하여 통증이 감소된다는 연구의 결과와 밀접한 관계가 있다고 생각되어진다. 신체는 연령이 증가함에 따라 노화와 관련된 생리적 변화에 따라 고유 수용성 감각이 감소하고 근력이 약해지며 갑작스런 변화에 대처하는 반사능력이 감소하게 되는데, 이러한

현상들은 균형성에도 영향을 준다고 하였고(Steinweg, 1997). 또한 노인들에게 유산소 운동을 실시한 결과 유연성, 균형능력이 증진되었지만 근력은 증가되지 않아서 근육이 약해져 있는 노인의 근력을 증진시키기 위해서는 유산소 운동만으로는 바람직하지 않다는 보고(Mckelvie et al., 1995, 장원석, 2006.)는 최근 권장하는 근력운동으로 근력과 근지구력을 향상시켜서 질병을 예방하고 일상생활 능력을 증가시킨다는 선행연구자인 ACSM(2000)의 결과와도 비슷하다.

이와 관련하여 Fisher, Pendergast, Gresham & Calkins(1991)의 연구에 의하면 퇴행성 슬관절염 환자들을 대상으로 16주간 근기능 강화운동을 시킨 결과 통증, 타인의 의존도 및 기능장애가 각각 40%, 10%, 30%씩 감소하였다고 보고하고 있으며, 국내 일부 연구에서도 근기능 강화를 통한 통증감소 현상을 보고하여 선행연구들이 보고한 메카니즘을 뒷받침하고 있다.

이에 대해 Lankhorst, Van de Stadt, & Van der Korst(1985)는 퇴행성 슬관절염이 있는 62세 노인 39명을 대상으로 등속성 장비를 이용하여 슬관절 환측과 건측을 비교한 결과, 환측의 굴근력과 신근력이 정상인 건측에 비해 65~83%에 해당된다고 보고하였다.

따라서, 본 연구에서는 위와 같은 선행연구들을 중심으로 양측 퇴행성 슬관절염 환자들에게 8주간의 운동치료를 적용시킨 결과 모든 피험자에게서 등속성 근력이 비교적 높은 수치만큼 증가한 것으로 나타났는데, 통증정도가 심했던 sub A의 체중당 최대토크는 오른다리의 경우 운동치료 전·후 동일한 것으로 나타났고, 왼다리의 경우는 운동치료 전보다 후에 Ext.과 Fle.이 각 3%, 9% 증가한 것으로 나타났다. 운동치료 전·후 체중당 최대토크 변화량이 가장 많은 sub E.의 경우 체중당 최대토크가 운동치료 전보다 후에 오른다리 Ext.과 Fle.이 각 86%, 51%로 증가하였고, 왼다리의 경우는 77%, 68%가 증가한 것으로 나타났다.

이는 지용석(2001)이 퇴행성 슬관절염 노인여성들을 12주간 재활운동치료를 통하여 환측 근기능 중 대퇴사두근에서 발휘한 최대회전력과 체중당 최대회전력이 각각 45.7%와 33.7%씩, 평균파워와 체중당 평균파워는 각각 36.3%와 41.9%씩 증가한 것으로 보고하여 본 연구 결과와 일치한다는 것을 알 수 있었다. 단지 본 연구의 경우 피험자간 등속성 근력정도의 차가 많은 것으로 나타났

는데, 이는 피험자 간에 관절염 정도와 운동치료 전 운동경험 유무에 따라 근력 향상 정도에 차이가 큰 것으로 보여진다.

## 2. 운동치료 전·후에 있어 등속성 근력 변화 양상

슬관절은 체중의 부하를 담당하여 안정성과 손상방지 및 정상적인 기능수행에 중요한 역할을 담당한다. 따라서 등속성 근력훈련을 위한 적절한 목표를 설정할 수 있도록 하기 위하여 대퇴사두근과 햄스트링근의 좌·우 근력차이와 비율의 기준점을 설정하기 위한 많은 연구가 진행되어 오고 있다. 정상인의 경우에 있어서 신근력이 굴근력보다 우세하여 햄스트링 근육은 저속력에서 측정시 대퇴사두근의 60%의 근력을 발휘한다(Kellis & Baltzopoulous, 1995). 굴근력에 필요한 햄스트링 근육과 신근력에 필요한 대퇴사두근의 근력비율이 큰 차이를 보일 경우 상해의 원인으로 근력의 불균형을 관찰하는데 도움을 줄 수 있다(Caldwell, Adams, & Whetstone, 1993).

좌·우측 슬관절의 근력차이를 보면 우세한 쪽의 무릎과 우세하지 않은 쪽 무릎의 굴근 및 신근의 근력차는 5~10%를 나타내며 상해 예방적인 측면에서 좌·우의 근력을 비교하는 것이 중요하다(Barrata, 1988; Seto, 1988).

Grace(1984)와 그의 동료들은 172명의 고등학교 남학생을 대상으로 한 실험에서 신전근 대 굴곡 토크의 비율이 1.67:1(즉 신전근들은 굴곡근들보다 67%나 더 큰 최대토크를 생산한다)이라고 보고하였다. 다른 연구에서, 슬관절 신전근 대 굴곡근의 최대토크 비율을 측정하기 위해 100명의 건강한 성인을 대상으로 3가지의 다른 등속성 속력을 측정하였다(Wyatt 등, 1981). 60°/sec에서는 1.39:1이 나왔고, 180°/sec에서는 1.27:1이 나왔으며, 300°/sec에서는 1.19:1이 나왔다. 수축속도가 증가됨에 따라 신전근과 굴곡근 사이에서 나타나는 최대토크의 차이는 감소하게 된다.

본 연구에서는 부하속도 60°/sec에서 운동치료 전·후 등속성 근력을 평가한 결과 통증정도가 가장 심해 grad 3에 해당했던 sub A의 경우 신근과 굴근의 비율은 정상에 가까웠으나 관절염 정도가 상대적으로 양호했던 왼다리의 근력이 많이 증가하여 오히려 좌·우측 슬관절의 근력비가 비정상치를 나타냈다.

또, 통증정도가 가장 양호하여 grad 1에 해당했던 sub C의 경우 운동치료 전 신전시 좌·우측 슬관절의 근력비는 비슷하게 낮은 것으로 나타났으나 굴곡시에는 우측 무릎관절의 회전력 보다 좌측이 높아 좌측의 경우 신근과 굴근의 비율이 높은 것으로 나타났다. 그러나 운동치료 후 근력 자체는 증가하였으나 신전시 각도가 증가할수록 우측 근력은 정상에 가까운 회전력 양상을 보였으며, 좌측이 비정상적으로 감소하여 신전시 좌·우측 근력비율에 많은 차이를 나타냈다. 굴곡시에도 무릎 관절의 모든 가동범위에서 좌·우측 회전력에 편차가 있는 것으로 나타났다.

통증정도가 grade 2에 해당되었던 sub E의 경우도 운동치료 전 신전시 우측이 좌측에 비하여 상대적으로 다소 높게 나오고, 굴곡시에는 동일하게 낮은 값으로 나왔는데, 좌·우측 비율에 있어서는 신전시 편차가 큰 것으로 나타났다.

결국 이를 종합하여 보면, 퇴행성 슬관절염 환자에게 적용된 운동치료의 경우 좌·우측 근력비 또는 굴근·신근의 발달 정도는 좌·우측 관절염 정도(관절염 정도가 작은 다리가 우세)라든지 과거 운동경험 정도(운동경험이 없는 피험자 우세)에 따라 다양한 양상을 보인다고 볼 수 있고, 관절각도에 따른 변화 양상에서도 퇴행성 관절염 환자가 통증을 가장 작게 느끼는 관절각도인 20° 범위, 즉 굴곡시에는 각도가 작은 움직임 전반부에서, 신전시에는 각도가 큰 움직임 후반부에서 큰 회전력을 보이는 것으로 나타났다.

이는 최근 김주성(2006)이 12주간의 수중운동이 퇴행성관절염 환자의 슬관절 근력에 미치는 영향에서 모든 각속도에게 우세한 쪽 무릎의 비율이 더 높게 나타났다는 결과와 같은 것이고, 대퇴사두근의 역할을 생체역학적으로 설명한 Cailliet(1992)은 슬관절에 안정성을 제공하는 특정한 슬관절 각도가 있으며, 그 각도는 다리를 거의 신전시킨 15° 이상이 가장 통증을 주지 않는 각도라고 보고하고 있다. 특히 이러한 신전근 중 대퇴 내측광근은 슬관절을 신전시키는 15°와 가장 관련이 깊은 근육군으로 이러한 슬관절 질환이 있을 후에 근위축 현상을 보이는 현저한 근육이며, 재활 기간동안 회복이 가장 느린 근육군이라고 보고하여 대퇴사두근을 특정 각도에서 발달시키는 것이 중요하다고 하였다.

또 Puett & Griffin(1994)이 제시한 대퇴사두근 강화를 위한 근력운동과 체중의 변화를 위한 유산소성 훈련의 병행이 퇴행성 관절염환자들의 통증을 감소시키고 체구성에도 바람직한 변화를 주어 긍정적인 삶으로 변화시킨다는 결과와 Fisher et al.(1994)이 12주간의 가정용 재활프로그램이 퇴행성관절염환자들의 등속성 근기능을 월별당 16%, 27%, 42%씩 증가시켰다는 결과와도 같은 것임을 알 수 있다.

## C. 보행의 운동학적 변인

정상보행의 특징은 입각기 동안의 인체 안정성, 유각기 동안의 동측 하지 진행, 유각기와 입각기 간의 효과적인 전환, 보행 주기 동안 에너지 효율의 극대화 등을 특징으로 하며, 병적 보행(pathologic gait)은 정상 보행에 필요한 에너지 소모가 증가되는 비효율적인 상태이다. 이러한 파행은 구체적으로 평지 보행 거리의 단축, 계단이나 경사로 보행의 제한, 피로감, 통증 등으로 환자들의 기능에 제한을 초래한다. 그러나 이러한 슬관절의 기능적 장애는 아무리 가벼운 것이라 하더라도 일상적인 생활에 큰 영향을 줄 수 있으므로 퇴행성 슬관절염 환자에 대한 올바른 평가를 통한 기능적 재활을 위하여 만성적인 통증을 조절하고 정상적인 걸음걸이의 회복을 통하여 기능적인 향상을 도모함으로써 삶의 질을 높여야 한다.

이에 본 연구는 퇴행성 슬관절염 환자의 보행형태가 8주간의 운동치료를 통하여 어떻게 변화하는가를 관찰하였다.

### 1. 보폭, 활보장, 보간

오른발 착지1의 오른발 뒤꿈치와 왼발 착지1의 왼발 뒤꿈치까지의 거리인 보폭은 활보장의 반에 해당하고 일반적으로 신장 그리고 특히 하지장에 의해 좌우된다.

노인은 족관절 저축 굴곡근과 배측 굴곡근의 약화로 보행시 족관절의 가동범위가 감소하고, 부하반응을 하는 동안 대퇴사두근에 주어지는 힘을 감소시키기 위하여 완전하게 슬관절을 신전하기 보다는 약간의 굴곡을 취하게 되므로 젊은 사람에 비하여 짧은 보장(step length)을 보이며, 운동뉴런 근섬유의 손실로 인한 근력의 감소로 보행 패턴의 변화를 가져와 에너지 소모가 현저하게 증가하게 된다(Prince 등, 1997).

본 연구에서 피험자 전체 운동치료 전·후 보폭은  $0.61\pm 0.10\text{m}$ 에서  $0.62\pm 0.05\text{m}$ 로 나타나서 운동치료 후 다소 증가한 것으로 나타났다. 또 활보장 역시 운동치료 전·후  $1.16\pm 0.19\text{m}$ 에서  $1.17\pm 0.08\text{m}$ 로 증가하였고, 보간에서는

운동치료 전·후  $0.09\pm 0.05\text{m}$ 에서 운동치료 후  $0.09\pm 0.04\text{m}$ 로 거의 유사한 것으로 나타났다. 정상인의 보폭이 보통  $72\text{cm}$ 이고, 보간의 경우  $7\sim 9\text{cm}$ 인 것을 감안할 때 보폭이나 활보장의 경우에는 정상보다 작은 것으로, 보간(walking base)의 경우에는 오히려 큰 것으로 나타나 퇴행성 관절염의 전형적인 형태를 나타냈다.

이는 황보각, 김병조, 배성수(2004)가 평균 연령  $70.7\pm 8.4$ 세, 평균 신장  $152.2\pm 4.6\text{cm}$ 인 100명의 퇴행성 슬관절염 환자에 대한 보행특성 연구에서 보폭이  $34.57\pm 6.45\text{cm}$ 라고 보고한 것과, 김하용(2006)이 평균 연령 64.8세인 슬관절염 환자에 대한 3차원 보행분석의 결과에서 환자군 보폭이  $40.3\text{cm}$ , 통제군에서는  $63.8\text{cm}$ 인 것으로 보고한 것과는 달리 보다 큰 값으로 나타낸 것이다.

그러나, 본 연구 피험자의 평균 연령이 65세이고, 평균신장은  $153.25\pm 7.85\text{cm}$ , 관절염 정도가 가장 심했던 sub A의 보폭이 위 보고들과 유사한  $0.43\text{m}$ 였던 것에 비추어 볼 때 보행의 운동학적 변인들은 나이와 몸무게, 키와 같은 신체적 조건 및 질환의 증상정도에 따라 많은 차이를 보이는 것으로 나타났다.

## 2. 보행시간

정상인의 경우 입각기는 보행 주기의 60% 동안 이루어지고 유각기는 약 40%, 그리고 각각의 양발 지지기는 약 10%를 차지한다고 알려져 있다. 또 보행의 속도가 증가하면 유각기는 비례적으로 더 길어지고 단하지 지지기와 양하지 지지기는 점점 짧아진다. 그러나 퇴행성 관절염과 같은 병적 보행에 있어서는 병적 상태에 따라 다양한 보상 기전을 통해 2차적인 형태가 파생될 가능성이 있을 것으로 예견된다.

본 연구에서 피험자 전체 운동치료 전·후 보행시간은  $1.46\pm 0.17\text{sec}$ 에서  $1.48\pm 0.13\text{sec}$ 로 증가하였다. 오른다리 입각기는 전체 보행주기의 61.52%에서 64.27%로 증가하였고, 유각기는 전체 보행주기의 38.48%에서 35.73%로 감소하였다. 본 연구에서의 보행시간은 일반적인 보행주기보다 오른발 착지2에서 왼발 앞꿈치 이지2까지(ADLS phase)의 거리가 추가되어 일반적인 보행시간보다

긴 것으로 나왔다.

황보각 등(2004)의 연구결과에 의하면 입각기는 전체 보행주기의 67.51%이고, 유각기는 35.32%인 것으로 보고되었는데, 이는 본 연구와 비슷한 결과를 보인 것이다. 그러나, 김하용(2006)의 연구결과에 의하면 입각기는 전체 보행주기의 66.2%, 유각기는 33.8%인 것으로 보고되었는데, 이는 본 연구와 큰 차이를 보인 것으로서 위 연구결과의 경우 활보장이 40.3cm로 심하게 감소된 것으로 퇴행성 관절염 정도가 심한 것에서 기인한 것으로 보여진다.

위 연구결과들을 종합하여 볼 때 병적 보행에서는 속도, 거리, 시간 관계에서 정상보행에서의 양상과는 다른 다양한 변화를 보이는 것으로 보여지는데, 본 연구에 있어서도 퇴행성 관절염의 전형적인 형태인 긴 입각기와 짧은 유각기 양상으로 보이는 것으로 나타났고, 이 역시 보폭 및 활보장의 증가와 무관하지 않는 것으로 보여진다.

### 3. 중심 좌우측 변위와 중심 상하측 변위

일반적으로 노화가 진행됨에 따라, 자극에 대한 반응시간의 지연과 뇌손실의 증가, 도파민과 같은 신경전달 물질의 생산감소, 청각과 평형감각의 감소, 시각과 체성감각 시스템의 기능이 저하되어 인지력의 감소를 초래하고, 퇴행성 관절질환과 같은 근골격계 장애로 인한 균형 능력의 상실로 자세성 동요가 증가하므로 보행의 변화가 나타나게 된다. 특히 과도한 관절사용으로 골증식체의 형성과 관절표면의 부조화를 가져와 보행시 관절각도의 감소와 활보장, 보행율, 속도의 감소가 두드러지게 나타난다(Prince 등, 1997).

Norkin(1988)은 인간이 보행하는 동안 체중을 들어올리기 위해 운동역학적 에너지를 사용해야 한다고 진술하고 있는데, 무게중심의 높이를 더 높게 들어올릴수록 에너지가 보다 많이 소비되어야 한다. 무게중심은 보행의 에너지 효율성을 평가하는 방법중의 하나로 무게중심의 수직변위가 크면 보행의 효율성이 떨어진다고 할 수 있다.

Dillman(1975)은 신체 중심의 상하 이동은 신체를 전방을 이동시키는데 중요한 지표가 된다고 하였는데, 보폭이 커지면 그 만큼 신체 중심의 상하 이동폭이

커지기 때문이라는 것이다. 즉 상하축 무게중심이 관절의 굴곡과 신전의 크기에 영향을 미치고, 그래서 발 위에서 무게중심을 유지하기 위해서 고관절을 보다 더 굴곡시키고 골반의 전만을 증가시켜야 한다는 것이다.

본 연구에서 피험자 전체 운동치료 전·후 중심 좌우축 변위는  $0.05\pm 0.02\text{m}$ 로 동일하게 나타났고, 중심 상하축 변위는  $0.03\pm 0.01\text{m}$ 에서  $0.02\pm 0.01\text{m}$ 로 약간 감소한 것으로 나타났다. 일반적으로 중심의 좌우축 변위와 중심의 상하축 변위는 약 5cm 정도로 알려져 있으며(Welsh & Blasch, 1980), 중심의 좌우축 변위와 중심의 상하축 변위가 과도하게 크다는 것은 신체 움직임이 증가되어 부드럽고 효율적인 보행이 어렵다는 것을 의미한다. 그러나 본 연구에서 보폭의 증가에서 불구하고 중심 좌우축 변위와 중심 상하축 변위가 동일하거나 감소한 것으로 나타났는데, 이는 운동치료의 긍정적인 평가로 보여진다.

#### 4. 보각, 발목관절각, 무릎관절각, 고관절각

정상인의 경우 보행의 유각기 동안 슬관절은 굴곡을 통해 하지의 기능적 길이를 짧게 하는데 그렇게 하지 않는다면 발은 지면에 쉽게 걸리게 되기 때문이다. 또한 이러한 굴곡 상태를 유지할 통하여 충격흡수, 에너지 보존, 그리고 하지를 통한 힘의 전달이 가능하게 된다. 보행의 속도를 증가하면 보장이 길어지고 따라서 보각, 고관절, 슬관절, 족관절의 각도도 증가하게 된다. 슬관절은 발뒤꿈치 착지 직전에 하지가 거의 일직선이 되고, 유각기 초기  $60^\circ$  또는  $70^\circ$  굴곡된다. 족관절은 유각기의 후반기 동안 거의 중립위치로 있게 되며 발뒤꿈치가 지면에 닿으면서 발이 뒤쪽 방향으로 움직이면 발뒤꿈치 착지에 대한 지면 반발력은 전방으로 향하게 된다(Donald, 2004).

Gyory 등(1976)은 퇴행성 슬관절염이 있는 65명의 환자의 보행 분석에서 입각기시 슬관절의 굴곡 및 신전 각도가 매우 감소하였다고 보고하였고, 김하용(2006) 역시 인공관절 치환술이 필요한 정도의 퇴행성 슬관절염 환자의 보행을 분석한 결과 슬관절의 최대 굴곡과 신전이 감소한 것으로 보고하였다.

본 연구에서 피험자 전체 보각이 운동치료 전보다 후에 증가한 것으로 나타

났다. 정상인의 경우 보행시 보각은 7~8° 정도의 외반족 형태를 보이는데, 본 실험에서 각 시점별로 오른쪽 보각의 경우 말기 입각기(PTO) 시점에서 가장 컸다가 입각기 후반에 가장 작아지는 것으로 나타났다. 김하용(2006)은 하지 전체의 족부 진행각(foot progression angle)의 경우 양측 모두 약 15° 정도로 약간의 외족지 보행상태를 보였다면서 이 경우 슬관절의 최대 내반 모우멘트를 줄일 수 있다는 이론에 동의하였다. 이런 관점에서 본 연구 결과 보각의 증가는 운동치료의 효과적인 면으로 해석할 수 있다.

김하용(2006)은 퇴행성 슬관절염 환자의 경우 족관절의 운동 범위가 감소하며, 족배 굴곡 쪽으로 전위를 보여 특히 족저 굴곡이 감소하고, 관절각도의 감소와 더불어 족관절에서 모우멘트도 감소를 보인다고 하였다.

본 연구에서 오른쪽 발목 관절각의 경우 운동치료 전보다 운동치료 후 반대 발 뒤꿈치 접지시에 가장 각도가 커졌다가 오른 발가락 이지시점에 가장 작은 것으로 나타났다. 왼쪽 발목 관절의 경우도 운동치료 후 반대발 접지시점에서 가장 큰 각도를 보이고 같은 발 발가락 이지시에 가장 작은 각도를 나타냈는데, 이는 운동치료의 효과적인 면으로 해석할 수 있다.

오른쪽 무릎 관절각의 경우 운동치료 전보다 후에 오른 발뒤꿈치 착지시에는 증가하고 같은 발 이지시에는 감소하는 것으로 나타났고, 왼쪽 무릎 관절각의 경우도 같은 발 착지시에는 감소하고 이지시에는 감소하는 것으로 나타났다. 또 최대 굴곡치가 입각기에서는 증가하고 유각기에서는 감소하는 것으로 나타난 것은, 운동치료를 통하여 운동치료 전에 굴곡 구축을 보였던 슬관절에서 운동치료 후 슬관절을 통한 에너지 전달(energy transfer)이 보다 효율적으로 이뤄진 것으로 해석할 수 있다.

정상의 보행의 경우 일반적인 보행속력에서, 고관절은 발뒤꿈치 닿기를 할 때 약 30° 정도 굴곡되고, 고정된 발에 대해 신체가 전방으로 움직일 때 고관절은 신전된다. 발가락 떼기가 일어나기 바로 직전에 최대의 신전이 일어나게 되는데, 이때 고관절은 약 10° 정도 신전된다. 고관절의 굴곡은 전유각기(pre swing) 동안에 시작되며, 발가락 떼기가 끝날 무렵(보행의 60%)에는 약 0°의 굴곡/신전이 된다. 유각기 동안 고관절이 좀 더 굴곡하여 하지를 전방으로 가져감에 따라 새로운 발뒤꿈치 닿기가 일어날 수 있게 해 준다. 고관절의 최대 굴

곡(거의 30°이상)은 발뒤꿈치 닿기 바로 직전에 일어난다. 발뒤꿈치 닿기 지점에서, 고관절은 체중 수용을 위한 준비로서 신전되기 시작한다. 전반적으로, 정상적인 보행을 수행하기 위해서는 해부학적 중립위치에서 약 30°의 굴곡과 10°의 신전이 고관절에서 요구된다. 또 모든 관절들에서와 같이 고관절 움직임의 양은 보행속력에 비례하게 된다(Donald, 2004).

본 연구결과 운동치료 전 오른발 뒤꿈치 착지시에 오른쪽 고관절각이  $14.90 \pm 7.38^\circ$ 인 것으로 나타났고, 고관절각이 최대이어야 할 오른쪽 발가락 이지에서는  $18.87 \pm 6.74^\circ$ 인 것으로 나타났다. 그리고 오른쪽 발가락 이지 이전인 반대발 뒤꿈치 착지시에  $26.10 \pm 6.08^\circ$ 인 것으로 나타나서 제한된 고관절 운동을 보상하기 위해 골반과 요추의 움직임이 기여한 것으로 보여지고, 이러한 스트레스는 결국 요추 영역에 있는 구조물들을 자극하게 되며, 요통을 일으키는 요인이 된다. 운동치료 후 오른쪽 고관절각의 변화로는 같은 발 뒤꿈치 착지시에  $7.33 \pm 6.64^\circ$ 로 감소하게 나타났고, 여전히 반대발 착지시 최대각도인  $30.86 \pm 4.08^\circ$ 을 나타냈으나, 같은 발 앞꿈치 이지시에서  $22.18 \pm 4.19^\circ$ 로 증가한 것으로 나타났다.

김하용(2004)은 퇴행성 슬관절염 환자는 고관절의 운동 범위가 굴곡 쪽으로 전위되어 말기 입각기에서 조차 완전한 신전을 보이지 못하고 약 6° 정도의 굴곡위 상태이었다고 보고 하고 있다. 본 연구결과에서는 오른쪽 고관절의 경우 운동치료 후 오른쪽 발가락 이지시 고관절 굴곡각도가 오히려 커진 것으로 나왔고, 왼쪽 고관절 각도의 경우에 있어서도 운동치료 전과 후에  $10.71 \pm 4.9^\circ$ 에서  $19.47 \pm 4.99^\circ$ 로 오히려 증가한 것으로 나타났는데, 이 역시 통증 감소와 근력증가에 의한 효율적 보행의 결과라 할 수 있고, 운동치료의 긍정적인 효과로 보여진다.

## D. 보행의 운동역학적 변인

### 1. 지면반력

퇴행성 슬관절염의 경우 일반적으로 수직 지면반력에서 특징적으로 감소를 보인다. 수직적 힘의 정상 입각기에 패턴은 보통 82m/min의 보행속도로 걸을 때 움푹 파인 지점처럼 두 정점이 분리되어 나타난다. 이러한 보행속도의 두 정점 값은 체중의 약 110%이며, 움푹 파인 지점의 힘은 체중의 약 80%이다. 첫 번째 정점은 부하반응기(loading response) 동안에 일어나는 체중수용기에서 중간입각기(mid stance) 초기에 일어난다. 이때 중력의 신체 중심은 빠르게 떨어지고, 부가적인 체중 가속의 효과가 나타난다. 중간유각기(mid swing) 후기에 파인 지점은 기준 발 위로 신체가 전방으로 구르며 중력의 중심이 올라감으로 만들어진다. 이러한 파인 지점은 반대편 하지, 유각(swinging)에 의해 두드러지며, 이것은 힘 측정판(Force plate)에 부하하지 않은 경향이 있다. 두 번째 정점은 말기입각기(terminal stance) 후기에 일어나며, 다시 말기입각기(terminal stance)에 전족 라커 위로 체중이 전방으로 떨어져서 중력 중심이 떨어지고, 하방으로 가속하는 것을 가리킨다. 그러므로 부하선(weight line) 위로 수직적 힘은 초기에 하지 위로 떨어져 가속하고, 그때 말기입각기(terminal stance)의 전족을 지나서 내려간다(Perry, 1992).

정상적으로 정렬된 슬관절에 있어, 서 있는 동안의 관절반작용력은 체중(BW)의 44%가 슬관절의 내측구획과 외측구획을 거의 똑같이 통과해 지나간다. 보행을 하는 동안에는 슬관절 전체의 관절 반작용력은 체중의 약 3배까지 증가된다. 이러한 증가는 근육의 활성화와 발뒤꿈치 당기를 할 때 지면에 의해 생산된 반작용력이 결합되어 나타난 효과 때문이다. 발뒤꿈치 당기를 할 때 발뒤꿈치 정중선의 바로 외측이 지면과 접촉하기 때문에, 이 결과로 생기는 지면반발력은 슬관절의 바로 내측을 통과하게 된다. 따라서 순수한 내반토크가 매 걸음마다 발생하게 된다. 대부분의 사람들은 별 어려움 없이 슬관절의 비대칭적 동적 부하를 견디게 된다. 그러나 어떤 사람들에게서는 내측구획에서의 과도한 마모에 의해 편측구획 골관절염(unicompartment

osteoarthritis)이 유발된다. 내측면에 있는 관절연골이 점점 얇아짐에 따라, 슬관절은 내번슬 또는 O형-다리 변형이 될 수 있다. 내번변형은 내측구획에 증가된 부하를 가하게 되고, 이것은 내측 관절공간의 더 큰 상실을 초래하게 되어, 더 큰 내번 변형을 유발하게 되는 악순환 고리를 형성하게 된다. 양측 슬관절에서는 내측관절 골관절염(medial joint osteoarthritis)의 징후들(즉 내측 관절공간의 상실과 비대해진 내측구획의 뼈)을 보인다. 특징적인 양상은 통증이 있는 하지에 대한 체중 부하를 회피하려는 패턴을 보인다는 것이다. 일차적인 소견들로는 걸음길이의 단축, 통증이 있는 쪽 하지의 입각기 시간의 단축, 그리고 통증이 없는 쪽 하지의 유각기 시간의 단축이 있다.

통증이 있거나 약한 하지의 부하 패턴은 정점과 파인지점이 불규칙하게 연속적이어서 정량화가 어렵고, 부가적으로 한 팔을 빠르게 올리는 보호기전은 같은 체중으로부터 가장 높은 정점을 방해할 수 있다. 따라서 수직적 부하는 장애가 심할 때 임상적으로 확실하게 측정할 수 없다. 보다 나은 기능적인 측정은 보행속도와 단하지 지지기(single stance time)이다.

전후 수평적 힘은 지면반발력이 수직으로부터 편위(deviation)될 때 일어나는데, 최대 수치는 BW의 20%이다. 좌우 전단력은 한 하지로부터 다른 하지로 체중이 옮겨갈 때 수평적으로 만들어진다. 좌우 반력은 지면반력들 가운데 가장 작고 체중의 10%보다 작다. 내측전단 (5% BW) 정점은 부하반응기 (loading response) 중간에 일어나고, 외측 전단은 말기입각기(terminal stance)에 정점(7% BW)에 도달한다(Donald, 2004.).

본 연구결과에서는 운동치료 전보다 운동치료 후 최대 지면반력치와 이벤트 별 지면반력치가 감소하기는 하였으나, 최대 수직 지면반력치, 최대 전후 지면반력치, 최대 좌우 지면반력치 모두에서 정상에 가까운 힘값을 나타냈다.

최근 황우영(2004)의 연구결과에 의하면 관절염 환자와 같은 군에서 수직 지면반력에서 정점이 평평한(plateau) 관찰되었는데, 본 연구에서도 지면반력 양상에서 운동치료 전 plateau의 형상이 보였으나 운동치료 후에는 “M”자 모양의 전형적인 정상보행 패턴에 가까운 형상이 나타났다.

이상에서와 같이 본 연구결과 지면반력들 모두에서 운동치료 전보다 운동치료 후에 힘값 자체에서는 다소 감소한 경향을 보였으나 보행주기 동안의

패턴에서는 운동치료 전에 고평부에 가까웠던 형상이 나타나 불안정한 보행 패턴을 보였으나 운동치료 후에는 부하반응기와 말기 입각기 시점에서 최대 정점을 나타내어 정상적 보행과 유사한 지면반력치를 나타냈다.

## 2. 근전도 분석

관절염으로 인한 슬관절 통증의 경우, 슬관절은 대퇴사두근 활동의 필요성과 이에 따른 압박력을 감소시키기 위해 신전된 상태로 있게 된다.

병적인 보행의 해석에서 동작의 각 주기에 따라서 근육 작용력의 강도 평가는 연속적인 변화의 기능적인 요구로서 임상적인 의미를 덧붙여야 한다. 결합된 근전도는 시간에 적절한 근육 활동을 확인할 수 있다. 여기에 빠른 진폭의 변화가 나타날 때 주기 내에서 정점 값은 비교된다. 지속적인 근전도 패턴은 더 작은 활동으로부터 우세한 차이의 변화 강도를 분석한다(Perry, 1992).

김하용(2006)은 퇴행성 슬관절염 환자의 근전도 검사 결과 외측 광근, 내측 슬 굴곡근, 내측 비복근 등이 지속적인 수축을 보이고, 전경골근도 정상에 비하여 다소 증가된 수축 시간을 보였으며, 슬관절을 중심으로 신전근과 굴곡근의 동시수축(co-contraction)이 입각기와 유각기 전반에서 관찰되었다고 보고하였다.

본 연구 결과에서도 각 국면에서 운동치료 전보다 운동치료 후에 평균 및 최대적분 근전도치가 높게 나타나 근활성 정도가 운동치료 전과 비교하여 증가한 것으로 나타났다. 또 근전도 양상과 관련하여 운동치료 전, 특히 입각기 초기에 대퇴사두근과 햄스트링에서 과도한 근수축 양상 및 동시 수축이 두드러지게 나타났는데, 이는 보행 중에 슬관절의 움직임을 제한하는 데에서 기인한 것으로 보여지며, 이러한 현상은 운동치료 후에 입각기와 유각기의 국면에 따라 신전근과 굴곡근의 수축 모양이 변화하여 운동치료 전보다 효율적인 근수축 양상을 보이는 것으로 나타났다.

## VI. 결론 및 제언

### A. 결론

본 연구는 8주간의 운동치료가 퇴행성 슬관절염 노인여성의 생체역학적 요인에 어떠한 영향을 미치는가를 규명하는 것이다.

이 목적을 달성하기 위해 ① 신체조성 변인으로 체중, 근육량, 체지방량, 체질량지수, ② 방사선 변인으로 경골-대퇴각, 무릎관절간격, ③ 등속성 근력 변인으로 최대회전력, 체중당 최대회전력비, ④ 보행시 운동학적 변인으로 보폭, 보폭/하지장, 활보장, 활보장/하지장, 보간, 보간/하지장, 보행시간, 중심 좌우축 변위, 중심 상하축 변위, 보각, 발목 관절각, 무릎 관절각, 고관절각, ⑤ 보행시 운동역학적 변인으로 좌우방향 지면반력, 전후방향 지면반력, 수직방향 지면반력, ⑥ 보행시 EMG 변인으로 대퇴사두근, 슬괵근의 근활성도 변화로 설정하고, 운동치료 전과 후에 어떠한 변화를 보이는가를 분석하였다.

본 연구의 결과 분석을 통한 결론은 다음과 같다.

1. 근육량과 하지의 체지방량의 증가에도 불구하고 체질량지수 및 체중의 증가로 인해 방사선 촬영 결과 경골-대퇴각(tibio-femoral angle)과 무릎관절 간격 감소(joint space narrowing)에는 영향을 미치지 못하였다.
2. 양측 하지중 퇴행성 관절염 정도가 작았던 하지에서 특히 등속성 근력 변인 모두가 크게 향상되었다. 좌·우측 근력비와 굴근·신근의 발달 정도에서는 좌·우측 퇴행성 관절염 정도(관절염 정도가 작은 다리가 우세)라든지 과거 운동경험 정도(운동경험이 없는 피험자 우세)에 따라 다양한 양상을 보였다. 관절각도에 따른 변화 양상에서는 운동치료 전에는 각도 변화에 따라 복잡한 형태를 보였으나 운동치료 후 퇴행성 관절염 환자가 통증을 가장 작게 느끼는 관절각도인 20° 범위내에서 가장 큰 회전력을 보이는 것으로 나타났다. 따라서 등속성 근력변인에서는 운동치료 후 크

게 효과가 발생하였다.

3. 보폭, 보폭/하지장, 활보장, 활보장/하지장, 보간, 보간/하지장에서 모두 증가한 것으로 나타났다. 전체적인 보행시간이 증가하였는데 보행주기 동안의 입각기의 증가와 유각기의 감소를 보였다. 전·후 중심 좌우측 변위는 동일하였으나 중심 상하측 변위는 다소 감소하였다. 보각은 증가하고, 발목 관절각의 경우 오른쪽 발목 관절각에서는 발가락 이지시에서 감소를 보였으나 왼쪽 발목 관절각에서는 증가한 것으로 나타났다. 무릎관절각은 최대 굴곡치가 입각기에서는 증가하고 유각기에서는 감소하는 것으로 나타났다. 고관절 각도에서도 오른쪽 고관절의 경우 이지시에는 각도가 커지고 착지시에는 감소한 것으로 나타났다. 따라서, 운동학적 변인에서는 대체적으로 운동치료 후 보다 효율적인 보행이 이뤄졌다.
4. 지면반력치는 최대지면반력과 이벤트별 지면반력에서 동일하거나 다소 감소하였으나 운동치료 전에 수직 지면반력 양상에서 보였던 불안정한 고평부(plateau) 패턴이 없어지고 부하반응기와 말기 입각기에서 최대정점을 나타내는 “M”자 모양의 정상보행에 가까운 패턴을 나타냈다. 평균 및 최대적분 근전도치가 각 국면에서 증가하여 근활성 정도가 비교적 증가한 것으로 나타났고, 근전도 양상에서도 대퇴사두근과 슬딕근의 동시 수축 현상이 감소되어 효율적인 근수축 양상을 보임으로서 운동치료 효과가 발생하였다.

## B. 제언

이상의 결과는 퇴행성 슬관절염 노인여성에게 운동치료를 실시하고 그들의 체성분 변화, 방사선 검사 결과, 등속성 근력, 보행의 운동학적 및 운동역학적 요인들의 변화를 분석한 것이다. 이는 퇴행성 슬관절염 환자의 일상적인 활동을 제한하는 주된 요인인 보행 장애를 치료하는 데 있어 효과적인 자료로 활용될 수 있으리라 기대된다.

그러나, 본 연구는 다음과 같은 이유로 후속 연구를 필요로 한다. 첫째는 퇴행성 슬관절염이란 질환의 정도가 다양하다는 것이다. 따라서 보행 분석에

있어서도 퇴행성 슬관절염 질환군 전체에 대한 획일적인 적용에는 무리가 있을 것으로 사료된다. 따라서 추후 퇴행성 슬관절염의 진행정도 및 통증정도에 따른 운동치료의 종류, 강도, 기간에 대한 다양한 연구가 필요하다.

또 본 연구에서는 퇴행성 슬관절염 노인여성의 평지 보행만을 분석하였고, 하지 움직임에 대한 것으로 한정하여 퇴행성 슬관절염 환자들의 다양한 일상생활의 기능 평가에는 미치지 못하였다. 따라서 슬관절염 진행정도에 따라 연골의 손상 정도 등이 다르고 이에 따른 보상 기전으로서 상체의 기울임 정도나 관절 가동범위 정도에 차이가 있을 것이므로 이에 대한 연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

- 권도윤(1997). 3차원 영상분석기를 이용한 한국 정상 성인 보행분석. 미간행 석사학위논문. 울산대학교 대학원.
- 김경지, 김광기, 김성영, 소재무(1998). 근골격계 운동기능의 신경 역학적 이해. 서울: 도서출판 흥경.
- 김난수(1999). 재활운동프로그램이 퇴행성 슬관절염 노인의 통증, 근기능 및 체력에 미치는 효과. 미간행석사학위논문. 고려대학교 대학원.
- 김로빈(2000). 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. 미간행 박사학위논문. 연세대학교 대학원.
- 김명자, 송경애, 길숙영(2000). 지지프로그램이 만성관절염환자의 생리적, 사회심리적 상태와 건강지각에 미치는 효과. 한국보건간호학회지, 14(2), 203-215.
- 김선애, 김종임(2002). 만성관절염 환자의 자가운동에 따른 통증, 피로, 유연성, 건강상태의 비교연구. 대한류마티스 건강전문학회, 9(2), 177-186.
- 김설향(2000). 스트레칭. 서울: 삼호미디어
- 김성수, 변용현, 김상호, 라성민, 심영재, 이성석, 김난수, 박현정(1999). 재활운동프로그램이 퇴행성 슬관절염 노인의 슬관절 기능에 미치는 효과. 한국사회체육학회지. 12, 373-383.
- 김상규, 변성일, 김철준(1997). 전방십자인대 재건술후 등속성 검사와 기능적 활성화도. 대한재활의학회지, 15(2), 225-234.
- 김용규, 이채산(2003). 무릎관절 전방십자인대 수술환자의 등속성 운동과 회전력에 관한 연구. 한국스포츠리서치, 14(3), 581-594.
- 김옥경(2002). Kaltborn-Evjenth 방법을 이용한 관절가동운동이 퇴행성 슬관절염 환자의 통증, 관절가동범위 및 일상생활활동에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 용인대학교 재활보건과학대학원.
- 김주성(2006). 12주간의 수중운동이 퇴행성 관절염 환자의 슬관절 근력에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 한양대학교 대학원.
- 김진호(1992). 퇴행성 관절염의 운동치료. 대한재활의학회지, 16(1), 1-5.

- 김중임(1994). 자조집단 활동과 자기효능성 증진법을 이용한 수중운동 프로그램이 류마티스 관절염 환자의 통증, 생리적 지수 및 삶의 질에 미치는 영향. 미간행 박사학위논문. 서울대학교 대학원.
- 김하용(2006). 양측 퇴행성 슬관절염 환자의 컴퓨터 3차원적 보행분석. 미간행 박사학위논문. 원광대학교 대학원.
- 김현철(2004). 복합트레이닝이 슬개대퇴통증증후군 환자의 통증 정도 및 근기능에 미치는 효과. 미간행 박사학위논문. 전남대학교 대학원.
- 김혜영(1994). 수중운동의 치료적 기능과 효과에 관한 연구. 미간행 석사학위논문. 숙명여자대학교 대학원.
- 금명숙, 유실, 김영란, 정남주, 한윤수, 이훈표, 윤희중(2002). 임산부 보행의 역학적 분석. 한국운동역학회지, 12(1), 15-30.
- 나영무, 석현, 박윤길, 서정훈, 성연재, 박종률, 문재호(2000). 슬관절 퇴행성 관절염 환자에서 운동치료의 효과. 대한재활의학회지, 24(5), 966-971.
- 대한정형외과학회(2004). 필수 정형외과학. 서울: 최신의학사.
- 문곤성(2004). 보행 속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석. 미간행 박사학위 논문. 연세대학교 대학원.
- 박성학, 김효철, 박우영(2000). 밴드 트레이닝과 재활치료. 서울: 푸른솔.
- 박승규(2001). 퇴행성 슬관절염 환자의 임상적 특성이 기능장애에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 대구대학교 재활과학대학원.
- 박호동(2005). 퇴행성 슬관절 환자에 있어서 8주간 족관절의 관절가동운동에 따른 내측/외측광근의 EMG 변화에 관한 연구. 미간행 석사학위논문. 단국대학교 스포츠과학대학원.
- 반도윤(2005). 관절 · 등척성 운동프로그램이 퇴행성 슬관절염 환자의 신체기능에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 이화여자대학교 대학원.
- 양경라, 이선자(1998). 여성 퇴행성 관절염 환자의 일상생활 수행능력. 류마티스건강학회지, 5(1), 57-71.
- 양정흠, 김미숙(2005). 건강한 바디라인을 가꾸어 주는 볼 운동. 서울: 대한미디어
- 윤형덕(2006). 등척성 운동과 탄성밴드를 이용한 등장성 운동이 만성 슬골 관절염 환자의 근력, 관절 가동범위, 균형에 미치는 영향. 미간행 석

- 사학위논문. 단국대학교 특수교육대학원.
- 이경옥(2004). 보행시 연령에 따른 하지 관절 내 운동역학적 협응과 제어. 한국운동역학회지, 14(3), 17-35.
- 이미라(1996). 근력강화 운동프로그램이 퇴행성 슬관절염 대상자의 근력, 통증, 우울, 자기효능감 및 삶의 질에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 충남대학교 대학원.
- 이영호, 송관규(1999). 퇴행성 관절염 치료. 대한노인병학회지, 3(4), 20-24.
- 이윤종(2004). 퇴행성 관절염의 치료. 대한내과학회지, 67(5), 564-567.
- 이재문(2003). 노인여성의 운동프로그램이 생활체력에 미치는 영향. 미간행 박사학위논문. 경희대학교 대학원.
- 이중숙(1994). 보행 경보 주행의 운동역학적 분석. 미간행 박사학위논문. 부산대학교 대학원.
- 임상원(2000). 퇴행성 관절염 환자를 위한 수중운동 프로그램. 한국유산소운동과학회지, 4(2), 107-119.
- 임비오(1997). 성인남자의 연령별 보행 형태 분석. 미간행 석사학위논문. 서울대학교 대학원.
- 임비오(2006). 근력훈련이 다운증후군 청년의 무릎 관절 토크에 미치는 영향. 한국운동역학회지, 16(4), 73-81.
- 장준섭(1993). 퇴행성 관절염. 중앙의학지, 58(4), 281-283.
- 정삼조(2005). 등속성 운동이 전방십자인대 수술환자의 무릎관절 최대회전력과 평균과위에 미치는 영향. 미간행 석사학위논문. 원광대학교 보건환경대학원.
- 정철수, 신인식, 서정석, 은선덕, 인권(2001). 연령과 속도에 따른 보행 형태와 역학적 효율성 분석. 한국운동역학회지, 10(2), 205-219.
- 정동주(2000). 퇴행성 슬관절염 환자의 혈중지질 및 체력에 관한 연구. 한국체육학회지, 39(4), 601-612.
- 지용석(2001). 퇴행성 슬관절염과 비만을 동반한 노인여성에게 있어 재활운동치료의 효과검증. 미간행 박사학위논문. 고려대학교 대학원.
- 지용석, 김동진, 김유미, 조세나, 박진희, 박선희(2003). 만성질환을 위한 운동

- 치료의 지침. 코칭능력개발지, 5(2), 1-14.
- 진행미, 박은정(2006). 수중재활운동후 퇴행성 슬관절염 노인환자의 대퇴사두 근육, 정적균형, 신체구성의 변화. 대한여성체육학회지, 20(4), 169-179.
- 천길영, 김경식(2005). 트레이닝 방법론. 서울: 대경북스.
- 체육과학연구원(2005). 1급 생활체육지도자 연수 교재.
- 체육과학연구원(2002). 트레이닝론. 서울: 동원피엔지.
- 체육과학연구원(1999). 재활 운동프로그램 지침서.
- 최규정(2003). 일반운동화와 mBT 보행 신발 착용에 따른 보행동작의 운동역학적 비교 분석. 미간행 박사학위논문. 성균관대학교 대학원.
- 통계청(2006). 2006 고령자 통계. <http://www.nso.go.kr>
- 한동기(2002). 근력훈련이 다운증후군 아동 및 청소년의 등속성 근력과 보행 형태에 미치는 영향. 서울대학교 대학원. 박사학위논문.
- 야마모토 토시하루(2000). 밴드트레이닝과 재활치료. 서울: 푸른솔.
- 황보각, 김병조, 배성수(2004). GAITRite 시스템 분석을 통한 퇴행성 슬관절염 환자의 보행특성 연구. 대한물리치료학회지, 16(1), 113-124.

- ACSM.(2000). Self-report measures and scoring protocols affect prevalence estimates of meeting physical activity guidelines. *Med Sci Sports Exer.*, 32(1), 149-156.
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J.(2005). Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis-application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech.*, 20(2), 209-17.
- American Arthritis Foundation(1990). Arthritis Foundation YMCA Aquatic Program Instructor's Manual. Arthritis Foundation, USA.
- Baliunas, A. J., Hurwita, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., Andriacchi, T. P.(2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 10(7), 573-9.
- Banwell, B. F.,(1984). Exercise and mobility in arthritis. *Nursing Clinics of North America*, 19(4), 605-616.
- Barrata, R., Solomonow, M., Zhou, B.(1998). The role of antagonistic musculature in maintain knee stability. *Am. J. Sports Med.* 16, 170-180.
- Bartha, C., & Petrella, R. J.(1999). Randomized trial of home-based exercise treatment for osteoarthritis of the knee, abstracted. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 31(5 suppl.), S209.
- Brooks, G. A., & Fahey, T. D., White, P. W.(1996). Exercise Physiology: Human Bioenergetics and its Applications. New York: Macmillan Publishing Company, 50-55.
- Butterworth, D. E., Nieman, D.C., Perkins, R., Warren, B. J., & Dotson, R. G.(1998). Exercise training and nutrient intake in elderly women. *Jorunal of the American Diabetic Association*, 93, 665-657.
- Calkins, E., and Challa, H. R.(1985). Disorders of the joints and connective tissue. In Andres, R., Biernman, E. L. and Hassard, W. R.(Ed.s.).

Principles of geriatric medicine. Macgraw-Hill, N. Y.

- Calmels, P. M., Nellen, M., van der Borne. I., et al.(1997). Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 78, 1224-1230.
- Cardwell, G. E., Adams, W. B., Whetstone, M. R.(1993). Torque/Velocity properties of human knee muscle: Peak and angle-specific estimates. *Can. J. Appl. Physiol.* 18(3), 274-290.
- Craik, R. L., Dutterer. L.(1995). Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. In Craik R. L., Oatis C. A.(eds): *Gait Analysis: Theory and Application*. St. Louis. Mosby-Year Book, Inc.
- Creamer, P., and Hochberg, M. C.(1997). Osteoarthritis. *Lancet*, 350, 503-509.
- Danneskiold-Samsøe, B., Lyngberg, K., Risium, T., & Telling, M.(1987). The effect of water exercise therapy given to patients with rheumatoid arthritis. *Scand. Journal of Rehabilitation Medicine.* 19, 31-35.
- David H. Perrin.(1993). *Isokinetic exercise and assessment*. Canada. Human Kinetics Publishers Ltd., 3-31.
- Davis, M. A., Ettinger, W. H., Neugaus, J. M., & Mallon, K. P.(1991). Knee osteoarthritis and physical functioning; evidence from the NHANES I epidemiologic follow-up study. *J. Rheumatol.*, 18, 591-598.
- Dekker, J., Boot, B., van der woude, L. H., & Bijlsma, J. W. J.(1992). Pain and disability in osteoarthritis patients; a review of biobehavioral mechanism. *J. Behav. Med.*, 15, 189-214.
- Delisa, J. A., & Gans, B. M.(1993). *Rehabilitation medicine. Principles and practice*, Philadelphia: J. B. Lippincott, 526-554.
- Deluzio, K. J., Astephen, J. L.(2006). Biomechanical features of gait

waveform data associated with knee osteoarthritis An application of principal component analysis.

- Dillman, C. J.(1975). Exercise. *Sport Science Review*, 3, 193-218.
- Dolce, J. J., & Raczynski, J. M.(1985). Neuromuscular activity and electromyography in painful backs: Psychological and biochemical models in assessment and treatment. *Psychol. Bull.*, 97, 502-520.
- Donald, A. Neumann.(2004). Kinesiology of the Musculoskeletal system. 서울: 정담미디어, 471-472.
- Ettinger, W. H., and Afaible, R. F.(1994). Physical disability from knee arthritis: the role of exercise as an intervention. *Med Sci Sports Exerc*, 26(12), 1425-1440.
- Finley, F. Cody, K. Finizie, R.(1969). Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil* 50, 140.
- Fisher, Pendergast, Grecham, & Calkins.(1991). Its effect on muscular and functional performance of patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 367-374.
- Fisher, N. M. et al.(1994). Quantitative evaluation of a home exercise program on muscle and functional capacity of patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 73, 413-420.
- Fleck, S. J., & Schutt, R. C.(1987). Types of strength training. *Clinics in Sports Medicine*, 4, 159-168.
- Grace, T. G., Sweetser, E. R., Nelson, M. A., et al.(1984). Isokinetic muscle imbalance and knee-joint injuries. *J Bone Joint Surg* 66A, 734-740.
- Heegaard, J., Leyvraz, P. F., Van Kampen, A., et al.(1994). Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clin Orthop* 299: 235-343.
- Heislein, D. M., Harris, B. A., & Jette A. M.(1994). A strength training program for postmenopausal women. *Archives of physical*

*Medicine and Rehabilitation*, 75(2), 198-204.

- Hochberg, M. C., Altman, R. D., and Brandt, K. D.(1995). Guidelines for the medical management of osteoarthritis: Part II. Osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.*, 38(11), 1541-1546.
- Horstmann, T., Maschmann, J., Mayer, F., et al.(1999). The influence of age on isokinetic torque of the upper and lower leg musculature in sedentary men. *Int J Sports Med* 20, 362-367.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F.(1988). Human walking. Williams & Wilkins.
- Janda, V.(1988). The swiss ball theory, basic exercise and clinical application, springer. 249-281.
- Kannus, P.(1994). Isokinetic evaluation of muscular performance. *Int J sports Med* 15, 11-18.
- Kisner, C., & Colby, L. A.(1996). Therapeutic exercise. foundations and techniques. philadelphia: F. A Davis. 61-108, 109-112.
- Kujala, U. M., Kethunen, J., Puananen, H., & et al.(1995). Knee osteoarthritis in former runners, soccer player, weight lifters and shooters, *Arthritis Rheum.*, 38(4), 539-546.
- Keffe, F. J., Caldwell, D. S., Queen, K., Gil, K. M., Nartinez, S., Crisson, J. F., Ogden, W. & Nunley(1987). Osteoarthritis knee pain: a behavioral analysis. *Pain.* 28, 309-321.
- Kellgren, J. H.(1961). Osteoarthritis in patients and population. *Brit. Med. J.*, 2, 1-6.
- Kellis, E., Baltzopoulos, V.,(1995) Isokinetic eccentric exercise. *Sports Med*, 19(3), 202-222.
- Kwon, Y. H.(2004). KWON3D. Motion Analysis Package Ver 3.1. Seoul: Visol Corp.
- Kovar, P. A., Allegranti J. P., & Mackenzie C. R.(1992). Supervised fitness walking in patients with osteoarthritis of the knee, *Annals of*

*International Medicine*, 116(7), 529-534.

- Lankhorst, G. J., Van de Stadt. R. J., & Van der Korst. J. K.(1985). The relationships of functional capacity, pain and isometric and isokinetic torque in osteoarthritis of the knee. *Scnd. J. Rehab. Med.*, 17, 167-172.
- Larsson, L., Sidin, B., & Karlsson, J.(1978). Histochemical and biochemical changes in human skeletal muscle with age in sedentary males age 22-65 years. *Acta Physiol Sc*, 103, 31-39.
- Leach, R. E., Gregg, T., & Siber, F. J.(1970). Weight-bearing radiography in osteoarthritis of the knee. *Radiology*, 97, 265-268.
- Leaf, A.(1993). Preventive medicine for our ailing health care system. *JAMA*. 269, 616-618.
- Mckelvie, R. S., McCartney, N., Humen, D., Montague, T., & Yusuf, S.(1995): Effects of exercise training in patients with congestive heart failure; a critical review. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 25(3), 789-796.
- Michael, J., & Andre, N. P.(2000). *The Great Stretch Tubing Handbook*. First printing.
- Minor, M. A., Hewitt, J. E., Webel, R. R., & et al.(1989). Efficacy of physical conditioning exercise in patients with rheumatoid arthritis & osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 32(11), 1396-1405
- Minor, M. A., & Lane, N. E.(1996). Recreational exercise in arthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North Am.*, 22(3), 563-577.
- Murray, M. P.(1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, 46, 290-333.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. New Jersey, USA, SLACK.
- Paris, S. V.(1979). Mobilization of the supine. *Physical Therapy*, 59(8), 988-995.

- Perry, J.(1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 102, 18-31.
- Perry, J., Antonelli, D., Ford. W.(1975). Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg* 57A(7): 961-967.
- Patla A.(1995). A framework for understanding movility problems in the elderly. In Crakik RL, Oatis CA(des): *Gait Analysis: Theory and Application*. St. Louis, Mosby-Year Book, Inc.
- Peter, C. D.(1991). Cardiovascular responses to velocity-specific isokinetic exercise. *JOSPT*, 13(1), 23-32.
- Petrella, R. J.(1999). Canada's guide to physical activity: how dan family physicians get the work out. *Can Fam Physician*, 45. 827-829
- Prince, F. L., Corriveau, H., Hebert, R., & Winter. D. A.(1997). Gait in the elderly. *Gait and Posture*, 5, 128-135
- Puett, D. W. & Griffin, M. R.(1994). Published trials of nonmedicinal and noninvasive therapies therapies for hip and Knee osteoarthritis. *Ann Intern Med.*, 121, 133-140.
- Rejeski, W. J. & Shunaker, S.(1994). Knee osteoarthritis and health-related quality of life. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26(12), 1441-1445.
- Robert, J. Petrella.(1999). Exercise for patients with knee osteoarthritis. *The Physician and Sportsmedicine Online* 27(11), 25-31.
- Saxon, L., Finch C., and Bass.(1999). Sports participation, sports injuries and osteoarthritis. *Sports Med.*, 28(2), 123-135.
- Schulthies, S. S., Ricard, M. D., Alexander, K. J. & Myer, J. W.(1998). An Electromyographic Investigation of 4 Elastic-Tubing closed kinetic chain Exercise After After Anterior cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic training*, 33(4), 328-35.
- Seto, J. L., Orofino, A. S., Morrissey, M. C.,(1988). Assessment of quadriceps/ hamstring strength ratio, knee ligament stability, functional and sport activity levels five years after anterior

- ligament reconstruction. *Am. J. sports Med.*, 16, 170-180
- Skelton, D. A., Yong, A., Greig, C. A., & Malbut, K. E. (1995). Effects of Resistance training on strength, Power, and selected functional abilities of women Aged 75 and older. *Journal of the American Geriatric Society*, 43(10), 1081-1087.
- Spector, T. D., Harris, P. A., & Hart, D. J.(1996). Risk of osteoarthritis associated with long-term weight bearing sports: a radiologic survey of the hips and knees in female exathletes and population controls. *Arthritis Rheum*, 39(6), 988-995.
- Steinweg, K. K.(1997). The changing approach to falls in the elderly. *American Academy of Family physicians*, 56(7), 1815-1823.
- Thistle, H. G. et al.(1967). Isokinetic contraction, New concept of resist exercise. *Archives of physMedecine and Rehabilitation*. 48, 279-282.
- Tinetti, M. E., Baker, D. I., McAvay, G., Claus, E. B., Garrett, P., Gottschalk, M., Koch, M. L., Trainor, K., & Horwitz, R. I. (1994). A Multifactorial Intervention to Reduce the Risk of falling Among Elderly people Living in the community. *New England Journal of medicine*, 331(13), 821-827.
- Topp, R., Mikesky, A., Wigglesworth, J., Holt, W., & Edwards, J. E.(1993). The effect of a 12-week dynamic resistance strength training program on gait velocity and balance of older adults. *The Gerontologist*, 33(4), 501-506.
- Welsh, R. L., & Blasch, B. B.(1980). Foundations of orientation and mobility. New York: American Foundation for the Blind.
- Whittle, M. W. (1990). Gait analysis: An introduction. Thennesy: Butterworth- Heinemann Co.
- Winter, D. A.(1979). Biomechanics of Human Movement. New York: John Wiley & Sons, Inc.

Winter, D. A.(1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 175, 147-154.

Wyatt M. P., Edwards A. M.(1981): Comparison of quadriceps and hamstring torque values during isokinetic exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 3: 48-56,

# 부 록

## 부록 1. 수중걷기

동작명칭	운동방법
1. 무릎들어 앞으로 걷기	무릎을 가슴쪽으로 들었다가 앞으로 디디면서 걸어나간다. 이때 팔은 평행 동작을, 다리동작 1회당 함께 실시한다.
2. 무릎 들어 뒤로 걷기	무릎을 가슴쪽으로 들었다가 뒤로 걷는다. 이때 팔은 1의 방법과 반대방향으로, 즉 가슴쪽으로 물을 끌어안도록 한다.
3. 무릎 들어 차면서 걷기	무릎을 가슴쪽으로 들었다가 다리를 길게 차면서 앞으로 걸어나간다. 이때 팔은 다리와 반대되게 한다.
4. 옆으로 걷기	다리를 옆으로 이동시킨 후 다른쪽 다리를 완전히 붙여 모으면서 옆으로 걷는다. ① 양팔을 옆으로 펼친 상태로 ② 양팔을 펼쳤다가 다리를 모을 때 차렷 자세로 ③ 양팔을 펼쳤다가 양팔을 몸 앞으로 모아서 ④ 양팔을 펼쳤다가 양팔을 몸 뒤로 모아서
5. 회전하며 옆으로 걷기	한쪽 다리를 옆으로 길게 내딛었다가 반바퀴 회전한다. 팔은 다리를 내딛을 때 펼친 후 가슴으로 모아주어 회전하기 쉽도록 한다.
6. 무릎 돌려 앞으로 걷기	골반을 벌려주면서 무릎을 바깥에서 안쪽으로 회전시키면서 앞으로 걸어나간다. 이때 양팔은 반대방향으로 밀어준다.
7. 무릎 돌려 뒤로 걷기	무릎을 안쪽에서 바깥쪽으로 회전시키면서 뒤로 걷는다. 이때 팔은 반대방향으로 밀어준다.

부록 2. 수중운동에서의 관절가동범위 운동

동작명칭	운동방법	
1. 목 돌리기		<p>목을 반바퀴 돌린후 턱을 어깨부위에서 정지시켜 목의 측굴 운동이 될 수 있도록 실시한다.</p>
2. 어깨 돌리기		<p>견갑골을 거상하면서 뒤로 돌리기를 충분히 해준 후 앞으로 돌리기를 실시(이때 어깨가 물에 잠기게 유도)한다.</p>
3. 몸통 돌리기		<p>손을 깎지끼고 몸통을 크게 돌려준다. 물의 보호를 받기 위해 약간 자세를 낮추어 실시, 처음에는 반 바퀴만 몸통을 회전해 주도록 하고, 익숙해진 후 한 바퀴 전체 돌기 실시한다.</p>
4. 고관절 벌리기		<p>무릎을 구부려 들어서 그대로 옆으로 벌려주었다가 다시 앞으로 가져오기를 반복한다. 이때, 양팔을 다리의 이동방향과 반대가 되도록 하여 몸의 균형을 유지한다.</p>
5. 고관절 돌리기		<p>무릎을 구부리지 않은채로 고관절 부위를 크게 돌리기, 이때 양 어깨도 함께 돌려주면서 몸의 균형을 유지한다.</p>
6. 손목, 발목 돌리기		<p>손목돌리기를 하면서 한쪽 발목씩 교대로 안쪽, 바깥쪽으로 돌려주기를 실시한다.</p>
7. 손바닥, 발바닥 오무리기		<p>관절 마디마디에 집중하면서 오므리기를 교대로 실시한다.</p>
8. 손가락 모았다가 흩뿌리기		<p>양손의 손가락을 모았다가 힘 있게 뿌려준다.</p>
9. 반짝반짝		<p>손가락 사이를 약간 벌리고 수면 위에서 손목을 흔들어 반짝반짝이는 모양으로 손을 흔든다. 이때 양팔을 벌려서 실시한 후 앞으로 나란히 자세로 실시하면서 변화를 유도한다.</p>

### 부록 3. 수중운동에서의 유산소 운동

동작명칭	운동방법
1. 누들 이용하여 자전거 타기	허리를 펴고 균형을 잡는데 집중하면서 두 다리는 앞에서 뒤로 자전거 타기를 실시한다. 이때 두 팔은 어깨 옆에 평행으로 원을 그리면서 실시한다.
2. 무릎 들고 뛰기	무릎을 가슴 쪽으로 들어 올리면서 가볍게 뛰다. 팔은 자연스럽게 앞뒤로 흔든다.
3. 제기차기	한쪽 다리씩 제기 차듯이 올려 찬다. 팔은 쪽 편 상태로 반대쪽 손바닥과 발바닥이 닿도록 실시한다.
4. 뒤로 접어차기	다리를 뒤로 접어 올려 찬다. 팔은 가슴 앞에서 엇갈려 움직인다.
5. 뒤로 접었다 앞으로 차기	무릎을 뒤로 구부렸다가 앞으로 길게 차준다. 이때 팔은 다리의 운동방향과 반대되게 실시한다.
6. 뒤똥뒤똥	고관절을 벌린 상태로 약간 무릎을 굽혀 양옆으로 리드미컬하게 뒤똥거린다. 이때 한쪽 무릎씩 펴주기도 한다.

부록 4. 수중운동에서의 근력운동

동작명칭		운동방법
1. 어깨운동		견갑골을 거상하여 어깨 근육을 수축시킨 후 강하하여 이완하는 것을 5~10초 동안 5~3회 반복 실시한다.
2. 가슴·등운동		팔을 옆으로 펼쳤다가 가슴으로 가져오면서 대흉근과 승모근 운동이 되도록 실시한다.
3. 팔운동		팔꿈치를 구부렸다 뒤쪽으로 쪽 퍼주면서 상완 이두근과 상완삼두근이 수축과 이완을 반복하도록 실시한다.
4. 복근		복부와 둔부를 수축시킨 후 항문을 차례로 수축시켰다가 이완하도록 실시한다.
5. 다리운동 ①		다리를 앞으로 길게 들어올린 후 뒤로 길게 뻗어준다. 이때 양팔은 다리의 운동방향과 반대로 하여 몸의 균형을 유지하도록 실시한다.
6. 다리운동 ②		다리를 외전시킨 후 내전시키는 동작을 실시한다. 이때 양팔은 다리를 운동방향과 반대되도록 실시한다.
7. 손목·발목 꺾어주기		양손목과 발목을 위로, 그리고 아래로 교대로 꺾어주고 버틴다.
8. 손목·발목 외회, 내회		양손목과 발목을 양 옆으로 교대로 회전시켜 버틴다.

부록 5. 수중운동에서의 유연성 운동

동작명칭	운동방법	
1. 팔·어깨 스트레칭		팔을 가슴 앞으로 쭉 펴고 다른 팔로 가슴 쪽으로 눌러 늘려준 후, 팔꿈치를 머리 뒤로 넘겨 다른 팔로 잡아 당겨주기
2. 가슴·등 스트레칭		몸 뒤에서 팔을 깎지 껴서 가슴을 활짝 열어준 후 가슴 앞에 모아 등을 쭉 늘려주기
3. 중둔근 스트레칭		한쪽 다리를 반대쪽 다리쪽으로 들어서 4자 모양으로 만들고 서서 중둔근을 늘려주기
4. 대둔근 스트레칭		한쪽 무릎을 들어 양쪽 팔을 무릎 밑으로 넣고 다리를 끌어안아 대둔근 및 등 하부를 늘려주기
5. 대퇴이두근 스트레칭		한쪽 다리를 들고 양손으로 무릎을 위로 당겨 다리를 쭉 펴주기
6. 대퇴사두근 스트레칭		뒤로 무릎을 굽혀 발목부위를 잡고 늘려주기
7. 비복근 스트레칭		앞으로 디딘 무릎을 굽히고 뒷다리를 쭉 늘려주는 자세로 서서 뒤쪽 발뒤꿈치를 바닥에 붙여주어 스트레칭
8. 호흡운동		손바닥이 위를 향하도록 하고 양팔은 물위에 얹고 크게 펼치면서 코로 숨을 천천히 들이마시고, 손바닥을 아래로 향하도록 하면서 가슴으로 양손을 가져오면서 입으로 숨을 천천히 길게 내쉬기

부록 6. 근력운동에서의 Warm-Up을 위한 유산소 운동

동작명칭	운동방법	
1. 어깨 으쓱하며 반동주기		-중립자세로 볼 위에 앉기(공통) -볼이 튀어 오르도록 리드미컬하게 반동을 주며 어깨를 으쓱하기 -승모근의 자극
2. 드럼치기		-팔꿈치를 굽혀 두 팔을 들어 올린 채 드럼을 치듯 두 손을 올렸다 내렸다 반복하기 -팔, 등, 목 근육의 자극
3. 앞뒤로 박수치기		-척추를 곧게 세워 상체를 바르게 정렬하기 -볼의 반동을 이용하여 상체 앞뒤로 번갈아 박수 -팔, 가슴, 등 근육의 자극
4. 옆으로 팔 뻗기		-볼에 반동을 주어 두 손을 어깨에 가볍게 올리고 가능한 팔꿈치가 바닥과 수평이 되게 유지 -다시 반동을 주어 두 팔을 양 옆으로 뻗기 -팔, 삼각근 전면 근육의 자극
5. 뒤킴치 들어올리기		-볼 위에서 반동을 주어 뒤킴치를 들었다 내리기 -발목자극
6. 펀칭		-반동을 주어 오른팔은 안으로 접고 왼팔은 앞으로 쭉 뻗어 펀치 날리기(양쪽팔로 번갈아 실시) -팔, 어깨 근육의 자극 및 협응성 향상
7. 발차기		-반동과 함께 한쪽 무릎을 쭉 펴서 킥을 하고, 다시 반동을 주어 다리를 내리기 -반대쪽도 실시 -대퇴, 무릎 근육의 자극

동작명칭	운동방법	
8. 앞꿈치 짚기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-반동을 주어 오른발 앞꿈치 짚기</li> <li>-반동을 주어 제자리로 돌아와서 반대쪽도 실시</li> <li>-발목 가동성 향상</li> </ul>
9. 뒤꿈치 짚기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-반동과 함께 한 발을 앞으로 뺀 뒤꿈치를 바닥에 짚기</li> <li>-다시 반동을 이용해 제자리로 돌아왔다가 반대쪽도 실시</li> <li>-발목 근육의 자극</li> </ul>
10. 행진하기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-볼의 반동과 함께 양 팔을 흔들면서 무릎도 번갈아 들기</li> <li>-팔, 다리 근육의 자극</li> </ul>

부록 8. 근력운동에서의 스트레칭

동작명칭	운동방법	
1. 목 스트레칭		<ul style="list-style-type: none"> <li>-중립자세로 볼 위에 앉기(공통)</li> <li>-손을 깎지끼고 머리 뒤에서 눌러주어 목을 앞으로 굽히기</li> <li>-손가락을 이용하여 턱을 들어주기</li> <li>-좌·우로 당겨주기</li> <li>-흉쇄유돌근, 승모근의 자극</li> </ul>
2. 팔·어깨		<ul style="list-style-type: none"> <li>-팔을 가슴앞으로 쭉 펴고 가슴쪽으로 눌러 눌러준 후 팔꿈치를 잡고 머리 뒤에서 눌러주기</li> <li>-승모근, 삼각근, 이두근, 삼두근의 자극</li> </ul>
3. 가슴·등		<ul style="list-style-type: none"> <li>-몸 뒤에서 팔을 깎지껴서 가슴을 활짝 열어준 후 가슴 앞에 모아 등을 쭉 눌러주기</li> <li>-대흉근, 승모근의 자극</li> </ul>
4. 손목		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한 손을 뺀어 손목을 꺾고 다른 손을 이용하여 위.아래로 당기기</li> <li>-손목 돌리기</li> <li>-전완근, 완요근의 자극</li> </ul>
5. 몸통		<ul style="list-style-type: none"> <li>-볼 위에 앉은 상태에서 허리를 이용하여 볼 돌리기, 앞뒤좌우로 볼 밀기</li> <li>-외복사근, 복직근의 자극, 허리근육의 이완</li> </ul>
6. 종아리		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한 발을 뒤로 움직이고 앞쪽 발을 고정시켜 허리를 앞으로 숙이기</li> <li>-앞발의 가자미근 스트레칭</li> </ul>
7. 허벅지 후면과 종아리		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 무릎은 세운채 반대쪽 다리를 편다</li> <li>-양손을 굽힌 무릎 위에 얹고 뺀 다리의 발끝을 무릎 쪽으로 젖히면서 상체를 천천히 앞으로 숙이기</li> <li>-햄스트링과 종아리근 스트레칭</li> </ul>

동작명칭	운동방법	
8. 힙과 허벅지 안쪽		<ul style="list-style-type: none"> <li>-다리를 어깨넓이보다 조금 더 벌려 볼 위에 중립자세로 앉기</li> <li>-양쪽 무릎을 앞으로 모으면서 발의 위치를 안정되게 유지한 채 양쪽 허벅지를 안으로 당기기</li> <li>-허벅다리 안쪽의 유연성 향상</li> </ul>
9. 등		<ul style="list-style-type: none"> <li>-볼 위에 배를 대고 옆드리기</li> <li>-서서히 몸을 앞으로 밀어 등과 다리를 반듯하게 펴기</li> <li>-등의 긴장해소</li> </ul>
10. 옆구리		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바닥에 다리를 벌리고 앉아서 볼을 좌우로 움직인 채 반대 팔을 머리 위로 넘겨 옆구리 늘리기</li> <li>-옆구리 스트레칭</li> </ul>

부록 10. 근력운동에서의 본운동

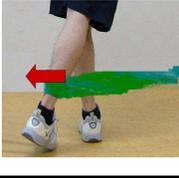
동작명칭	운동방법	
1. 관절가동범위 운동		<ul style="list-style-type: none"> <li>-매트 위에 앉아서 다리를 뺀 후</li> <li>-슬개골을 잡고 위, 아래, 안쪽, 바깥쪽으로 밀기</li> <li>-슬개골 가동운동</li> </ul>
2. 앉아서 허벅지 근육에 힘주기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바닥에 앉아 손을 뒤로 하여 바닥을 짚고</li> <li>-한쪽 다리는 구부리고 무릎 밑에 수건을 말아 받힌 상태에서 무릎이 곧게 펴질 때까지 발을 위로 들기</li> <li>-대퇴사두근 강화(등척성)</li> </ul>
3. 누워서 슬괵근에 힘주기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누워 양 팔꿈치로 지지하고</li> <li>-한쪽 무릎을 약간 구부린 상태에서 뒤꿈치로 땅을 파듯이 무릎에 힘주기</li> <li>-슬괵근 강화(등척성)</li> </ul>
4. 고관절 굴곡근 당기기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누워 다리를 곧게 편 후</li> <li>-양손으로 한쪽 무릎을 잡고 무릎을 최대한 가슴 쪽으로 당기기</li> </ul>
5. 누워서 발목 당기기/눅히기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 발목을 무릎 쪽으로 당기고, 다시 바닥쪽으로 눅히기</li> <li>-발목 배측굴곡 및 저측굴곡하여 슬괵근과 대퇴사두근 자극</li> </ul>
6. 누워서 발바닥 안쪽/바깥쪽 돌리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 좌·우측 발바닥 전체를 서로 마주보도록 하고, 다시 바깥쪽으로 향하도록 돌리기</li> <li>-발이 아닌 전체 다리를 움직이도록 하기</li> <li>-발목 외반·내반하여 슬괵근과 대퇴사두근 자극</li> </ul>
7. 다리 모으고 힘주기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-누워서 양 무릎을 약간 세우고 양 다리 사이에 수건을 말아 놓은 후</li> <li>-양 다리로 수건을 꼭 누르기</li> <li>-고관절 내전근 강화(등척성)</li> </ul>

동작명칭	운동방법	
8. 벽대고 다리 밀기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 무릎을 약간 세운 상태에서 벽(보조자)에 대고 다리 밀어주기</li> <li>-고관절 외전근 강화(등척성)</li> </ul>
9. 엎드려 발목잡고 당기기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-엎드린 상태에서 뒤쪽을 무릎을 구부리고</li> <li>-한쪽 손을 뒤로해서 발이나 발목 잡아당기기</li> <li>-대퇴사두근의 신장</li> </ul>
10. 누워서 무릎 뒤 잡고 당기기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-양손으로 한쪽 무릎 뒤를 잡고 가슴 쪽으로 당겨서 오금이 당길 때까지 다리 쪽 펴기</li> <li>-슬괵근의 신장</li> </ul>
11. 누워서 다리들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한 다리를 가능한 곧게 펴고 발 뒤꿈치를 가능한 높게 들기</li> <li>-대퇴사두근 강화운동</li> </ul>
12. 엎드려 다리들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-엎드린 상태에서 무릎을 구부리지 말고 가능한 범위까지 다리를 뒤로 들어올리기</li> <li>-둔부근, 슬괵근 강화운동</li> </ul>
13. 옆으로 누워 위쪽 다리들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-지지를 위해 아래쪽 다리 뒤로 구부리고</li> <li>-위쪽 다리는 고관절과 무릎을 쪽 편 상태로 위로 들기</li> <li>-고관절 외전근육 강화</li> </ul>
14. 옆으로 누워 아래쪽 다리들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-지지를 위해 위쪽 다리 앞으로 구부리고</li> <li>-아래쪽 다리는 고관절과 무릎을 쪽 편 상태로 위로 들기</li> <li>-고관절 내전근육 강화</li> </ul>
15. 앉아서 상체 앞으로 굽히기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-다리를 곧게 뻗어 무릎을 향해 발가락을 들고</li> <li>-등을 편 상태로 몸통을 앞으로 구부려 손가락 끝이 발가락에 닿기</li> <li>-슬괵근 신장</li> </ul>
16. 발뒤꿈치 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-불잡고 설 수 있는 것을 이용한 상태로 발꿈치를 가능한 한 높이 들기</li> <li>-발목근육 강화</li> </ul>

동작명칭	운동방법	
17. 윗몸 일으키기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 볼 위에 다리를 올리고 가능한 높이 윗 몸 일으키기</li> <li>-복부근육 강화</li> </ul>
18. 힙 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 볼 위에 발을 올리고 머리와 다리를 지지하여 엉덩이를 바닥에서 들어올리기</li> <li>-척추, 다리 근육 강화</li> </ul>
19. 무릎 굽혀 벌리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 무릎을 약간 세우고</li> <li>-가능한 양 다리를 벌려 바닥에 붙이기</li> <li>-고관절 내전/외전 근육 강화</li> </ul>
20. 양다리 교차하여 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-바로 누운 상태에서 양 손은 바닥을 짚고, 복부를 긴장시킨 상태에서</li> <li>-가능한 무릎을 펴고 양 다리를 교차하여 반복해서 들기</li> <li>-복부근육 강화</li> </ul>
21. 의자에 앉아 무릎 펴기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉아 팔걸이를 잡고</li> <li>-대퇴를 약간 든 상태에서 무릎 펴기</li> <li>-대퇴사두근 강화</li> </ul>
22. 의자 잡고 서서 무릎 구부리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자를 잡고 똑바로 선 상태에서</li> <li>-무릎을 구부려 발뒤꿈치를 엉덩이 쪽으로 가져가기</li> <li>-슬픽근 강화</li> </ul>
23. 의자에 앉아 무릎에 힘주기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉아서 발목을 서로 교차하고</li> <li>-겹쳐 있는 발목에 서로 앞뒤로 저항하여 힘주기</li> <li>-무릎관절 강화</li> </ul>
24. 발로 원 그리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉아서 다리를 약간 들어올린 후 발목으로 천천히 원 그리기</li> <li>-대퇴사두근 강화</li> </ul>
25. 의자 잡고 서서 쪼그려 앉기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자를 잡고 똑바로 선 상태에서</li> <li>-무릎을 45° 정도 구부렸다 펴거나 45° 구부린 상태에서 정지하기</li> <li>-대퇴사두근과 슬픽근의 강화</li> </ul>

동작명칭	운동방법	
26. 볼 위에 앉았다 일어서기		-볼 위에 앉았다 일어서기를 반복하기 -대퇴사두근과 슬광근의 강화
27. 볼 위에 발등을 올려 누르기		-볼을 뒤로 하고 의자 옆에 선 상태로 -한 손으로 의자를 잡고 한쪽 발등을 볼 위에 얹어 가능한 범위에서 몸을 서서히 낮추기 -대퇴사두근 신장
28. 발꿈치 올려 누르기		-볼을 앞으로 하고 의자 옆에 선 상태로 -한 손으로 의자 잡고 한쪽 발꿈치를 볼 위에 얹어 가능한 범위에서 몸을 서서히 낮추기 -슬광근 신장
29. 옆에 앉아 다리들기		-중립 자세로 볼 위에 앉아 지지가 가능한 벽이나 의자를 잡고 옆으로 다리들기 -외전근 강화
30. 무릎죄기		-등을 대고 누운 상태에서 -무릎을 굽히고 볼을 무릎 사이에 넣고 다리로 볼을 꺽 조이기 -내전근 강화
31. 볼 들어 올리기		-바로 누운 상태에서 양쪽 발 사이에 볼을 끼운 상태로 복근을 긴장시키고 -가능한 범위까지 볼을 들어올리기 -하복부 강화
32. 옆드려 팔다리 들기		-볼 위에 배들 대고 옆드린 상태에서 -균형을 유지하면서 왼팔과 오른쪽 다리를 동시에 뺏어 올리고, 다시 반대로 올리기 -햄스트링 강화 및 균형 감각 증진

동작명칭	운동방법	
33. 한쪽다리 들어 반대쪽 허벅지에 올리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-볼 위에 앉아 한쪽 다리를 오른쪽 허벅지 위에 올려 놓고, 허리를 쭉 펴고 앉기</li> <li>-대퇴사두근 강화, 광배근 및 내전근 스트레칭</li> </ul>
34. 밴드를 이용하여 누워서 다리 올리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-양 무릎에 밴드를 감고, 허리를 바닥에 대고 누어 양 다리 편 상태에서</li> <li>-발끝을 세우고 한쪽 다리만 올리기</li> <li>-대퇴사두근 강화</li> </ul>
35. 밴드를 이용하여 옆으로 누워 다리 올리기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-양쪽 무릎에 밴드를 감고, 옆으로 누운 상태에서</li> <li>-한쪽 팔을 바닥에 대고 굽혀 상체가 바닥에서 떨어지게 하고 다른 한쪽 손도 바닥을 짚고 지지하여 한쪽 다리만 들어올리기</li> <li>-외전근 강화</li> </ul>
36. 밴드를 이용하여 의자에 앉아 무릎 펴기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉은 상태에서, 밴드의 한쪽 끝은 의자의뒤쪽 다리에, 다른 한쪽 끝은 발목에 묶은 채</li> <li>-양손은 의자를 잡고 천천히 무릎 펴기</li> <li>-대퇴사두근 강화</li> </ul>
37. 밴드를 이용하여 의자에 앉아 다리 굽히기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉은 상태에서, 밴드의 한쪽 끝은 의자의앞쪽 구조물에, 다른 쪽 끝은 발목에 묶은 채</li> <li>-양손은 의자를 잡고 천천히 무릎 굽히기</li> <li>-슬괵근 강화</li> </ul>
38. 의자에 앉아 다리 뻗기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-의자에 앉은 상태에서, 한쪽 다리의 발바닥에 밴드의 중앙 부분을 걸고 양끝을 각각 손으로 잡고</li> <li>-밴드를 잡은 손은 가슴 옆에 둔 상태에서 다리를 곧게 펴기</li> <li>-다리근육 강화</li> </ul>
39. 의자에 앉았다 일어서기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-밴드의 중앙부분을 양발로 밟은 상태로, 양쪽 다리를 어깨 넓이로 벌리고 무릎을 굽혀 반쯤 쪼그린 자세에서, 밴드의 길이가 양 무릎 옆에 오도록 조정하여 양끝을 잡고 앉았다 일어서기</li> <li>-다리근육 강화</li> </ul>

동작명칭	운동방법	
40. 서서 앞으로 다리 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 끝은 구조물에 밴드를 묶고 다른 쪽 끝은 발목에 묶은 상태에서</li> <li>-구조물을 뒤에 두고 다리 들어올리기</li> <li>-대퇴사두근 강화</li> </ul>
41. 서서 뒤로 다리 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 끝은 구조물에 밴드를 묶고 다른 쪽 끝은 발목에 묶은 상태에서</li> <li>-구조물을 앞에 두고 다리 들어 굽히기</li> <li>-슬쩍근 강화</li> </ul>
42. 서서 옆으로 다리 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 끝은 구조물에 밴드를 묶고 다른 쪽 끝은 발목에 묶은 상태에서</li> <li>-구조물을 옆에 두고 서서 옆으로 다리 들기</li> <li>-외전근 강화</li> </ul>
43. 서서 안쪽으로 다리 들기		<ul style="list-style-type: none"> <li>-한쪽 끝은 구조물에 밴드를 묶고 다른 쪽 끝은 발목에 묶은 상태에서</li> <li>-구조물을 옆에 두고 서서 지지한 발의 안쪽으로 다리 들기</li> <li>-내전근 강화</li> </ul>

## 저작물 이용 허락서

학 과	체육학과	학 번	20057432	과 정	박사
성 명	한글: 이 희 경      한문: 李 姬 京      영문: Lee, Hee-kyung				
주 소	광주 서구 풍암동 한신아파트 105동 1201호				
연락처	E-MAIL: lhk255@hanmail.net				
논문제목	한글: 퇴행성 관절염의 운동치료 효과에 대한 생체역학적 분석 영어: The Effect of Exercise Therapy on Degenerative Arthritis in the Knee Joints, using Biomechanical Analysis				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의( o )    반대(    )

2008 년 2월 일

저작자:                    이 희 경    (서명 또는 인)

**조선대학교 총장 귀하**