



저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 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](#)

최 승 욱 교수지도
석사학위 청구논문

척추측만증 청소년 운동프로그램이
신체조성, 체력 및 비대칭 보행 파라미터에
미치는 영향

2012

성신여자대학교 대학원

체육학과

진 혜 린

척추측만증 청소년 운동프로그램이
신체구성, 체력 및 비대칭 보행 파라미터에
미치는 영향

최 승 욱 교수지도

이 논문을 석사학위논문으로 제출함

2011년 11월

성신여자대학교 대학원

체육학과

진 혜 린

인 준 서

진혜린의 석사학위논문을 인준함

심사위원 김 현 경 ⑩

심사위원 양 윤 권 ⑩

심사위원 최 승 욱 ⑩

성신여자대학교 대학원

논문개요

경제수준의 향상과 과학기술의 발달로 청소년의 외형적인 체격은 성장하였으나 공부와 관련된 정신적인 스트레스, 좌업식 생활로 인한 활동량의 부족과 운동부족증(hypokinetic disease)에 따른 체력의 감소, 장시간의 잘못된 자세로 인해 청소년들의 척추측만증이 증가하고 있다. 또한 척추측만증은 외형적으로 척추의 일부분이 틀어지면서 보상변위가 일어나며, 보행 동작 시 바르지 못한 보행 패턴을 야기시킨다.

따라서 본 연구는 S시 K대 병원 정형외과에 내원하는 흉추·흉요추·요추부위 중 Cobb's 각이 10도 이상의 만곡을 가진 특발성 척추측만증 환자 중 11~17세 사이의 여자 청소년 16명을 대상으로 하여 8주간의 운동프로그램에 참여 여부에 따라 운동군(n=8), 비운동군(n=8)으로 나누어 신체조성, 체력 및 보행 관련 비대칭 파라미터를 비교, 분석하였다. 결과는 다음과 같다.

- 1) 신체조성의 측정 결과 신장, 체중, 골격근, 체지방량, BMI 모두 모든 그룹에서 운동전에 비해 운동후 유의한 차이가 나타났으며($p < .05$), 그룹간의 효과 차이는 나타나지 않았다.
- 2) 체력 측정 결과 유연성, 평형성, 배근력, 근지구력 모두 모든 그룹에서 운동전에 비해 운동후 유의한 차이가 나타났으며($p < .05$), 유연성, 좌측 평형성, 근지구력은 측정시기×그룹간 상호작용이 나타났으며($p < .05$).
- 3) 보행분석 결과 운동 그룹에서 운동전에 비해 운동후 수치가 감소하는 긍정적인 경향이 나타났으나, 두 그룹 모두 유의한 차이는 나타나지 않

았다. 또한 Hip maximal adduction in swing에서 측정시기와 그룹간의 상호작용이 나타났으며, 운동전에 비해 운동후 운동 그룹은 감소, 비운동 그룹은 증가하였다.

이와 같은 결과를 종합해 볼 때, 8주간의 척추측만증 청소년 운동프로그램이 신체조성, 체력 및 보행 자세에 긍정적인 영향을 미치는 것을 알 수 있었으며, 이러한 결과를 토대로 척추측만증 청소년들의 신체조성의 변화와 체력의 향상, 보행 때 일어나는 좌우 비대칭을 개선할 수 있는 운동처방 자료 제공에 중요한 기초자료가 될 것이라고 사료된다.

목 차

논문 개요

I. 서 론	1
1. 연구 필요성	1
2. 연구 목적	4
3. 연구 가설	5
4. 연구 제한점	5
5. 용어 정리	6
II. 이론적 배경	9
1. 척추측만증	9
2. 특발성 척추측만증	10
1) 원인	10
2) 진단	11
3) 치료방법	12
3. 보행 주기와 국면	13
1) 보행 주기	13
2) 보행 국면	15
3) 분석 이벤트 및 국면	20

4) 인체의 면	21
4. 보행 시 하지관절의 움직임 원리	22
1) 골반의 움직임	22
2) 엉덩이관절의 움직임	23
3) 무릎관절의 움직임	23
4) 발목관절과 발의 움직임	23
5. 보행분석과 연계된 비대칭 파라미터 추출	24
Ⅲ. 연구 방법	27
1. 연구 대상	27
2. 연구 절차	28
3. 연구 기간	29
4. 측정 장비	30
5. 측정 항목	31
1) 체격 측정	31
2) 신체조성 측정	31
3) 체력 측정	32
4) 콕스 (Cobb's) 각 측정	33
5) 보행 측정	34
6) 운동프로그램	35
6. 자료 산출	37

1) 인체 분절 관성치	37
2) 3차원 자료 계산	39
3) 변수 선정	40
7. 자료 처리	44

IV. 연구 결과

1. 그룹별 체격 및 신체조성	45
1) 운동 전·후 신장 비교	46
2) 운동 전·후 체중 비교	47
3) 운동 전·후 골격근 비교	48
4) 운동 전·후 체지방량 비교	49
5) 운동 전·후 체지방량 비교	50
6) 운동 전·후 BMI 비교	51
2. 그룹별 체력검사	52
1) 운동 전·후 유연성 비교	53
2) 운동 전·후 평형성 비교	54
3) 운동 전·후 배근력 비교	56
4) 운동 전·후 근지구력 비교	57

3. 그룹별 보행분석	58
1) 운동 전·후 Hip maximal adduction in swing 비교	59
2) 운동 전·후 Hip maximal extension moment at end of swing 비교	60
3) 운동 전·후 Hip maximal positive power by flexors at swing 비교	61
4) 운동 전·후 Knee maximal flexion in swing 비교	62
5) 운동 전·후 Knee second maximal flexion moment at end of swing phase 비교	63
6) 운동 전·후 Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing 비교	64
7) 운동 전·후 Ankle maximal adduction in swing 비교	65
8) 운동 전·후 Cadence 비교	66
 V. 논의	 67
 VI. 결론	 72

참 고 문 헌

ABSTRACT

부 록

표 목 차

표 1. 연구대상의 신체적 특성	27
표 2. 연구 기간	29
표 3. 측정 장비	30
표 4. 운동프로그램	36
표 5. 광학 마커 부착점	38
표 6. 추출 된 비대칭 파라미터	41
표 7. 측정시기에 따른 그룹별 체격 및 신체조성 결과	45
표 8. 신장 two-way repeated measure ANOVA	46
표 9. 체중 two-way repeated measure ANOVA	47
표 10. 골격근 two-way repeated measure ANOVA	48
표 11. 체지방량 two-way repeated measure ANOVA	49
표 12. 체지방량 two-way repeated measure ANOVA	50
표 13. BMI two-way repeated measure ANOVA	51
표 14. 측정시기에 따른 그룹별 체력검사 결과	52
표 15. 유연성 two-way repeated measure ANOVA	53
표 16. 평형성(좌) two-way repeated measure ANOVA	54
표 17. 평형성(우) two-way repeated measure ANOVA	55
표 18. 배근력 two-way repeated measure ANOVA	56

표 19. 근지구력 two-way repeated measure ANOVA	57
표 20. 측정시기에 따른 그룹별 보행분석 결과	58
표 21. Hip maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA	59
표 22. Hip maximal extension moment at end of swing two-way repeated measure ANOVA	60
표 23. Hip maximal positive power by flexors at swing two-way repeated measure ANOVA	61
표 24. Knee maximal flexion in swing two-way repeated measure ANOVA	62
표 25. Knee second maximal flexion moment at end of swing phase two-way repeated measure ANOVA	63
표 26. Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing two-way repeated measure ANOVA	64
표 27. Ankle maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA	65
표 28. Cadence two-way repeated measure ANOVA	66

그림 목 차

그림 1. 보행 주기	14
그림 2. 지면에서 발의 이동을 기술한 용어	15
그림 3. 초기 접지	16
그림 4. 하중 반응	16
그림 5. 중간 입각기	17
그림 6. 말기 입각기	17
그림 7. 전 유각기	18
그림 8. 초기 유각기	19
그림 9. 중간 유각기	19
그림 10. 말기 유각기	20
그림 11. 분석 이벤트 및 국면	20
그림 12. 인체의 면	22
그림 13. 보행 시 골반의 움직임	23
그림 14. 연구 절차	28
그림 15. Cobb's 각 측정 방법	33
그림 16. 보행 측정	35
그림 17. 광학 마커 부착점	37
그림 18. 보행 좌표	39

그림 19. 운동 전·후 신장 비교	46
그림 20. 운동 전·후 체중 비교	47
그림 21. 운동 전·후 골격근 비교	48
그림 22. 운동 전·후 체지방량 비교	49
그림 23. 운동 전·후 체지방량 비교	50
그림 24. 운동 전·후 BMI 비교	51
그림 25. 운동 전·후 유연성 비교	53
그림 26. 운동 전·후 평형성(좌) 비교	54
그림 27. 운동 전·후 평형성(우) 비교	55
그림 28. 운동 전·후 배근력 비교	56
그림 29. 운동 전·후 근지구력 비교	57
그림 30. 운동 전·후 Hip maximal adduction in swing 비교	59
그림 31. 운동 전·후 Hip maximal extension moment at end of swing 비교	60
그림 32. 운동 전·후 Hip maximal positive power by flexors at swing 비교	61
그림 33. 운동 전·후 Knee maximal flexion in swing 비교	62
그림 34. 운동 전·후 Knee second maximal flexion moment at end of swing phase 비교	63
그림 35. 운동 전·후 Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing 비교	64

그림 36. 운동 전·후 Ankle maximal adduction in swing 비교	65
그림 37. 운동 전·후 Cadence 비교	66

I. 서 론

1. 연구의 필요성

현대사회는 초·중학생의 체격은 향상되었지만 공부와 관련된 정신적인 스트레스, 좌업식 생활로 인한 활동량의 부족과 운동부족증(hypokinetic disease)에 따른 체력의 감소, 장시간의 잘못된 자세로 인해 청소년들의 척추측만증이 증가하고 있다. 이 시기의 척추 이상은 성장기뿐만 아니라 성인이 되어서도 심각한 문제를 가져올 수 있으며 외형상의 문제 외에도 신체활동 동안 통증과 경직을 초래함으로써 일상적인 활동에 장애를 가져올 수 있다(김성수 등, 2003).

척추측만증이란 단어 자체는 관상면에서 2차원적인 변형을 의미하지만 실제로는 좌·우에서 추체의 회전, 전·후에서 흉추뒤굽이증 등이 동반되는 3차원적인 변형이다(김주형, 2005). 이러한 특성을 보여주는 척추측만증은 외형적으로 척추의 일부분이 틀어지면서 보상변위가 일어나 요추가 틀어지며 서있는 자세에서 비대칭이 보이거나 한 쪽 견갑골쪽 부위가 더 튀어 나와 보이며, 골반의 높낮이가 달라져 양 다리 길이까지 달라지게 된다. 심해지면 자주 발을 헛디디거나 걸려 넘어지기도 하고, 한 쪽으로 틀어진 척추 근육은 점차 약해져 나이가 들면 심한 척추 통증의 원인이 된다(조선일보, 2011년 3월 24일자). 이러한 척추와 골반의 불균형과 틀어짐은 바르지 못한 보행 패턴을 보이며 신체상의 효율성을 저하시키고 근골격계의 점진적인 변화를 가져온다.

서구 선진국의 경우 1960년대부터 척추측만증에 관한 관심이 고조되면서 학생들을 대상으로 하는 집단 검진을 실시하여 왔다(석세일 등, 1977). 특

히 미국은 척추측만증 조기 발견을 위한 학교 검진을 1947년 미네소타에서 처음으로 시행하였으며(서승우 등, 2001), 미국의 15개 주에서는 법령으로 성문화하여 school screening을 실시하고 있고, 5개 주에서는 행정규제를 하고 있으며, 또한 30개 주에서는 자율적으로 실시하고 있다(이숙희 등, 1999). 그러나 우리나라에서는 1977년에 청소년의 척추측만증에 대한 연구가 처음 실시되었고(김달균, 2001), 학교보건원의 통계연보에 따르면 청소년들의 척추측만증이 과거에 비해 점점 증가하여 2002년에는 2.86%에서 2007년 9.1%로 빠르게 증가하고 있다고 보고하였다(서울시 교육청 학교보건원, 1997~2008). 이는 1개 학급당 1명 정도로 약 2.28%의 발생률을 보이고 있어 소아 심장병이나 백혈병보다 높은 빈도로 발생하고 있다(김종원, 1999).

척추측만증 환자의 대부분은 척추의 커브로 인한 척추와 골반의 불균형과 틀어짐으로 인해 보행 동작 시 바르지 못한 보행 패턴을 야기 시키며, 잘못된 보행 패턴은 특정 근육의 약화와 하지의 비정상적인 정렬을 초래하며 이로 인한 근육의 불균형이 근골격계 통증을 유발한다(Sahrmann, 2001). 또한 생리학적 장애를 가져와 근육과 관절에 피로를 주고, 척추에 반복적인 비정상 충격을 전달하여 척추질환의 직접적인 원인이 되기도 한다(강길령, 1993). 이러한 보행 동작형태는 그 사회의 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성, 골격구조나 체형과 같은 신체적 특성, 성격 등과 같은 심리학적 특성에 의해 결정되기 때문에 개개인의 보행 동작은 다르게 나타난다(예종이, 1988).

지금까지 보행 동작에 관한 연구는 주로 보행의 형태 파악, 현상분석, 동작에 대한 진단과 개선에 대한 정보제공 등을 연구의 주된 과제로 삼고 있다. 그러나 최근에 이르러 특별한 관심이 되고 있는 분야가 바로 특수한 상황에서 보행에 대한 진단과 평가이다(Jessie, 1995; Powers, 1997; Smith & Gilleard, 1996). 특수한 상황이란 의학적 진단을 통해 나타난 병

적 증상 때문에 보행에 장애가 있는 경우를 말한다(김로빈, 2000). 보행에 장애가 있는 환자들을 대상으로 외과적 장애를 일으킬 수 있는 동작에 대한 의학적 진단과 개선에 초점을 둔 연구들이 시도되고 있다.

이러한 보행분석에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있음에도 불구하고, 현재까지의 대부분의 연구들은 이러한 기구학적, 역학적 데이터만을 중심으로 환자의 보행 특성을 분석하여 왔으며, 18개 이상의 그래프 또는 1800개 이상의 종속성을 갖는 데이터의 복잡한 해석이 요구된다. 특히, 보행분석에서 결과의 분석에 사용되는 기구학적, 역학적 데이터는 증상에 따라 현저하게 다른 패턴을 나타내며 데이터의 복잡성 때문에 전문가의 주관적인 판단에 의존하게 된다는 한계점을 지니게 된다. 따라서 2000년도 이후부터는 보행분석 데이터의 압축 및 수치화를 위한 보행요소(gait parameter) 추출과 이러한 보행요소를 이용한 평가모델 개발 및 수치화에 대한 연구가 이루어져 왔다(임용훈, 2009).

White et al.(1999)은 비질환 보행군 및 뇌성마비 환자를 대상으로 하여 보행 중 발생하는 좌·우 하지의 지면반력 데이터를 측정하였으며, 이를 이용하여 비질환 보행군 및 뇌성마비 환자에게서 다르게 나타날 수 있는 좌·우 하지의 불균형(Asymmetry)을 지면반력 데이터 중 9개 요소로 평가하였다. 또한 Metaxiotis et al.(2000)은 19명의 양측마비 아동과 4명의 편마비 아동을 대상으로 환자의 이상보행(pathological gait)을 규명하기 위한 연구를 수행하였다. 이들은 상지(trunk), 골반(pelvis), 고관절(hip joint)의 기구학적 변화량 중 11개의 주요 변수를 추출하여 두 환자그룹의 보행을 규명하고자 하였다.

척추 관련 환자에 대한 보행과 관련된 연구로 Schamberger(2002)은 수평면에서 일어나는 고관절의 과도한 내회전은 요추 및 고관절의 정상적 비정렬을 초래하고 특히 보행과 같은 반복적인 움직임에서는 특정 근육의 근활성도를 증가하여 하지의 비정상적 비정렬 상태를 가중 시킨다고 하였으

며, Kramers-de Quervain et al.(2004)은 척추측만증 환자의 비대칭이 횡단면으로 회전할 때 몸통에서 나타났으며, 골반과 관련성이 크다고 하였다. 또한 골반의 비대칭성은 기립, 정중선, 공간에 대한 개념이 손상되며, 척추를 똑바로 유지할 수 없고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중 이동시 골반의 전·후방 운동, 정위반응, 보호반응, 평형반응을 어렵게 한다고 하였다(Carr & Shepherd 1985; Charness, 1986).

이처럼 척추측만증 환자의 대부분은 척추의 커브로 인한 척추와 골반의 불균형과 틀어짐으로 인해 보행 동작 시 바르지 못한 보행 패턴을 야기시킨다. 그러나 현재까지 연구는 척추측만증 청소년을 대상으로 운동에 따른 측만각도의 변화에 대한 연구가 대부분이다. 따라서 본 연구에서는 특발성 척추측만 청소년과 정상적 청소년의 보행 형태를 분석하고 척추측만과 관련된 비대칭 파라미터를 추출하여 보행 평가의 기초자료와 운동처방의 기초자료를 제공하고자 한다.

2. 연구 목적

본 연구의 목적은 S시 K대 병원 정형외과에 내원하는 특발성 척추측만증을 가지고 있는 청소년을 대상으로 신체조성, 체력 및 보행분석을 통해 척추측만증과 관련된 불균형 파라미터를 분석하여 특발성 척추측만증 환자의 운동프로그램 개발에 필요한 기초자료를 제공하는데 그 목적이 있다.

3. 연구 가설

본 연구를 위해 다음과 같은 연구 가설을 설정하였다.

- 1) 특별성 척추측만 청소년과 일반 청소년 간의 운동 전·후 신체조성은 그룹간(운동군, 비운동군), 측정시기(운동 전·후)간 차이가 있을 것이다.
- 2) 특별성 척추측만 청소년과 일반 청소년 간의 운동 전·후 체력은 그룹간(운동군, 비운동군), 측정시기(운동 전·후)간 차이가 있을 것이다.
- 3) 특별성 척추측만 청소년 운동프로그램 실시 전·후 보행 시 비대칭적 파라미터의 운동학적 변화의 차이가 있을 것이다.

4. 연구 제한점

본 연구는 다음과 같은 제한점을 두었다.

- 1) S시 K병원 내원환자로 제한하였다.
- 2) 인체의 관절을 핀 조인트(pin joint)로 가정하고 인체 분절의 질량중심 위치가 변하지 않는 강체(rigid body)로 간주하였다.
- 3) 신체분절 모수치(Body Segment Parameter; BSP)는 Zatsiorsky et al.(1990)의 연구 결과치를 본 연구결과에 적용하였다.
- 4) 측정 보행로를 전후 8m 이내로 제한하였다.
- 5) 피실험자의 평균보행속도는 $1.40(\pm 0.08)$ m/s로 보행하였다.
- 6) 보행 동작의 운동학적 및 운동역학적 변인은 실험실 상황에서 측정 하였으며, 피험자의 생리적, 심리적 변인을 통제하지 못하였다.

5. 용어정리

본 연구에 있어서 사용되는 대표적인 용어의 정의는 다음과 같다.

1) 보행 주기(gait cycle)

입각기와 유각기로 나누어지며, 기준이 되는 발이 지면에 닿은 후 연속적으로 다음 닿기까지를 말한다. 보행분석은 하나의 보행 주기를 분석하는 것이 일반적이다.

2) 보행 국면(gait phase)

특유의 기능적인 양상을 나타내는 보행 주기의 구분으로, 하나의 보행 주기에는 발이 지면과 접촉하는 지지국면(stance phase: 입각기)과 발이 지면에 접촉하지 않고 다음의 지면 접촉을 준비하기 위해 다리를 흔들고 있는 공중국면(swing phase: 유각기)이 있다.

3) 입각기(stance phase)

보행 주기에서 발이 지면에 닿아있는 기간을 말하며, 초기 접지(initial contact)에서 발가락 들림기(toe-off)까지를 말한다.

4) 유각기(swing phase)

보행 주기에서 발이 지면을 떠나 다시 닿기 전까지의 기간을 말한다.

5) 활보장(stride length)

보행에서 기준 발이 지면에 닿은 후에 이동하여 다시 지면에 닿은 곳까지의 직선거리를 말한다.

6) 보폭(step length)

양발지지 상태에서 앞에 위치한 발의 뒤꿈치에서 뒤에 위치한 발의 뒤꿈치까지의 수평거리를 말한다.

7) 발뒤꿈치 착지(heel contact)

발뒤축 충돌(heel strike) 또는 초기 접지(initial contact)라고 부르며 체공 중에 있던 발이 지면에 접촉되는 순간을 말한다.

8) 발가락 들림기(toe off)

지면에 닿아 있던 발이 지면에서 떨어지는 순간을 말한다.

9) 무릎 관절각(knee joint angle)

고관절에 설정한 지역좌표계를 기준으로 전후면(sagittal plane)에 투영시킨 각도를 말한다.

10) 발목 관절각(ankle joint angle)

무릎관절에 설정한 지역 좌표계를 기준으로 좌우면(frontal plane)에 투영시킨 각도를 말한다.

11) 관절 모멘트(resultant joint moment)

두 분절을 연결하는 뼈, 근육, 인대, 신경, 혈관 등을 통해 관절 중심을 축으로 한 분절이 인접 분절에 가하는 모든 회전력의 합을 말한다(Andrews, 1982).

12) 척추측만증(scoliosis)

정중앙 축(axis)으로부터 척추가 측방으로 만곡 또는 편위되어 있는 관상면

상의 기형뿐만 아니라 추체의 회전 변형을 말한다. 본 연구에서는 10도 이상을 척추측만증 환자로 정의하였다.

13) 콕스 각(Cobb's Angle)

만곡의 오목한 쪽으로 가장 기울어진 척추를 만곡의 상·하단에서 각각 결정한 후 한 선은 상부 끝 척추의 상단에, 다른 한 선은 하부 끝 척추의 하단에 선을 그은 뒤 각 선에서 직각의 선을 그어 교차된 각을 말한다(Cobb, 1948).

II. 이론적 배경

1. 척추측만증

척추는 모두 33개의 추체로 이루어져 있으며 경추(cervical vertebra) 7개, 흉추(thoracic vertebra) 12개, 요추(lumbar vertebra) 5개, 천추(sacrum) 5개와 미추(coccyx) 3~5개로 구성된다(대한정형외과학회, 1998). 또한 추체 사이에는 섬유 연골성 추간판이라는 탄력성을 가진 조직이 뼈에 가해지는 외부 자극을 흡수하고 움직임을 가능하게 해주는 역할과 인체의 동작에 의해 다양한 방향으로 움직일 수 있게 해주며, 두개골부터 골반골까지 강한 인대와 근육으로 강화되어 신체를 지탱하는 역할을 한다.

척추는 전면에서 바라보면 만곡 없이 일자로 똑바로 서 있으며 옆으로 바라보면 S자 모양의 만곡을 형성하며, 척추측만은 앞으로 보았을 때 일직선이 아닌 옆으로 휜 비정상적인 만곡을 형성하는 것을 말한다. 즉 척추측만증(scoliosis)이란 단어 자체는 관상면에서 2차원적인 변형을 의미하지만 실제로는 좌·우에서 추체의 회전, 전·후에서 흉추뒤굽이증 등이 동반되는 3차원적인 변형이다(김주형, 2005). 또한 척추측만증은 콕스각(Cobb's angle) 10도 이상으로 정의한다(Kane, 1977).

척추측만증은 만곡의 가역성에 따라 비구조성 측만증과 구조성 측만증으로 분류된다. 비구조성 측만증은 만곡이 가역적이며 만곡내의 추체의 회전이나 비대칭적인 변화가 동반되지 않은 경우로서 대개 요부의 통증, 일시적인 자세불량, 또는 양하지 길이의 차이에 따른 골반경사 등에 의하여 발생하며 따라서 치료가 불필요하거나 원인에 대한 치료만 하면 된다. 구조성 측만증은 비구조성 측만증과는 달리 형태학적 이상이 있는 것으로 크게 원

인을 밝히지 못하는 특발성 측만증, 태어날 때부터 척추뼈에 기형이 있어 생기는 선천성 측만증, 신경질환이나 근육질환에 의하여 생기는 신경근육성 측만증, 말관증후군, 신경섬유종증, 골형성부전증 등의 희귀질환에 동반되는 측만증으로 구분된다(이춘성, 2005). 그 중에서 특발성 척추측만증은 구조성 측만증의 가장 흔한 형태로서 전체 측만증 환자의 85%를 차지하며(서승우 등, 2001), 또한 특발성 척추측만증의 대부분이 골 성장이 멈추는 10대에 발병하는 청소년기 특발성 척추측만증이다(Reamy & Slakey, 2001).

2. 특발성 척추측만증

1) 원인

대다수의 척추측만증 중에서 원인을 발견하지 못하는 경우 특발성 척추측만증(idiopathic scoliosis)으로 분류한다. 전체 척추측만증의 약 85%를 차지하며 만 10세를 전후로 발병률이 높고, 발병 1~2년 사이 급속히 진행되는 것으로 알려져 있다(서승우 등, 2001).

특발성 척추측만의 원인으로는 첫째, 성장하는 동안에 뼈가 변형된 가능성, 둘째, 비대칭적인 근육 약화, 셋째, 전정계 혹은 고유감각계에 의해 야기되는 비정상적 자세조절, 넷째, 척추 주변 근육군에 있는 근방추의 비정상적 분포 등 많은 가설이 제시되었으나 원인은 불명확하다(석세일, 1993). 그러나 근래에 와서는 자세 이상과 근·골격계 질환 및 척추 변형으로 병원을 찾는 성장기 청소년 환자의 숫자 또한 증가하고 있는 실정이다(동아일보, 2006년 12월 8일자). 이러한 비정상적 척추 변형은 성장기 동안의 잘못된 자세관리, 가중되는 공부와 관련된 정신적 스트레스, 장시간의 컴퓨터 사용, 체격을 무시한 책걸상 높이, 무거운 책가방, 그리고 적은 양의 신체활동으로 인한 운동 부족 등으로 인하여 여러 가지 자세와 관련되어 있으며, 이에 따라 척추측만증은 더

욱 증가하고 있는 추세이다(강선영, 2002). 학교보건원의 통계연보에 따르면 청소년들의 척추측만증이 과거에 비해 점점 증가하여 2002년에는 2.86%에서 2007년 9.1%로 빠르게 증가하고 있다고 보고하였다(서울시 교육청 학교보건원, 1997~2008).

2) 진단

척추측만의 진단에서 중요한 것은 성장 상태와 골연령, 여자 아이의 경우 생리 시작일을 정확하게 파악하는 것이 중요하다. 성장상태와 골연령, 생리 시작일은 척추측만증의 예후를 판단하는 지표가 되며 치료에 매우 중요한 요소이기 때문이다. 성장상태는 현재 나이와 초경을 언제 시작했는지, 유방이나 성기의 발달 상태 등 2차 성징을 통하여 짐작할 수 있으며, 골연령 검사는 손목, 척추체, 골반의 성장판의 성숙정도(risser sign)가 이용되며 이 중 골반에서 성장판의 성숙도가 가장 유용하게 사용된다(이춘성, 2005).

이처럼 특발성 척추측만은 성장기 때 만곡이 진행되어 13-14세에서 높은 유병률(총 465명 중 70.5%)을 보이며, 이는 척추측만증이 10-11세부터 발병하기 시작하여 진행을 하기 때문이다(서승우 등, 2001). 이러한 특발성 척추측만은 천천히 점진적으로 발생하고 통증이 없기 때문에 완전히 진행되기 전까지 부모나 본인 스스로 발견하기가 어렵다. 그래서 성장기 청소년기에는 기울어진 각도가 커지기 전에 평소에 관찰이 필요하다.

척추측만증 1차 검진을 위해 가장 많이 사용되는 검사 방법은 아담스 전방 굴곡검사(Adams forward bending test)이며, 1차 검진 후 방사선 촬영을 통해 Cobb's-Lippman 방법으로 검사한다(Cobb, 1948). Cobb's 각의 정도에 따라 경증, 중등증, 중증으로 분류하며 경증은 Cobb's 각이 20° 미만을 말하고 개인에 따라 자세 교정 운동프로그램을 권장하며, 3~4개월 간격으로 만곡의 정도를 관찰하여 평가한다. 중등증은 Cobb's 각이 20-45°를 말하며 보조기를 사용하며 중증은 Cobb's 각 45° 이상으로 외과적 처치가 필요한 단계이

다(Farady, 1983). 따라서 경증인 상태를 방치해서 중증으로 진행되는 경우 교정하기 힘들므로 척추측만증을 조기에 발견하여 예방하는 것이 중요하다.

3) 치료방법

척추측만증의 치료 방법으로는 수술적 방법과 보존적 방법이 있다(Focarile et al., 1991). 수술적 방법은 측만 각도를 감소시키는데 효과적이지만 고도의 기술이 필요하고(Liu et al., 1996) 고가의 의료비, 마취에 대한 위험, 통증, 그리고 수술 후 합병증으로 출혈, 감염, 폐색전증이 올 수 있다(Guay et al., 1994).

수술적 방법은 척추측만증 환자의 약 10% 이하이며(Collocca & Keller, 2001), 보존적 방법으로는 보조기(brace), 운동요법 등이 있으며, 보조기는 Cobb's 각이 20~45° 사이의 만곡을 가지고 있는 성장기 청소년 환자에게 사용하며 만곡을 교정하는 것이 아니라 만곡이 더 커지는 것을 막아주는 것으로 예방차원으로 사용된다(이춘성, 2005).

운동요법은 신장운동(stretching exercise), 능동적(active), 수동적(passive), 대칭적(symmetrical), 비대칭적(asymmetrical) 저항운동(resistance exercise) 그리고 교정운동(manipulation exercise)과 고유수용성신경근촉진법(proprioceptive neuromuscular facilitation) 등이 있다. 이러한 운동은 척추의 유연성을 증가시키며, 척추 주위 근육을 강화시키고 근육의 불균형을 교정한다(Cailliet, 1975).

척추측만증과 운동요법과 관련된 연구를 살펴보면 Ociepka(1994)는 좌·우 대칭적이고 규칙적이며 율동적인 교정 체조 같은 신체 활동이 자세를 향상시키고 안정성을 증가시켜 요추부 주변 결합조직과 근육들의 유연성을 증가시켜 요추부 기능을 강화시켜 자세를 교정할 수 있다고 보고하였으며, 이승도(2005)는 8주간의 골반교정 운동치료와 스트레칭, 스포츠 마사지를 병행한 비수술적 치료방법이 골반의 움직임에 긍정적인 영향을 미쳐 바른자세로 나타난

다고 하였다. 또한 최승욱(2008)은 척추교정 운동프로그램의 지속적인 실시는 척추 만곡도와 유연성을 개선시켜 척추측만증의 치료 및 예방에 효과적이라고 하였다.

3. 보행 주기와 국면

하나의 보행 주기는 두 개의 주된 국면이 있다. 입각기와 유각기로 구분되는데 입각기는 발이 지면에 닿고 있는 상태이며, 유각기는 발이 지면에서 떨어져 공중에 있는 상태를 말한다. 정상인의 보행패턴은 크게 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)의 두 단계로 구분되며 약 60%의 입각기 구간과 약 40%의 유각기 구간으로 구분된다(Murray et al., 1964).

1) 보행 주기(gait cycle)

보행 주기는 보행의 반복적인 사건 중 하나가 연속적으로 두 번 일어나는 사이의 시간으로 최근에 들어와서 보행 주기를 가장 자세하게 구분한 학자로는 Perry(1992)를 들 수 있는데, 그는 3가지 기본 접근 방법을 통해 보행 주기를 구분하였다. 첫 번째는 두발이 교대로 바닥에 접지하는 형태를 기준으로, 두 번째는 활보(stride)시, 활보의 시간과 거리의 특성을 사용하는 것이며, 마지막으로 보행 주기 내에서 기능적 중요성을 갖는 이벤트에 의해 보행 주기를 분류하였다.

(1) 주기 배분(cycle divisions)

각각의 보행 주기는 입각기와 유각기로 나눌 수 있는데 보통 이를 보행국면(gait phase)이라 부른다. 입각기는 발이 바닥에 접지하고 있는 전체 기간(period)을 말하는데 두 발이 바닥에 접지하는 순서에 따라 초기 양하지 지지

기, 단하지 지지기, 말기 양하지 지지기 3부분으로 세분화된다.

초기 양하지 지지기는 보행 주기가 시작되는 시기로 초기 접지(initial contact) 후 두 발이 모두 바닥에 닿아있는 시기를 말한다. 단하지 지지기는 반대발이 스윙을 위해 들려지는 반대 발 발가락 들림기(opposite toe-off)부터 시작되는데 single stance로도 불린다. 이 기간에는 체중이 한쪽 다리에만 실리게 되므로 지지기라는 용어를 사용한다. 말기 양하지 지지기는 반대 발 발뒤꿈치 착지(opposite heel contact)부터 기준이 되는 다리가 스윙을 위해 들려지는 발가락 들림기까지의 구간을 말한다.

유각기는 하지를 앞으로 전진시키기 위해 발이 공중에 떠 있는 시기를 말하며, 바닥에서 발끝이 들리는 발가락 들림기부터 시작되어 다음번 발뒤꿈치 착지까지 계속 된다<그림1>.

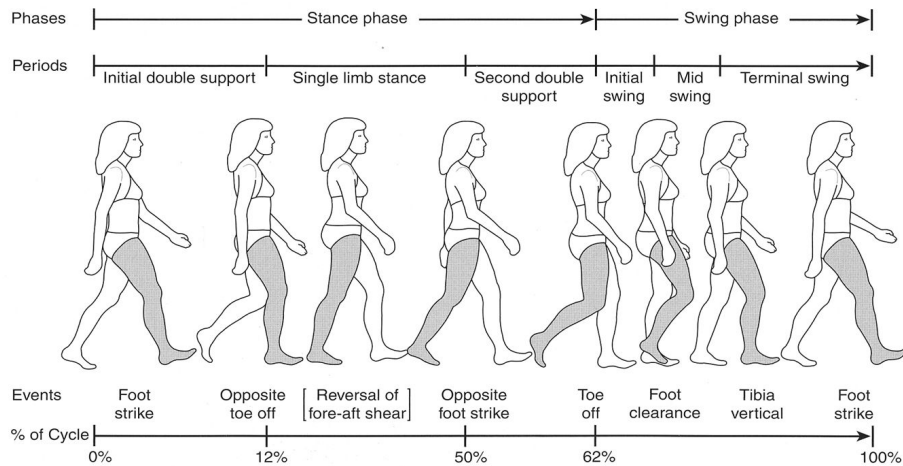


그림 1. 보행 주기(Perry, 1992)

(2) 발의 위치

활보장(stride length)은 같은 발이 두 번 연속하여 걸음한 일정한 보장의 거리를 의미한다. 좌, 우측의 두 개의 보장(step length)으로 되어 있고, 각각

은 그 쪽의 한 발이 다른 발 앞으로 이동한 거리를 의미한다. 또한 toe-out은 보행의 진행 방향선과 발바닥의 기준선과의 각도이다(Whittle, 2003).

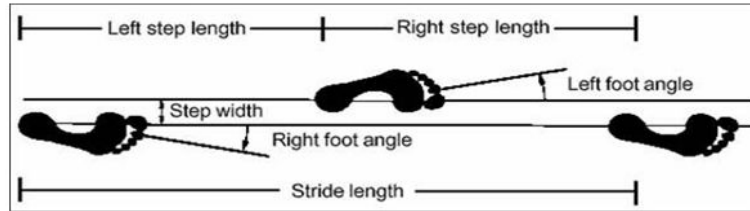


그림 2. 지면에서 발의 이동을 기술한 용어(Whittle, 2003)

2) 보행 국면(phase of gait)

각각의 활보(stride)는 8개의 기능적 국면으로 나누어진다. 각 국면은 보행에 필요한 3가지 과제인 체중 수용(Weight Acceptance), 단하지 지지(Single Limb Support), 하지 추진(Limb Advancement)을 수행하게 된다. 체중 수용은 입각기의 처음 두 국면에 해당하고, 단하지 지지는 체중 수용기 이후부터 말기 입각기까지 두 국면에서 일어나며, 하지 추진은 전유각기(pre-swing)부터 말기 유각기까지 유각기 전체에 걸쳐 일어난다.

(1) 체중 수용(Weight Acceptance)

보행이 이루어지기 위해서는 먼저 하지가 체중을 견딜 수 있는 능력이 필요하다. 이 체중 수용기에 충격흡수(shock absorption), 초기 하지 균형(initial limb stability), 전진을 위한 준비(preservation progression)가 이루어진다.

① 제 1 국면(phase 1): 초기 접지(initial contact)

신체를 지지하기 위해서 발이 바닥에 닿는 순간을 말하며, 전체 보행 주

기의 0~2%에 해당된다<그림 3>.



그림 3. 초기 접지(initial contact)

고관절이 굴곡되고 무릎이 신전되며 발목이 중립(neutral)을 향해 배굴된다. 반대 발은 말기 입각기에 해당한다(Perry, 1992).

② 제 2 국면(phase 2): 하중 반응(loading response)

초기 이중 지지기(initial double stance period)에 해당하며 전체 보행 주기의 0~10%에 해당된다. 초기착지부터 반대발 발가락 들림기까지를 말한다<그림 4>.

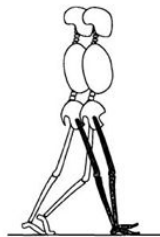


그림 4. 하중 반응(loading)

체중이 앞다리로 이동되며 충격흡수를 위해 무릎이 굴곡된다. 발목은 저축굴곡된다(Perry, 1992).

(2) 단하지 지지(single limb support)

반대 발 발가락 들림기부터 반대 발 발뒤꿈치 착지까지 구간이다. 이 구간 동안에는 한쪽 다리에만 체중이 가해지게 된다. 중간 입각기와 말기 입각기가 여기에 포함된다.

① 제 3 국면(phase 3): 중간 입각기(mid stance)

전체 전하지 지지기 중 처음 1/2에 해당되며 전체 보행 주기의 10~30%에 해당된다. 발바닥 착지기부터 발뒤꿈치 들림기까지 구간이다<그림 5>.

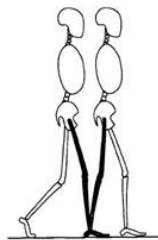


그림 5. 중간 입각기(mid stance)

단하지 지지기의 처음 1/2 지점으로 발목은 고정된 채(ankle rocker) 발목의 배굴에 의해 다리가 발 앞으로 이동하며 무릎과 고관절은 신전된다. 반대쪽 다리는 중간 유각기로 나아간다(Perry, 1992).

② 제 4 국면(phase 4): 말기 입각기(terminal stance)

발뒤꿈치 들림기부터 반대 발 발뒤꿈치 착지까지를 말하며 체중 이동이 일어나는 구간으로 전체 보행 주기의 30~50%에 해당한다<그림 6>.

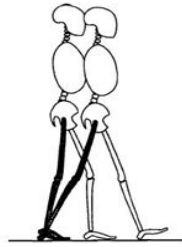


그림 6. 말기 입각기(terminal stance)

단하지 지지기의 나머지 1/2 구간에 해당한다. 발뒤꿈치가 들리고 다리가 고정된 후 고정된 발의 발앞꿈치(forefoot rocker)가 앞으로 나아가게 된다. 엉덩이 관절은 신전되고 무릎은 신전이 계속되다가 약간의 굴곡이 일어나기 시작한다. 반대쪽 다리는 말기 유각기에 해당된다(Perry, 1992).

(3) 하지 추진(limb advancement)

① 제 5 국면(phase 5): 전 유각기(pre-swing)

반대 발 발뒤꿈치 착지부터 발가락 들림까지 구간으로 전체 보행 주기의 50~60%에 해당된다. 체중 유리(weight) 또는 체중 전이(weight transfer)라고도 불린다. 하중이 실리지 않으므로 보행 주기에 능동적인 기여(active contribution)를 하지는 않지만 대신 하중이 실리지 않은 다리(unload limb)는 자유롭기 때문에 하지의 스윙을 빠르게 해주는 역할을 한다<그림 7>.

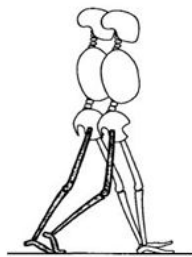


그림 7. 전 유각기(pre-swing)

발목의 저축굴곡이 증가하고 무릎의 굴곡이 커지며 엉덩이 관절의 신전이 감소된다. 반대편 다리는 하중 반응(loading response) 시기에 해당한다 (Perry, 1992).

② 제 6 국면(phase 6): 초기 유각기(initial swing)

전체 유각기 중 처음 1/3에 해당하며 전체 보행 주기의 60~73%에 해당한다. 그림과 같이 발이 바닥에서 들려져 반대쪽 다리 옆에 위치할 때까지 구간이다<그림 8>.

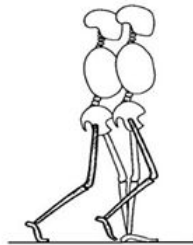


그림 8. 초기 유각기(initial swing)

발이 지면에서 들려지고 엉덩이 관절은 굴곡해서 다리가 앞으로 나아가고 무릎의 굴곡도 커진다. 이때 발목은 부분적으로 배굴된다(Perry, 1992).

③ 제 7 국면(phase 7): 중간 유각기(mid swing)

전체 보행 주기의 73~87% 구간에 해당하며, 그림과 같이 유각기의 다리가 입각기의 반대 다리 옆을 지날 때부터 다리가 앞으로 나아가고 경골이 지지면(base of support)과 직각을 이룰 때까지(엉덩이 관절과 무릎의 굴곡이 같아질 때까지) 계속된다<그림 9>.

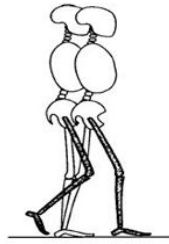


그림 9. 중간 유각기(mid swing)

엉덩이 관절 굴곡에 의해 다리가 무게중심 앞에 놓이게 되며 무릎은 신전되고 발목은 중립으로 배굴된다. 반대쪽 다리는 중간 입각기 후 1/2에 해당한다(Perry, 1992).

④ 제 8국면(phase 8): 말기 유각기(terminal swing)

경골이 지면과 직각을 이룰 때부터 발뒤꿈치 착지까지 구간으로 전체 보행 주기의 87~100%에 해당된다. 정강이(shank)가 대퇴(thigh)보다 앞으로 나아가면서 하지가 앞으로 추진(limb advancement)된다<그림 10>.

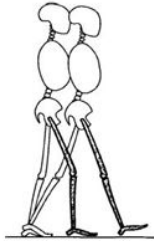


그림 10. 말기 유각기(terminal)

무릎 신전에 의해 다리 추진이 완성된다. 이때 엉덩이 관절은 초기 굴곡을 계속 유지하고 발목은 배굴되거나 중립적 위치를 유지한다. 반대쪽 다리는 말기 입각기에 해당한다(Perry, 1992).

3) 분석 이벤트 및 국면

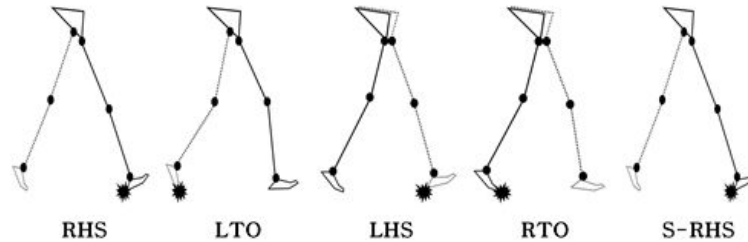


그림 11. 분석 이벤트 및 국면

(1) 이벤트(event)

- ① RHS(Right Heel Strike): 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간
- ② LTO(Left Toe-Off): 왼발 앞꿈치가 지면에 떨어지는 순간
- ③ LHS(Left Heel Strike): 왼발 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간
- ④ RTO(Right Toe-Off): 오른발 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 순간
- ⑤ S-RH(Second Right Heel Strike): 두 번째 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간

(2) 분석 국면(phase)

- ① phase 1(Double Support 1): Right Heel Strike에서 Left Toe-Off까지
- ② phase 2(Right Support): Left Toe-Off에서 Left Heel Strike까지
- ③ phase 1(Double Support 2): Left Heel Strike에서 Right Toe-Off까지
- ④ phase 1(Left Support): Right Toe-Off에서 Second Right Strike까지

4) 인체의 면

운동학에서는 신체의 운동을 해부학적 기립자세를 근간으로 하여 시상면

Sagittal plane), 관상면(Frontal plane), 횡단면(Transverse plane)을 기본면으로 한다. 시상면은 인체의 내측, 외측 방향을 관측하기 위한 평면이며, 관상면은 인체의 전, 후 방향을 관측하기 위한 평면으로 정의되어 지며, 횡단면은 인체의 상, 하 방향을 관측하기 위한 평면이다<그림 12>.

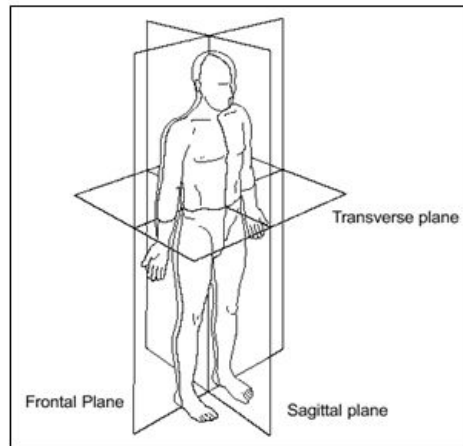


그림 12. 인체의 면

4. 보행 시 하지관절의 움직임 원리

1) 골반(pelvis)의 움직임

보행 주기 동안 골반은 시상면(sagittal plane), 관상면(frontal plane), 횡단면(transverse plane)에서 동시에 움직인다. 이러한 움직임은 고관절의 운동을 돕는다. 시상면에서 움직임은 전 후방 경사를 나타내며 이것은 골반이 앞, 뒤로 기울어지는 현상을 뜻한다. 골반의 앞, 뒤 기울기는 평균적으로 약 4도 정도의 각도이다. 관상면에서의 움직임은 골반의 상, 하 움직임을 뜻하며,

평균적으로 약 7도 정도의 각도이며, 횡단면에서의 움직임은 골반의 내측, 외측 회전운동을 나타내며 평균적으로 약 10도 정도의 각도이다(Perry, 1992).



그림 13. 보행 시 골반의 움직임(Perry,1992)

2) 엉덩이관절(hip joint)의 움직임

보행 주기 동안 엉덩이 관절은 한 번씩 굴곡과 신전을 하며, 관절은 유각기 중간 위치에서 최대로 굴곡하고 입각기의 시작까지 굴곡한 상태를 유지한다. 입각기가 끝나기 전에 최대 신전에 도달 이후 고관절은 다시 굴곡하기 시작한다(Whittle, 2003).

3) 무릎관절(knee joint)의 움직임

무릎관절은 각 보행 주기 동안 두 번의 굴곡과 신전이 정점(peak)에 이르게 된다. 발뒤꿈치 착지기 이전에 무릎관절이 최대로 신전하며, 입각기 초기에는 굴곡되며, 중간 입각기(mid stance) 즈음에 다시 신전하고 굴곡하기 시작한다. 유각기의 초기(유각기 굴곡) 동안에는 정점에 도달하며, 그 후 다시 발꿈치 착지기 이전에 신전하게 된다(Whittle, 2003).

4) 발목관절과 발(ankle joint and foot)의 움직임

발목관절은 보행 주기 동안에 저측굴곡(plantar flexion)에서 배측굴곡

(dorsiflexion)으로 변화한다. 발목관절은 발뒤꿈치 착지기에 보통 중립위치에서 몇 도의 범위 내에 위치하며 이 때 발뒤꿈치는 약간 내반(varus)되고 발은 약간 회외전(supination)되어 있다. 발뒤꿈치가 지면에 닿은 후에 발목관절은 저측굴곡하여 발이 지면에 평평하게 닿고 회내전(pronation)한다.

발은 경골(tibia) 아래관절을 이용하여 외회전하면서 발은 회내전 상태로 움직이게 된다(Inman et al., 1981). 발가락 들림기에 발뒤꿈치는 지면에서 떨어지며 발목관절 각도는 발가락이 지면에 있고 발뒤꿈치가 지면에서 떨어질 때까지 저측굴곡으로 변한다. 발앞꿈치가 지면에 닿아있고 발뒤꿈치가 지면에서 떨어지는 동안 발뒤꿈치는 내반되고 발은 회외전 상태로 남아있다. 유각기 동안 발목관절은 발앞꿈치가 지면에서 떨어질 때까지 배측굴곡하고 이후에 다시 발뒤꿈치 착지기전까지 중립각도를 유지하게 된다(Whittle, 2003).

5. 보행분석과 연관된 비대칭 파라미터 추출

보행에 대한 연구는 일찍이 Weber et al.(1836)은 연속적인 사진 촬영으로 보행분석을 시도하였으며, 그 이후 Cinefilm 및 Video Camera를 이용한 시각적 분석(Perry, 1992; Sutherland, 1972; Winter, 1974). Electrogoniometer를 이용한 분석으로 운동학적 분석이 주를 이루어 왔고 최근에는 Force plate form, Dynamic EMG, Foot switch등과 함께 컴퓨터에 의한 3차원 동작 분석을 통해 질병이나 사고에 의한 비정상보행에 이르기까지 여러 형태의 보행 동작에 대한 연구가 이루어져 왔다(Gosselin 1987; Perry 1992; Sutherland, 1972; Winter, 1974). 국내에서도 정상보행에 대한 연구가 활발히 진행되어 오고 있으며(김상겸 등, 1992; 김봉옥, 1994; 서국웅 등, 1993; 윤승호 등, 1992), 최근에 이르러 특별한 관심의

대상이 되고 있는 분야가 바로 특수한 상황에서의 보행에 대한 진단과 평가이다(John, 1999; Jessie, 1995; Powers, 1997; Smith & Gillear, 1996). 특수한 상황이란 의학적 진단을 통해 나타난 병적 증상 때문에 보행에 장애가 있는 경우를 말하며(김로빈, 2000), 보행에 장애가 있는 환자들을 대상으로 외과적 장애를 일으킬 수 있는 동작에 대한 의학적 진단과 개선에 초점을 둔 연구들이 시도되고 있다. 보행분석이란 보행 주기 동안 고관절, 슬관절, 족관절의 정면, 측면, 그리고 횡단면상의 3차원 움직임을 측정하고, 이를 통하여 보행의 이상 유무를 진단하고 평가하는 검사로 관절의 운동학(kinematics)적 측정을 중심으로 이루어진다(박수경, 2010).

또한 보행분석의 결과는 36개 이상의 그래프 혹은 3600개 이상의 데이터로 구성된다. 이러한 데이터는 서로간의 긴밀한 상관관계를 가지고 있기 때문에 한 관절의 비정상적 운동패턴은 타 관절의 보상작용을 유발하거나 비정상적 운동패턴을 유발한다(임용훈, 2009). 그러나 현재까지의 대부분의 연구들은 이러한 기구학적, 역학적 데이터만을 중심으로 환자의 보행 특성을 분석하여 왔으며, 18개 이상의 그래프 또는 1800개 이상의 종속성을 갖는 데이터의 복잡한 해석이 요구된다. 특히, 보행분석에서 결과 분석에 사용되는 기구학적, 역학적 데이터를 증상에 따라 현저하게 다른 패턴을 나타내며 데이터의 복잡성 때문에 전문가의 주관적인 판단에 의존하게 된다는 한계점을 지니게 된다. 따라서 2000년도 이후부터는 보행분석 데이터의 압축 및 수치화를 위한 보행요소(Gait parameter) 추출과 이러한 보행요소를 이용한 평가모델 개발 및 수치화에 대한 연구가 이루어져 왔다(임용훈, 2009).

이와 관련된 선행연구를 살펴보면 Schutte et al.(2000)은 보행 중 발생하는 하지관절의 기구학적 변화량 중에서 13개의 주요 보행요소와 보행속도, 보폭, 입각기 시간을 포함하는 16개의 파라미터를 이용하여 주요소분석법을 이용한 Normalcy Index를 제시하여 비질환 보행군, 편마비, 양측마비

환자그룹의 통계적으로 평가하여 임상 적용 가능성을 검증하였으며, Assi et al.(2006)은 Schutte et al.(2000)에 의하여 제시된 Normalcy Index의 임상적 신뢰성을 평가하기 위하여 뇌성마비 환자를 대상으로 실험을 수행하여 비질환 보행그룹 16명과 뇌성마비 아동을 대상으로 수행된 보행분석에서 저자는 Normalcy Index가 비질환 보행그룹과 환자를 구분하거나 시술 전후를 평가하는데 사용이 가능한 것으로 보고하였다. Wu et al.(2007)은 커널주요소분석법(Kernel Principal Component Analysis: kPCA)를 이용하여 보행 중 발생하는 관절의 기구학적 변화량 중 비질환 보행그룹과 환자그룹을 비교하기 위한 주요 50개 파라미터를 제시하였으며, 이를 이용하여 비질환 보행그룹 및 환자의 보행패턴을 분류하였다.

Ⅲ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상자는 S시 K대 병원 정형외과에 내원하는 10도 이상의 만곡을 가진 특발성 척추측만증 환자 중 11~17세 사이의 여자 청소년 16명을 대상으로 하였으며, 8주간의 운동프로그램에 참여 여부에 따라 운동군(n=8), 비운동군(n=8)으로 나누어 신체조성, 체력 및 보행 관련 비대칭 파라미터를 비교, 분석하였다. 실험에 참가하기 전 실험에 관련된 모든 정보와 절차에 대한 설명을 듣고 참가에 동의한 학생들로 선정하였으며, 이들의 신체적 특징은 <표 1>에서 보는 바와 같다.

표 1. 연구 대상의 신체적 특성

	운동군 (n=8)	비운동군 (n=8)
연령(yrs)	20.00±0.93	20.38±1.92
신장(cm)	159.89±0.89	160.59±2.42
체중(kg)	49.48±1.90	52.99±3.89
굽스각(°)	25.29±3.11	34.20±1.86

Mean±SD

2. 연구 절차

본 연구의 실험 절차는 <그림 14>에서 보는 바와 같다.

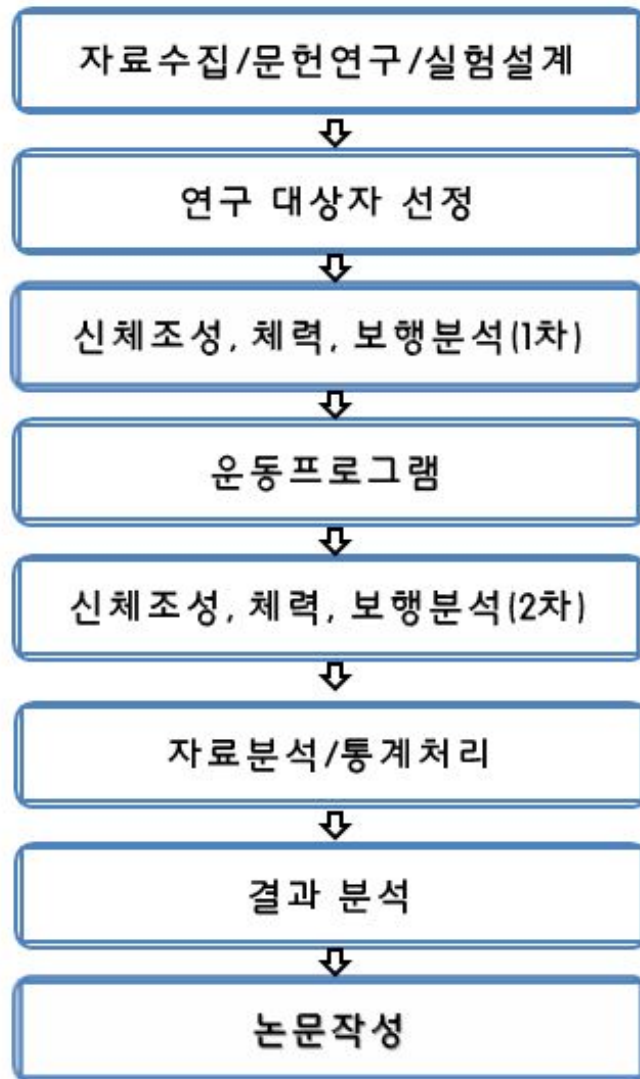


그림 14. 연구 절차

3. 연구 기간

본 연구 기간은 <표 2>에 제시된 바와 같다.

표 2. 연구 기간

절 차	기 간
문헌 조사 및 연구주제 선정	2010. 12 ~ 2011. 03
실험방법 설계 및 참가자 선정	2011. 04 ~ 2011. 06
참가자 모집	2011. 07 ~ 2011. 08
측 정	2011. 08 ~ 2011. 09
통계처리 및 결과 분석	2011. 10 ~ 2011. 10
논문작성	2011. 09 ~ 2011. 11

4. 측정 장비

본 연구에 사용된 측정 장비는 <표 3>에 제시된 바와 같다.

표 3. 측정 장비

분류	모델명(국가)	측정항목
체격	GM-1000(Korea)	신장, 체중
신체조성	InBody 4.0(Korea)	체지방량, 골격근량
체전굴	TKK-5403(Japan)	유연성
배근력계	TKK-5403(Japan)	배근력
X-ray	IR-500-125 RFM-52575 ICR-1000 (USA)	Cobb's 각 측정
보행분석	Optitrack Flex-V100R2 Camera(USA) Force plate(AMT) SB Gait system(Korea)	3차원 보행분석

5. 측정 항목

본 연구의 구체적인 측정 항목 및 방법은 다음과 같다.

1) 체격 측정

체격 측정은 Lohman et al.(1992)의 방법을 이용하였다. 신장은 대상자를 신장계 위에서 직립 자세를 취하게 한 후, 발바닥에서 두(頭)정점까지의 수직거리를 계측하였으며, 기록은 소수점 두자리까지 기입하고 단위는 cm로 기록하였다. 또한 체중은 대상자가 탈의를 한 후 체중계의 중앙에 위치하도록 하고, 기록은 소수점 두자리까지 기입하였으며, 단위는 kg으로 기록하였다.

2) 신체조성 측정

신체구성 검사는 다주파수 임피던스 측정기(InBody4.0)을 이용하여 체지방량(body fat mass), 골격근량(skeletal muscle mass), 체지방량(lean body mass), BMI(body mass index) 등을 측정하였다.

피검자는 가벼운 복장으로 실험실에 도착하여 신장을 계측한 후 선 자세로 대기한 후 양쪽 손바닥과 발바닥을 전해질 티슈(tissue)로 닦아낸 후 측정 장치에 올라 체중을 0.1kg 단위까지 측정하였다. 피험자의 측정 자세는 발 전극을 밟은 후, 손 전극을 잡고 선 자세에서 팔과 다리를 약 15° 정도 벌린 상태로 약 2분간 측정을 하였다.

3) 체력 측정

(1) 유연성

유연성 측정을 위해 앉아 윗몸 앞으로 굽히기(sit and reach)를 실시했다. 앉은 자세에서 양 발바닥이 측정도구의 수직면에 완전히 닿도록 무릎을 펴고 바르게 앉은 후 양손을 모으고 무릎을 굽히지 않은 상태에서 상체를 굽인 후 디지털 좌전굴계의 눈금 아래로 손을 뻗치도록 했다. 이 때 상체의 반동은 배제하도록 주의하며, 손가락 끝이 2초 정도 멈춘 지점의 눈금을 0.5cm 단위로 2회 측정하여 높은 수치로 기록했다.

(2) 평형성

평형성은 곧게 선 후 양 손은 허리에 얹고 한 다리를 앞으로 직각으로 들어 올려 다른 다리로 지지하여 선다. 상체가 많이 흔들리거나, 지지하는 다리가 움직이거나, 들어올린 다리가 지면에 닿았을 때 측정을 종료하였다. 눈을 감은 상태에서 각각 2회씩 측정하여 좋은 결과를 기록하였고, 디지털 초시계를 이용하여 0.01초 단위로 측정하였다.

(3) 배근력

대상자는 검사대 발판 위에 서서 상체를 30°정도 앞으로 굽혀 팔을 펴고 손잡이를 잡도록 한다. 허리를 편 후 정면을 본 상태에서 상체를 일으키며 5초간 힘을 다해 손잡이를 위로 당길 수 있도록 한다. 총 2회 실시하여 좋은 결과를 기록하였다.

(4) 근지구력

근지구력 측정을 위해 윗몸 일으키기(modified sit-ups)를 실시하였으며, 누운 상태로 무릎을 직각으로 굽혀 세우고 발 사이는 주먹 하나 크기의 간격을 띄운다(준비자세). 팔을 곧게 뻗어 손바닥을 넓적다리 위에 올려 준비하며

1회/3초 간격으로 상체를 말아 올려 손으로 무릎 뼈 끝 부분 아래를 닿고 준비 자세로 되돌아오며, 2회 이상 실시하지 못할 경우 횡수를 기록하였다.

4) 콕스(Cobb's) 각 측정

전문의료기관(고대 구로병원 정형외과)에 의하여 2단계 측정을 실시하였다. 1단계는 전방 굴곡 검사로 피검자의 양발을 모은 상태에서 똑바로 선 후 무릎을 편 상태에서 양팔은 손바닥을 마주한 상태로 허리를 90° 구부리면서 늘어뜨린 상태로 상위 흉추, 흉추, 흉요추 이행부 및 요추부에서 늑골 돌출고(rib hump), 요부 돌출고(lumbar hump)를 관찰하였다. 양측 등심대 높이의 차이는 척추측만증 계측기(scoliometer)를 이용하여(Bunnell, 1986) 5° 이상의 변형각을 보인 학생을 대상으로 2단계 방사선 검사를 실시하였다.

2단계는 1단계에서 양성으로 판정된 피검자에 대해 기립 척추 전장 후 전방(posteoanterior) 단순 방사선 사진을 촬영하여 Cobb's 방법에 따라 측만각을 측정하였다<그림 15>.

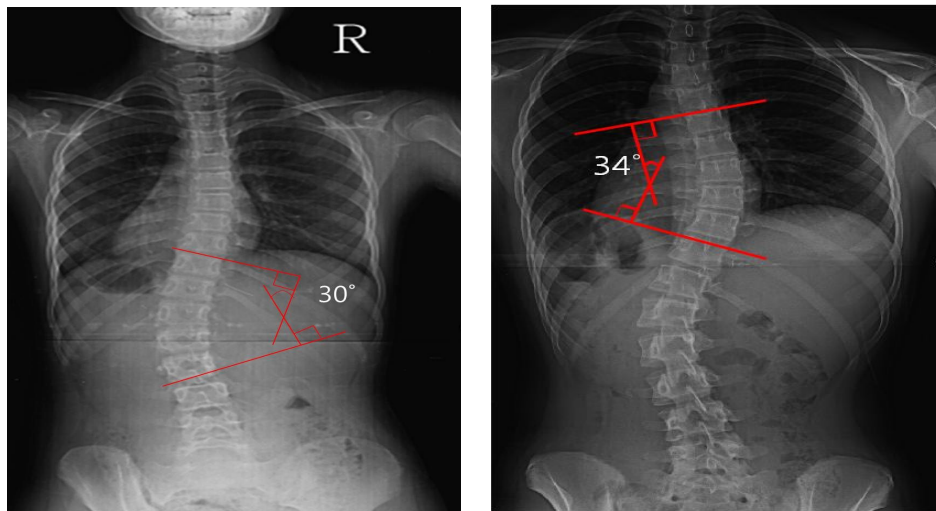


그림 15. Cobb's 각 측정 방법

5) 보행 측정

평평한 실험실에 보행 측정을 위하여 카메라를 설치하고 보행 통로 중앙에 지면반력기를 설치하였다. 또한 기준좌표계(global reference frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영 후 제거하였다. 각 피험자들에게 실험목적과 주위사항을 전달 후, 피검자들의 인체 37곳의 관절에 표면반사마커(직경 25mm, 13mm)를 부착하였다. 척추측만증 청소년에게 표준보행속도 $1.40(\pm 0.08)\text{m/s}$ 로 걷도록 임의의 과제를 주어 보행을 실시하였으며, 8m 보행로(walkway)에서 걷는데 걸리는 시간을 측정하기 위해 2대의 포토셀(photocell, Visol)을 설치하였다. 보행분석의 3차원 영상으로 획득하기 위하여 Swingbank사의 Optitrack 카메라 8대, Force plate(AMT) 2대와 SB Gait 시스템이 사용되었다. Optitrack는 각 카메라가 광학 마커들로부터 얻은 2차원의 영상들을 3차원으로 재구성하여 각 마커의 위치 데이터와 함께 각 신체 분절의 각도 값을 측정하는 적외선 카메라 장치이며 100hz로 측정을 하였다. 그리고 SB Gait 시스템은 8대의 카메라로부터 얻는 운동학적 데이터와 지면 반력 데이터를 같은 시간 프레임으로 동기화시키는 역할을 하였다<그림 16>.



그림 16. 보행 측정

6) 운동프로그램

운동프로그램은 1회 60분, 주 3회, 8주간 실시하였으며, 황룡(1995)의 치료원칙을 기초로 하여 Michael et al.(2000), Janda(1998)의 프로그램을 적용하였다. 운동프로그램은 척추기립근을 중심으로 하는 근력강화 및 유연성 향상, 올바른 보행을 위해 하체 밸런스에 초점을 두어 구성하였다. 또한 상체의 회전(rotation), 굴곡(flexion), 신전(extension), 측면굴곡(lateral flexion)을 통해 척추의 굴곡을 조장하는 근육의 발달을 도모하였다. 준비운동과 정리운동은 주로 스트레칭으로 실시하였으며 본 운동은 신체의 좌우대칭과 협응성을 향상시키는 목적으로 실시하였고 운동 강도는 운동실시에 따른 상대적 운동 강도변화에 따라 점증부하 실시하였다. 구체적인 운동프로그램은 <표 4>에 제시하였다.

표 4. 운동프로그램

구분	종류	방법	강도/시간
준비운동	스트레칭	근육·관절의 신전 운동범위 확장을 위한 스트레칭	10min RPE 9~10
		muscle cylinder trunk rotation pelvic tilt abdominal curl knee tuck lying opposites squat bridge rolling forward reaching	40min 1 SET 10~15sec RPE 11~15
본운동	매트		
정리운동	스트레칭	신체적 휴식을 위한 스트레칭	10min RPE 9~10

RPE: rating of perceived exertion

6. 자료 산출

1) 인체 분절 관성치(Body Segment Inertial Parameters : BSIPs)

본 연구에서는 인체를 머리, 골반, 몸통, 좌·우 상완, 전완, 손, 대퇴, 하퇴, 발로 총 15개 분절로 분류하여 분석하였다.

3차원 영상 분석 장비를 이용하여 Modified Helen Hayes Marker Set를 이용하여 피험자의 신체에 37개의 광학 마커(optical marker)를 부착하였고, 마커 부착점은 <그림 17>, <표 5>에 제시하였다.

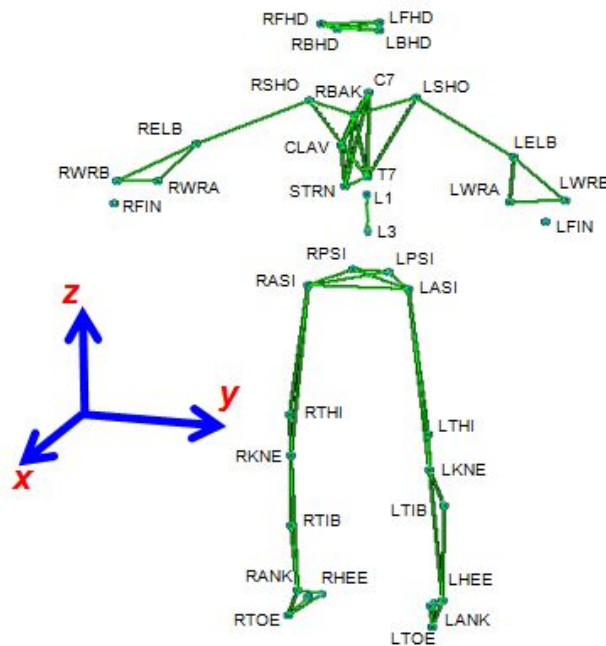


그림 17. 광학 마커 부착점

표 5. 광학 마커 부착점

Modified Helen Hayes Marker SET				
		Right	Left	
Head	RFHD	Right frond head	LFHD	Left frond head
	RBHD	Right back head	LBHD	Left back head
Shoulder	RSHO	Right shoulder	LSHO	Left shoulder
Upper limbs	RELB	Right elbow	LELB	Left elbow
	RWRA	Right wrist A	LWRA	Left wrist a
	RWRB	Right wrist B	LWRB	Left wrist b
	RFIN	Right finger	LFIN	Left finger
Lower limbs	RTHI	Right thigh	LTHI	Left thigh
	RKNE	Right knee	LKNE	Left knee
	RTIB	Right tibia	LTIB	Left tibia
	RANK	Right ankle	LANK	Left ankle
	RHEE	Right heel	LHEE	Left heel
	RTOE	Right toe	LTOE	Left toe
Torso	CLAN	Clavicle	RBAK	Right back
	STRN	Sternum	LASI	Left anterior spinail iaca
	RASI	Right anterior spial iaca	LPSI	Left posterior spina iliaca
	RPSI	Right posterior spina iliaca		
Spine	C7		L1	
	T10		L3	

2) 3차원 자료 계산

인체가 연속적으로 3차원 공간상에서 움직임으로 이를 설명하기 위해서는 관성좌표계(global frame)를 기준으로 분절의 지향각(orientation angles)과 인체에 부착된 마크의 3차원 공간상의 위치정보가 요구되어진다. 본 연구에서 사용된 전역좌표계는 오른손 직교좌표계이다. 원점을 중심으로 수직이 되는 3개의 축은 벡터 X, Y, Z로 정의하였다. X축은 피험자의 좌·우(medial-lateral) 방향, Y축은 전·후(anterior-posterior)방향, Z축은 수직(vertical)방향으로 설정하였다. 피험자들이 걸어가는 방향을 X축의 양의 방향으로 설정하였고, 피험자들이 걸어가는 방향을 중심으로 오른쪽을 Y축의 양의 방향으로 설정하였으며, 지면과 수직이 되는 위쪽을 Z축의 양의 방향으로 설정하였다<그림 18>.

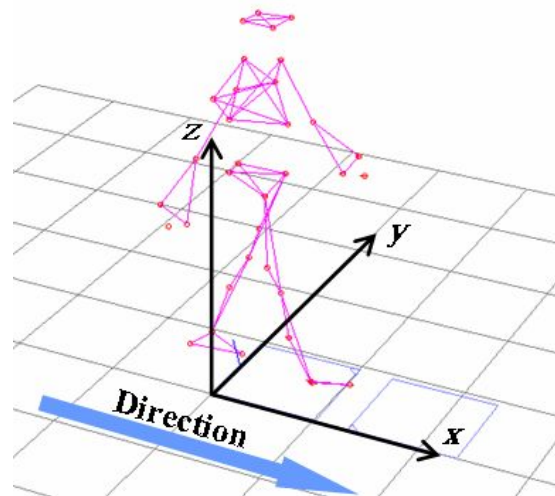


그림 18. 보행 좌표

모멘트 산출식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}\vec{\Sigma F} &= m\vec{a} \\ I &= \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 \\ \alpha &= \frac{R}{I} T \\ \vec{\Sigma M} &= I\alpha\end{aligned}$$

관성모멘트는 일반적으로 위에 있는 수식을 사용하지만 여기서는 자동적으로 산출 되어지는 프로그램을 이용하여 산출하였다.

또한 시상면(sagittal plane)에서는 flexion, extension의 각도이며, 전두면(frontal plane)에서 abduction, adduction의 각도이다. 그리고 hip은 골반을 기준으로 허벅지의 움직임을 각도이며, knee는 허벅지를 기준으로 종아리의 움직임을 각도이며, ankle은 종아리를 기준으로 발의 움직임을 각도로 나타내었다.

3) 변수 선정

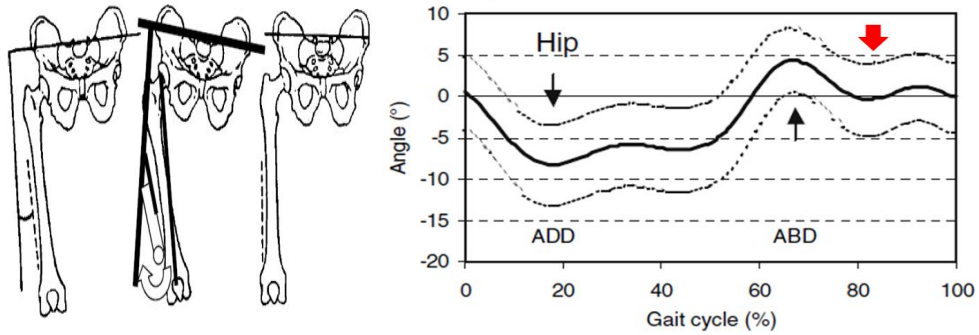
Wu et al.(2007)은 커널주요소분석법(Kernel Principal component analysis: kPCA)를 이용하여 보행 중 발생하는 관절의 기구학적 변화량 중 비질환 보행그룹과 환자그룹을 비교하기 위한 주요 50여개 파라미터를 제시하였으며, 이를 이용하여 비질환 보행그룹 및 환자의 보행패턴을 분류하였다. Fortin et al.(2008)은 척추측만증과 관련된 운동학적, 운동역학적 파라미터의 신뢰성을 검증하였다. 그 중 보행 1 cycle로 분석할 수 있는 척추측만과 관련된 종속성과 독립성을 가진 비대칭(asymmetric) 파라미터를 추출하여 8개로 선정하였으며, Matlab(R2009a)을 이용하여 분석하였으며, SB Gait 프로그램에서 알고리즘을 제공하였다<표6>.

(1) 최종 파라미터

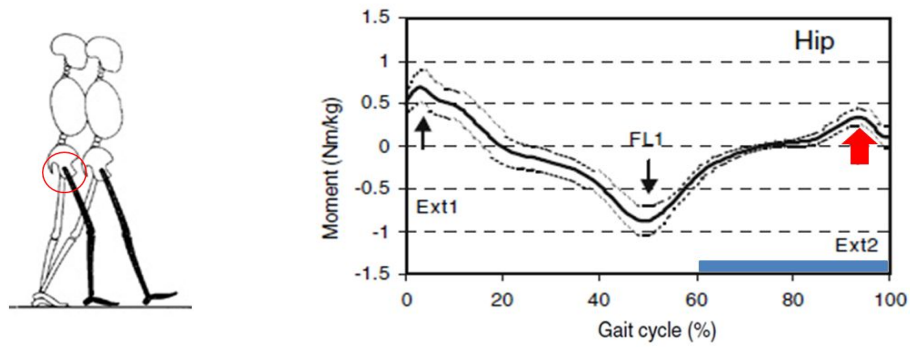
표 6. 추출된 비대칭 파라미터

파라미터	단 위	설 명
Hip maximal adduction in swing	(degree)	전두면에서 유각기때 골반을 기준으로 최대 내전된 허벅지의 움직임의 각도
Hip maximal extention moment at end of swing	(Nm/kg)	시상면에서 지면반력을 통해 산출된 유각기 끝에서의 신전된 모멘트
Hip maximal postive power by flexors at swing	(watt/kg)	시상면에서 지면반력을 통해 산출된 유각기 때 굴곡에 의한 최대 양의 힘
knee maximal flextion in swing	(degree)	시상면에서 유각기때 종아리를 기준으로 최대 굴곡된 발의 움직임의 각도
knee second maximal flextion moment at end of swing phase	(Nm/kg)	시상면에서 지면반력을 통해 산출된 유각기 국면의 끝에서의 굴곡된 두 번째 최대 모멘트
knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing	(watt/kg)	시상면에서 유각기 끝에서 굴곡된 무릎에 의한 최대 음의 힘
Ankle maximal adduction in swing	(degree)	전두면에서 유각기 때 종아리를 기준으로 최대 내전된 발의 움직임의 각도
Cadence	(step/min)	분당 동안의 걸음수

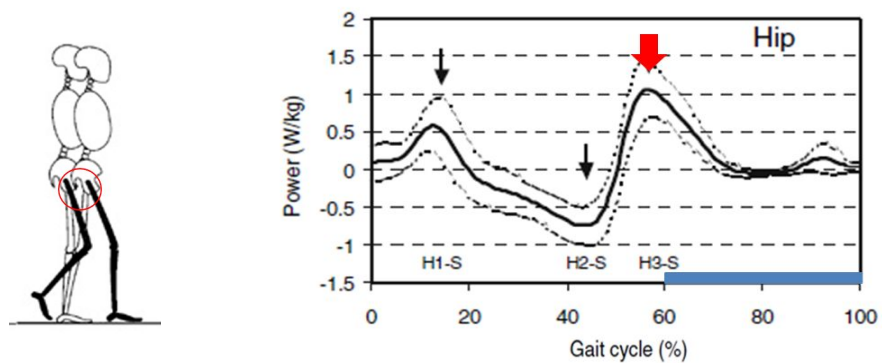
① Hip maximal adduction in swing



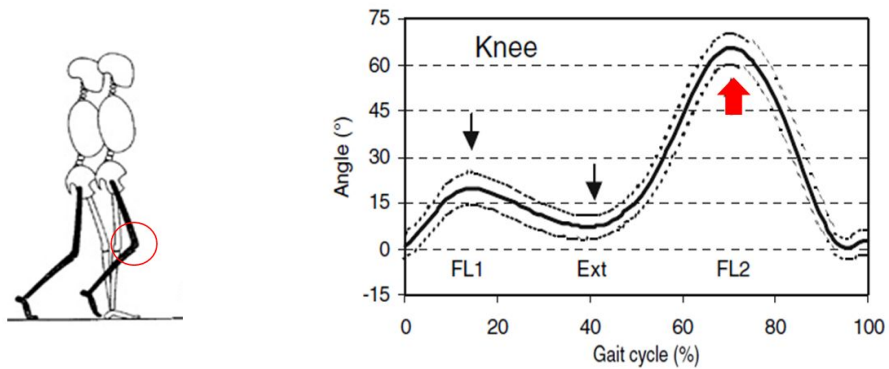
② Hip maximal extension moment at end of swing



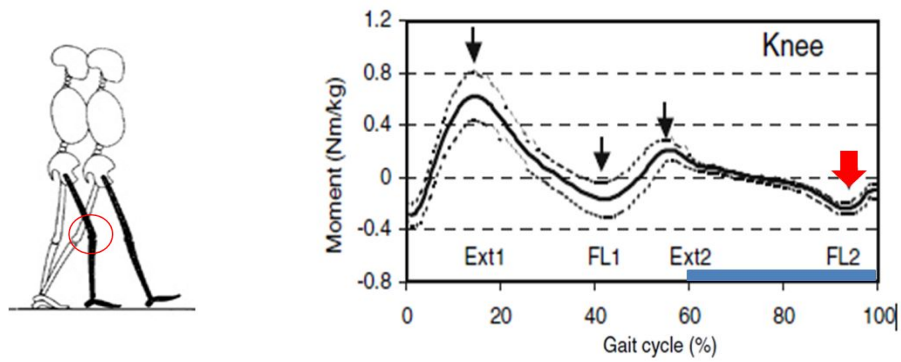
③ Hip maximal positive power by flexors at swing



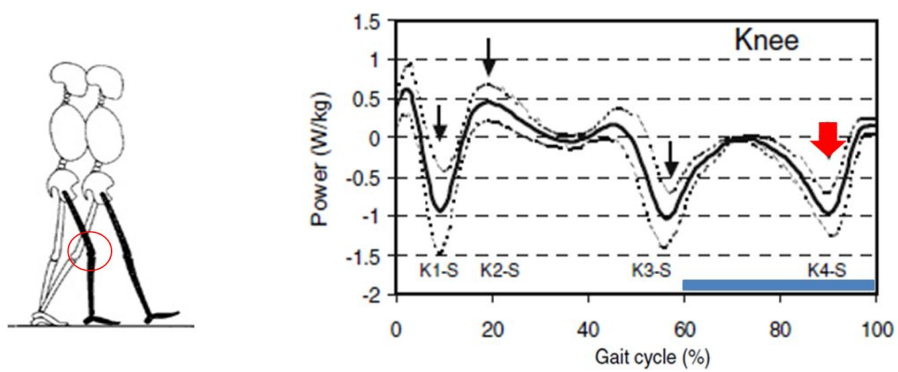
④ Knee maximal flexion in swing



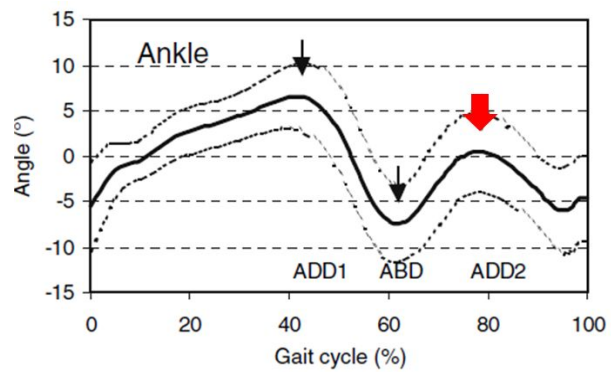
⑤ Knee second maximal flexion moment at end of swing phase



⑥ Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing



⑦ Ankle maximal adduction in swing



7. 자료 처리

본 연구의 결과를 분석하기 위하여 PASW 18.0 version 통계 프로그램을 이용하여 평균(M)과 표준편차(SD)를 산출하였다. 그룹과 측정시기에 따른 차이 검정을 위해 two-way repeated measure ANOVA를 이용하였다. 모든 통계 분석은 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

IV. 연구 결과

본 연구는 S시 K대 병원 정형외과에 내원하는 흉추·흉요추·요추부위 중 Cobb's 각이 10도 이상의 만곡을 가진 특발성 척추측만증 환자 중 11~17세 사이의 여자 청소년 16명을 대상으로 하였으며, 8주간의 운동프로그램에 참여 여부에 따라 운동군(n=8), 비운동군(n=8)으로 나누어 신체조성, 체력 및 보행 관련 비대칭 파라미터를 비교, 분석하였다.

1. 그룹별 체격 및 신체조성

운동군과 비운동군의 운동 전·후 체격 및 신체조성 비교 분석 결과는 다음 <표 7~13>, <그림 19~24>과 같다.

표 7. 측정시기에 따른 그룹별 체격 및 신체조성 결과

	운동군(n=8)		비운동군(n=8)	
	pre	post	pre	post
신 장(cm)	155.19±8.19	155.94±7.75	161.34±5.02	161.68±4.80
체 중(kg)	47.33±9.38	48.33±8.41	47.79±5.89	48.60±5.60
골격근량(kg)	17.29±3.44	17.81±3.18	18.40±2.10	18.51±2.24
체지방량(kg)	12.73±5.53	12.94±4.96	11.55±3.25	12.21±2.93
제지방량(kg)	34.6±5.06	35.39±4.70	36.24±3.11	36.39±3.29
BMI(kg/m ²)	9.43±8.72	15.16±6.56	15.38±7.92	17.25±7.90

Mean±SD

1) 운동 전·후 신장 비교

신장 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 8. 신장 two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	282.625	1	282.625	3.247
오차	1218.502	14	87.036	
측정시기	2.365	1	2.365	23.330***
측정시기×그룹	.340	1	.340	3.357
오차	1.419	14	.101	

*** $p < .001$

신체조성 중 신장에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=3.247$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=23.330$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .001$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=3.357$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

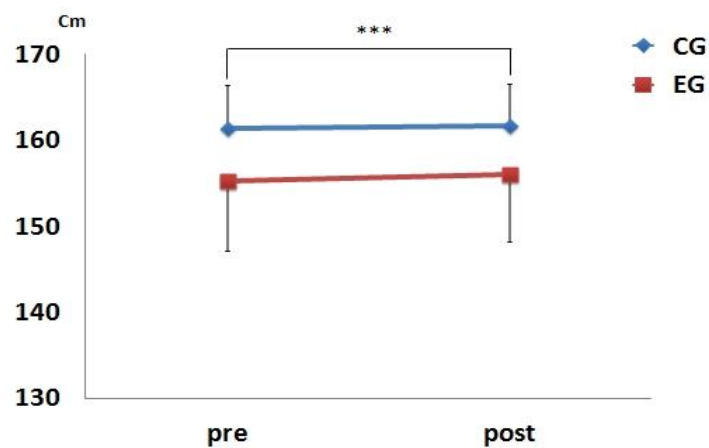


그림 19. 운동 전·후 신장 비교

2) 운동 전·후 체중 비교

체중 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 9. 체중 two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	1.088	1	1.088	.010
오차	1561.554	14	111.540	
측정시기	6.570	1	6.570	8.740*
측정시기×그룹	.070	1	.070	.094
오차	10.524	14	.752	

* $p < .05$

신체조성 중 체중에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.010$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=8.740$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=.094$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

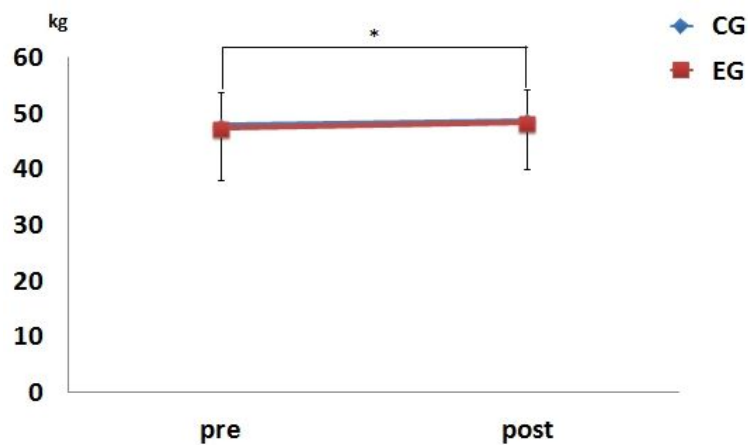


그림 20. 운동 전·후 체중 비교

3) 운동 전·후 골격근 비교

골격근 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 10. 골격근 two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	6.570	1	6.570	.422
오차	217.784	14	15.556	
측정시기	.813	1	.813	6.533*
측정시기×그룹	.340	1	.340	2.735
오차	1.742	14	.124	

* $p < .05$

신체조성 중 골격근에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.422$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=6.533$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=2.735$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

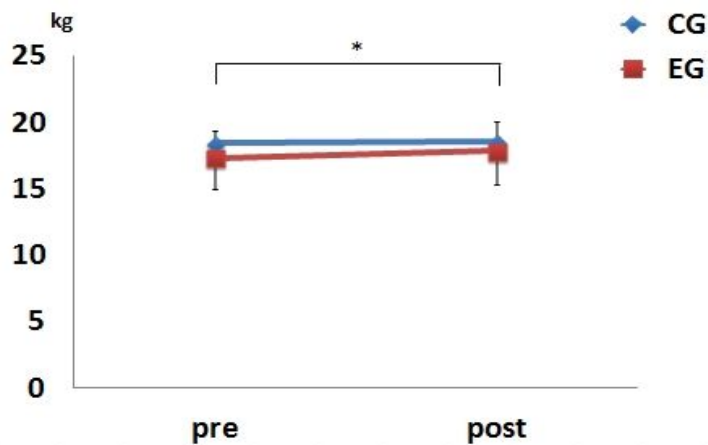


그림 21. 운동 전·후 골격근 비교

4) 운동 전·후 체지방량 비교

체지방량 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 11. 체지방량 two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	7.220	1	7.220	.196
오차	514.599	14	36.757	
측정시기	1.531	1	1.531	3.607
측정시기×그룹	.405	1	.405	.954
오차	5.944	14	.425	

신체조성 중 체지방량에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.196$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=3.607$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=.954$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

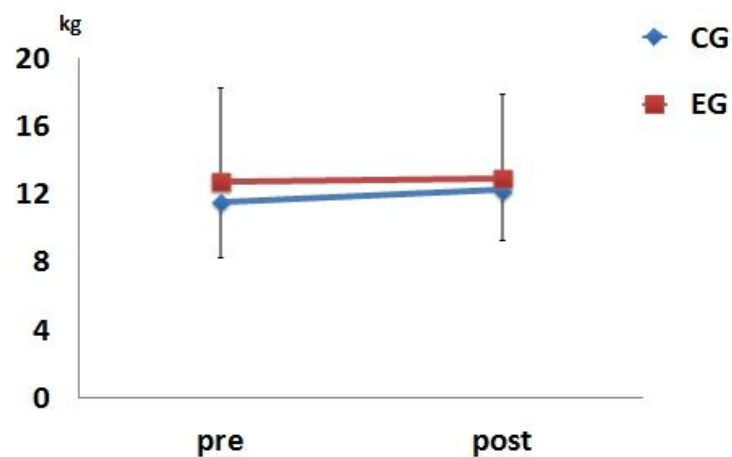


그림 22. 운동 전·후 체지방량 비교

5) 운동 전·후 제지방량 비교

제지방량 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 12. 제지방량 two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	13.913	1	13.913	.411
오차	473.542	14	33.824	
측정시기	1.758	1	1.758	6.661*
측정시기×그룹	.813	1	.813	3.080
오차	3.694	14	.264	

* $p < .05$

신체조성 중 제지방량에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.411$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=6.661$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=3.080$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

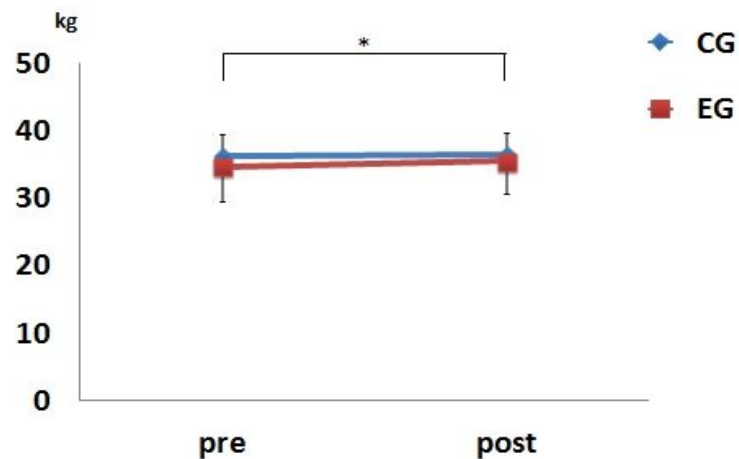


그림 23. 운동 전·후 제지방량 비교

6) 운동 전·후 BMI 비교

BMI two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 13. BMI two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	13.005	1	13.005	1.286
오차	141.554	14	10.111	
측정시기	.605	1	.605	5.030*
측정시기×그룹	.001	1	.001	.010
오차	1.684	14	.120	

* $p < .05$

신체조성 중 BMI에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=1.286$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=5.030$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=.010$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

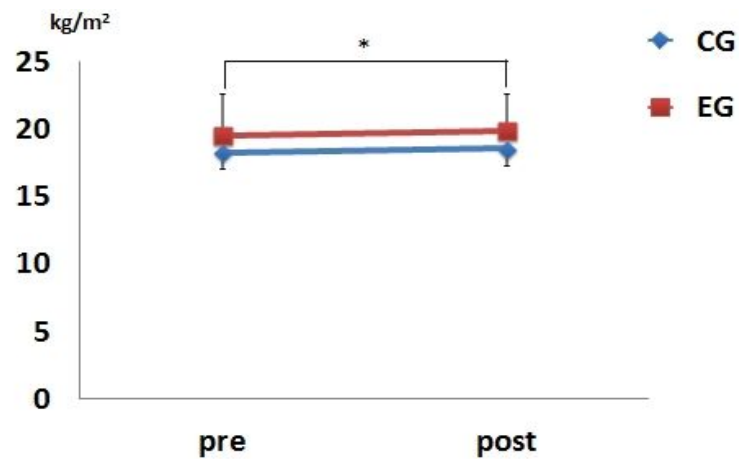


그림 24. 운동 전·후 BMI 비교

2. 그룹별 체력검사

운동군은 RPE 11~15로 60분간 주3일을 실시하였으며, 운동군과 비운동군의 운동 전·후 체력 비교 분석 결과는 다음 <표 14~19>, <그림 25~29>과 같다.

표 14. 측정시기에 따른 그룹별 체력검사 결과

	운동군(n=8)		비운동군(n=8)	
	pre	post	pre	post
유연성(cm)	9.43±8.72	15.16±6.56	15.38±7.92	17.25±7.90
좌측 평형성(second)	8.66±5.19	25.73±14.48	18.57±13.67	17.02±16.55
우측 평형성(second)	7.36±5.27	27.34±10.7	14.91±10.17	20.47±18.89
배근력(kg)	31.74±7.78	44.56±12.27	35.31±9.16	41.58±9.61
근지구력(num)	33.25±13.37	63.00±19.71	29.88±27.23	35.50±27.64

Mean±SD

1) 운동 전·후 유연성 비교

유연성 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 15. 유연성 two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	129.404	1	129.404	1.088
오차	1665.857	14	118.990	
측정시기	115.710	1	115.710	37.157***
측정시기×그룹	29.934	1	29.934	9.613**
오차	43.597	14	3.114	

** $p < .01$, *** $p < .001$

체력측정 중 유연성에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=1.088$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=37.157$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .001$). 또한 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=9.613$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .01$).

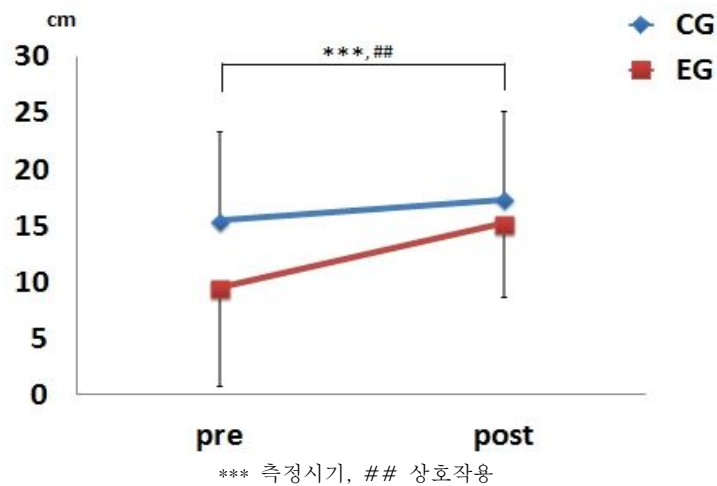


그림 25. 운동 전·후 유연성 비교

2) 운동 전·후 평형성 비교

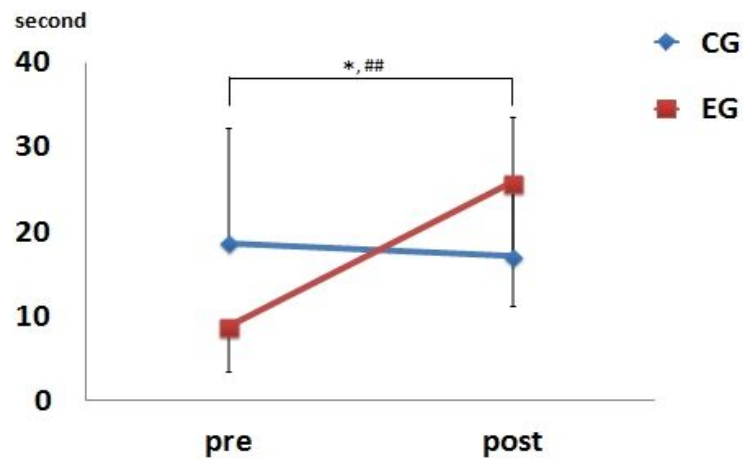
평형성 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다

표 16. 평형성(좌) two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	2.904	1	2.904	.011
오차	3853.234	14	275.231	
측정시기	480.965	1	480.965	6.543*
측정시기×그룹	693.223	1	693.223	9.431**
오차	1029.082	14	73.506	

* $p < .05$, ** $p < .01$,

체력측정 중 좌측 평형성에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.011$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=6.543$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 또한 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=9.431$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .01$).



* 측정시기, ## 상호작용

그림 26. 운동 전·후 평형성(좌) 비교

표 17. 평형성(우) two-way repeated measure ANOVA

7	SS	df	MS	F
그룹	.935	1	.935	.005
오차	2904.579	14	207.470	
측정시기	1303.945	1	1303.945	13.916**
측정시기×그룹	415.657	1	415.657	4.436
오차	1311.851	14	93.704	

** $p < .01$

체력측정 중 우측 평형성에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.005$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=13.916$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .01$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=4.436$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

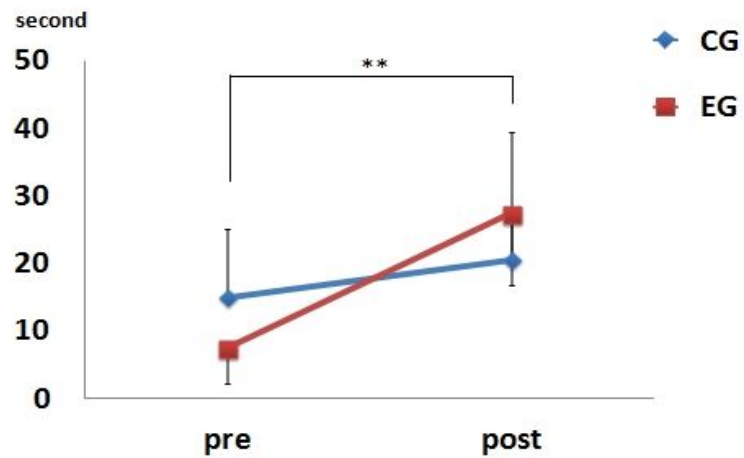


그림 27. 운동 전·후 평형성(우) 비교

3) 운동 전·후 배근력 비교

배근력 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 18. 배근력 two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	.690	1	.690	.005
오차	1868.924	14	133.495	
측정시기	728.665	1	728.665	12.120**
측정시기×그룹	86.133	1	86.133	1.433
오차	841.667	14	60.119	

** $p < .01$

체력측정 중 배근력에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.005$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=12.120$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .01$). 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=1.433$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

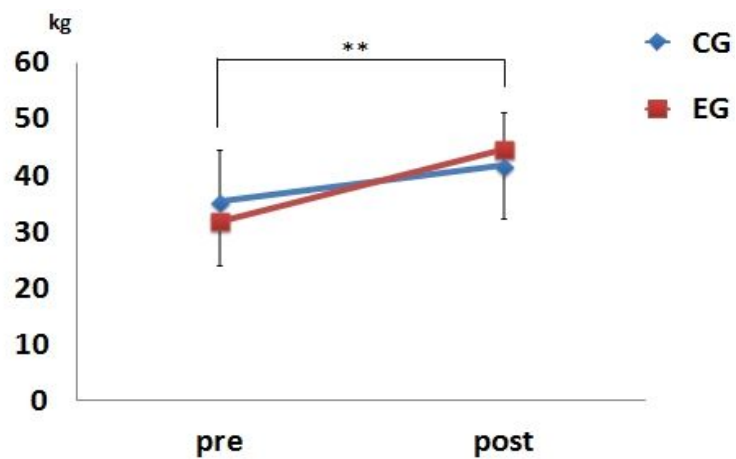


그림 28. 운동 전·후 배근력 비교

4) 운동 전·후 근지구력 비교

근지구력 two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 19. 근지구력 two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	1906.531	1	1906.531	2.138
오차	12484.688	14	891.763	
측정시기	2502.781	1	2502.781	17.314***
측정시기×그룹	1164.031	1	1164.031	8.053*
오차	2023.688	14	144.549	

* $p < .05$, *** $p < .001$,

체력측정 중 근지구력에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=2.138$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=17.314$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .001$). 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=8.053$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).

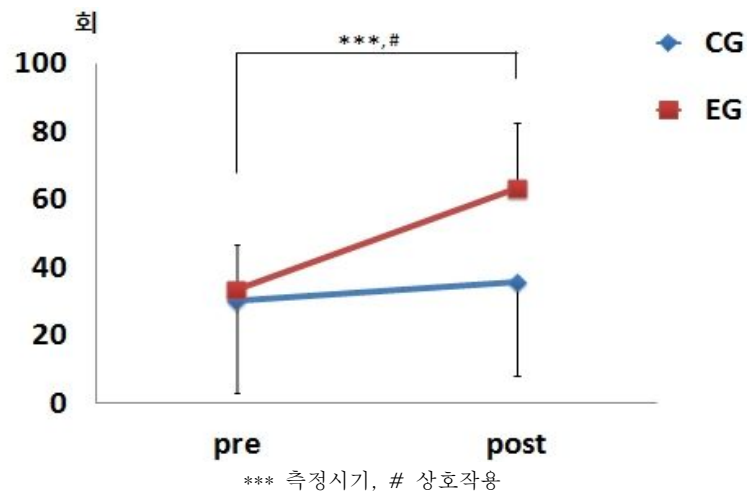


그림 29. 운동 전·후 근지구력 비교

3. 그룹별 보행분석

운동군은 RPE 11~15로 60분간 주3일을 실시하였으며, 운동군과 비운동군의 운동 전·후 보행 비교 분석 결과는 다음 <표 20~28>, <그림 30~37>과 같다

표 20. 측정시기에 따른 그룹별 보행분석 결과

	운동군(n=8)		비운동군(n=8)	
	pre	post	pre	post
Hip maximal adduction in swing	6.24±3.73	2.69±1.68	3.79±2.21	5.25±3.25
Hip maximal extension moment at end of swing	0.09±0.11	0.06±0.07	0.10±0.14	0.12±0.12
Hip maximal positive power by flexors at swing	5.06±2.16	1.45±1.73	5.04±3.58	4.32±6.80
Knee maximal flexion in swing	10.16±6.52	7.45±5.47	10.66±9.69	10.81±6.48
Knee second maximal flexion moment at end of swing phase	0.04±0.05	0.01±0.01	0.03±0.04	0.03±0.04
Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing	3.05±4.14	0.71±0.66	3.17±4.15	3.42±3.72
Ankle maximal adduction in swing	2.03±2.11	0.78±0.66	2.66±2.18	2.48±3.38
Cadence	17.79±20.99	10.29±4.03	17.86±21.95	17.39±12.22

Mean±SD

1) 운동 전·후 Hip maximal adduction in swing 비교

Hip maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 21. Hip maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	.025	1	.025	.003
오차	126.132	14	9.009	
측정시기	8.689	1	8.689	1.229
측정시기×그룹	50.363	1	50.363	7.124*
오차	98.978	14	7.070	

* $p < .05$

보행분석 중 Hip maximal adduction in swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.003$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=1.229$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 그러나 측정시기×그룹간 상호작용은 $F(1,14)=7.124$ 로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).

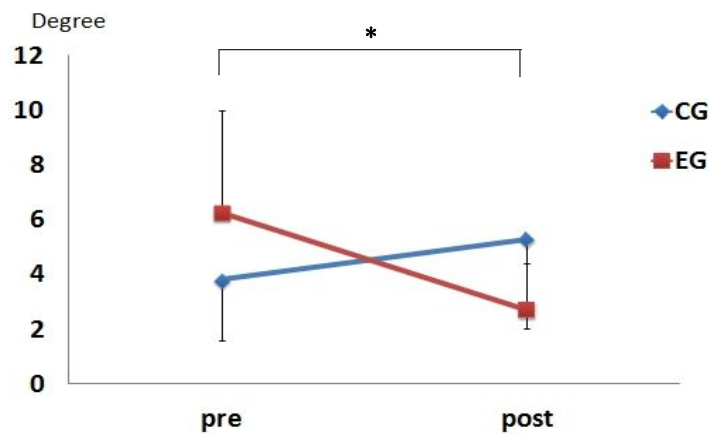


그림 30. 운동 전·후 Hip maximal adduction in swing 비교

2) 운동 전·후 Hip maximal extension moment at end of swing 비교

Hip maximal extension moment at end of swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 22. Hip maximal extension moment at end of swing two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	.000	1	.000	.897
오차	.001	14	.000	
측정시기	.000	1	.000	.016
측정시기×그룹	.000	1	.000	.359
오차	.002	14	.000	

보행분석 중 Hip maximal extension moment at end of swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.897$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=.016$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=.359$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

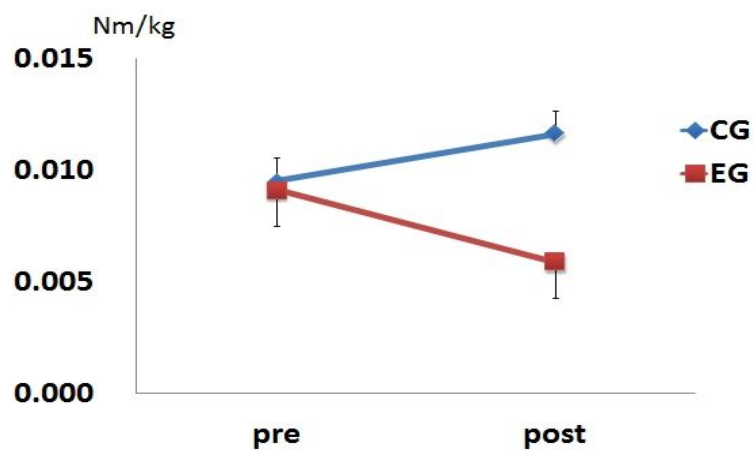


그림 31. 운동전·후 Hip maximal extension moment at end of swing 비교

3) 운동 전·후 Hip maximal positive power by flexors at swing 비교

Hip maximal positive power by flexors at swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 23. Hip maximal positive power by flexors at swing two-way repeated measure ANOVA

	SS	df	MS	F
그룹	16.269	1	16.269	.745
오차	305.700	14	21.836	
측정시기	37.535	1	37.535	3.261
측정시기×그룹	16.816	1	16.816	1.461
오차	161.121	14	11.509	

보행분석 중 Hip maximal positive power by flexors at swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.745$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=3.261$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=1.461$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

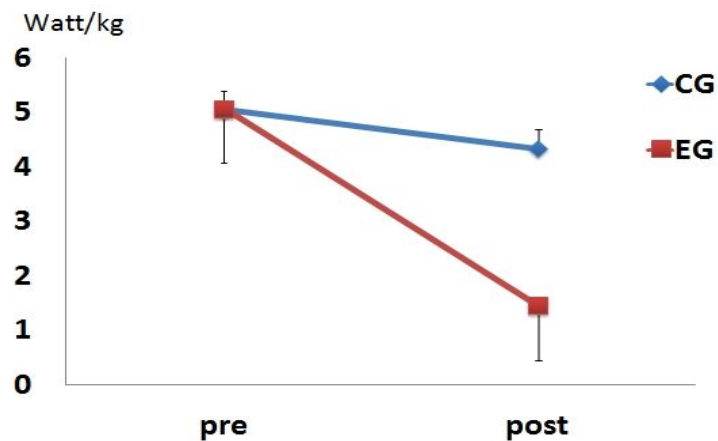


그림 32. 운동 전·후 Hip maximal positive power by flexors at swing 비교

4) 운동 전·후 Knee maximal flexion in swing 비교

Knee maximal flexion in swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 24. Knee maximal flexion in swing two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	16.462	1	16.462	.601
오차	383.274	14	27.377	
측정시기	13.182	1	13.182	.481
측정시기×그룹	16.462	1	16.462	.601
오차	383.274	14	27.377	

보행분석 중 Knee maximal flexion in swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.601$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=.481$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=.601$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

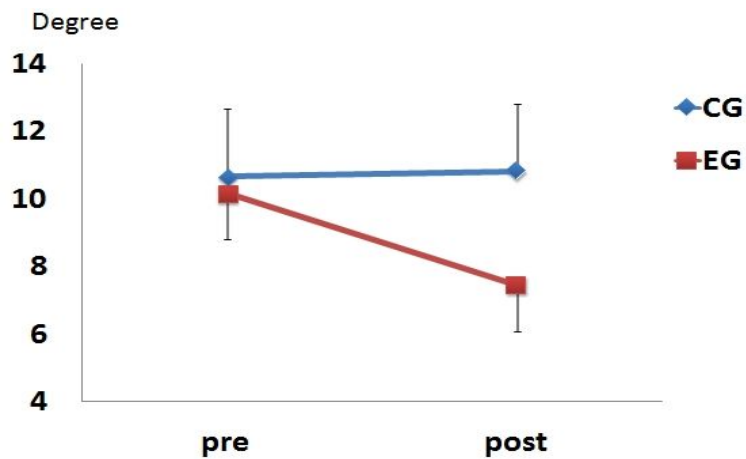


그림 33. 운동 전·후 Knee maximal flexion in swing 비교

5) 운동 전·후 Knee second maximal flexion moment at end of swing phase 비교

Knee second maximal flexion moment at end of swing phase two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 25. Knee second maximal flexion moment at end of swing phase two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	.001	1	.001	.553
오차	.016	14	.001	
측정시기	.002	1	.002	.818
측정시기×그룹	.001	1	.001	.775
오차	.027	14	.002	

보행분석 중 Knee second maximal flexion moment at end of swing phase 에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.553$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=.818$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=.775$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

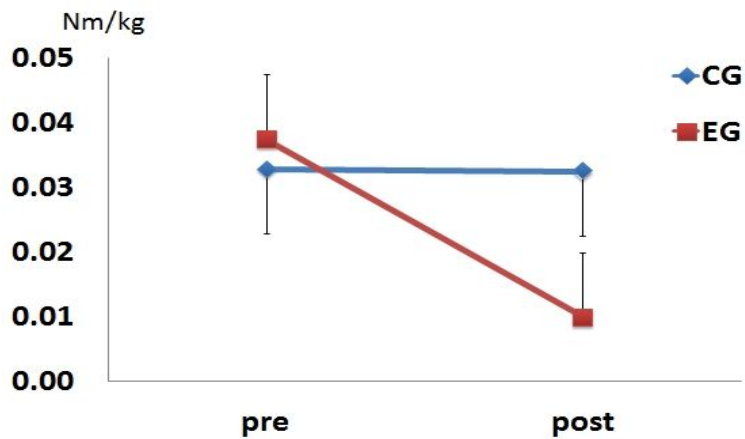


그림 34. 운동 전·후 Knee second maximal flexion moment at end of swing phase 비교

6) 운동 전·후 Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing 비교

Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 26. Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	13.507	1	13.507	1.724
오차	109.692	14	7.835	
측정시기	8.705	1	8.705	1.111
측정시기×그룹	13.507	1	13.507	1.724
오차	109.692	14	7.835	

보행분석 중 Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=1.724$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=1.111$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호 작용도 $F(1,14)=1.724$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

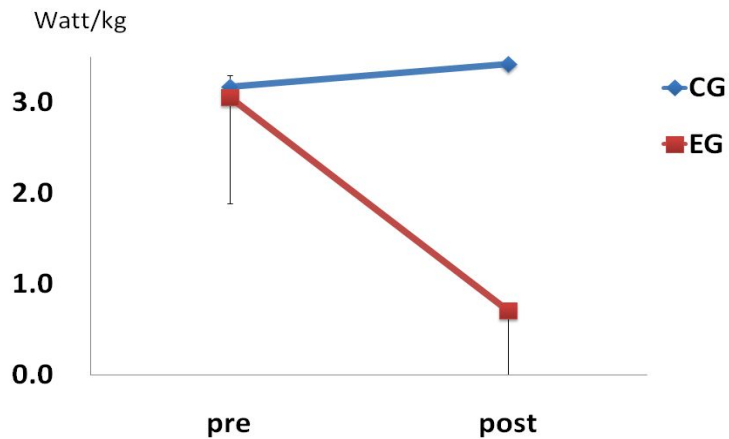


그림 35. 운동 전·후 Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing 비교

7) 운동 전·후 Ankle maximal adduction in swing 비교

Ankle maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 27. Ankle maximal adduction in swing two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	10.811	1	10.811	1.446
오차	104.687	14	7.478	
측정시기	4.084	1	4.084	1.339
측정시기×그룹	2.306	1	2.306	.756
오차	42.717	14	3.051	

보행분석 중 Ankle maximal adduction in swing에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=1.446$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=1.339$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=.756$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

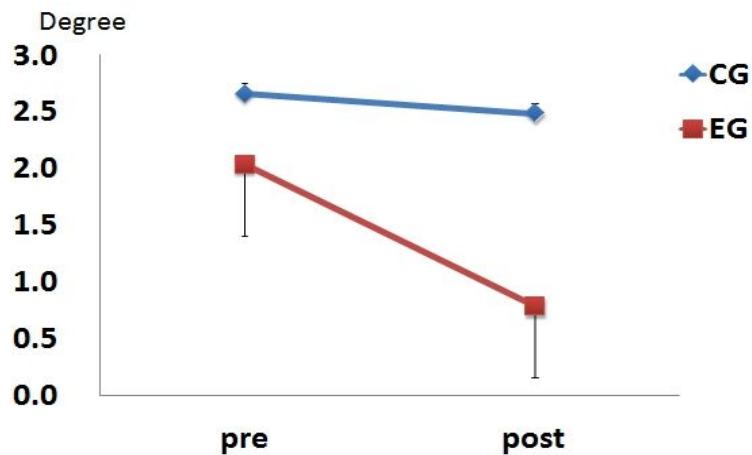


그림 36. 운동 전·후 Ankle maximal adduction in swing 비교

8) 운동 전·후 Cadence 비교

Cadence two-way repeated measure ANOVA 결과는 다음과 같다.

표 28. Cadence two-way repeated measure ANOVA

	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>
그룹	102.621	1	102.621	.257
오차	5591.353	14	399.382	
측정시기	126.998	1	126.998	.878
측정시기×그룹	98.958	1	98.958	.685
오차	2023.920	14	144.566	

보행분석 중 Cadence에 대한 그룹 효과는 $F(1,14)=.257$ 이며 측정시기에 따른 효과 $F(1,14)=.878$ 로 유의한 차이가 나지 않았다. 또한 측정시기×그룹간 상호작용도 $F(1,14)=.685$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

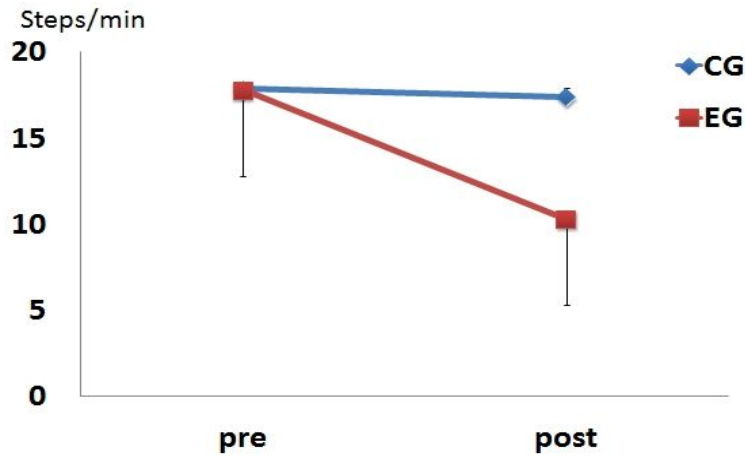


그림 37. 운동 전·후 Cadence 비교

V. 논 의

최근 자세이상과 근·골격계 질환 및 척추 변형으로 병원을 찾는 환자가 늘고 있다. 건강보험심사평가원의 자료에 의하면 2010년 척추측만증의 진료 인원은 환자 총 116,000여 명 가운데 10대 청소년이 54,100명(46.4%)으로 절반가량을 차지한다고 하였다.

이러한 특발성 척추측만증의 원인으로 석세일(1993)은 성장하는 동안에 뼈가 변형된 가능성, 비대칭적인 근육의 약화, 전정계 혹은 고유감각계에 의해 야기되는 비정상적 자세조절, 척추 주변 근육군에 있는 근방추의 비정상적 분포 등 많은 가설이 제시되었으나 아직은 밝혀지지 원인이 않았으며, 또한 강길령(1993)은 바르지 않은 자세의 보행 패턴은 생리학적 장애를 가져와 근육과 관절에 피로를 주며, 척추에 반복적인 비정상 충격을 전달하여 척추질환의 직접적인 원인이 된다고 하였다.

본 연구에서는 척추측만증 청소년을 대상으로 8주간 운동프로그램을 실시한 후 신체조성, 체력 및 보행 관련 비대칭 파라미터를 분석하여 운동이 미치는 영향을 알아보고자 하였으며, 다음과 같은 논의를 얻어낼 수 있었다.

신체조성의 변화를 살펴본 결과 운동군과 비운동군 모두 측정시기에 따라 유의한 차이를 나타내었다. 이는 성장기에 있는 척추측만증 청소년들에게 운동요법을 적용한 후 정상군과 비운동군에서 모두 신장과 체중이 증가했다고 보고한 선행연구의 결과(문형훈 등, 2007; 최승욱, 2008)와 일치하며 이는 청소년들의 성장반응의 결과라고 보여진다. 또한 김창규(2000)는 바른 자세를 유지하는 것은 자세의 불균형을 잡아주어 키가 커지는 효과가 있다고 하였으며, 특히 청소년층의 발육을 촉진시킬 수 있다고 하여(양점홍 등, 2003) 청소년들의 운동의 중요성을 강조하였다.

체성분 검사 결과를 살펴보면 운동군, 비운동군 모두 측정시기에 따라 유

의한 차이를 나타내어 골격근량, 체지방량, BMI가 증가한 것을 알 수 있다. 운동군의 경우 운동프로그램을 시행했음에도 BMI가 감소되지 않은 이유는 연구기간 중 대상자들의 식생활습관과 환경에 대하여 완전하게 통제하지 못한 것이 작용된 것으로 사료되며, 12주간의 운동프로그램 실시 후 신장증가, 복부지방률 감소, BMI 감소의 긍정적인 변화가 나타났다는 연구 보고(최승욱, 2008)와 같은 결과는 아니지만, 규칙적인 운동프로그램이 신체구성을 변화시키는 데 도움을 준다는 선행연구(박효익, 2001; 조지훈 등, 2004; 조현준 2010)와 일치한다.

체력의 변화를 살펴보면 운동군과 비운동군에서 측정시기에 따라 유연성, 평형성(좌,우), 배근력, 근지구력이 모두 유의한 차이가 나타났으며, 유연성, 좌측 평형성, 근지구력은 시기와 그룹간의 상호작용에도 유의한 차이가 나타났다. 특히 그 중에서 평형성의 경우 좌측 평형성은 운동전 8.66 ± 5.19 에서 운동후 25.73 ± 14.48 로 196.97% 향상되었고, 우측 평형성은 운동전 7.36 ± 5.27 에서 운동후 27.34 ± 10.7 로 271.31% 향상을 나타내었다. 평형성에 대해 우종웅(1990)은 신체는 평형성이 높을수록 자세유지에 좋은 영향을 미친다고 하였으며, 변성학(2008)은 척추측만인 상태에서는 동적 평형각이 낮게 나타나며, 이러한 현상은 바르지 못한 척추의 정렬 상태와 그로 인해 고정화가 일어나 척추 주위의 근육의 굳어짐 등이 인체의 움직임에 빠르게 적응하지 못하기 때문이라고 하였다. 따라서 본 연구에서 시행한 운동프로그램이 신체의 좌우대칭, 협응성, 하체 밸런스에 주안점을 두어 실시되었기 때문에 이처럼 평형성을 향상시키는 데 많은 영향을 끼쳤을 것이라 사료된다. 또한 이러한 결과는 최승욱(2008)의 12주간 척추 교정 운동프로그램을 청소년들에게 시행한 후 근력, 유연성이 증가하였다는 결과와 일치하며, 전영남 등(2005)의 척추측만을 가진 여고생을 대상으로 8주간 바운동을 시킨 결과 유연성과 평형성이 증가하였다는 결과와 일치한다. 그러나 비운동군의 경우 본 운동프로그램을 하지 않았음에도 유연성, 우측 유연성, 배근

력, 근지구력이 향상되는 결과가 나타났는데 이는 이명숙(2003)의 선행연구 결과에서 비운동군의 유연성, 배근력, 근지구력이 향상된 결과와 유사하다. 이는 아마도 청소년들이 학교생활 중 주1~2회 규칙적으로 실시하는 체육수업 활동과 비운동군이 개별적으로 시행하는 신체활동이나 운동에 대해 통제하지 못하여 이러한 결과가 나왔을 것이라고 사료된다. 이처럼 8주간의 운동프로그램을 실시한 후 운동군의 유연성, 평형성, 배근력, 근지구력 모두 유의한 수준으로 향상된 결과는 특발성 척추측만증 청소년들에게 실시된 운동프로그램이 척추의 만곡을 개선시키며, 체력 향상에도 긍정적인 영향을 미친다고 할 수 있다.

정상적인 보행에 관하여 서국용 등(1997)은 올바른 보행은 하지와 골반, 체간의 조화된 관절 움직임과 근육 활동으로 적은 에너지를 소모하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞쪽으로 이동시키는 것으로 정상 성인에서 한 번의 보행 주기에 걸리는 보행 속도는 약 1.37m/s 가 된다고 제시하고 있다. 또한 김민경 등(2006)은 보행분석을 통해 비정상적인 보행을 하는 환자로부터 정확한 원인과 이상부위를 찾아내어 객관화하고 수치화하여 비교 평가하는 것이 필수적이라고 하였다. 이러한 보행분석에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있음에도 불구하고, 현재까지의 대부분의 연구들은 이러한 기구학적, 역학적 데이터만을 중심으로 환자의 보행 특성을 분석하여 왔으며, 18개 이상의 그래프 또는 1800개 이상의 종속성을 갖는 데이터의 복잡한 해석이 요구된다. 특히, 보행분석에서 결과의 분석에 사용되는 기구학적, 역학적 데이터는 증상에 따라 현저하게 다른 패턴을 나타내며 데이터의 복잡성 때문에 전문가의 주관적인 판단에 의존하게 된다는 한계점을 지니게 된다. 따라서 2000년도 이후부터는 보행분석 데이터의 압축 및 수치화를 위한 보행요소(Gait parameter) 추출과 이러한 보행요소를 이용한 평가모델 개발 및 수치화에 대한 연구가 이루어져 왔다(임용훈, 2009).

척추측만증의 증상이 있는 경우 척추 주변 및 골반 주변 근육의 불균형으

로 인하여 보행자세에 영향을 미치며 박준규 등(2011)은 보행 시 움직임에 따른 척추의 움직임은 그 사람의 자세를 조절 하는데 영향을 줄 수 있는 요소 중의 하나이며, 이런 척추의 움직임 변이를 통해서 그 사람의 보행 능력을 유추해 볼 수 있다고 하였다. 또한 김정욱(2009)에 의하면 골반이 측면으로 기울어 있다면 요추는 낮은 골반 방향으로 볼록한 만곡을 보일 것이고 골반 경사가 다리 길이의 차이에 기인한 경우에는 짧은 다리 쪽으로 만곡을 보이게 될 것이라고 하였다. 특발성 척추측만증을 가진 대부분의 청소년들은 좌측 요추와 우측 흉추 커브인 S자형 커브의 형태로 나타나며, 이러한 S자형 커브로 특징을 가진 척추측만증으로 가정했을 때 Kramers-de Quervain et al.(2004)은 비대칭성이 앞, 뒤, 중간, 측면의 방향이나 횡단면에 나타날 수 있으며 몸통과 골반에 있는 비대칭적 움직임과 연결되어 척추측만과 관련이 있다고 하였으며, 유의한 비대칭은 횡단면으로 회전할 때 몸통에서 관찰되었고, 보행하는 동안 골반과 머리는 진행선을 따라 대칭적으로 회전하였지만 몸통 회전은 골반과 관련된 우측 어깨의 증가로 인해 약간 앞쪽으로 회전함으로써 비대칭이 나타났다고 함으로써 이러한 결과로 인해 비틀림의 오프셋(torsional offset)이 일어났다고 하였다. 이와 같은 선행 논문을 바탕으로 8개의 비대칭 파라미터의 연구결과를 살펴보면 Hip maximal adduction in swing에서 측정시기와 그룹간의 상호작용이 나타났으나, 두 그룹 모두 운동 전·후에 유의적인 차이는 나타나지 않았다. Hip maximal extension moment at end of swing, Hip maximal positive power by flexors at swing, Knee maximal flexion in swing, Knee second maximal flexion moment at end of swing phase, Knee maximal negative power by the knee flexors at end of swing, Ankle maximal adduction in swing, Cadence 또한 두 그룹 모두 운동 전·후에 유의적인 차이는 나타나지 않았지만, 비운동군보다 운동군의 경우 각각의 파라미터의 좌·우 차이가 감소되어 비대칭이 개선되는 경향이 나타났다. 그 중에서 Knee maximal

negative power by the knee flexors at end of swing은 운동전 3.05 ± 4.14 에서 운동후 0.71 ± 0.66 으로 -76.72% 감소되었다. 따라서 특발성 척추측만증이 원인이 없이 발생하고 간혹 개선되는 경우가 있긴 하지만 지속적인 운동이 척추측만을 가진 청소년들의 좌우균형과 신체의 대칭성을 향상시키는 데 영향을 준 것으로 사료된다.

Hip maximal adduction in swing에 상호작용을 제외한 모든 항목에서 유의한 결과가 나오지 않는 이유는 8주간의 운동프로그램을 적용하여 유의한 결과가 나오기에는 운동기간이 너무 짧았고 피험자의 인원이 적었으며 그룹간에 생활습관과 심리적인 통제가 잘 이뤄지지 않아 이러한 결과가 도출되었다고 생각되며 또한 피험자 개개인의 보행 습관과 밸런스가 다르기 때문이라는 점도 영향을 미친 것으로 생각된다.

추후 이러한 점을 보완하여 운동의 효과를 높이기 위해서는 운동의 효과가 나타나는 최소 12주 이상의 운동프로그램을 적용해야 된다고 생각되며 보다 많은 인원의 피험자를 대상으로 연구가 진행되어야 한다. 또한 Cobb's 각에 따라 운동의 효과가 다르게 나타나기 때문에 추후 Cobb's 각을 분류하여 신체조성, 체력 및 보행 중 발생하는 불균형의 8개의 파라미터를 비교, 분석하여 운동의 효과를 연구하는 것이 필요하다고 사료된다.

VI. 결 론

본 연구는 S시 K대 병원 정형외과에 내원하는 흉추·흉요추·요추부위 중 Cobb's 각이 10도 이상의 만곡을 가진 특발성 척추측만증 환자 중 11~17세 사이의 여자 청소년 16명을 대상으로 하였다. 8주간의 운동프로그램에 참여 여부에 따라 운동군(n=8), 비운동군(n=8)으로 나누어 신체조성, 체력 및 보행 관련 비대칭 파라미터를 비교, 분석하였으며, 결론은 다음과 같다.

- 1) 신체조성의 측정 결과 신장, 체중, 골격근, 체지방량, BMI 모두 모든 그룹에서 운동전에 비해 운동후 유의한 차이가 나타났으며($p<.05$), 그룹간의 효과 차이는 나타나지 않았다.
- 2) 체력 측정 결과 유연성, 평형성, 배근력, 근지구력 모두 모든 그룹에서 운동전에 비해 운동후 유의한 차이가 나타났으며($p<.05$), 유연성, 좌측 평형성, 근지구력은 측정시기×그룹간 상호작용이 나타났다($p<.05$).
- 3) 보행분석 결과 운동 그룹에서 운동전에 비해 운동후 수치가 감소하는 긍정적인 경향이 나타났으나, 두 그룹 모두 유의한 차이는 나타나지 않았다. 또한 Hip maximal adduction in swing에서 측정시기와 그룹간의 상호작용이 나타났으며, 운동전에 비해 운동후 운동 그룹은 감소, 비운동 그룹은 증가하였다.

이와 같은 결과를 종합해 볼 때, 8주간의 척추측만증 청소년 운동프로그램이 신체조성, 체력 및 보행 자세에 긍정적인 영향을 미치는 것을 알 수

있었으며, 이러한 결과를 토대로 척추측만증 청소년들의 신체조성의 변화와 체력의 향상, 보행 때 일어나는 좌우 비대칭을 개선할 수 있는 운동처방 자료 제공에 중요한 기초자료가 될 것이라고 사료된다.

참 고 문 헌

- 강길령 (1993). 보향각의 정도에 따른 발의 압력분포에 관한 연구. 석사학위 논문, 이화여자대학교 대학원.
- 강선영 (2002). 교정체조의 실시간 여자중학생의 척추측만증 개선에 미치는 효과. 석사학위논문, 고려대학교 대학원.
- 김달균 (2001). 중학생 척추건강 개선을 위한 교정체조 프로그램의 개발 및 효과의 검증. 학교체육연구논문집, 2001(1), 91-122.
- 김로빈 (2000). 보행시 속도와 보폭 변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. 박사학위논문, 연세대학교 대학원.
- 김민경, 김광훈, 손 권 (2006). 지면반력을 이용한 전방십자인대 재건수술 환자와 정상인의 보행해석. 대한기계학회 춘추학술대회, 2006(6), 247-252.
- 김봉옥 (1994). 임상 보행분석의 방법. 대한재활의학회지, 18(2), 191-202.
- 김상겸, 김기형, 김명화, 유경석, 김성일, 이성환 (1992). 보행동작의 운동역학적 분석방법 연구. 고려대학교 스포츠과학연구소 논총, 2(1), 71-80.
- 김성수, 임용택, 윤성진, 박호윤 (2003). 교정체조의 실시에 따른 여중생의 척추측만증 개선에 관한 연구. 한국사회체육학회지, 20(2), 1341-1347.

- 김정옥 (2009). 흉부유연성운동과 견인치료가 척추측만증 환자의 폐활량, 흉곽확장, Cobb's angle에 미치는 영향. 석사학위논문, 국민대학교 대학원.
- 김종원 (1999). 한국 중학생에서의 척추측만증 유병률에 관한 연구. 석사학위논문, 고려대학교 대학원.
- 김주형 (2005). 척추측만 중학생과 정상인의 보행속도에 따른 역학적 비교. 박사학위논문, 국민대학교 대학원.
- 김창규 (2002). 인체의 신비. 서울. 대한미디어.
- 대한정형외과학회 (1998). 정형외과학. 서울. 최신의학사. 360-361.
- 동아일보 (2006). 척추 휘는 초등학생 해마다 는다. 2006. 12. 8일자
- 문형훈, 장경태 (2007). 특발성 척추측만증 초등학생을 대상으로 한 교정운동 프로그램의 효과. 한국사회체육학회지, 31, 1033-1041.
- 박수경 (2010). 기계공학과 보행분석. 기계저널지, 50(12), 45-49.
- 박준규, 김규완, 전경규 (2011). 보행형태에 따른 여성노인의 척추 움직임 분석. 한국체육과학회지, 20(1), 1135-1144.
- 박효익 (2001). 규칙적인 운동이 초등학생의 비만도 개선과 기초체력에 미치는 효과. 석사학위논문, 한국교원대학교 대학원.
- 변성학 (2008). 카이로프랙틱 · 마사지 요법이 척추측만증 환자의 Cobb's Angle 및 평형감각에 미치는 영향. 석사학위논문, 부산외국어대학교 대학원.
- 서국웅, 윤양진, 서국은 (1997). 생체역학. 부산대학교 출판부.

- 서국웅, 윤양진, 이중숙 (1993). 보행동작의 생체역학적 분석. 체육과학연구소 논문집, 9, 225-246.
- 서승우, 이석현, 허창룡, 유재철, 강창석, 왕준호 (2001). 한국 중학생에서의 척추측만증 유병률. 대한정형외과학회지, 35(1), 33-37.
- 서울특별시 교육청 학교보건원 (1997~2008). 통계연보.
- 석세일 (1993). 척추측만증. 정형외과학. 개정4판. 최신의학, 270-281.
- 석세일, 조오현, 최인호, 엄용생 (1977). 한국인에서의 척추측만증 발생 빈도에 관한 연구. 대한정형학회지, 19(2).
- 양점홍, 박원익, 박평문, 신희수, 김미숙, 성혜련, 홍순미, 권오찬, 이창준, 전영남 (2003). 교정체조가 초·중·고 학생의 신장, 유연성, 척추측만 교정에 미치는 영향. 발육발달학회지, 11(1), 23-34.
- 예종이 (1988). 철봉운동의 지도 단계와 보조법에 관한 연구. 서울교육대학교 논문집, 20, 285-298.
- 우종용 (1990). 신체 교정이 하지의 평형성에 미치는 영향. 석사학위논문, 명지대학교 대학원.
- 윤승호, 김봉옥, 이제윤, 박상균, 김철중, 박세진 (1992). 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행 분석. 대한재활의학회지, 16(4).
- 이명숙 (2008). 자기효능증진법을 병용한 척추교정운동이 척추측만증 중학생의 신체적, 심리적 기능에 미치는 효과. 한국간호교육학회지, 14(2), 282-293.
- 이숙희, 김중희 (1999). 초등학교 5, 6학년을 대상으로 한 척추측만증 실태조

- 사. 한국학교보건학회지, 12(1), 143-148
- 이승도 (2005). 골반자세 교정치료가 척추 측만증에 미치는 영향. 한국스포츠
리서치 16(4), 27-40.
- 이춘성 (2005). 척추측만증. 서울. 영창의학서적.
- 임용훈 (2009). 3D 동역학적 인체모델링기반의 인체 하지관절 보행패턴분석
및 보행관절지수(JNI) 개발. 박사학위논문, 성균관대학교 대학
원.
- 전영남, 양점홍, 김미숙, 박원익, 김형태 (2005). Barre 운동이 척추측만증 여
고생의 유연성과 평형성, 척추측만증 개선에 미치는 영향. 한
국체육학회지, 44(1), 686-691.
- 조선일보 (2011). 척추측만증 왜 여학생들에게 많을까? 2011. 3. 24일자.
- 조지훈, 이운용, 김경태, 최은수, 이대택 (2004). 근력과 유연성 복합운동이
측만증 청소년의 측만각도와 요부근력에 미치는 영향. 한국
체육학회지, 43(3), 743-751.
- 조현준 (2010). 12주간의 운동프로그램 실시가 특발성 척추 측만증 청소년의
Cobb's angle 및 체력, 자세 안정성에 미치는 영향. 박사학위
논문, 경희대학교 대학원.
- 최승욱 (2008). 12주간의 척추교정운동프로그램이 척추측만 청소년의 신체조
성, 체력 및 cobb각에 미치는 영향. 한국체육과학회지, 17(3),
1045-1052.
- 황 룡 (1995). 특발성 척추측만증에 대한 운동치료 고찰, 석사학위논문, 동남

대학교 대학원.

- Assi, A., Ismat Ghanem, El Mostafa Laassel, Georges-Francois Pennecot, Francois Lavaste & Wafa Skalli. (2006). Normalcy gait Index and kinematics: Uncertainty and repeatability on healthy children database preliminary application on cerebral palsy group. *Gait and posture*. 25, 374-379.
- Bunnell, W. P.(1986). The natural history of idiopathic scoliosis before skeletal maturity. *Spine*, 11, 773-776.
- Cailliet, R. (1975). *Scoliosis. diagnosis and management*, F. A. Davis Company.
- Carr JH, Shepherd RB. (1985). Inverstiation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther*. 65, 175-180.
- Charness A. (1986). *Stroke/Head Injury*. Rockville, Aspen Publishers, Inc.,
- Cobb J.R. (1948). Outhine for the study of scoliosis. *Instructional Course Lectures, American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Ann Arbor, Edward J. W, 5(1). 261-275.
- Colloca C. J., & Keller T. S. (2001). Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain.

Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics,
24(8), 485-500.

Farady, J. A. (1983). Current principles in the nonoperative management of structural adolescent idiopathic scoliosis. Physical therapeutic, 63, 512-523.

Fortin, C., Nadeau, S. & Labelle, H. (2008). Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J, 17, 204-216.

Gosselin GR. (1987). Diagnostic tools for the sports chiropractor. SOMA; 13, 23-29.

Guay J., Haig, M. & Lortie, L. (1994). predicting blood loss in surgery for idiopathic scoliosis. Can. J. Anaesth., 41, 775-781.

Janda, V. (1998). The swiss ball theory, basic exercises and clinical application. springer.

Jessie Beard (1995). Quadriceps atrophy in the transtibial amputee, The effect of liner type on muscle activation pattern in normal activities, Latrobe NCPO HONS'95 Theses.

John, G. W. (1999). Labview Graphical Programming, Practical Application in Instrumentation and Control, New York : McGraw-Hill

- Kane W. J. (1977). Scoliosis prevalence: A call for a statement of terms. *Clin Orthop Relat Res*, (126), 43-46.
- Kramers-de Quervain I. A., Muller R., Stacoff, A., Grob, D. & Stussi E. (2004). Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 13, 449-456.
- Lohman T. G., Roche A. F., & Martorell R. (1992). Anthropometric standardization reference manual. Human Kinetics Books Champaign, IL.
- Metaxiotis, D., Walter Accles, Andrea Siebel & Leonhard Doederlein. (2000). Hip deformities in walking patients with cerebral palsy. *Gait and posture*. 11(2), 86-91.
- Michael, J. & Andre, N. P. (2000). *The Great Stretch tubing Handbook*. First printing.
- Murray MP, Drought AB, Kory RC (1964). Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg* 46A(2) 335-360.
- Ociepka, P. (1994). Skoioose Korrekturgurt ein neues Hilfsmittel zur Krafftigunng der Muskeln der konvexen Seiteder Verkummung. *Krank engymnastik.*, 46(7), 925-928.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathology Function*. New Jersey: SLACK.
- Powers, C. M., Boyd I. A., Torburn, L. & Perry, J. (1997). *Stair*

ambulation in persons with transtibial amputation An analysis of the Seattle Light Foot, Journal of Rehabilitation, Res, dev, 34.

Reamy B. V., Slakey J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: Review and current concepts. Am Fam Physician, 64(1), 111-116.

Sahrmann, SA. (2001). Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. Missouri, Mosby Inc.

Schamberger W. (2002). The Malalignment Syndrome: Implications for medicine and sport London, Churchill Livingstone.

Schutte, L. M., U Narayanan, J. L. Stout, P. Selber, J. R. Gage & M. H. Schwartz (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. Gait and posture, 11, 25-31.

Smith. M. D. & Gilleard, W. L. (1996) Electromyographic assessment of quadriceps activation when using MC-Connell taping for inferior patella pain. proceeding of the First Australasian Biomechanics conference, Sydney.

Sutherland DH, Hagy JI. (1972). Measurement of gait movement from motion picture film. J Bone Joint Surg, 54-A, 787-797.

Whittle, M. W. (2003). Gait Analysis : an introduction. 3rd ed. Oxford: Orthopaedic Engineering Center University of Oxford.

- Winter DA, Kuryliak WM. (1974). Dynamic stabilization in human gait. *Biomechanics*, 2-A, 280-286.
- Winter, D. A. (1988). *The Biomechanics and Motor Control*, University of Waterloo.
- Wu, J., Jue Wang & Li Liu. (2007). Feature extraction via KPCA for classification of gait patterns. *Human movement science*, 26(3), 393-411.
- Zuk, T. (1962). The role of spinal and abdominal of scoliosis. *Journal of Boen Joint Surgery*, 44, 102-126.

ABSTRACT

Effects of Physical Exercise Program for the Adolescent with Scoliosis on Body Composition, Physical Strength, and Asymmetric Gait Parameter

Jin Hye-Rin

Department of Physical Education

Graduate school of

Sungshin Women's University

The improvement of economic level and the development of science and technology have led to the growth of exterior physical constitution of the adolescent. But, psychological stress related to study, lack of activities caused by sitting-centric life, weak physical strength caused by hypokinetic disease, long-time wrong body posture resulted in the increase in scoliosis of the youth. In addition, scoliosis makes part of spine twisted, leading to the occurrence of compensation subluxation, so it causes an incorrect gait pattern.

Accordingly, this researcher studied 16 girls aged 11 to 17 years among patients diagnosed with idiopathic scoliosis whose Cobb angle on thoracic vertebrae, thoraco-lumbar vertebrae, and lumbar vertebra is more than 10 degrees, coming to orthopedics at K Univ. Medical Center in S. The study subjects were divided into an exercise group

(n=8) and a non-exercise group (n=8) according to the participation into the 8-week exercise program, and the two group's physical composition, physical strength and gait related asymmetry parameter were compared and analyzed. The results of the study are presented as follows.

1) The measurement result of body composition indicated that both groups showed more significant differences in height, weight, skeletal muscle, lean body mass, and BMI after physical exercise than before physical exercise($p<.05$). Also, there were no different effects between the groups.

2) The measurement result of physical strength presented that the two groups showed more significant differences in flexibility, balance, back muscle strength, and muscle endurance after physical exercise than before physical exercise($p<.05$), and flexibility, left balance, and muscle endurance showed interaction between measurement time and groups($p<.05$).

3) The analysis result of gait showed that the physical exercise group showed a positive effect as their gait figure reduced after physical exercise, but that the two groups had no significant difference in the figure. In addition, regarding Hip maximal adduction in swing, there was interaction between measurement time and groups, and in the case of the physical exercise group, the hip maximal adduction in swing reduced after their exercise, whereas in the case of the

non-exercise group, it increased.

As shown earlier, it is considered that physical exercise positively affects the improvement of body composition, physical strength and gait posture of the adolescent diagnosed with scoliosis. Therefore, the results of this study are considered to become an important fundamental material in offering a physical exercise treatment which helps to change body compositions of the adolescent diagnosed with scoliosis, to improve physical strength, and to improve left and right asymmetry gait.

【부록】

척추측만증을 위한 바른 몸 운동

<p>1. 팔 올리고 한쪽으로 늘리기</p>  <p><보조자가 골반을 고정시킴> 옆드려서 요추가 튀어나온 쪽 반대 팔을 들고 위로 쪽 뻗으며 늘린다. ▶ 10초 × 3회</p>	<p>2. 두 다리 들고 한쪽으로 늘리기</p>  <p><보조자가 다리를 들어줌> 상체는 고정시키고 옆드려 양 다리를 약간 들고 튀어나온 쪽으로 늘린다. ▶ 10초 × 3회</p>
<p>3. 몸 구부려 한 쪽으로 늘리기</p>  <p>옆드려 가슴바닥에 닿기 자세에서 양팔을 위로 뻗어 튀어나온 쪽으로 기울인다. 골반은 고정시켜 움직이지 않도록 한다. ▶ 10초 × 3회</p>	<p>4. 고양이 자세</p>  <p>등을 둥그렇게 말고 배꼽을 쳐다본다. ▶ 10초 × 3회</p> <p>배꼽을 아래로 향하고 정면을 쳐다본다. ▶ 10초 × 3회</p>
<p>5. 상체로 엉덩이 들기 (Bridge: 일자유지)</p>  <p>옆드려 바닥을 본 상태에서 팔꿈치를 어깨와 수직이 되도록 둔다. 발을 어깨 넓이로 벌려 발끝으로 몸을 지탱한다. 허리에 힘을 주어 상체와 하체 모두 바닥에서 뗀 후 버틴다. ▶ 10초 × 3회</p>	<p>6. 누워 한쪽으로 몸 비틀기</p>  <p>등을 바닥에 대고 누워 오른 다리를 90도로 굽혀 들고 왼쪽으로 보내고, 왼손으로 무릎을 눌러준다. 시선은 오른쪽을 향한다. 반대도 똑같이 시행한다. 튀어나온 쪽을 한번 더 시행해 준다. ▶ 10초 × 3회</p>
<p>7. 옆으로 상체 들어 유지하기</p>  <p>흉추가 튀어나온 쪽을 바닥으로 하여 옆으로 누운 후 복부와 측복근의 힘으로 들어올린다. 머리부터 무릎까지 일자를 유지한다. ▶ 10초 × 3회</p>	<p>8. 옆으로 누워 타월 받치고 한 쪽으로 늘리기</p>  <p>옆으로 누워 타월을 튀어나온 쪽의 아래에 대고 팔을 들어 늘린다. ▶ 10초 × 3회</p>
<p>9. 옆으로 누워 한쪽 상체 들기</p>  <p>깍지를 끼고 타월을 요추 쪽에 대고 옆으로 누워 튀어나온 쪽으로 몸을 일으킨다. 몸이 앞뒤로 기울거나 구부러지지 않도록 한다. ▶ 10초 × 3회</p>	<p>10. 누워 흉추에 타월 놓고 가슴 천장보기</p>  <p>튀어나온 견갑골쪽(날개뼈)에 타월을 대고 몸에 힘을 빼고 가슴을 열어 눕는다. ▶ 30초 ~ 1분 이상</p>

11. 누워 무릎 당겨 롤링하기



양 무릎을 당겨 꼬리뼈가 닿지 않도록 몸을 동그랗게 말은 후 앞뒤로 왔다갔다 하며 흉추와 요추가 바닥에 닿도록 롤링한다.
▶ 10회 × 3세트

12. 누워 골반들어올리기 (하복근)



누워 꼬리뼈가 바닥에 닿았다가 엉덩이를 10cm가량 들어올려 골반을 올리며 천천히 내린다.
▶ 10회 × 3세트

13. 누워 상체(어깨) 상체 일으키기 (상복근)



무릎을 세워 바닥에 누워 손을 뺀 후 준비한 후 상복근에 힘을 주며 어깨를 들어올려 손이 무릎 끝에 닿고 내려온다. 시선은 천장을 향하며 고개는 숙이지 않는다.
▶ 10회 × 3세트

14. 누워 골반 들어올리기



1. 천장을 보고 누워 엉덩이를 들어올려 어깨부터 무릎이 일자가 되게 한다.
2. 1의 자세에서 한쪽발을 버티는 무릎 높이로 올려 뺀다. 양발 모두 실시. ▶ 각 동작 10초 × 3회

15. 자가 옆으로 내리기(Back sidebending)



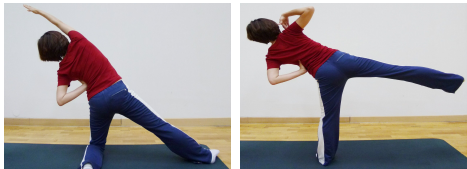
허리를 바르게 편 후 오목한 자신의 허리에 손을 대고 볼록한 방향으로 몸을 옆으로 내린다.
▶ 30초 × 3회

16. Muscle cylinder 1



1. 한 쪽 발을 90도 바깥으로 꺾은 후 골반을 수평으로 맞추고 무릎을 내린다. 손을 쪽 뺀 후 가슴을 엽힌다.
2. 1의 자세 후 바른 자세로 돌아왔다가 2의 자세를 한다.
▶ 각 동작 10초 × 3세트

17. Muscle cylinder 2



1. 요추 튀어나온 쪽 허리에 손을 대고 반대 팔은 옆구리와 수평이 되도록 뺀다.
2. 요추 튀어나온 쪽은 허리에, 흉추 튀어나온 쪽은 어깨에 손을 올리고 외발로 버티고 중심을 잡는다.
▶ 각 동작 10초 × 3세트

18. 흉추 굴곡운동



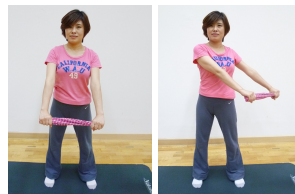
양 손을 어깨 넓이로 수건을 잡아 양귀에 붙이듯 손을 뺀 후 흉추가 튀어나온 방향으로 기울인다. 상체가 숙여지지 않도록 가슴을 편다.
▶ 10초 × 3세트

19. 흉추 회전운동



양 손을 어깨 높이로 올린 후 흉추가 튀어나온 방향으로 회전한다. 상체와 골반은 정면에 고정한다.
▶ 10초 × 3세트

20. 요추 회전운동



양손을 골반 앞에 뺀 후 흉추가 튀어나온 방향으로 회전한다.
▶ 10초 × 3세트