

## 시각장애 아동의 보행 시 하지의 운동역학적 분석

이재훈<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>나사렛대학교 재활스포츠연구소

### Kinetic analysis of the lower limb in visual handicap children

Jae-Hoon Yi<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Adapted Physical Activity Laboratory, Korea Nazarene University

**요약** 이 연구는 시각장애 아동과 비 장애 아동의 보행형태를 비교 분석하여 하지분절의 생체역학적 변화와 패턴 및 이에 대한 시각장애 아동과 비 장애 아동의 차이를 구명하는데 그 목적이 있다. 이를 위해 하지에 최근 6개월간 병적 결함이 없는 시각장애 아동 4명과 비 장애 아동 2명을 선정하였다. 두 그룹의 보행 특성에 관한 자료 수집을 위해 적외선 카메라 6대와 지면반력기 1대를 사용하였다. 또한 기초자료 수집은 QTM프로그램을 이용하였고, Visual3D 프로그램을 이용하여 운동역학적 변인을 계산하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다. 지지국면의 전·후 최대 지면반력은 제어기와 추진기 모두 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 지면반력이 작게 나타났으며, 제어기의 비율이 추진기에 비하여 긴것으로 나타났다. 하지관절 모멘트의 경우 발목에서는 일반적인 보행에 비하여 신전모멘트가 매우 작게 나타났으며, 무릎관절의 경우 지지국면동안 변화가 거의 없는 것으로 나타나 일반적인 보행 패턴과 상이한 결과로 나타났다. 그러나 엉덩관절 모멘트는 다른 관절에 비하여 상대적으로 크게 나타났다. 하지분절의 에너지 변화는 발과 정강이의 경우 비 장애 아동과 유사한 형태를 보였으나 에너지 발현이 매우 작은 것으로 나타났으며, 대퇴의 발현 형태는 다소 다르지만 다른 분절에 비하여 가장 에너지가 많이 발생하는 것으로 나타났다.

**Abstract** This study was to investigate the difference in gait pattern between the visual handicap children and non handicap children in by analyze the biomechanical variation and pattern of lower limb. Therefore, we have made a choice of four visually handicapped children and two subjects, who had no medical disorder for the last six months. In order to collect the gait pattern data of each group, we have used six infrared cameras and one forceplate Also, we have used QTM program to collect the raw data and Visual3D program to calculate kinetic variable. The results were as follows, An/Posterior GRF of breaking phase and propulsion phase in stance phase was lower in visual handicapped children than that of non handicapped children and breaking phase was longer than propulsion phase. extension moment at the ankle was quite lower than general gait pattern and there was little variation at the knee joint which makes the results differ from the general gait pattern. However, hip joint moment was relatively higher than that of other joints. Mechanical variation of lower limb, in case of foot and shank, showed similar results. but generated very low mechanical energy. In thigh, the form of mechanical energy generation was slightly different in each group but generated more mechanical energy than other segments.

**Key Words** : Visual Handicap, GRF, Moment, Mechanical Energy

## 1. 서론

### 1. 연구의 필요성

인간은 세상에서 살아가는 데 필요한 정보들을 오감을 통하여 받아들여지게 된다. 필요한 정보를 받아들이는 오감 중 시각은 인간생활에서 없어서는 안 될 가장 중요한 감

\*교신저자 : 이재훈(eddyfox7@hotmail.com)

접수일 11년 07월 04일

수정일 11년 09월 05일

게재확정일 11년 09월 08일

각수단으로 다른 감각에 비하여 받아들이는 정보의 양 및 질적 측면에서 매우 우세한 수준에 있다[1]. 그러므로 시각장애아동은 개인의 시각장애 정도에 따라 개인별 차이가 있으나 비 장애아동과 다른 성장발달 양상을 보이며, 발달의 속도 또한 차이를 보이고 있다. 이러한 문제의 주원인은 많은 학습 모방이 기본적으로 시각을 통한 모방으로 이루어지기 때문이다. 즉 시각장애 아동들은 어른들이 하고 있는 움직임을 눈으로 보고 모방하면서 배우는 것이 부족하게 됨으로써 다양한 신체기능을 습득하고 강화시킬 수 있는 기회를 가질 수 없어 비 장애아동에 비하여 더딘 성장발달이 이루어지는 것이다.

특히 이러한 시각장애 아동들의 성장발달 속도의 차이는 개인의 장애정도 뿐만 아니라 시각경험 여부에 따라 다르게 나타난다[1].

후천성 시각장애 아동들의 경우 실명전 시각을 통해 습득한 시각적 기억을 통해 일상생활에 많이 활용할 수 있다. 그러나 선천성 시각장애로 인해 시각을 통해 세상을 경험하지 못하고 촉각이나 청각 등의 시각을 제외한 감각을 통하여 세상을 경험한 아동들은 일상생활을 수행하는데 더 많은 문제점이 발생할 수 있다.

일상생활을 성공적으로 수행하는데 가장기본이 되는 것은 자유로이 보행할 수 있는 능력이다. 자유로이 보행할 수 있는 능력은 아동의 생활 영역과 경험의 장을 넓혀 주어 정상적인 인지발달을 도와주며, 운동능력과 신체발달에 도움이 되고 신체에 대한 자신감과 활동 시 성취감을 느끼는데 도움이 된다[2].

그러나 시각결여로 인해 새로운 정보를 받아들이는 학습 경험의 문제점을 안고 있는 시각장애인들은 운동발달의 지체 현상과 함께 보행 형태에서 일반인과 다른 형태를 보이고 있다[3].

이러한 잘못된 하지의 보행 형태는 결과적으로 골반에 영향을 주어 연쇄적으로 척추 정렬의 문제를 야기할 수 있으며[4], 결과적으로 시각장애 아동들의 활동영역을 제한하고 일상생활 활동을 회피하게 된다.

결과적으로 시각장애인들도 비장애인과 같이 신체를 자유자재로 활용할 수 있음에도 불구하고 신체에 축적되어 있는 에너지를 자유로운 신체활동에 의해 발산할 수 없으며, 이러한 문제는 제한된 신체활동의 기회에 기인한다[5].

이에 시각장애인을 대상으로 시각장애인의 보행 패턴을 일반인의 보행과 비교 분석하여 문제점을 파악하고, 그에 따른 적절한 교정 방법을 제시하는 것이 매우 필요한 실정이다.

그러나 시각장애인의 보행패턴분석과 관련된 연구는 매우 미비한 실정이며[3,6,7], 대부분의 연구 또한 선천성

과 후천성 시각장애에 따른 경험의 차이가 있음에도 불구하고 구분하지 않았거나 보행 패턴을 나타내는 시공간 변인 및 운동학적 변인에 관한 연구가 주를 이루고 있다. 그러나 이러한 변인만을 가지고는 보행기능 저하의 원인이 되는 보행패턴의 변화를 파악하기에는 많은 문제점을 가지고 있다[8].

랜딩 시 하지관절근육의 부족한 에너지 방출은 연골, 건 및 뼈와 같은 지지조직에 상해위험을 증가시키며[9], 인간 움직임의 근원을 밝히기 위해서는 인간 움직임의 근원인 근력과 그로 인한 관절의 회전효과(moment)를 산출해야 하기 때문에[10,11] 시각장애 아동의 하지 운동역학적 요인들을 평가하는 것은 시각장애 아동들의 바른 보행 자세 및 보행 자세교정에 매우 유용한 정보가 될 것이다.

그러므로 이 연구는 선천성 시각장애를 갖고 있는 아동의 보행 시 하지분절의 역학적 변인을 분석하여 시각장애 아동들의 보행 패턴의 문제점을 구명하여, 보다 적절한 보행 형태를 위한 방안을 제시하고자 한다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상

이 연구는 최근 하지에 정형 외과적 병력이 없으며, 시각 외에 중복장애를 갖고 있지 않은 선천성 시각장애 아동 4명과 장애를 갖고 있지 않은 비 장애아동 2명을 선정하였으며(표 1), 실험에 앞서 대상자들의 부모에게 실험의 목적과 중요성을 설명하고 실험 절차에 대한 충분한 이해를 구하고 실험을 실시하였다.

[표 1] 대상자  
[Table 1] Subjects

var. sub.	age(year)	hight(cm)	weight(kg)
blind	7.25±0.5	123.78±5.24	23.68±7.88
non	7.5±2.12	118.05±17.04	21.5±4.95

### 2.2 실험 장비

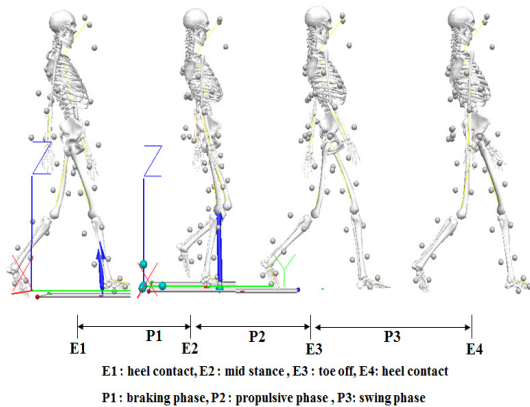
시각장애 아동들의 보행 동작을 촬영하기 위해 적외선 카메라 6대(MCU 240, Qualisys, Sweden)를 사용하였으며, 이때의 샘플링 율은 100Hz로 설정하였다. 지지 순간 충격력을 측정하기 위해 1대의 지면반력기(Type 9286AA, Kistler Inc, Switzerland)를 보행주로 중앙에 설치하였으며, 이때의 샘플링 율은 1000Hz로 설정하고 영

상장비와 상호 동조하여 자료를 획득하였다. 실험에 앞서 자연스러운 보행 동작을 유도하기 위해 아이들이 보행주로에 적응할 수 있도록 충분한 연습을 실시하였으며, 보행 속도는 대상자간 통제하지 않았다.

### 2.3 실험 절차 및 측정 방법

대상자들의 보행 측정에 앞서 개인별 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 실험 시 대상자들의 자연스러운 보행을 방해할 수 있는 관절의 내측에 부착하였던 마커를 모두 제거한 후 본 실험을 실시하였다.

보행 시 운동역학적 변인 산출을 위하여 모든 데이터는 대상자가 첫 번째 지면반력기를 오른발로 성공적으로 밟았을 때의 데이터만 획득하였으며, 오른발 뒤꿈치가 지면반력기를 밟는 시점인 Event1부터 오른발이 다시 한번 지면을 밟는 순간인 Event4까지의 1stride를 분석하였고, 대상자별 각각 3개씩의 동작을 분석하였다(그림 1).



[그림 1] 분석국면 및 이벤트  
[Fig. 1] Event and Phase

### 2.4 자료처리

6대의 카메라에서 들어온 2차원 평면상의 데이터는 NLT(Nonlinear Transformation)방식으로 3차원 좌표화하였으며, Qualisys 사의 QTM(Qualisys Track Manager) 프로그램을 이용하여 위치 좌표를 획득하였다.

이렇게 획득된 데이터는 노이즈를 제거하기 위해 저역 통과필터(low-pass filtering)를 이용하여 필터링(filtering)하였으며, 필터링 시 발생하는 위상지연(phase lag)을 제거하기 위해 버터워스 2차 양방필터(second order Butterworth Bidirectional Filter)를 사용하였다. 이때 차단 주파수는 6Hz로 설정하였다.

이와 같이 획득된 자료는 Visual3D software (C-motion Inc, USA)를 이용하여 인체 분절을 모델링하고 산출한 평균치를 사용하였으며, 각 대상자 간 표준화를 위해 대상자 별 국면의 프레임수를 국면의 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다.

## 3. 결과

### 3.1 지면반력 변화

좌·우 지면반력 X축은 (+)는 외측, (-)는 내측으로 작용하는 지면반력을 뜻하며, 전·후 지면반력 Y축은 (+)는 전방으로의 추진력(propulsive force), (-)는 후 방향 지면반력으로 제동력(braking force)을 의미하고 상·하 지면반력 Z축은 (+)는 상방향, (-)는 하방향을 나타낸다(표 2, 그림 2).

모멘트는 발목은 (+)가 신전(extension) 및 발바닥 굽힘(plantar flexion), (-)가 굴곡(flexion) 및 발등굽힘(dorsi flexion)을 뜻하며, 무릎과 엉덩관절은 (+)가 신전(extension), (-)가 굴곡(flexion)을 뜻한다(표 3, 그림 3).

좌·우 지면반력의 최대값은 제어와 추진국면 모두 비장애 아동이 큰 것으로 나타났다. 전·후 지면반력의 경우 제어 국면에서 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 제동력이 작은 것으로 나타났으며, 추진국면에서는 반대로 추진력이 매우 작은 것으로 나타났다. 국면별 최대 수직지면반력의 경우 두 국면 모두 시각장애 아동이 비장애 아동에 비하여 최대값이 작은 것으로 나타났으며, 두 그룹 모두 제동기의 최대값이 추진기의 최대값에 비하여 큰 것으로 나타났다(표 2).

[표 2] 지지국면의 지면반력

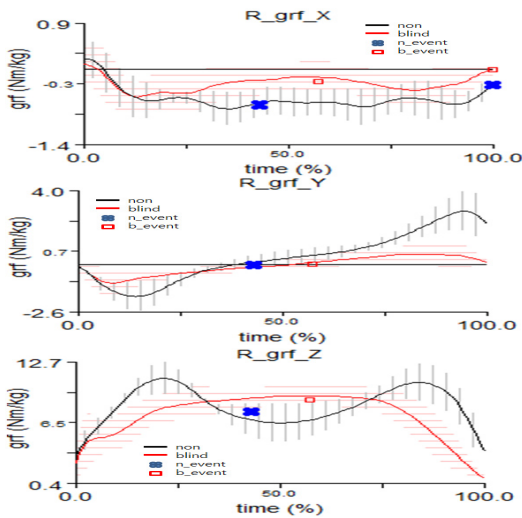
[Table 2] GRF in support phase

(Nm/kg)

sub.	X		Y		Z	
	nor	blind	nor	blind	nor	blind
p1	-0.85±	-0.65±	-1.99±	-1.08±	11.24±	9.87±
	0.24	0.39	0.32	0.77	1.21	1.21
p2	-0.88±	-0.45±	3.14±	0.71±	10.97±	9.02±
	0.25	0.34	0.61	0.6	1.28	1.7

좌·우 지면반력의 패턴변화는 두 그룹모두 내측 지면반력만 나타나는 형태로 나타났으나 시각장애 아동이 비장애 아동에 비하여 값이 작은 것으로 나타났다. 또한 시각장애 아동은 제동기에서 추진기로 전환되는 시점에서 내측 지면반력의 값이 작아지는 경향을 보였으나 비 장애

에 아동의 경우 이러한 패턴은 나타나지 않는 것으로 나타났다. 전·후 지면반력의 경우 두 그룹 모두 제동력과 추진력이 발생하는 일반적인 형태를 보였으나 시각장애 아동은 그 값이 비 장애 아동에 비하여 작은 것으로 나타났다며, 비 장애 아동의 경우 제동력이 발생하고 지지국면 약 40%이후에 추진력으로 전환되는 패턴을 보인 반면 시각장애 아동은 지지국면의 50% 이후에 추진력으로 전환되는 패턴을 보여, 비 장애 아동에 비하여 지지국면동안 추진기에 비하여 상대적으로 제어기의 비율이 높은 것으로 나타났다. 수직지면반력의 경우 비 장애 아동의 경우 정상적인 보행에서 나타나는 double peak 양상이 나타나고 있으나 시각장애 아동의 경우 single peak만 보이는 형태로 나타났다(그림 2).



[그림 2] 지지국면의 지면반력 패턴  
[Fig. 2] GRF pattern in support phase

### 3.2 하지관절의 모멘트 변화

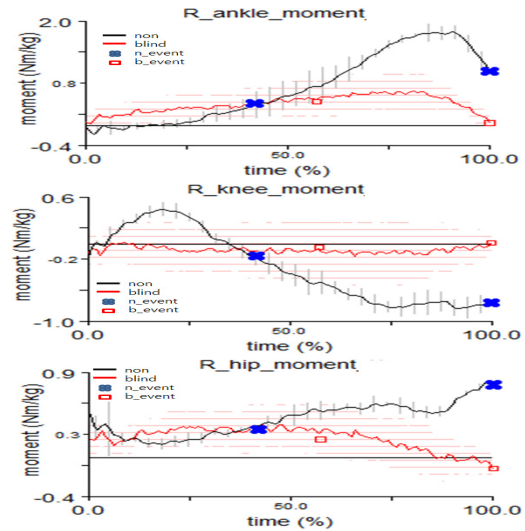
발목관절의 최대 굴/신(굴곡과 신전)모멘트 변화는 제동기에서는 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 신전모멘트가 큰 것으로 나타났으나 추진 국면에서는 오히려 신전모멘트가 작은 것으로 나타났으며, 특히 추진 국면에서는 비 장애 아동의 신전모멘트가 시각 장애 아동에 비하여 약 2배가 큰 것으로 나타났다.

무릎의 최대 굴/신모멘트 변화는 제동기에서 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 신전모멘트가 작은 것으로 나타났으며, 추진국면에서는 굴곡 모멘트가 작은 것으로 나타났다. 특히 추진국면에서의 최대 굴곡모멘트의 경우 추진기에 발목에서 나타난 신전모멘트와 같이 2배 이상 차이가 나는 것으로 나타났다.

엉덩관절의 최대 굴/신모멘트의 경우 다른 관절과 달리 제동기에 두 그룹의 최대 신전모멘트의 크기가 유사한 것으로 나타났으나 추진국면에서는 비 장애아동의 신전모멘트가 크게 나타났다(표 3).

[표 3] 하지 관절의 최대 모멘트 변화  
[Table 3] Maximum moment variation in lower joint (Nm/kg)

sub.	ankle		knee		hip	
	nor	blind	nor	blind	nor	blind
p1	0.53±0.36	0.92±0.81	0.50±0.09	0.2±0.27	0.50±0.18	0.57±0.15
	1.59±0.5	0.76±0.34	-0.86±0.1	-0.3±0.35	0.72±0.3	0.41±0.24



[그림 3] 하지 관절의 모멘트 패턴  
[Fig. 3] Moment pattern in lower joint

하지관절의 모멘트 패턴은 발목관절의 경우 유사한 형태를 보였으나 시각장애 아동의 경우 일반적인 보행 시 뒷꿈치 착지 순간 나타나는 굴곡 모멘트가 발생하지 않고 뒷꿈치 착지 순간부터 신전 모멘트가 발생하는 것으로 나타났으나 지지국면의 시간변화에 따른 변화량이 크지 않은 것으로 나타나 추진기에서 신전 모멘트가 크지 않은 형태로 나타났다.

무릎관절의 경우 비 장애 아동은 제동기에서 신전모멘트가 발생되고 추진기에서 굴곡모멘트로 전환되는 일반적인 형태를 보인 반면 시각장애 아동의 경우 전 국면에서 굴곡모멘트만 발생하며 그 크기도 매우 작은 것으로

나타났다.

엉덩관절의 경우 두 그룹 모두 전반적으로 신전모멘트 만 발생하는 것으로 나타났으나 시각장애 아동은 추진기 국면에서 굴곡모멘트로 전환되는 형태를 보인 반면 비 장애 아동의 경우 추진기에서 지속적으로 신전모멘트가 발생되다 추진기 후반에 굴곡모멘트를 보이는 것으로 나타났다(그림 3).

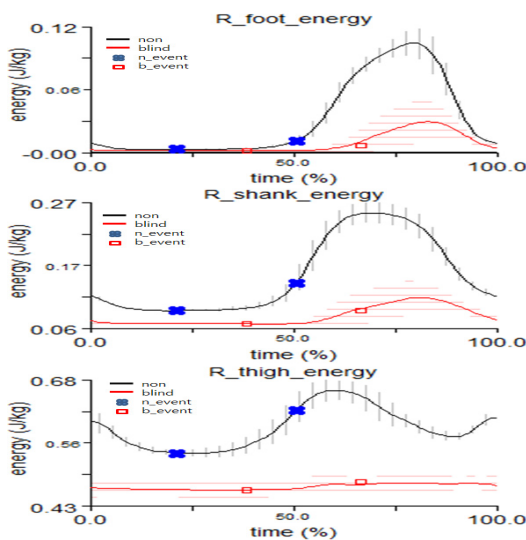
### 3.3 하지분절의 에너지 변화

국면별 발분절의 최대 에너지 변화는 제동기와 추진기 모두 시각장애 아동에 비하여 비 장애 아동이 값이 다소 큰 것으로 나타났으나 두 그룹 모두 지지기 동안의 에너지 발현은 거의 없는 것으로 볼 수 있다. 그러나 두 그룹 모두 스윙기에 에너지 발현이 증가 한 것을 알 수 있으나 시각장애 아동이 작게 나타나는 것을 알 수 있다.

[표 4] 하지분절의 에너지 변화

[Table 4] Mechanical energy variation in lower limb (J/kg)

sub.	foot		shank		thigh	
	nor	blind	nor	blind	nor	blind
e1	0.009±	0.002±	0.118±	0.07±	0.602±	0.471±
	0.001	0.001	0.005	0.006	0.021	0.02
e2	0.01±	0.006±	0.139±	0.094±	0.623±	0.478±
	0.002	0.004	0.007	0.019	0.014	0.02
e3	0.101±	0.031±	0.259±	0.121±	0.666±	0.486±
	0.013	0.018	0.018	0.025	0.021	0.018



[그림 4] 하지분절의 에너지 패턴

[Fig. 4] Mechanical energy pattern in lower limb

하퇴분절의 에너지 변화는 지지기 국면에서 발분절과 달리 에너지가 생성되는 것으로 나타났으며, 스윙기에 더욱 증가하는 것으로 나타났다. 그러나 비 장애 아동에 비하여 시각장애 아동들은 지지기에서 에너지가 작게 나타났다. 또한 스윙기에서 발분절에 비하여 에너지가 크게 나타났으나 여전히 비 장애 아동에 비하여 작은 것으로 나타났다.

대퇴분절의 에너지 변화는 다른 분절들과 같이 시각장애 아동들이 비 장애 아동들에 비하여 모든 국면에서 에너지가 작은 것으로 나타났으나 다른 분절에 비하여 그 최대 에너지 값의 차이가 작은 것으로 나타났다.

하지분절의 에너지변화 패턴은 발분절의 경우 두 그룹 모두 지지기에서는 에너지가 거의 발생되지 않다가 스윙기에 급격히 증가하는 패턴을 보였으나 그 크기가 시각장애 아동 그룹이 매우 작은 것으로 나타났다.

하퇴분절의 경우 비 장애 아동의 경우 발분절과 달리 제동기에서 에너지가 서서히 감소하다 추진기에서 서서히 증가하는 경향을 보이고 스윙기에 급격히 에너지가 증가하는 형태를 보였다. 그러나 시각장애 아동의 경우 값의 크기는 증가하였으나 발분절의 패턴과 유사한 형태를 보이는 것으로 나타났다.

대퇴 분절의 경우 두 그룹 모두 다른 분절과는 다른 패턴으로 나타났다. 비 장애 아동의 경우 에너지가 제동기에는 감소하고 추진기에는 증가하는 경향을 보이고 스윙기에는 다소 증가한 후 다시 감소하는 경향을 보였으나 시각장애 아동의 경우는 지지기와 추진기의 구분이 없이 일정하게 유지되는 패턴을 보였다. 그러나 두 그룹 모두 다른 분절에 비하여 상대적으로 대퇴의 에너지가 큰 것으로 나타났다.

## 4. 논의

좌·우 지면반력은 시각장애 아동과 비 장애 아동그룹 모두 유사한 형태를 보였으나 전·후 지면반력에서 패턴은 유사하나 시각장애 아동이 제동기와 추진기 모두 작게 나타나 신체를 제동하기 위한 제동력을 작게 생성하고 신체를 추진하기 위한 추진력을 많이 생성하지 않는 것으로 나타났다. 또한 지지국면동안 비 장애 아동은 제동기에 비하여 추진기의 비율이 크게 나타났으나 시각장애 아동은 이와 상반되는 형태를 보였다. 이러한 결과는 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 보행 시간이 길고 지지기 시간이 길다고 보고한 선행연구 결과와 일치하는 것으로 나타났다[12]. 이러한 현상은 시각장애 아동의 경우 보행 감각이 부족하고 사물을 볼 수 없기 때문에

심리적으로 위축되고, 잘못된 보행 습관으로 인한 것으로 생각된다.

수직지면반력의 경우 일반적으로 제동과 추진을 위한 2개의 peak가 발생되지만 시각장애 아동의 경우 하나의 peak만 발생하는 것으로 나타났다. 이러한 현상은 시각장애 아동의 경우 추진기 국면에서 신체를 전방으로 추진하기 위한 정상적인 추진력이 발생되지 않기 때문에 지지기 후반의 peak가 생성되지 않으며, 이러한 결과에 의해 상대적으로 신체를 제어하기 위한 제동력 발생이 불필요한 결과로 판단된다.

Wong et al(2004)는 편마비 장애인의 보행분석 결과 보행과정에서 수직 충격을 흡수하는 발뒤축 접지기와 추진기에 큰 변화가 온다고 주장하였으며[13], 이러한 충격 흡수와 추진기전의 변화는 정상적인 double peak양상에서 single peak 모양으로 변화한다고 하였다. 따라서 장애의 구분은 다르나 이러한 결과는 보행기능 감소에 따른 결과라고 판단된다.

시각장애에 관한 이전의 선행연구 결과 발목관절각, 무릎관절각 및 엉덩관절의 각도는 일반적인 보행에 비하여 다소 작게 나타나는 경향은 있으나 큰 차이가 없다고 보고되고 있다[6,14].

지지기에서 발목관절의 모멘트는 일반적인 보행에 비하여 신전모멘트가 매우 작게 나타나는 경향을 보였다. 이러한 결과는 시각장애 집단은 발목과 거골하관절의 rocker action이 소실되고 추진작용이 일어나지 않는다는 선행연구 결과와 일치한다[6]. 이러한 현상은 시각장애 아동들이 발목의 발바닥 굽힘에 작용하는 비복근과 가자미 근의 근력이 비 장애 아동에 비하여 상대적으로 낮기 때문일 것이라 생각된다.

무릎관절의 모멘트 변화는 지지국면동안 변화가 거의 없는 것으로 나타나 일반적인 보행 패턴과 상이한 결과로 나타났다. 무릎관절의 각도 변화가 일반적인 보행 패턴과 거의 유사하다고 보고된 선행연구 결과와 다르게 나타났다. 이러한 현상은 지지구간 동안 무릎은 신체를 전방으로 추진하기 위해 거의 사용되어지지 않는 것을 알 수 있으며, 이는 아마도 시각의 결여로 주변 상황의 변화와 다음 발에 대한 불안한 심리 상태로 인해 부적절한 보행 형태를 보이고 있는 것으로 판단된다[3].

시각장애 아동의 엉덩관절 모멘트 변화는 제동기에서 일반적인 보행형태를 보였으나 추진기에서는 신전모멘트가 작아지는 형태로 나타났으며, 다른 관절에 비하여 상대적으로 일반적인 보행패턴에 가장 근접한 형태를 보이고 있다.

노인에게 나타나는 가장 보편적인 보상기전은 보행속도를 줄이거나 특정 관절의 에너지 소모를 증가시켜 손

실된 다른 관절의 기능을 대신하는 것이라 보고한 선행연구[15]를 살펴볼 때 엉덩관절의 모멘트 증가는 무릎관절에 대한 보상작용인 것으로 생각된다.

발분절과 정강이 분절이 스윙기에서 두 그룹 모두 최대 에너지가 생성된 것은 스윙기에서 위치에너지와 운동 에너지가 최대 생성된다는 선행연구 결과와 일치하였다[12].

그러나 시각장애 아동이 비 장애 아동에 비하여 에너지 생성이 현저히 작은 것으로 나타난 것은 선천성 시각장애의 경우 보행 시 상체를 약간 뒤로 기울이고[7,14] 지지기에 비하여 상대적으로 짧은 스윙기 및 짧은 보폭 등의 시각장애 아동의 특성에 따라 운동에너지가 감소된 것을 반영하는 것이다.

다른 분절에 비하여 허벅지 에너지의 생성 비율이 크게 나타난 것은 다른 분절에 비하여 허벅지가 해부학적 위치가 높고 질량이 크기 때문이다[12].

시각장애 아동과 비 장애 아동의 허벅지 에너지의 크기가 다른 분절에 비하여 작게 나타난 것은 앞서 제시된 다른 관절에 대한 보상기전으로 판단되며, 뒷꿈치 착지 시 엉덩관절 모멘트가 가장 크고, 뒷꿈치 착지 시 엉덩관절의 에너지 흡수가 가장 크다는 선행연구 결과 [16]와 일치하는 것으로 나타나 시각장애 아동의 경우 보행 시 허벅지 에너지가 움직임의 내우 중요한 요인이라고 판단된다.

## 5. 결론

선천성 시각장애 아동의 경우 신체를 전방으로 충분히 추진시키지 못하며, 하지관절의 움직임이 비장애아동과 유사한 패턴을 보이는 것에 반하여 하지관절 모멘트가 매우 적게 나타나고 신체를 전방으로 이동시키기 위한 적절한 에너지 발현이 나타나지 않는 것으로 나타났다. 이와 같이 시각장애 아동의 비정상적인 보행 패턴은 비 장애 아동들과 달리 시각을 통한 모방이 불가능하기 때문에 성인들의 보행패턴을 모방하지 못하고 전방에 대한 불안한 심리 상태에 따라 비정상적인 보행패턴이 고착되며, 심리상태 및 신체가 위축되어 비 장애 아동과는 다른 성장발달 양상을 보이게 된다. 또한 이러한 결과로 인해 신체활동이 제약되고, 하지근력이 약화되어 안정성이 부족하기 때문에 안정성을 증가시키기 위한 전략적 변화로 판단된다. 그러나 인체는 적응성이 매우 높기 때문에 이러한 기능장애에 따른 보행 패턴은 충분히 수정이 가능하다.

전방으로의 추진력의 감소는 안정성 결여에 의해 신체

를 효율적으로 추진하지 못하기 때문이며, 하지관절의 모멘트 발현이 작은 것은 하지근력의 약화와 매우 유의한 차이가 있으므로 시각장애 아동들의 보행전략을 변경하기 위해서는 하지근력 강화를 위한 운동프로그램을 실시하여 근력을 증가시킨다면 보행시 안정성 증가에 많은 도움이 되므로, 시각장애 아동들의 보행패턴변화에 긍정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다.

시각장애 아동들의 보행패턴변화를 보다 면밀히 분석하기 위하여 향후 연구에서는 보행에 영향을 미치는 근력의 약화 및 유연성 감소를 확인하기 위해 시각장애 아동의 개별 근육들의 근 활동을 면밀히 검토할 수 있는 근전도(EMG) 연구 및 유연성 검사 등이 차후로 진행되어야 할 것이며, 상지와 하지 분절의 에너지 흡수 및 관절의 파워를 연구하여 에너지 생성과 흡수의 관계를 규명하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

## References

[1] S. H. Park. Understanding and Education of Children with Visual Impairments. pp. 13-27, Hakjisa, 2005.

[2] M. S. Hwang, S. G. Choi, I. K. Lee. Influence of Movement Education on Motor Development of Visually Handicapped Children. Journal of Adapted Physical Education, Vol.1, pp. 93-104, 1993.

[3] H. G. Cho, Y. J. Lee. The Effect of Blinf on Plantar Pressure during Walking. Journal of Adapted Physical Activity & Exercise, Vol.7, No.1, pp. 95-103, 1999

[4] C. K. Hah. Biomechanical alterations in gait of stair decent with different treads during pregnancy. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol.19, No.2, pp. 205-215, 2009.

[5] M. H. Kong. The evaluation of basic measurement and physical fitness between a visually handicapped and normal person. Korean National Sport University, master's thesis, 2003.

[6] H. G. Cho. Biomechanical Analysis of Gait Pattern of Blind and Deaf. Korean National Sport University, doctor's thesis, 1999.

[7] M. L. Dawson. A biomechanical analysis of the gait patterns of the visually impaired. American Corrective Therapy Journal, Vol.35, pp. 66-7, 1981.

[8] L. F. Teixeira-Salmela, S. Nadeau, M. H. Milot, D. Gravel & L. F. Requião. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. Clinical Biomechanics. Vol.23, pp.769-778, 2008.

[9] C. K. Hah & J. H. Yi. Comparison of Pregnant Women's Mechanical Energy between the Period of Pregnancy and Postpartum. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol.20, No.4, pp. 387-393, 2010.

[10] T. F. Besier, M. Fredericson, G. E. Gold, G. S. Beaupre & S. L. Delp. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. Journal of Biomechanics, Vol.42, 898-905, 2009.

[11] A. Thambyah. How critical are the tibiofemoral joint reaction forces during grequent squatting in Asian populations?. The Knee, Vol.15, 286-294, 2008.

[12] H. E. MacGowan. Kinematic analysis of the working gait of sighted and congenitally blind children: Age 6 to 10 year. International series on biomechanics, Vol. 5A, 573-580, 1985.

[13] A. M. Wong, Y. C. Pei, W. H. Hong, C. Y. Chung & Y. C. Lau. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: An implication for Neurologic status determination. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol.85, pp. 1625-1630, 2004.

[14] G. Beatrice & J. G. Susan. A biomechanical analysis of the running pattern of blind athletes in the 100-M dash. Adapted Physical Activity Quarterly, Vol.4, pp. 192-203, 1987.

[15] C. A. McGibbon, D. E. Krebs, M. S. Punello. Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elder's gait. J. Biomechanics, Vol.34, pp. 481-490, 2001.

[16] C. H. Yeow. P. V. S. Lee & J. C. Goh. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. Journal of Biomechanics, Vol.42, No.12, pp. 1967-1973, 2009.

## 이 재 훈(Jae-Hoon Yi)

[정회원]



- 2003년 2월 : 한국체육대학교 체육학과 (체육학학사)
- 2005년 2월 : 한국체육대학교 대학원 체육학과 (체육학석사)
- 2010년 8월 : 한국체육대학교 대학원 체육학과 (이학박사)
- 2011년 7월 ~ 현재 : 나사렛대학교 재활스포츠연구소 연구교수

<관심분야>  
경기력 향상, 동작분석