



한국운동역학회지, 2003, 제13권 3호, pp. 163-180
Korean Journal of Sport Biomechanics
2003, Vol. 13, No. 3, pp. 163-180

정상인과 하지장애자의 보행형태에 대한 운동학적 분석

김 무 영*(전북대학교)

ABSTRACT

A Kinematic Analysis of Gait Patterns between the Normal Men and the Lower Limb Handicapped

Kim, Moo-Young*(Chonbuk National University)

M. Y. KIM. A Kinematic analysis of gait patterns between the normal men and the handicapped. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 13, No.3, pp. 163-180, 2003. This paper aims at collecting the quantitative data of kinematic variables by analysing the gait patterns of the normal adult men and the handicapped. The gait motions were taped with 4 video cameras, the cinematographic analyses were performed by the DLT technique of three dimensional image treatment.

The following results were obtained in the analysis of the variables:

1. The ratio of stance time and swing time did not show any significant difference in the groups of the normal men and the handicapped when both foot of the former and the right feet of the latter were compared. The stride period time of these two groups were 1.12 and 1.11 second, respectively.

본 논문은 1992년도 전북대학교 학술장학재단 해외연수지원에 의해 연구되었음.

2003년 10월 30일(목) 접수

* Corresponding author, 교수, 561-756, 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14 전북대학교 예술대학 경기지도과
연락처 : Kimmy@moak.chonbuk.ac.kr, Tel. 063-270-2856

2. In the handicapped group, the step width was wider, the step length and stride length were shorter, and especially, the step length of the right foot was shorter.
3. The small vertical displacement of left toes of the handicapped group showed that the heel contact and the left midstance are almost simultaneous.
4. The two groups have almost the same horizontal displacement of the center of gravity and the same vertical rate of extension. In view of the velocity of the center of gravity the normal adults showed the constant speed of movement. However, the handicapped adults were reduced from the right midstance to the right toe-off.
5. The handicapped showed prominently low angle on the left toe-off in the ankle joint angle, they also had the tendency to walk in the patterns of extended knee in the knee joint angle. Both the handicapped and the normal had the hyperextension on the toe-off in the hip joint angle. In the back and front angle of body, both showed the slightly back-sided walking positions.
6. Both groups had the abduction of both feet in foot placement angle, but the handicapped did not show serious abduction of left midstance.

KEY WORDS : GAIT CYCLE, HANDICAPPED, FOOT PLACEMENT ANGLE

I. 서 론

보행은 인간의 이동을 위한 가장 기본적인 운동 수단으로 인체가 이동하는 동안 발생하는 충격력은 발을 통하여 전달된다. 일반적으로 보행은 단순한 움직임으로 생각하기 쉬우나 체중을 지탱하는 발은 26개의 뼈와 33개의 관절로 구성되어 있으며, 100여 개의 골격근이 상지 및 하지의 관절과 협응을 이루는 복합적인 동작이다. 뿐만 아니라, 발은 직립보행을 특징으로 하는 인간의 이동에 필수적이며, 신체의 효과적인 움직임을 위하여 신체의 주변 환경과의 조화로운 결합을 용이하게 지속시킴으로써 신체를 단계적으로 움직이는 고도의 협응된 교대적 운동을 일으키는 기관이다(Rodgers, 1985). 보행동작은 사회의 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성, 골격구조나 체형과 같은 신체적 특성, 그리고 성격 등과 같은 심리적 특성에 의해 영향을 받기 때문에 개개인의 보행 동작은 독특한 차이를 보이게 된다.

특히 바른 보행동작은 건강증진에 의해 연결되나 바르지 못한 동작은 인체 구조에 이상을 야기

시킬 수 있다는 점에서 올바른 보행의 중요성을 강조하고 있다(Scott & Winter, 1990).

보행동작의 중요성이 강조되면서 보행과 관련된 변인들을 평가하기 위한 연구가 오랜기간에 걸쳐 연구되고 있으며, 최근에는 정상인뿐만 아니라 장애자를 포함한 특정 분야의 사람들과 신발 산업까지 연계 시켜 다양하게 연구가 진행되고 있다.

최근 보고된바 있는 보행과 관련된 국내의 연구를 살펴보면, 운동학적 변인을 분석한 연구로는 이순호(1989), 유강석(1993), 안건섭(1997), 윤남식(1998), 박성순(2001), 조규권(2002) 등에 의해 진행되었으며, 분석변인의 대상은 시간변인, 거리변인, 속도변인, 각도변인 등을 다루었다. 운동역학적 변인분석은 박성순(1990), 김기형(1992), 모상기(1993), 김로빈(2000) 등이 족근에 대한 근전도(EMG) 변인과 지면발력측정기에 의한 지면발력(GRF), 그리고 족저에 작용하는 압력분포에 대한 연구가 수행되었다. 그리고 운동학 및 운동역학적 연구로는 박성순(1986), 홍성표(1991), 서국웅 등(1993), 신인식 등(1997), 임비오(1997), 정남주(2001), 채규정(2003) 등의 연구에서 운동학적변인과 운동역학적변인을 동시에 분석함으로써 보행형태에 대한 심도있는 연구가 활발하게 진행되어 왔다. 한편, 국외의 연구를 살펴보면, Cavagna 와 Margaria(1966)는 보행중 인체 분절간의 에너지 전달에 관한 연구를, Murray(1970)은 정상여성의 보행형태를 분석하였다. 이후 Sammarco (1989)는 발에 관한 생체역학 연구에서 보행중 발과 족근골 운동과 보행주기 동안 발에 작용하는 힘의 연구를, Rodgers(1993)은 이동중 발의 생체역학에 대한 연구에서 3차원 영상분석, 지면 반력과 압력분포, 그리고 EMG 기법을 이용하여 심도 있는 연구를 수행하였다.

이처럼 국내외적으로 1970년대와 1980년대를 거치면서 전자학의 기초들은 디지털 컴퓨터의 보급과 폭넓은 사용으로 고도의 3차원 자료를 얻고, 복잡한 수학적 모델이 개발되는 등 많은 발전을 이룩하였다.

그럼에도 국내에서 수행된 보행 분석에 대한 연구는 일정한 연구 대상자에 국한된 느낌이 있으며, 정상인을 신체 장애자와 비교하여 분석한 연구가 미흡한 실정으로 이와 관련된 정보와 자료가 부족한게 현실이다.

이러한 상황에서 제한적이긴 하지만 정상적인 성인 남자와 왼쪽 다리 신체 장애자에 대한 보행형태의 연구는 유익한 내용이 될 것으로 생각된다.

따라서 본 연구의 목적은 정상인과 지체 장애자의 보행 형태비교 분석을 통해 두 집단간의 차이점을 규명함으로써 정상인은 물론 장애자의 올바른 보행에 도움을 줄 수 있는 유익한 관련정보와 기초자료를 제시하는데 있다.

이러한 연구목적을 달성하기 위하여 운동학적 변인 중 시간 변인, 각도 변인, 거리 변인, 속도 변인 등을 구체적으로 분석하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 남자 정상성인과 하지 장애자 각각 3명을 대상으로 하였고, 피험자 중 S4(3급), S5(5급), S6(5급)는 소아마비에 의한 왼쪽다리 지체 장애자이며 피험자의 신체적 특성은 < 표 1>과 같다.

표 1. 연구대상자의 신체적 특성

피험자	연령 (yrs)	신장 (cm)	체중 (kg)	하지장(cm)		대퇴위(cm)		하퇴위(cm)	
				좌	우	좌	우	좌	우
S1	42.8	169.0	73.0	83.5	84.0	67.0	67.3	49.8	50.5
NM S2	40.5	172.2	70.5	84.6	84.3	67.5	67.9	49.5	50.5
S3	38.2	171.5	69.3	84.0	84.1	68.1	68.0	66.7	66.3
M±SD	40.5±2.30	170.6±2.26	70.9±1.89	84.0±0.55	84.1±0.15	67.5±0.55	67.7±9.81	55.3±9.81	55.6±9.27
S4	42.1	161.3	61.5	76.2	81.1	45.5	62.5	39.5	45.3
HC S5	43.1	165.2	64.5	78.5	83.2	42.1	63.1	35.7	44.5
S6	39.2	166.1	66.2	77.1	81.5	41.5	62.4	37.1	46.2
M±SD	45.5±2.03	164.2±2.55	64.1±2.38	77.3±1.16	81.9±1.12	43.0±2.16	62.7±0.38	36.8±0.95	45.3±0.85

NM: normal men, HC: the handicapped

2. 실험도구 및 분석 장비

본 실험에 사용된 영상 분석 도구는 SVHS 비디오 카메라(Panasonic WV-D 5100) 4대, 비디오 카세트 레코더(Panasonic AG-7400), 모니터(Sony PVM-1942Q), 시각 코드 발생기(Hotita SR-50), 통제점틀(2m × 2m × 1m) 등을 사용하였다.

3. 실험절차 (실험 내용)

(1) 실험 장면

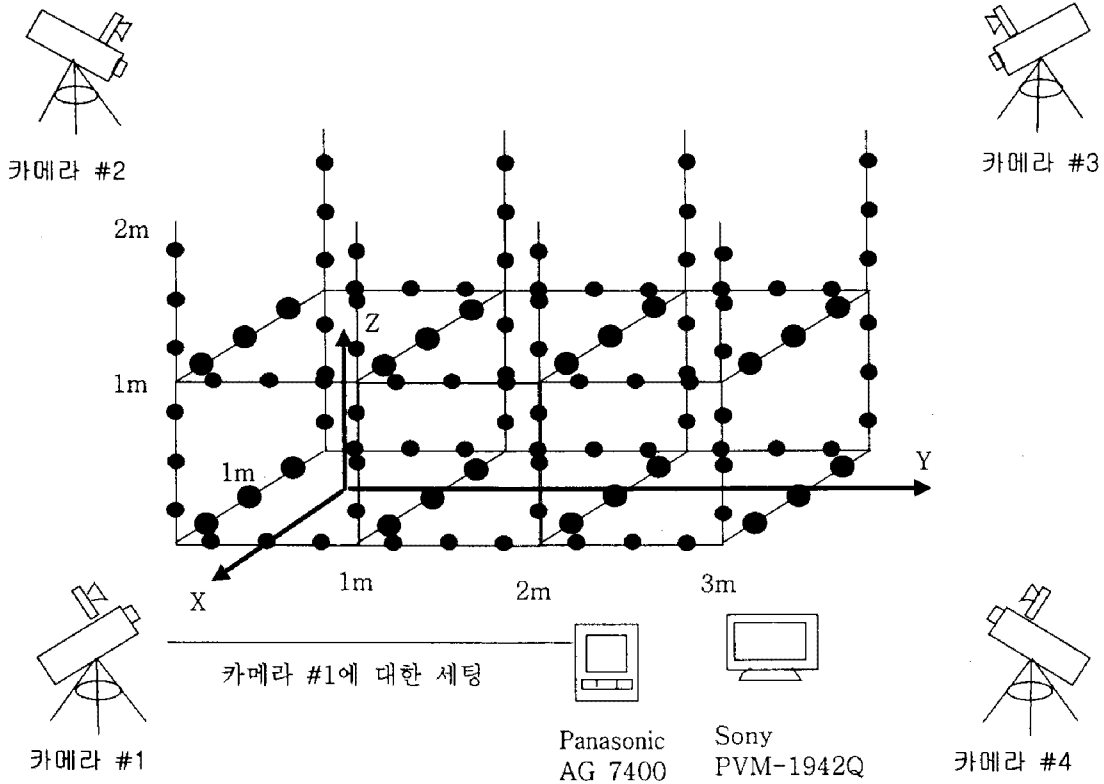


그림 1. 실험 장비 배치도

실험 장비의 배치는 공간좌표 설정을 위해 통제점들은 보행동작을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위에 세우고, 보행시 진행방향의 앞쪽과 뒤쪽에 각각 2대의 카메라를 설치하고, 보행 동작 전에 카메라를 작동 시켜 통제점들을 2~3분 촬영한 후, 이를 제거 하였다.

(2) 보행 주기와 분석 이벤트

보행주기(gait cycle)는 지지기(stance phase)와 채공기(swing phase) 로 구분되지만 보다 효과적인 보행 형태의 영상 분석을 위하여 오른 발의 활보장(stride length)과 왼발 활보장을 합쳐서 다음과 같이 8개의 이벤트(event)를 설정하였으며,

- 제 1 이벤트 : 오른발 뒷꿈치 접촉1 (right heel contact 1 : RHC 1)
- 제 2 이벤트 : 왼발 발가락 이지1(left toe-off 1 : LTO 1)
- 제 3 이벤트 : 오른발 중간지지기 (right midstance : RMS)
- 제 4 이벤트 : 왼발 뒷꿈치 접촉 (left heel contact : LHC)

- 제 5 이벤트 : 오른발 발가락 이지 (right toe-off : RTO)
 제 6 이벤트 : 왼발 중간 지지기 (left midstance : LMS)
 제 7 이벤트 : 오른발 뒷꿈치 접촉 2 (right heel contact 2 : RHC 2)
 제 8 이벤트 : 왼발 발가락 이지 2 (left toe-off 2 : LTO 2)
 보행주기는 아래 그림과 같다.

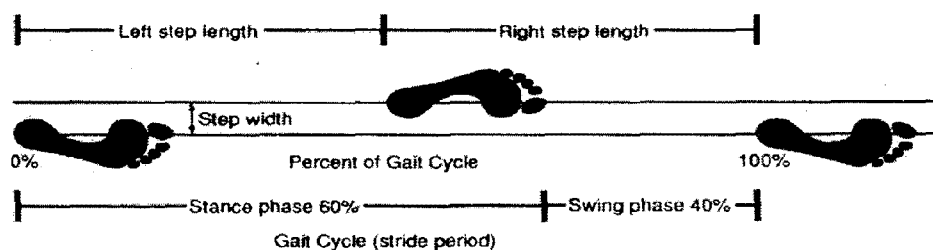


그림 2. 보행 주기(Rodgers, 1993)

4. 자료 처리 및 분석

비디오 카메라의 촬영 속도는 60 fields/s 로 설정하고, 보행 동작의 실공간 좌표를 얻기위해 26개의 인체 분절에 마커를 부착하여 디지털라이징 하였으며, 디지털라이징 후 얻어진 2차원 좌표값을 이용하여 3차원 좌표를 얻기위해 이미 알고 있는 통제점을 활용하였다.

3차원 실공간 좌표는 2차원의 자료 보간(interpolation) 과 DLT(direct linear transformation)방법 (Walton, 1981)을 이용하였고, 3차원 좌표값을 계산 할 때 노이즈(noise)에 의해 발생하는 오차를 제거하기 위해 Butterworth의 저역 통과 필터(low-pass filter)를 사용하여 차단 주파수(cut-off frequency) 6.0 Hz로 평활화(smoothing)하였다. 비디오 동작분석에는 Kwon3D V.3.0 프로그램을 활용하였다. 그리고 본 연구에 사용된 좌표축은 보행자가 진행하는 방향을 Y축, 상하방향을 X축은 보행 시의 진행 방향에 대하여 좌우 방향으로 정의하였다.

Ⅲ. 결과 및 논의

1. 지지시간과 체공시간 및 비율

보행중 지지시간과 체공시간 및 비율은 발이 지면에 접촉한 상태의 지지기(stance phase)와 지면에서 이지 된 상태인 체공기(swing phase)로 나뉘어지며 그때 소요된 시간과 비율을 의미한다. 그리고 보행주기(gait cycle)시간은 다음 표와 같다.

표 2. 지지시간과 체공시간 및 비율 (unit : sec)

	Right foot			Left foot		
	STP	SWP	GC	STP	SWP	GC
Handicapped	0.76(67.9)	0.35(32.1)	1.12	0.66(59.5)	0.45(40.5)	1.11
M±SD	0.0001(0.7)	0.0002(0.0002)	0.0002	0.0002(0.7)	0.0002(0.7)	0.04
Normal	0.62(60.8)	0.40(39.2)	1.02	0.61(61.0)	0.39(39.0)	1.00
M±SD	0.0001(0.6)	0.0001(0.0002)	0.0001	0.0003(0.7)	0.0002(0.7)	0.02

STP : stance phase, SWP : swing phase, GC : gait cycle, () : %

정상인집단의 경우 일반적으로 이와 관련된 연구에서 제시하고 있는 지지시간(60%)과 체공시간(40%)전후 비율이 비슷하였고, 보행주기시간 역시 정남주등(2001)의 보고와 비슷하게 나타났다. 장애자집단의 경우 왼발의 보행주기는 정상인과 비슷하였으나, 오른발의 경우 지지기의 비율이 길고(67.9%), 체공기는 짧게(32.1%) 나타난 것은 왼다리가 불편하여 왼다리로 지탱할 수 없어서 나타난 결과로 사료된다.

2. 보간, 보폭과 활보장

보간(step width), 보폭(step length), 그리고 활보장(stride length)은 인간이 효율적인 보행동작을 수행하는데 매우 중요한 요소로 작용하고 있다.

표 3. 보간, 보폭과 신장비 및 활보장

(unit : cm)

	Step width	Step length		Stride length	
		Right RSL/H	Left LSL/H	Right	Legth
Handicapped	13.1	55.1 (34.2)	65.2 (40.1)	113.2	113.1
M±SD	0.1	3.0 (2.7)	2.1 (1.8)	0.1	0.9
Normal	10.6	72.6 (42.9)	72.4 (42.8)	142.4	142.7
M±SD	0.4	0.7 (2.2)	0.2 (0.9)	0.1	4.9

R(L)SL : right(left) step length, H : height, () : %

보행 시 연령이 증가할수록 활보장을 줄이고 안정성 있게 걷기 위하여 보간을 넓힌다는 신인식 등(1977)의 연구결과와 비교해 볼 때 비슷한 경향을 보이고, 장애인집단의 경우 넓은 보간을 확보하고 있음을 확인 할 수 있다. 정상보행 시 보폭은 신장의 37%정도가 적합하다고 볼 때 두집단 모두 약간의 차이를 보이고 있음을 알 수 있다.

3. 발가락과 뒷꿈치의 수직높이

발가락과 뒷꿈치의 수직높이는 발 뒷꿈치가 지면에 접촉한 시점에서 지면으로부터 발가락까지의 높이(RHC, LHC)를 의미하며 발가락 이지 시점에서 지면으로부터 뒷꿈치까지 높이(RTO, LTO)를 의미한다.

표 4. 발 분절의 수직 변위

(unit : cm)

		Right foot		Left foot	
		RHC	RTO	LHC	LTO
Handicapped	M±SD	7.4±0.4	12.9±0.8	1.2±0.4	12.3±0.3
Normal	M±SD	7.8±0.9	15.3±0.6	6.7±0.9	15.1±0.4

자연스런 보행리듬에서 양발 뒷꿈치의 수직 변위는 발가락이지 후 가장 높은 변위에 도달했고, 발가락의 수직 변위 역시 뒷꿈치가 지면에 착지할 때 무릎이 신전되고 발이 배측 굴곡 함에 따라 가장 높게 나타났으며, 이는 Winter(1987)가 제시한 발가락 수직 변위 13cm와는 다소차이를 보이고 있지만 같은 경향을 보인다. 다만, 장애인집단의 경우 왼발 뒷꿈치 접촉시 왼발발가락 분절의 높이(1.2cm)가 낮음점으로 미루어 보아 왼발뒷꿈치 접촉이 중간지지기와 동시에 이루어짐을 알 수 있다.

4. 인체중심 변화

두발자세는 걷기 동작을 신속하게 시작하게 한다. 이는 좁은 기저면과 높은 중심을 특징으로 하는 인체구조에 기인하는 것으로, 보행 시 중심이동의 변화로 바른 보행자세에 영향을 미칠 뿐 아니라 보행 중 에너지 소모와도 밀접한 관련이 있다(Adrian & Cooper, 1989).

1) 인체중심 좌우 변위

인체중심의 좌우변위는 보행진행방향인 Y축을 중심으로 좌(-값) 우(+값)의 편차를 나타낸 길이이다.

표 5. 인체중심의 좌우 변위

(unit : cm)

	RHC1	LTO1	RMS	LHC	RTO	LMS	RHC2	LTO2	Range
Handicapped	-0.6	0.7	1.7	1.6	-0.4	-1.3	-0.6	0.7	4.5
M±SD	0.1	0.1	0.6	0.9	0.6	0.1	0.1	0.1	1.2
Normal	-0.1	1.1	1.9	1.2	0.7	-0.9	-0.1	1.1	4.0
M±SD	0.1	0.1	0.1	0.1	0.8	0.1	0.1	0.1	1.3

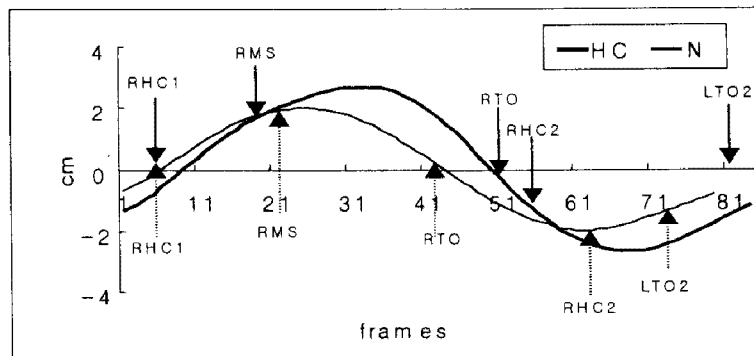


그림 3. 인체중심의 좌우 변위

보행주기동안 한번의 싸인 곡선을 형성하는 인체중심의 국면별 좌우 변위와 범위 또한 두 집단 간에 비슷하게 나타났으며, 이는 정남주등(2001) 및 Waters(1972)의 좌·우측 편차의 직선거리와 비슷한 수치를 보이고 있다.

2) 인체중심 높이

인체중심의 높이는 신장의 차이 때문에 직접비교가 불가능하므로 인체중심의 상하 변화를 알아보기 위해 중심의 상하 높이를 신장으로 나눈 비율을 활용하였다.

표 6. 신장에 대한 인체중심의 상하높이의 비율

(unit : cm)

	RHC1	LTO1	RMS	LHC	RTO	LMS	RHC2	LTO2	Range
Handicapped	85.4	84.9	87.2	86.5	87.9	88.1	84.5	84.3	4.2
	52.0	51.7	53.1	52.7	53.5	53.7	51.5	51.3	0.6
Normal	90.0	90.1	92.3	89.7	90.2	92.0	90.0	90.1	2.9
	52.8	52.8	54.1	52.6	52.8	53.9	52.8	52.8	0.0

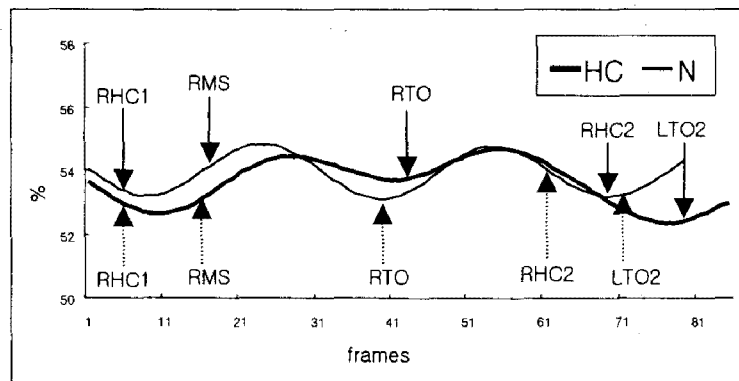


그림 4. 인체중심의 높이비율

보행주기동안 두 번의 싸인 곡선을 형성하는 인체중심의 상하높이의 변화는 장애인 집단이 왼쪽 하지 장이 짧은 요인 때문에 모든 이벤트에서 정상인 집단과 차이를 보이고 있지만, 정상인(52.6~54.1%)과 장애인(51.3~53.7%)의 신장에 대한 비율로 따지면 비슷하게 나타났다.

3) 인체중심 합성속도

보행 중 인체 중심의 이동속도를 밝히기 위하여 X, Y, Z 방향으로의 합성속도를 산출하여 활용하였다.

표 7. 인체중심의 합성속도

(unit : cm/s)

	RHC1	LTO1	RMS	LHC	RTO	LMS	RHC2	LTO2	AV
Handicapped	118.0	115.0	98.5	89.5	102.0	109.5	118.0	115.0	106.0
M±SD	2.8	1.4	0.7	0.7	1.4	0.7	2.8	1.4	1.4
Normal	142.5	146.0	137.5	142.5	149.5	142.0	142.5	146.0	141.5
M±SD	0.7	0.1	0.7	0.7	0.7	1.4	0.7	0.1	0.7

AV : average velocity

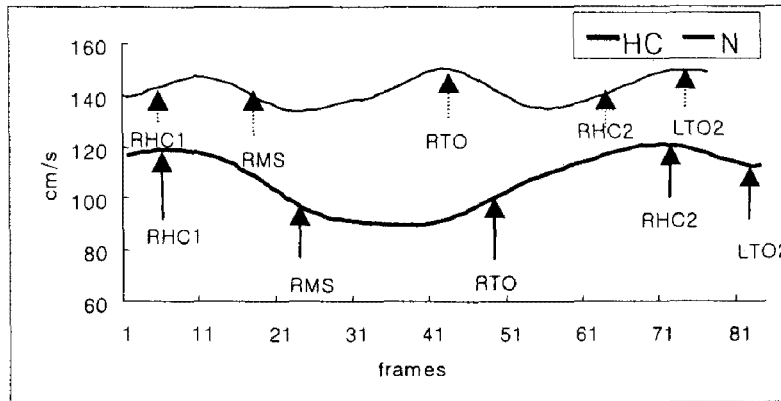


그림 5. 인체중심의 합성속도

보행속도는 보폭길이와 보폭률에 의해서 결정되는데 인체중심의 합성속도는 정상집단(141.5cm/s)이 장애자집단(106.0cm/s)보다 빠르게 나타났으며 정상집단은 뒷꿈치 접촉 시와 발가락 이지시 중심속도가 이중정점을 보이는 반면 장애자집단은 왼다리의 장애 때문에 발가락 이지시 속도가 감소되는 것을 볼 수 있다. 정상인은 발가락 이지시 최대속도를 보인 반면, 장애인은 이 이벤트에서 오히려 낮은 속도를 보임으로써 전반적인 보행속도의 감소와 더불어 보행형태의 불균형을 가져오는 원인이 되고 있다.

위의 자료를 종합해보면 장애인 집단의 경우 보행 시 중심위치의 상·하와 좌·우로 변화하고 있음을 읽을 수 있다.

5. 발목 관절 각도

발목관절 각도는 발분절과 하퇴 분절이 이루는 사이의 각도를 YZ 평면에 투영시킨 평면각도이다. 90. 보다 큰 각도는 족저굴곡을 이보다 작은 각도는 배측굴곡을 의미한다.

표 8. 발목관절 각도

(unit : deg)

	Right ankle joint				Left ankle joint			
	RHC1	RMS	RTO	RHC2	LTO1	LHC	LMS	LTO2
Handicapped	84.0	78.0	99.5	84.0	82.5	97.0	84.0	82.5
M± SD	1.4	5.6	3.5	1.4	0.7	0.0	1.4	0.7
Normal	89.5	85.5	98.5	89.5	98.5	91.5	84.5	98.5
M± SD	0.7	0.7	2.1	0.7	2.6	0.7	0.7	2.6

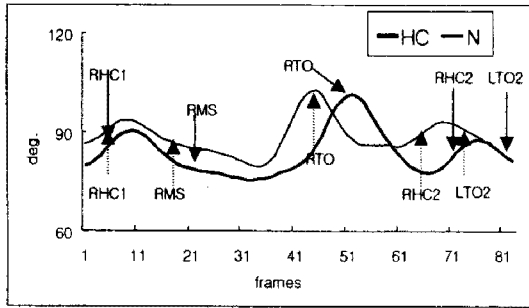


그림 6. 우측발목관절각

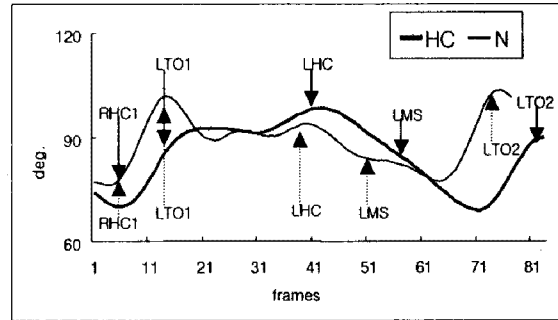


그림 7. 좌측발목관절각

보행중에 일어나는 발목 관절의 운동은 배측굴곡이 80%의 비중을 차지할 만큼 중요한 동작으로 올바른 발목 관절각의 유지가 중요한 요건이라 말하고 있다.(Rodgers, 1993).

오른발의 경우 두집단 간에 이벤트별로 비슷한 양상을 보이고, 발가락 이지시 최대각을 나타내고 있으며, 특이한 점은 오른발 뒷꿈치 착지시 정상인은 발목각이 줄어드는 반면, 장애자는 각이 증가하면서 뒷꿈치 접촉과 중간지지기 초기가 동시에 이루어지는데 이는 원다리의 장애로 왼발에 의한 중간지지기 어려워 오른발로 빠른 체중이동 현상이 일어나기 때문이라고 사료된다.

한편, 왼발의 경우 두 집단 사이에 나타난 상이한 점은 왼발 발가락 이지시 발목각의 증가를 보이는 것은 왼발 뒷꿈치가 접촉과 동시에 중간 지지기 단계로 접어드는 것을 볼 수 있으며, 이 때문에 보행의 불균형을 초래하고, 중간 지지기 동안 충격 흡수와 상해 예방에 장해를 줄 수 있다(Adrian & Cooper,1989)는 연구 결과와도 일치하고 있다..

6. 무릎 관절 각도

무릎 관절 각도는 하지관절에서 하퇴와 대퇴가 이루는 각도를 YZ 평면에 투영시킨 각도이다. 따라서 180. 에 가까울수록 완전한 신전을 의미하고 있다.

표 9. 무릎관절 각도

(unit : deg)

	Right knee joint				Left knee joint			
	RHC1	RMS	RTO	RHC2	LTO1	LHC	LMS	LTO2
Handicapped	172.5	152.0	139.0	171.5	122.0	170.0	166.0	122.0
M± SD	2.1	4.2	2.8	2.1	2.7	2.5	1.4	2.8
Normal	167.0	153.0	129.0	167.0	128.0	169.5	153.5	128.0
M± SD	1.4	1.4	4.2	1.4	2.8	2.1	0.7	2.8

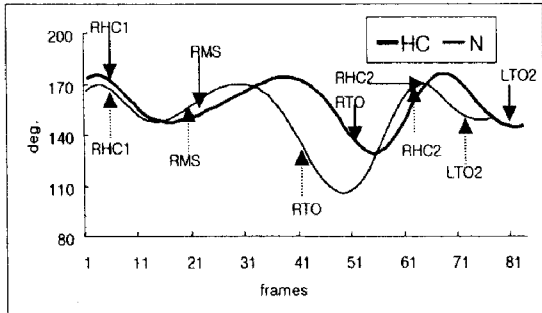


그림 8. 우측무릎관절각

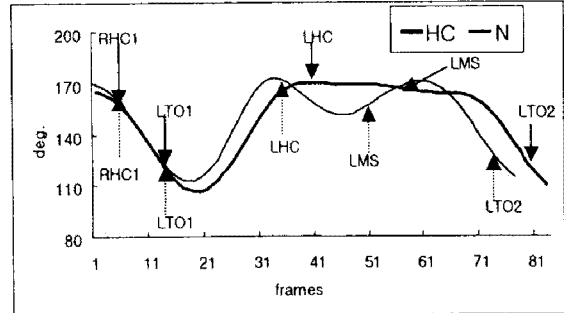


그림 9. 좌측무릎관절각

두 집단 모두 오른 무릎 관절과 왼무릎 관절각이 뒷꿈가 지면에 닿을 때 180. 에 가까운 각도를 유지하고 있어 배성제와 허영진(1966) 및 박성순과 송주호(2001)의 선행연구와 비슷하게 나타났다. 다만 장애자의 경우 지지기 동안에도 정상인에 비해 비교적 큰각도를 유지하고 있어 보행주기동안 대퇴와 하퇴 분절이 완전한 신전 운동을 하지 못하는 결과라고 여겨진다.

7. 고관절 각도

고관절 각도는 몸통과 대퇴가 이루는 각도를 시상면(sagittal plane)에 투영하여 측정된 각도로 180. 를 기준으로 과신전과 굴곡을 정의하였다.

표 10. 고관절 각도

(unit : deg)

	Right hip joint				Left hip joint			
	RHC1	RMS	RTO	RHC2	LTO1	LHC	LMS	LTO2
Handicapped	160.5	175.0	190.0	159.0	187.0	167.5	178.0	188.0
M± SD	0.7	2.8	4.2	2.8	1.4	2.1	1.4	1.4
Normal	159.0	173.5	191.5	159.0	191.5	161.0	173.5	191.5
M± SD	0.6	2.1	2.1	1.9	2.1	2.0	2.1	2.1

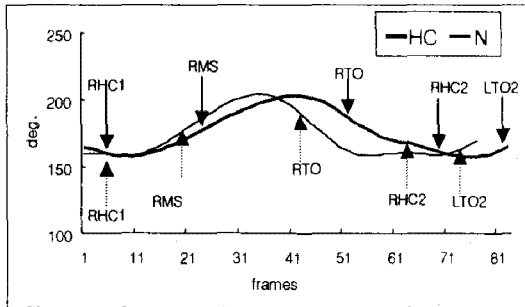


그림 10. 우측고관절각

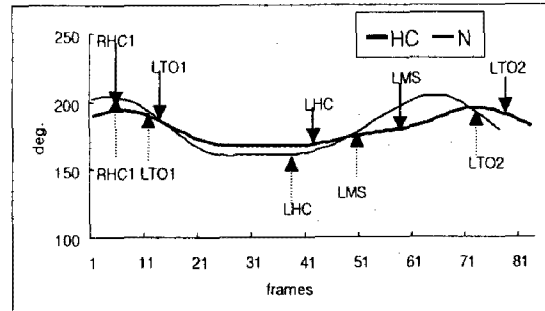


그림 11. 좌측고관절각

보행주기 중 발가락 이지시 두집단 공히 과신전된 모습을 보이고는 것은 전방으로의 추진을 위하여 자연스런 현상으로 사료된다. 이와 같은 수치는 배성제와 허영진(1996)의 연구 결과와는 유사한 결과를 보이고 있으나, 박성순과 송주호(2001) 및 신인식등(1997)의 내용보다는 다소 크게 나타나 있는데, 이는 연구 대상자의 연령차에서 오는 것으로 추측된다.

8. 몸통 전후경 각도

몸통 전후경각도는 고관절에서 어깨로 향하는 몸통분절벡터와 수직축(Z축)이루는 사이 각도를 X축에 투영시켜 계측한 각도로 보행 중 몸통 분절의 앞(+값) 뒤(-값)로 기울어진 정도를 판별해주는 기준이 된다.

표 11. 몸통전후경 각도

(unit : deg)

	RHC1	LTO1	RMS	LHC	RTO	LMS	RHC2	LTO2
Handicapped	-4.8	-7.2	-9.3	-8.3	-6.5	-4.8	-4.8	-7.2
M± SD	1.6	1.3	1.6	2.2	1.9	1.7	1.6	0.1
Normal	-9.8	-9.7	-9.8	-9.5	-10.1	-10.0	-9.8	-9.7
M± SD	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	1.9	0.1	0.1

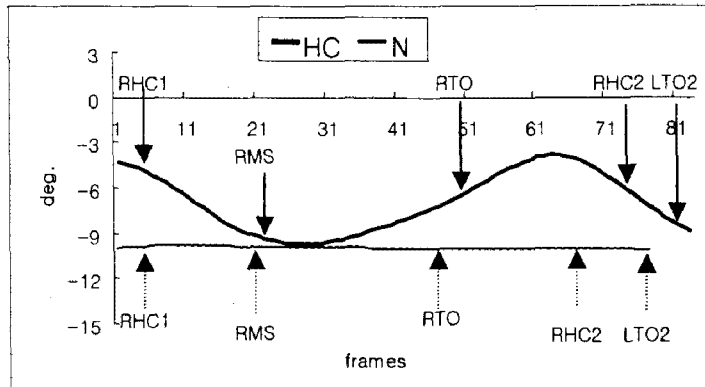


그림 12. 몸통전후경각

두 집단은 공히 보행중 상체가 약간 뒤쪽으로 기울어진 상태로 걷고 있는 모습을 볼 수 있으며, 정상집단은 비교적 일정한 각도를 유지하고 있으나, 장애자 집단은 뒤로 약간 기울어진 범위 내에서도 앞뒤로 변화가 있음을 알 수 있다.

본 연구결과와 비교하였을 때 장애인에 비해 하지근력의 발달이 클 것으로 예상되는 정상인의 보행은 장애인의 보행에 비해 뒤로 젖혀진 각도의 크기가 장애인에 비해 다소 크게 형성되고 있다. 결국, 하지에 장애를 가지고 있는 본 연구의 피험자의 경우 몸통을 앞으로 굴곡시켜 인체의 이동을 유도하는 것으로 보여진다. 또한, 몸통이 뒤로 젖혀지는 보행 형태는 체격의 변화와도 밀접한 관련을 가지고 있는데 본 연구의 피험자 중 정상인의 경우 복부비만이 원인이 되어 나타나는 현상으로 인해 보행시 몸통이 거상(신전)되어 걷는 동작으로 나타나고 있다.

9. 보각

보각(foot placement angle)은 지지기 동안 발분절이 Y축과 이루는 사이각도를 발 분절의 내전과 외전의 정도를 평가 할 수 있는 자료가 된다.

표 12. 보각

(unit : deg)

	Right foot			Left foot		
	RHC	RMS	RTO	LHC	LMS	LTO
Handicapped	9.1	5.7	22.8	4.9	1.9	8.2
M± SD	1.7	0.9	3.5	1.1	0.4	0.3
Normal	10.2	8.3	10.9	14.1	8.9	26.1
M± SD	0.1	0.1	2.2	0.6	0.2	3.7

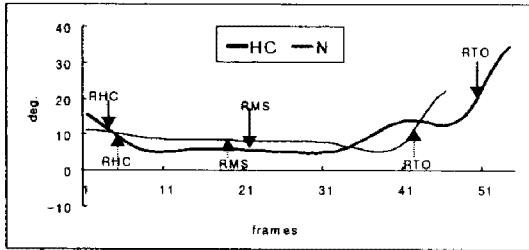


그림 13. 우측보각

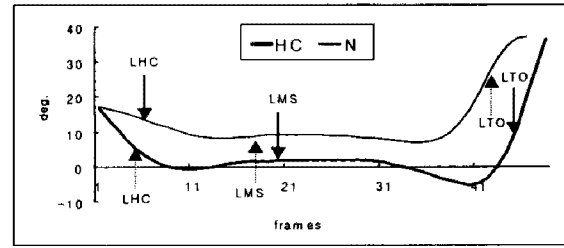


그림 14. 좌측보각

두 집단 모두 지지기 동안 두발이 외전(+값)을 나타내고 있으며, 정상인은 왼발 이지시, 장애자는 오른발 이지시 특히 많은 외전이 일어나고 있음을 알 수 있다. Murray등(1970)은 보각은 평균 6.8. 정도 발의 외전을 보고하였으며 같은 발에서도 2.4. 의 차이를 보였다고 발표한 내용과 다소 차이는 있지만 비슷한 경향을 나타내고 있다. 걷는 동안 전체하지(골반, 대퇴, 하퇴)는 체공기를 거쳐 초기 지지기 동안에 내측 회전을 하고, 중간 지지기에는 거골을 포함한 하지는 외측회전을 하며, 지지기 말기인 발가락 이지시에 발은 최대로 외측회전이 일어난다는 Sammarco(1989)의 이론이 이를 뒷받침하고 있다. 정상인의 경우 왼발과 오른발 보각이 비슷한 값을 보여주고 있으나, 장애자의 경우 왼발에 비해 오른발의 보각이 크게 나타나있어 오른발이 왼발보다 큰 각으로 걷고 있음을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 연구의 목적은 성인 남자를 대상으로 정상인과 지체 장애자의 보행형태를 비교 분석하여 운동학적 변인들의 정량적인 자료를 확보하는데 있다.

보행동작은 4대의 비디오 카메라를 사용하여 촬영하였고, 영상분석은 DLT방식을 이용한 3차원 영상분석법으로 변인을 살펴보았다.

이들 변인의 운동학적 특성을 분석하여 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 지지시간과 체공시간의 비율은 정상인 집단의 양발과 장애자 집단의 왼발은 비슷하였으나, 장애자 집단의 오른발은 차이를 보이고 있으며, 확보시간은 두 집단 1.12초와 1.11초 소요되었다.
2. 보각은 장애자 집단이 넓었고, 좌·우 보폭과 확보장은 장애자 집단이 짧았으며, 특히 장애자 집단의 보폭은 오른발이 왼발에 비해 짧았다.
3. 장애자 집단의 왼발 발가락 수직변위가 낮게 나타난 것은 뒷꿈치 접촉이 왼발중간지지기와 거의 동시에 이루어졌음을 보여주고 있다.
4. 인체중심의 좌·우 변위와 상·하 높이에 대한 신장의 비율은 두 집단 비슷하게 나타났고, 인

- 체 중심의 합성속도 측면에서 정상집단은 일정한 속도로 중심이동이 이루어지고 있으며, 장애자 집단은 오른발 중간 지지기부터 오른발 이지 구간에서 감소하였다.
5. 발목관절 각도는 장애자 집단의 경우, 왼발 이지시 특히 낮은 각을 보였고, 무릎관절 각도는 장애자 집단이 정상인 집단보다 무릎이 신전된 상태에서 보행하는 경향을 엿볼 수 있으며, 고관절 각도는 두 집단 모두 양발 이지시 과신전을 보였다. 그리고 몸통 전후경 각도는 두 집단 공히 수직보다 약간 뒤로 기울어진 보행자세를 취하고 있다.
 6. 보각은 두 집단이 양발의 외전을 보이고 있으며, 장애자 집단의 왼발 중간 지지기는 거의 외전이 일어나지 않는 특징을 보이고 있다.

참 고 문 헌

- 김기형 외 5인(1992). 보행동작의 운동역학적 분석방법 연구. 고려대학교 스포츠 과학연구소 논총2, 71~80.
- 김로빈(2000). 보행시 속도와 보폭변화에 따른 하지관절의 운동역학적 분석. 연세대학교 대학원 박사 학위 논문.
- 모상기(1993). 하지 단적자의 보행중 운동역학적 파워의 변화. 서울대학교 대학원 석사학위 논문.
- 박성순(1986). 속도변화에 따른 인체 이동 운동의 생체역학적 분석, 서울대학교 대학원 박사 학위 논문.
- 박성순, 송주호 (2001). 트레이닝 전후 남녀 노인의 보행분석. 한국운동역학회지, 11(2). 59~75.
- 배성재, 허영진 (1996). 아동 및 청소년의 연령별 보행 형태 분석. 한국운동역학회지, 6(2),157~175.
- 서국웅 외 2인 (1993). 보행동작의 생체 역학적 분석. 부산대학교 체육스포츠 과학 논집, 9, 225~244.
- 신인식 외 2인(1997). 성인남자의 연령별 보행 분석. 한국운동역학회지, 7(2). 207~223.
- 안건섭 (1997). 중학생 등 가방 무게가 보행의 운동학적 요인에 미치는 영향. 한국체육대학교 사회체육대학원 석사학위논문.
- 윤남식 외 2인(1999). 경사도에 따른 보행의 운동학적 비교. 한국여성체육학회지,13(1),89~101.
- 이순호 (1989). 보행동작의 좌우 대칭에 관한 운동학적 특성. 충남대학교 대학원 석사학위논문.
- 임비오(1997). 성인남자들의 연령별 보행형태 분석. 서울대학교 대학원 석사학위논문.
- 정남주, 백영수(2001). 보행 지지기 시 후족각과 지면 반력 유형 분석. 한국운동역학회지. 11(2), 277~286.
- 정남주, 윤희중(2001). 남자 비만 어린이 보행주기의 생체 역학적 분석. 한국운동역학회지, 10(2), 170~193.

- 정철수 외 4인 (2001). 연령과 속도에 따른 보행형태와 역학적 효율성 분석. 한국운동역학회지, 10(2), 205~219.
- 조규권, 김유신 (2002). 트레드밀 보행시 경사도와 속도에 따른 보행형태의 운동학적 분석. 한국운동역학회지, 12(1), 155~171.
- 최규정, 권희자 (2003). 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동학적 비교 분석. 한국운동역학회지, 13(2), 161~173.
- 홍성표 (1991). 보행시 하지 비대칭성의 역학적 분석. 한양대학교 대학원 박사학위 논문.
- Adrian, M.J., and Cooper, J.M.(1989). The Biomechanics of Human Movement. Indianapolis : Benchmark Press.
- Andriacchi, T.P., et al.(1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. JB 10, 261~268.
- Caranagh, P.R.(1987). The biomechanics of lower extremity action in distance running : Foot and Ankle, 7, 197~217.
- Inman, V.T., et al. (1981). Human Walking. Baltimore : Williams & Wilkins.
- Murray, M.P., et al.(1970). Walking patterns of women. APMR, 51, 637~650.
- Nigg, B.M.(1987). Biomechanical analysis of ankle and foot movement. MSSE, 23, 22~29.
- Rodgers, M.M.(1993). Current Issues in Biomechanics of the Foot during Locomotion. Champaign : Human Kinetics.
- Sammarco, G.J.(1989). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System : Biomechanics of the Foot. Philadelphia : Lee & Febiger.
- Scott, S.H., and Winter, D.A.(1990). Interval forces at chronic running injury sites. MSSE, 22(3), 357~369.
- Winter, D.A.(1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. Human Movement Science, 3, 51~76.