



## 보행 시작과 멈추는 거리가 보행 변인에 미치는 영향

### The Effects of Start and Finish Distance on the Gait Variables during Walking

임비오\* · 안승현 · 이상우 · 도인영(서울대학교)

Lim, Bee-Oh\* · An, Seung-Hyun · Lee, Sang-Woo · Do, In-Young(Seoul National University)

---

#### ABSTRACT

B. O. LIM, S. H. AN, S. W. LEE, and I. Y. DO, The Effects of Start and Finish Distance on the Gait Variables during Walking. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 1, pp. 17-27, 2007. It is essential for gait analysis to know the distance information. The purpose of this study was to investigate the effects of start and finish distance on the gait variable during walking. Six adolescent participated in this study. Start condition was given by six conditions.: walking forward from (1) one step, (2) three steps, (3) five steps, (4) ten steps, (5) one step after standing walk, and (6) three steps after standing walk, before contacting the force plate. Stop condition was given by four conditions. : stop after (1) one step, (2) two steps, (3) three steps, and (4) ten steps, passing force plate. Repeated measured one-way ANOVA was utilized for data analysis, and the significant level was set at .05. The largest change from the difference of gait velocity exists between the variables of ground reaction force. There were no significant differences in spatio-temporal and posture(angle) variables, as well as ground reaction force variables with walking over the three steps. There were significant differences in gait velocity, knee angle at heel contact, vertical impulse and ankle angle at toe off in short distance.

KEYWORDS: DISTANCE, GAIT VARIABLES, WALKING, GROUND REACTION FORCE

---

## I. 서론

보행분석은 사람이 걷고 달리는 것을 체계적으로 연구하는 분야이다. 따라서 보행분석은 인체의 이동을 기본적으로 수행하는 체육학 분야뿐만 아니라 보행과 관련된 다양한 질병을 가진 환자나 사고를 당한 사람들을 진단하고 치료하는 물리치료, 생명공학, 정형외과, 류마치스학, 신경과학, 재활의학 등에서 활용된다

(Whittle, 1990).

지금까지 정상보행에서 병적보행까지 많은 학자들의 연구가 수행되어 왔다. 보행분석은 초기의 기술적인 연구로부터 점점 더 복잡한 측정방법을 통해 수학적 분석과 모델링에까지 꾸준히 발전하였다. 특히, 영상분석과 지면반력 분석, 그리고 근육활동 분석 방법이 개발되면서 획기적으로 발전하였다. 임상 전문가들은 1960년대 이후로 보행분석을 연구 실험실에서 진찰실로 옮

---

\* imabo@korea.com

겨 가려고 노력해 왔다(Whittle, 1990).

현재 대학 또는 연구기관의 실험실이나 병원 등은 보행분석을 수행하기 위해 공간을 확보하였거나 확보할 예정에 있다. 보행분석을 위한 공간은 넓을수록 좋은 것이 사실이지만 예산 등의 문제로 인해 많은 제약이 있다. 주어진 환경 속에서 보행분석실을 만들 때 가지는 궁급 점은 어느 정도의 공간이면 충분할까 이다. 그리고 또 한 가지 궁급한 점은 작다고 생각되는 공간에서는 보행분석 변인들 중에 어떤 변인에서 차이가 있을까 이다.

McCaw, Heil, & Hamill(2000)은 보행 시 지면반력 자료를 획득하기 위해서 10m 주로에서 실험을 하였으며, Perry(1992)는 병적보행의 경우 10m, 정상인은 15m의 공간이 필요하다고 하였다. 한편, Tssur(2004)는 하지 절단자 들에게 20m는 너무 긴 거리라고 하였다. 김봉욱, 조강희, 변정현, 윤승호(1992)는 통제점 틀 2m 후방에서 일직선으로 보행을 실시하였다. 그러나 위의 선행 연구들은 명확한 자료를 근거로 설명한 것이 아니어서 좀 더 과학적인 자료가 필요한 실정이다.

본 연구의 목적은 보행 시작과 도착하는 거리가 보행분석 변인에 미치는 영향을 규명하여 최소공간을 제시하고, 최소보다 작은 공간에서 어떠한 보행 변인에 영향을 미치는가를 밝히는데 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구에 참가한 대상자는 6명으로 나이는 31.5±3.9세이며, 신장은 174.3±6.5cm, 체중은 74.6±5.9kg이다. 예전에 하지 상해를 입은 경험이 없는 정상 보행을 하는 남자 성인들이다.

### 2. 실험도구 및 분석 장비

본 연구의 보행변인을 측정하는데 사용된 실험 도구 및 분석 장비는 <표 1>과 같다.

표 1. 실험 도구 및 분석 장비

구분	품명	모델명	수량	제조국
영상 분석	비디오 카메라	Panasonic D-5100	6대	일본
	시각코드 발생기	Horita SR-50	1대	일본
	동영상 캡처	DV-capture		한국
	녹화기	Panasonic AG-5700	6대	일본
	동조 시스템 소프트웨어	Visol VSAD -usb101	1대	한국
지면 반력 분석		KWON3D 3.0		한국
	지면 반력기 소프트웨어	AMTI ORG-6	2대	미국
		KWONGRF 2.0		한국

### 3. 실험절차

보행 시 진행 방향의 앞쪽과 뒤쪽에 각각 3대의 비디오카메라를 설치하였다. 공간 좌표 설정을 위해 통제점 틀을 연구 대상자의 보행 동작을 완전히 포함할 수 있을 정도의 범위에 세웠다. 보행 동작 전에 통제점 틀을 촬영하고 통제점 틀을 제거한 후 통제점 틀 공간 내에서 보행 동작을 무작위로 선정된 순서에 따라 실시하였다. 연구대상자는 실험실에 도착한 후 신체계측을 한 후 자연스런 보행이 되도록 충분히 연습한 후 반사마커를 부착하였다. 보행속도는 개인이 선호하는 속도로 걷게 하였으며, 보행시작 거리는 개인의 보폭에 따라 정하도록 하였다.

### 4. 자료처리

각각의 카메라로부터 얻은 2차원 좌표는 3차 스플라인 함수에 의한 보간법을 이용하여 동조하였다. 3차원 좌표 계산은 Abdel-Azziz와 Karara(1971)가 개발한 직접선형변환법(Direct Linear Transformation)을 사용하였다. 디지털이징에서 발생하는 노이즈에 의한 오차는 버터워스 2차 저역 통과 필터(Butterworth low-pass filter)를 이용하여 스무딩 하였으며, 차단 주파수는 6Hz로 설정하였다.

**1) 마커의 부착**

인체의 운동학적 변인을 산출하기 위해 반사 마커를 좌·우 상전장골극(Anterior Superior Iliac Spine, ASIS), 상후장골극(Posterior Superior Iliac Spine, PSIS), 좌·우 대전지(Great Trochanter), 좌·우 대퇴 중앙지점(mid thigh), 좌·우 외측상과(Lateral Condyle), 좌·우 내측상과(Medial Condyle), 좌·우 하퇴 중앙지점(mid shank), 좌·우 외과(Lateral Malleolus), 좌·우 내과(Medial Malleolus), 좌·우 뒤꿈치(Heel), 좌·우 앞꿈치(Toe)에 부착하였다.

**2) 관절 중심의 계산**

엉덩 관절 중심은 Tylkowsky 방식(Tylkowsky, Simon & Mansour, 1982)을 사용하여 계산하였다. 무릎과 발목 관절의 중심은 Midpoint 방식을 사용하여 계산하였다.

**3) 각도의 정의**

본 연구에서 사용된 자세(각도) 변인의 정의는 <그림 1>과 같다. 아래의 각도는 전역좌표계에서 설정한 것이다.

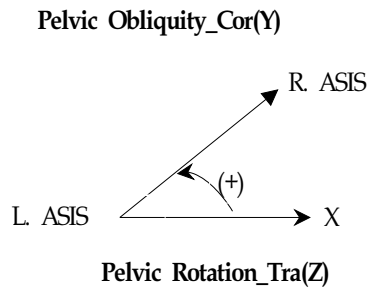
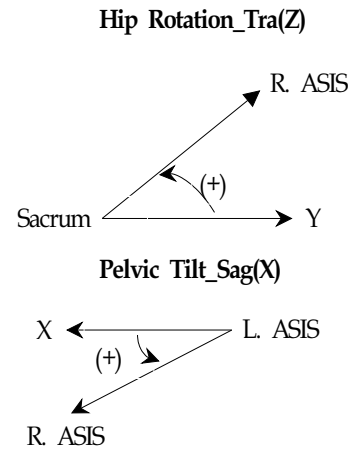
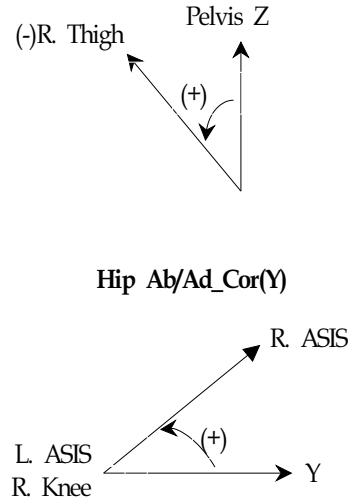
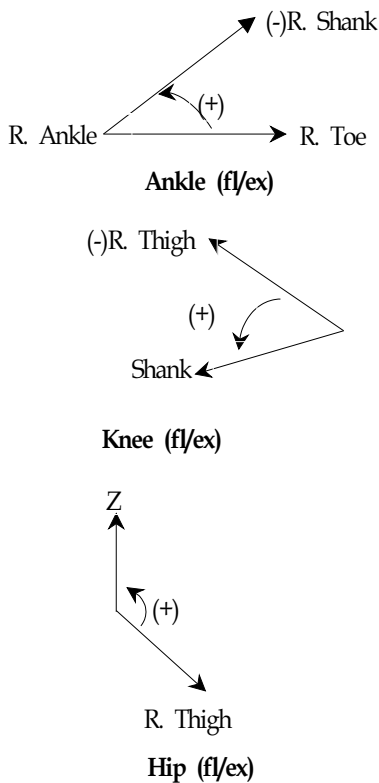


그림 1. 자세(각도) 변인의 정의

**4) 지면반력 데이터 분석**

지면 반력의 분석은 Kwongrf 2.0 지면반력 분석 프

로그랩(Visol Inc, Korea)을 사용하였다. 수집된 지면반력 데이터는 20Hz 저역 통과 필터를 사용하여 노이즈를 제거하였다. 보행동작 시 수집된 지면반력 값은 피험자의 체중을 사용하여 표준화하였다.

부하율은 25N과 체중의 75% 사이의 힘의 비율을 의미하며(Munro, Miller, & Fuglevand, 1987), 아래의 공식에 의해 계산되었다.

$$\text{부하율} = (P1 - F25+) / (T1 - T25+)$$

P1: 발의 지면 착지 시 발생하는 체중의 75%의 수직 반력값(N)

F25+: P1 발생 전 수직 지면 반력이 25 N의 값을 넘어선 최초의 수직 지면 반력 값

T1: P1 발생하는 시점 (sec)

T25+: F25+가 발생하는 시점.

### 5) 용어의 정의

(1) 10보, 5보, 3보, 1보 출발: 분석지점(지면반력기가 놓여있는 지점)까지 각 피험자들의 편안한 걸음걸이로 측정된 10보, 5보, 3보 및 1보의 상대적인 출발 거리.

(2) 제자리 3보, 1보: 제자리걸음 후 분석지점(지면반력기가 놓여있는 지점)까지 각 피험자들의 편안한 걸음걸이로 측정된 3보 및 1보의 상대적인 출발 거리.

(3) 보행속도(Gait Velocity): 오른발 착지부터 다음번 오른발 착지까지의 상후장골극의 평균속도.

(4) 활보장(Stride Length): 오른발 착지에서 다음번 오른발 착지까지의 발뒤꿈치의 전후(Y축) 거리.

(5) 보간(Step Width): 오른발 뒤꿈치와 왼발 뒤꿈치 사이의 좌우(X축) 거리.

(6) 억제 충격량(Braking Impulse): 발이 지면반력에 착지 후 추진하는 지점까지의 힘과 시간곡선의 면적.

(7) 추진 충격량(Propulsive Impulse): 발이 지면반력기 상에서 추진하는 지점부터 떨어질 때까지의 힘과 시간곡선의 면적.

(8) 부하율>Loading Rate): 25N과 체중의 75% 사이의 힘의 비율. 자세한 계산법은 4) 지면반력 데이터 분석 참조

(9) 변곡점(Change Point): 수직 지면반력 그래프에

서 초기 피크지점과 두 번째 피크지점 사이에 변하는 지점. 억제기와 추진기를 구분하는 지점.

### 6) 통계 처리

보행변인의 평균과 표준편차를 구하고 출발 거리 및 멈춤 거리 간에 유의한 차이가 있는지를 밝히기 위해 통계프로그램 SPSS 11.5를 이용하여 유의수준  $p < .05$ 에서 반복이 있는 일원변량분석을 실시하였다.

## III. 연구결과

### 1. 출발거리

#### 1) 시-공간 변인

출발거리에 따른 시공간변인은 <표 2>와 같다.

보행속도는 10보 출발과 제자리걸음 후 3보 출발이 1보 출발과 제자리걸음 후 1보 출발보다 더 빠른 것으로 나타났으며, 3보 및 5보 출발과는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다. 지지시간, 체공시간, 스텝시간과 보간은 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다.

#### 2) 보각, 발목 및 무릎 각도

출발거리에 따른 보각, 발목 및 무릎 각도는 <표 3>과 같다.

발이 지면에 접촉할 때 10보, 3보 및 5보 출발이 제자리걸음 후 1보 출발보다 발목 각도가 더 크게 나타났다.

표 2. 출발거리에 따른 시-공간 변인의 차이

요인	출발 거리						F 값	비고
	10보a	1보b	3보c	5보d	제자리 1보e	제자리 3보f		
Gait Velocity (m/s)	1.70 (0.08)	1.47 (0.11)	1.68 (0.12)	1.65 (0.14)	1.37 (0.08)	1.66 (0.08)	17.50 *	a, f > b, e
Stance Time (s)	0.54 (0.04)	0.60 (0.10)	0.56 (0.03)	0.54 (0.02)	0.52 (0.07)	0.53 (0.01)	1.99	
Swing Time (s)	0.46 (0.05)	0.44 (0.07)	0.44 (0.03)	0.40 (0.07)	0.45 (0.05)	0.45 (0.04)	1.72	
Step Time(s)	0.49 (0.05)	0.54 (0.09)	0.48 (0.05)	0.48 (0.04)	0.47 (0.06)	0.47 (0.03)	1.76	
Stride Length (cm)	168.67 (11.35)	161.66 (17.85)	165.06 (12.05)	159.76 (20.90)	152.84 (10.77)	165.24 (13.02)	3.73	
Step Width (cm)	9.50 (2.30)	9.78 (3.53)	12.55 (2.72)	11.20 (2.22)	10.21 (4.32)	9.77 (1.52)	0.94	

\* p&lt;.05.

표 3. 출발거리에 따른 보각, 발목 및 무릎 각도

단위: 도(°)

요인	출발 거리						F 값	비고	
	10보a	1보b	3보c	5보d	제자리 1보e	제자리 3보f			
Toe-Out	4.78 (2.85)	7.24 (4.90)	7.63 (6.18)	4.76 (2.30)	9.29 (4.03)	7.69 (6.28)	1.66		
HC	113.36 (5.55)	109.67 (7.57)	112.65 (4.55)	113.95 (3.78)	104.35 (8.29)	111.52 (5.26)	6.93		
Ankle (fl/ex)	TO	104.97 (4.00)	102.16 (5.45)	104.12 (2.15)	104.78 (3.82)	100.19 (2.51)	104.21 (3.76)	0.78	
ROM	34.01 (3.54)	32.09 (3.08)	31.25 (5.38)	34.60 (1.23)	30.29 (6.28)	32.55 (4.36)	0.85		
HC	165.34 (2.53)	156.84 (8.90)	167.43 (4.26)	162.28 (1.63)	151.23 (3.04)	163.31 (6.65)	7.58 *	a, c, d > e	
Knee (fl/ex)	TO	165.13 (1.40)	163.20 (3.60)	164.83 (1.99)	165.23 (1.73)	163.97 (2.49)	164.73 (2.43)	1.00	
ROM	64.30 (3.14)	63.53 (2.14)	65.39 (2.14)	65.27 (4.23)	66.76 (4.20)	63.91 (2.94)	1.21		

\* p&lt;.05.

표 4. 출발거리에 따른 힙과 골반 각도

단위: 도(°)

요인		출발 거리						F 값	비고
		10보a	1보b	3보c	5보d	제자리 1보e	제자리 3보f		
Hip (fl/ex)	HC	151.73 (2.46)	149.33 (3.03)	151.84 (2.39)	150.88 (2.01)	153.60 (5.45)	151.57 (3.68)	1.76	
	TO	162.42 (2.08)	161.78 (1.07)	162.44 (1.29)	162.28 (1.97)	163.26 (2.08)	162.38 (1.97)	1.08	
	ROM	25.81 (2.45)	26.92 (3.35)	25.44 (2.45)	26.15 (2.77)	26.84 (4.52)	25.45 (3.00)	0.86	
Hip (ab/ad)	HC	4.18 (2.28)	8.52 (5.38)	5.08 (3.42)	5.66 (3.19)	8.77 (4.67)	6.49 (3.48)	2.94	
	TO	3.89 (1.34)	5.20 (3.15)	4.53 (1.78)	4.62 (1.98)	4.68 (3.06)	4.30 (1.89)	0.65	
	ROM	16.45 (5.76)	17.24 (4.86)	16.07 (5.32)	18.13 (5.19)	15.73 (6.31)	18.38 (5.58)	0.57	
Hip (rotation)	HC	5.22 (4.96)	4.91 (8.35)	8.65 (5.84)	8.04 (8.60)	4.24 (7.38)	2.91 (11.04)	1.75	
	TO	1.79 (4.81)	-0.20 (7.87)	1.03 (8.62)	3.42 (7.49)	-1.74 (7.90)	-2.65 (10.13)	1.60	
	ROM	18.13 (7.20)	14.91 (2.21)	20.16 (3.85)	20.63 (7.57)	15.66 (3.61)	17.87 (6.56)	1.73	
Pelvis (tilt)	HC	0.87 (2.50)	-3.16 (3.22)	-0.29 (2.43)	0.65 (2.22)	-3.27 (1.96)	-1.07 (1.72)	7.27 *	a>b,e,f
	TO	0.17 (1.66)	-4.23 (2.67)	-0.53 (2.16)	-0.33 (1.47)	-4.29 (2.96)	-1.62 (2.35)	8.29 *	a>b,e,f
	ROM	7.67 (2.47)	6.66 (0.93)	7.21 (1.84)	7.35 (3.56)	7.00 (1.65)	7.16 (2.23)	0.27	
Pelvis (obliquity)	HC	-0.86 (2.01)	-4.18 (3.35)	-0.76 (1.82)	-1.46 (2.51)	-2.89 (1.65)	-1.29 (2.08)	5.91	
	TO	-0.42 (1.59)	-1.56 (2.27)	-0.50 (1.54)	-0.75 (1.49)	-0.38 (2.16)	-0.42 (1.07)	1.80	
	ROM	8.72 (2.38)	9.26 (3.60)	9.61 (3.37)	9.51 (5.26)	9.07 (3.78)	8.99 (3.01)	0.29	
Pelvis (rotation)	HC	10.74 (4.36)	8.84 (3.84)	11.83 (3.59)	12.53 (4.07)	7.44 (3.80)	10.90 (3.15)	1.91	
	TO	0.79 (3.87)	1.05 (3.62)	1.98 (2.53)	1.10 (3.19)	-1.14 (3.73)	0.79 (3.07)	0.79	
	ROM	27.13 (12.52)	19.05 (3.36)	20.33 (3.20)	22.68 (4.92)	17.18 (1.43)	21.04 (3.48)	1.77	

\* p&lt;.05.

표 5. 출발거리에 따른 지면반력의 차이

요인	출발 거리						비고
	10보a	1보b	3보c	5보d	제자리 1보e	제자리 3보f	
Braking Impulse(Z) (%BW · s)	25.80 (2.29)	19.12 (3.04)	26.05 (1.52)	26.62 (2.26)	20.70 (4.39)	26.63 (1.81)	a > b,e
Propulsive Impulse(Z) (%BW · s)	23.32 (3.36)	31.53 (3.26)	23.02 (3.01)	22.95 (3.62)	28.54 (2.97)	22.97 (3.22)	a < b,e
Loading Rate(Z) (BW/s)	97.40 (80.20)	11.57 (2.87)	47.99 (42.23)	109.31 (68.02)	25.14 (14.85)	84.41 (68.00)	a > b
First Peak(Z) (%BW)	134.97 (14.62)	115.64 (12.32)	133.11 (14.43)	137.26 (13.08)	123.98 (13.95)	138.52 (15.07)	a > b
Change Point(Z) (%BW)	55.92 (10.63)	68.24 (4.83)	58.08 (8.30)	57.32 (0.23)	65.88 (4.66)	59.27 (8.92)	a < b,e,f
Second Peak(Z) (%BW)	120.84 (11.97)	118.87 (7.87)	120.32 (10.51)	118.98 (11.35)	111.49 (10.33)	119.17 (10.24)	a > e
Braking Impulse(Y) (%BW · s)	-3.54 (0.54)	-1.01 (0.78)	-3.41 (0.56)	-3.80 (0.49)	-1.12 (0.60)	-3.50 (0.49)	a > b,e
Propulsive Impulse(Y) (%BW · s)	3.74 (0.30)	4.15 (0.59)	3.39 (0.40)	3.58 (0.34)	3.74 (0.75)	3.43 (0.38)	
First Peak(Y) (%BW)	-24.16 (5.09)	-6.77 (5.31)	-22.93 (5.81)	-25.57 (5.32)	-7.64 (3.43)	-23.75 (5.68)	a > b,e
Second Peak(Y) (%BW)	20.73 (2.87)	20.72 (2.32)	18.30 (3.50)	19.66 (3.21)	18.73 (5.51)	18.68 (3.17)	a > f

\* p<.05.

표 6. 멈춤거리에 따른 시공간변인

요인	멈춤 거리					비고
	10보a	1보b	2보c	3보d	F 값	
Gait Velocity(m/s)	1.70(0.08)	1.55(0.18)	1.71(0.07)	1.72(0.11)	7.37 *	a, c, d > b
Stance Time(s)	0.54(0.04)	0.56(0.04)	0.56(0.06)	0.56(0.04)	0.32	
Swing Time(s)	0.46(0.05)	0.39(0.10)	0.46(0.05)	0.43(0.08)	1.39	
Step Time(s)	0.49(0.05)	0.48(0.04)	0.49(0.05)	0.49(0.05)	0.42	
Stride Length(cm)	168.67(11.35)	88.18(12.64)	170.14(9.45)	168.90(17.44)	135.59 *	a, c, d > b
Step Width(cm)	9.50(2.30)	10.32(2.59)	12.19(2.33)	9.93(2.87)	1.61	

\* p<.05.

표 7. 멈춤거리에 따른 보각, 발목 및 무릎 각도

단위: 도(°)

요인	멈춤 거리				F 값	비고	
	10보a	1보b	2보c	3보d			
Toe-Out	4.78(2.85)	10.00(9.04)	8.24(4.57)	7.09(4.75)	1.29		
Ankle (fl/ex)	HC	113.36(5.55)	111.65(6.85)	112.28(6.05)	112.48(5.95)	1.29	
	TO	104.97(4.00)	102.11(4.21)	104.50(4.74)	105.18(4.56)	8.70 *	a, c, d > b
	ROM	34.01(3.54)	19.37(4.50)	30.09(3.56)	29.99(2.86)	28.21 *	a, c, d > b
Knee (fl/ex)	HC	165.34(2.53)	163.38(4.73)	166.73(5.19)	165.41(5.23)	0.69	
	TO	165.13(1.40)	160.83(5.53)	165.18(2.69)	164.79(1.86)	4.26	
	ROM	64.30(3.14)	60.96(7.53)	65.46(3.82)	65.90(3.66)	1.12	

\* p<.05.

표 8. 멈춤거리에 따른 힙과 골반 각도 단위: 도(°)

요인		멈춤 거리				F 값	비교
		10보a	1보b	2보c	3보d		
Hip (fl/ex)	HC	151.73(2.46)	150.49(2.57)	151.56(1.79)	151.20(2.58)	0.93	
	TO	162.42(2.08)	162.75(4.57)	161.91(1.80)	162.02(1.77)	0.17	
	ROM	25.81(2.45)	25.63(3.05)	27.11(1.86)	26.12(2.12)	0.63	
Hip (ab/ad)	HC	4.18(2.28)	2.84(7.11)	5.21(4.24)	5.23(4.82)	0.65	
	TO	3.89(1.34)	4.11(2.67)	4.81(2.02)	4.75(2.90)	0.52	
	ROM	16.45(5.76)	15.55(7.10)	16.70(5.47)	16.16(7.32)	0.12	
Hip (rotation)	HC	5.22(4.96)	6.35(8.55)	9.27(7.19)	11.29(11.29)	2.44	
	TO	1.79(4.81)	-2.08(7.76)	1.11(6.57)	1.77(6.80)	1.56	
	ROM	18.13(7.20)	18.23(7.22)	19.65(3.07)	22.20(6.47)	0.74	
Pelvis (tilt)	HC	0.87(2.50)	0.97(3.44)	-0.26(1.39)	0.95(1.87)	0.96	
	TO	0.17(1.66)	2.06(3.40)	-0.30(1.03)	0.03(2.08)	3.60	
	ROM	7.67(2.47)	9.68(5.26)	7.44(3.00)	8.41(2.28)	0.87	
Pelvis (obliquity)	HC	-0.86(2.01)	-1.40(2.05)	-1.01(2.36)	-1.35(3.36)	0.79	
	TO	-0.42(1.59)	-2.18(0.68)	-0.91(1.59)	-1.18(1.98)	4.24 *	a < b
	ROM	8.72(2.38)	7.68(3.74)	10.30(3.67)	9.56(3.62)	4.45	
Pelvis (rotation)	HC	10.74(4.36)	7.91(6.23)	12.34(2.78)	12.58(3.26)	2.51	
	TO	0.79(3.87)	-4.30(6.13)	1.48(1.23)	0.68(3.39)	2.50	
	ROM	27.13(12.52)	18.23(7.22)	19.65(3.07)	22.20(6.47)	0.74	

\* p<.05.

표 9. 멈춤거리에 따른 지면반력의 차이

요인	멈춤 거리				비교
	10보a	1보b	2보c	3보d	
Braking Impulse(Z)(%BW · s)	25.80(2.29)	37.39(6.68)	26.69(3.38)	26.69(2.98)	a < b
Propulsive Impulse(Z)(%BW · s)	23.32(3.36)	8.80(8.02)	22.08(2.97)	22.45(2.47)	a > b
Loading Rate(Z)(BW/s)	97.40(80.20)	108.64(84.60)	74.01(58.32)	90.44(69.78)	
First Peak(Z)(%BW)	134.97(14.62)	139.23(12.16)	138.62(10.37)	138.85(11.42)	
Change Point(Z)(%BW)	55.92(10.63)	62.90(9.96)	56.17(10.85)	54.97(10.44)	a < b
Second Peak(Z)%BW	120.84(11.97)	87.20(12.54)	117.00(12.80)	120.45(12.68)	a > b
Braking Impulse(Y)(%BW · s)	-3.54(0.54)	-5.17(0.88)	-3.67(0.39)	-3.74(0.28)	a < b
Propulsive Impulse(Y)(%BW · s)	3.74(0.30)	0.73(0.86)	3.54(0.24)	3.64(0.23)	a > b, c
First Peak(Y)(%BW)	-24.16(5.09)	-28.04(2.95)	-24.64(2.79)	-25.67(3.25)	
Second Peak(Y)(%BW)	20.73(2.87)	15.7(6.12)	19.40(4.34)	20.12(3.63)	a > b

\* p<.05.



### 3) 힙과 골반 각도

출발거리에 따른 힙과 골반 각도는 <표 4>와 같다.

발이 지면에 접촉할 때 10보 출발이 1보, 제자리걸음 후 1보 및 제자리걸음 후 3보 출발보다 옆에서 봤을 때 골반이 위로 더 기울어졌다. 즉, 10보 및 5보 출발에서는 골반이 진행축(Y)에 대해서 위로 기울어졌으며, 나머지는 아래로 기울어졌다.

발이 지면에 떨어질 때 10보 출발이 1보, 제자리걸음 후 1보 및 제자리걸음 후 3보 출발보다 옆에서 봤을 때 골반이 위로 더 기울어졌다.

### 4) 지면반력

출발거리에 따른 지면반력의 차이는 <표 5>와 같다.

수직방향과 전후방향의 억제 충격량, 그리고 전후방향의 첫 번째 피크 값에서 10보 출발이 1보 및 제자리걸음 후 1보 출발보다 더 크게 나타났다. 수직방향의 부하율과 첫 번째 피크 값에서 10보 출발이 1보 출발보다 더 크게 나타났다. 수직방향의 추진 충격량과 변곡지점의 값은 10보 출발이 1보 및 제자리걸음 후 1보 출발보다 적게 나타났다.

## 2. 멈춤 거리

### 1) 시-공간 변인(spatio-temporal variable)

멈춤 거리에 따른 시공간변인은 <표 6>과 같다.

보행속도는 10보, 2보 및 3보 멈춤이 1보 멈춤보다 더 빠른 것으로 나타났다. 확보장도 10보, 2보 및 3보 멈춤이 1보 멈춤보다 더 빠른 것으로 나타났다.

### 2) 보각, 발목 및 무릎 각도

멈춤 거리에 따른 보각, 발목 및 무릎 각도는 <표 7>과 같다. 발이 지면에 떨어질 때 10보, 2보 및 3보 멈춤이 1보 멈춤보다 발목 각도가 더 크게 나타났다. 10보, 2보 및 3보 멈춤이 1보 멈춤보다 발목관절 운동범위가 더 크게 나타났다. 또한, 10보 멈춤이 2보 멈춤보다 발목관절 운동범위가 더 크게 나타났다.

### 3) 힙과 골반 각도

멈춤 거리에 따른 힙과 골반 각도는 <표 8>과 같다.

발이 지면에 떨어질 때 10보 멈춤이 1보 멈춤보다 골반각도가 더 작게 나타났다. 즉, 1보 멈춤이 10보 멈춤보다 골반이 좌·우축(X)에 대해서 더 위로 기울어졌다.

### 4) 지면반력

멈춤 거리에 따른 지면반력의 차이는 <표 9>와 같다. 수직방향의 추진 충격량, 두 번째 피크 값, 전후방향의 추진 충격량 및 두 번째 피크 값에서 10보 출발이 1보 출발보다 더 크게 나타났다. 그러나 수직 방향의 억제 충격량, 변곡 지점의 값 및 전후방향의 억제 충격량에서 10보 멈춤이 1보 멈춤보다 더 작게 나타났다.

## IV. 논의

보행속도는 보행변인의 차이를 가져오는 중요한 요인이다(Murray, 1967; Vaughan, Toit, & Roffey, 1987; Winter & White, 1987). 본 연구에서 10보 출발이 1보 출발 및 제자리걸음 후 1보 출발보다 통계적으로 더 빠르게 나타났다. 당연히 1보 출발은 속도를 가속시킬 충분한 공간적 여유가 없었으므로 보행속도가 낮게 나타난 것이다. 그러나 10보 출발이 3보, 5보 및 제자리걸음 후 3보 출발보다 보행속도가 조금 더 빠른 것(0.05~0.02m/s)으로 나타났으나 통계적인 차이는 보이지 않았다. 위의 결과는 정상 보행인 경우 최소 3보 이상의 거리만 확보되면 정상 보행속도 범위 안에 들 수 있다는 것을 의미한다. 보행속도가 달라지면 보행속도와 관계된 변인들에서도 차이가 나타난다(Whittle, 1990).

본 연구에서 보행속도가 빨라짐에 따라 확보장의 길이도 넓어지는 것으로 나타났으나 통계적인 차이는 보이지 않았으며, 시간변인과는 차이가 없었다. 멈춤 거리에 따른 보행속도에서 10보, 2보, 3보 멈춤이 1보 멈춤보다 더 빠른 것으로 나타났으며, 이는 확보장의 증가를 가져왔다. 위의 결과는 정상 보행인 경우 최소 2보 이상의 거리만 확보되면 분석 구간에서 정상 보행속도 범위 안에 들 수 있다는 것을 의미한다.

거리에 따른 자세(각도)변인에서 1보 출발이 10보, 3보 및 5보 출발보다 지면에 발이 착지할 때 무릎을 더 굽힌다(5.44~11.59°). 1보 멈춤이 10보, 2보 및 3보 멈춤보다 발이 지면에서 떨어질 때 발목을 덜 펴고, 발목 관절운동범위가 작게 나타났다.

보행속도 차이로 인해 나타나는 가장 두드러진 변화는 지면반력 변인들이다. 1보 출발은 10보 출발에 비해서 억제 충격량을 줄이고 추진 충격량을 증가시키며, 반대로 1보 멈춤은 10보 멈춤에 비해서 억제 충격량을 증가시키고 추진 충격량을 감소시키는 것으로 나타났다. 이것이 짧은 거리에서 출발하고 멈추는 전략이다.

보행 연구 디자인 시 고려해야 할 중요한 요인 중의 하나가 출발 거리 및 도착거리이다. McCaw 등(2000)은 보행 시 지면반력 자료를 획득하기 위해서 10m 주로에서 실험을 하였으며, Perry(1992)는 병적보행의 경우 10m, 정상인은 15m의 공간이 필요하다고 하였다. 한편, Tssur(2004)는 하지절단자들에게 20m는 너무 긴 거리라고 하였다. 김봉옥 등(1992)은 통제점 틀 2m 후방에서 일직선으로 보행을 실시하였다. 선행연구와 달리 본 연구에서는 자신이 선호하는 보행속도에 도달할 수 있는 3보 이상만 되면 변인들 사이에 차이가 없는 것으로 나타났다.

## V. 결론 및 제언

실험실 공간에서 자연스러운 보행을 위해 거리와 속도를 통제하였다. 거리는 개인의 보폭에 맞게 정하도록 하였으며, 선호속도로 걸었을 때 1보 및 제자리걸음 후 1보를 제외한 나머지 걸음에서 출발 최소 3보와 멈춤 2보에서 보행속도가 정상범위 안에 포함되었다. 따라서 출발 및 멈춤 거리가 3보 이상만 확보되면 정상보행의 변인들 간에 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 작은 공간에서는 출발 시 보행속도와 무릎각도(HC), 수직 충격량에서 보행변인에 차이가 나타났으며, 멈춤 시 보행속도와 발목각도(TO), 수직 충격량에서 보행변인에 영향을 미쳤다.

보행시작 정의에 의하면, 첫걸음의 과정이 지나면,

보행의 양상은 거의 일정한 패턴을 이루게 된다고 하였다(김봉옥 등, 1995). 결국 한 주기가 되는 시점부터는 일정한 패턴을 이룬다는 의미로서 본 연구의 시작 거리 최소3보와 일치한 결과를 보였다.

다운증후군, 파킨슨, 뇌성마비 및 경직성 마비증상으로 인한 병적보행에서는 개인 내 및 개인 간 차이를 많이 보인다(Perry, 1992; Cioni, 2002). 이러한 병적보행에서의 후속연구가 필요할 것으로 판단된다.

분석 시 시간이 많이 걸리는 한계로 인하여 1번의 시행 수만 분석하였다. 이는 통계를 사용하는 연구결과에 영향을 미칠 수도 있는 사안이기 때문에 실시간 자료 수집 시스템을 통해 출발 및 멈춤 거리 조건을 늘리고, 연구대상자의 수 및 분석 시행 수를 늘려야 할 것으로 판단된다.

## 참 고 문 헌

- 권영후 (2003). Kwon 3D 3.1 for windows motion analysis package. (주)비솔.
- 권영후 (2003). Kwongrf 2.0 for windows. (주)비솔.
- 김봉옥, 조강희, 변정현, 윤승호(1995). 보행시작의 운동역학적 특성. *Chungnam Medical Journal*, 22(1).
- 김봉옥, 이제운, 박상균(1992). 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행 분석. *Chungnam Medical Journal*, 19(2).
- Abdel-Aziz, Y. I., & Kararah, M. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. In : Proceedings of the ASP/UI Symposium on Close Range Photogrammetry(pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
- Cioni, M. (2002). Gait analysis of individuals with down syndrome: State of the Art Reviews. *Physical medicine and rehabilitation* 16(2), 303-321.

- McCaw, S. T., Heil, M. E., & Hamill, J. (2000). The effect of comments on shoe construction on impact forces during walking. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(7), 1258-1264.
- Munro, C. F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics*, 20(2), 147-155.
- Murray M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, 46, 290-333.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. New Jersey: Slack, 455.
- Tssur, A. (2004). Reasons for failor in gait rehabilitation after stroke, hip fracture and lower limb amputation. *Harefuah*, 143(2), 103.
- Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M. (1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip*. Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society, (Edited by Nelson, J. P.), 89-125. Mosby, St. Louis.
- Vaughan, C. L., Toit, L. L., & Roffey, M. (1987). *Speed of walking and forces acting on the feet*. In: Biomechanics, X-A, B. Jonsson(ed.), lillinois: Human Kinetics Publishers, 349-354.
- Winter, D. A., and White, S. C. (1987). *Cause-effect correlations of variables of gait*. In: Biomechanics, X-A, B. Jonsson(ed.), lillinois: Human Kinetics Publishers, 363-368.
- Whittle, M. W. (1990). *Gait Analysis: An Introduction*. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Science B.V.

투 고 일 : 1월 31일  
심 사 일 : 2월 6일  
심사완료일 : 3월 7일