

보행 입각기(stance phase)시 거골하 관절의 운동 특성에 관한 연구¹⁾

- CTA 및 시공간적 변수를 중심으로 -

권혁철

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

Abstract

A study of the movement characteristics of subtalar joint in stance phase

Kwon Hyuk-cheol, Ph.D., R.P.T., O.T.R.

*Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science,
Taegu University*

The purpose of this study was to analyse the subtalar joint movement characteristics in human stance phase. The data of subtalar joint movement patterns are collected by CTA(calcaneus to tibia angle) measurements. CTA is defined as a angle formed between the bisect of the posterior shank and bisect of the posterior heel, as determined by placement of the retroreflective markers. The angle measured in degrees. The participants are 74 healthy individuals (37 men and 37 women) who have no orthopedic and neurological impairment, aged from 19 to 29 years(mean 22.95). Prior to participation, each subject informed the procedures of experiment from researcher and assistant researcher.

The equipments of this study are walking grid, marking tapes, goniometer, video camera, monitor and ink for foot print are used in the study.

In order to determine the statistical significance of result, the paired t-test and Pearson correlation were applied at the 0.05 level of significance.

The results were as follows :

1. The reliability of measured CTA value are showed a high correlation, ranged from .86 - .94.

2. The mean value of step width are 7.67cm in men and 6cm in women. So, significant difference between men and women in 0.05 level of significance.

3. There was significant difference between man and women's TOA(toe out angle)($p < 0.05$).

4. The CTA of female's is more higher than male's one, however not statistical difference between man and women($p > 0.05$).

5. The CTA is reduced according to increasing TOA($p < 0.05$).

Key Words : Human gait; Subtalar joint; Calcaneus to tibia angle; Toe out angle

1) 이 논문은 1994학년도 대구대학교 학술연구비 지원에 의한 논문임

I. 서 론

인간에 있어서의 보행은 Gait라고 하는 용어가 사용되며, 이는 인간에 대한 보행 양식(walking pattern)을 의미하는 것이다(Nakamura 등, 1992).

보행이란 사지에 의해 이루어지는 이동 양식을 말하며(Nakamura 등, 1992), 여러 가지의 장기계(organ system)의 기능이 통합되어 이루어지는 매우 복잡하고 효율성이 높은 운동이다(Bohannon, 1987; Bowker 등, 1988). 따라서 일부분의 장기계에 기능장애(impairment)가 나타나게 되면 이러한 보행 양식은 쉽게 흔들려지게 됨으로써 운동의 효율성도 떨어지게 되는 것이다(Bowker 등, 1988). Saunderson(1953)과 Inman(1966)은 정상 보행을 보행시 에너지를 최소한으로 하여 걷는 것이라고 정의하였다.

보행에 필요한 생체 역학적인 요소에는 중력을 이길 수 있는 능력, 평형 유지 능력, 제자리 걸음 혹은 발을 앞으로 내딛는 동작의 수행과 같은 3가지 기전이 필요하다(Dimitrijevic 등, 1981). 인간은 이족 보행을 행하며, 이족 보행을 하는 인간의 보행의 특징은 평형이 쉽게 흔들려지기 때문에 보행 시에는 원래의 평형 상태로 되돌아가려는 현상이 규칙적으로 반복되어지면서 일어나게 된다(Nakamura 등, 1992), 이때 체중지지면의 크기 및 지면의 안정성 정도가 보행 균형에 중요한 영향을 미치게 된다(권혁철, 1988).

Perry(1992)는 보행을 하려면 체중을 지지하고 있는 각 하지에 추진력, 안정성, 충격 흡수능력, 에너지를 최소화하여 보행을 할 수 있는 능력 등 4가지 기능들을 갖추고 있어야 한다고 하였다.

그러므로 보행에 대한 평가는 이와 같은 요소들을 분석해 봄으로써 알 수 있다. 물리치료 영역에 있어서 보행 양식에 대한 평가는 장애의 종류 및 정도에 대한 평가뿐만 아니라 치료 효과의 판정에도 반드시 필요한 사항이다. 이

러한 측면에서 보행의 평가는 제한적인 요소는 갖고 있지만, 보다 객관적이고 신뢰할만한 정량적 평가방법(quantitative evaluation)으로 이루어지면 좋을 것이다(Saleh 등, 1985; Bowker 등, 1988).

현재 임상에서 많이 사용되어 지고 있는 정량적 보행 평가법으로는 시공간적 변수(temporal spatial parameter)로써 보행의 속도, 보폭, 보격, 중복보의 거리, 보행율, TOA(toe out angle), 보행 1 주기(1 cycle)에 소요되는 시간, 그리고 공간적인 위치와 거리를 구하여 알아보는 방법이 일반적이다. 이러한 변수들에 대한 측정은 각도계, 줄자, 초시계 등을 사용하여 측정하는 간단한 방법에서부터 컴퓨터 분석 장치를 이용하여 보다 복잡한 요인들을 알아볼 수 있는 방법까지 다양하게 있다(Porter 등, 1989). 이 중 보격과 TOA는 보행의 안정성 정도와 밀접한 관계가 있다.

Perry(1992)는 보격이 족관절의 외반력(valgus force) 및 내반력(varus force)에 영향을 미친다고 하였다. 또한 편마비 환자의 보행에서와 같이 족관절의 내반 변형(equinovarus)을 보일 경우, 족관절은 회외(supinated foot)가 되어 TOA가 감소되므로 보행의 안정성이 떨어지게 된다. 이러한 것은 환측하지로 보행하는 동안 비복 삼두근의 활동이 선행되어짐으로써 일어나는 것이다(Knuttsen, 1981). 이러한 발목의 회외 및 회내는 족관절의 안정성과 밀접한 관련이 있다.

근래에는 발목의 각도 및 위치에 따른 보행 평가가 여러 연구자들에 의하여 이루어지고 있는데 이는 발목의 배열형태가 슬관절의 배열에 영향을 주기 때문이다(Mueller 및 Norton, 1992; Johanson 등, 1994; Eng 및 Pierrynowski, 1994).

특히 입각기 초기(early stance phase)에 족관절의 배열 상태는 보행시 충격 흡수 및 보행의 안정성에 영향을 미치게 됨으로 이에 대한 평가는 매우 의미가 있는 것이라 할 수 있다. 일반적으로 족관절의 운동 특성은 거골하 관절(subtalar joint)의 운동 정도로써 알아 볼 수

있다(Mueller 및 Norton, 1992; Johanson 등, 1994). 이러한 거골하 관절의 운동 각도는 종경골각도(CTA; calcaneus to tibial angle)를 측정하여 봄으로써 알아 볼 수 있다(Mueller 및 Norton, 1992). 이처럼 종경골각과 보행의 시공간적 변수와의 관계를 알아보는 것은 보행 평가의 중요한 요소이다.

그러나 보행의 입각기시에 거골하 관절의 운동 특성과 보행 분석에 이용되는 시공간적 변수와의 관계를 통합하여 보행을 분석한 연구는 전무한 실정이다.

따라서 본 연구는 족관절의 배열 상태를 알아보기 위한 종경골각도와 보행의 안정성에 영향을 미치는 시공간적 변수사이에 어떠한 특성이 있는지를 알아보기 위하여 시행하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상 및 연구 기간

본 연구의 대상은 1995년 4월 현재 대구대학교 재활과학대학에 재학중인 남·여 학생들 중 다음의 필요조건들을 충족시키고 본 연구

의 참가에 동의한 74명(남자 37명, 여자 37명)을 대상으로 하였다. 연구 대상의 필요 조건은 다음과 같다.

- 1) 눈을 감고 기립 균형을 유지하는데 결함이 없는 자(Romberg test : negative).
- 2) 하지 및 체간에 관절 가동범위의 제한을 보이지 않는 자.
- 3) 신경학적인 문제로 인하여 협응(coordination)능력이 저하되거나, 운동 감각에 결손이 없는 자.
- 4) 24시간 전에 실험에 영향을 줄 수 있는 약물을 복용하지 아니한 자.
- 5) 보행에 영향을 주는 근력의 약화나 요통 등으로 인한 동통등이 나타나지 않는 자 등으로 정하였다.

본 연구의 실험 기간은 1995년 4월 10일부터 4월 15일까지 위의 대상자 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후 문제점을 수정, 보완하여 동년 4월 20일부터 5월 10일까지 대상자 전원에 대한 본 실험을 실시하였다.

연구대상자 중에서 남자의 평균연령은 23.89세이고, 평균 신장은 173.65 cm, 여자의 평균연령은 21.92세, 평균 신장은 162.19 cm이었다(표 1).

표3. 연구 대상의 일반적 특성 (단위 : 명)

성별\ 특성	연령 (세)	신장 (cm)	대상수 (%)
남	23.89 ± 2.56*	173.65 ± 3.31	37 (50)
여	21.92 ± 1.91	162.19 ± 3.41	37 (50)
계	22.91	167.92	74 (100)

* 평균 ± 표준편차

2. 용어의 정의

본 연구에서 정의한 용어는 다음과 같다.

1) 종경골각(CTA : calcaneus to tibia angle) : Mueller 및 Norton(1992)이 정의한 것과 같이 “종골의 중심에서 거골하 관절의 축을 이은 선

과 하퇴 후면(posterior shank)의 중심선상을 기준으로 내과(medial malleolus)에서 부터 5 cm 상부와 20 cm 상부의 점을 연결하여 이루는 선과의 각도”를 말한다(그림 1).

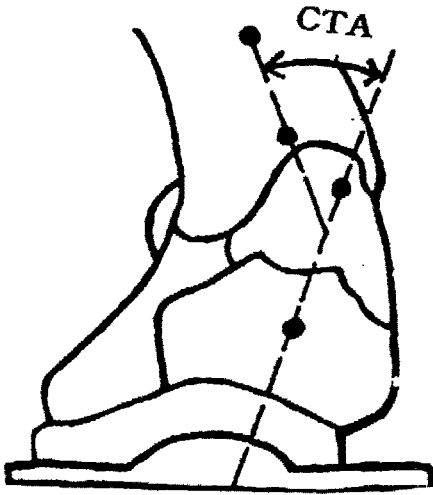


그림1. 종경골각 (calaneus to tibia angle)

2) 족외전각(TOA : toe out angle) : 보행의 입각기(stance phase)의 발바닥 닿기(mid stance)시에 나타나는 발목 및 발가락이 외측으로 회전되어 있는 각도를 말함. 측정은 Perry(1992)가 제시한 방법에 의해 측정한다.

3. 실험 방법

1) 실험에 사용된 도구 및 장치

보행의 정량적 평가를 위하여 거골하 관절의 운동 특성 및 보행의 시공간적 변수에 대한 관계를 알아보기 위하여 실시한 연구에서 사용된 도구는 연구진이 제작한 보행판(walking grid : 규격; 넓이 100 cm, 길이 1000 cm, 높이 45 cm)과 거골하 관절의 운동 각도 측정을 용이하게 하기 위하여 Mueller 및 Norton(1992)이 제안한 방법(용어의 정의 1. 참조)에 의해 대상자의 하퇴 후면의 기준점에 각 각 부착시킬 접착용 마킹 테이프, 보행시 거골하 관절의 운동 특성을 분석하기 위한 비디오 카메라 및 모니터 등이 사용되었으며, 보행의 시공간적 변수를 알아보기 위하여 Foot Print용 잉크 및 종이, 그리고 프린트되어진 발자국의 보폭, 보격, TOA등을 측정하기 위하여 줄자 및 각도계가 사용되었다.

카메라의 설치 위치는 대상자가 보행하는 동안 하퇴 후면의 종경골각의 운동특성을 정확히 촬영하기 위하여 보행판 후면 60 cm되는 지점에 위치하도록 하였으며, 카메라의 렌즈는 지상에서 50 cm 상부에 위치하도록 장치하였다. 실험실 내의 장치를 개략적으로 그려보면 그림 2.와 같다.

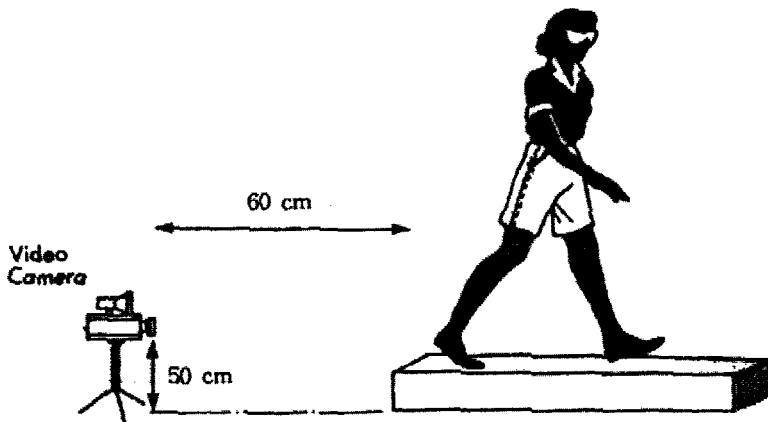


그림2. 실험에 사용된 장치

2) 실험 절차

본 실험에 앞서 연구자는 연구원 2명으로 하여금 실험을 원활하게 수행할 수 있도록 연구의 목적 및 실험 방법등에 대한 이론적인 교육과 실습 교육을 실시하였다.

연구원 중 1명은 보행판의 수평도 관리, 비디오 시스템 작동 상태 검사, 프린트된 종이를 교환하거나 발바닥에 잉크가 골로루 묻혀지도록 하는 등, 주로 실험에 사용되는 장치를 관리하도록 하였고 또 다른 1명의 연구원은 종경골각 측정을 위하여 하퇴 후면의 거골하 관절의 중심과 거골하 관절의 중심으로부터 종골의 중심을 향하여 5 cm 하부, 하퇴 후면 중앙 선상 20 cm 상부에 각각 하나씩의 마킹 테이프를 부착하는 일을 담당하도록 하였다(그림 3).

실험 절차는 1명의 연구원이 하퇴 후면에 마킹 테이프를 부착시킨 후, 보행판위에 발모양으로 그려 놓은 부위에 대상자의 발바닥을 대고 올라서도록 한다. 이때 연구 보조원은 보행 대상자의 발바닥에 프린트용 잉크가 골로루 묻혀 지도록 한다.

이 과정이 다 끝나면 연구자는 대상자에게 “똑바로 서십시오. 그리고 시선은 전상방향으로 맞추고 제가 그만할 때까지 자연스럽게 보행을 하면 됩니다. 제가 시작하라는 신호를 주면 출발 하십시오” 자! “시작”이라는 구두 명령을 내렸다.

보행시 발자국 흔적의 분석대상은 5 m의 보행판 가운데 보행 시작의 기준 점에서 1.25 m까지는 보행의 적응을 위한 단계로 간주하여 분석에서 제외하였고 1.25 m 에서 4 m까지의 거리, 즉 가운데 2.5 m 사이에 프린트된 발자국 흔적만을 가지고 분석하였다. 이는 보다 자연스러운 보행을 하는데에는 적응 시간이 필요할 것이다라는 Robison 및 Smidt (1981)에 연구에 근거한 것이다.

프린트되어진 발자국은 줄자 및 각도계로서 측정하였고, 종경골각도는 비디오 시스템의 순간 멈춤 장치를 이용하여 각도를 측정하였다. 측정값의 신뢰성을 높이기 위하여 모든 측정은 3회 측정하였으며 분석시는 3회 측정값의 평균값으로 통계처리 하였다.

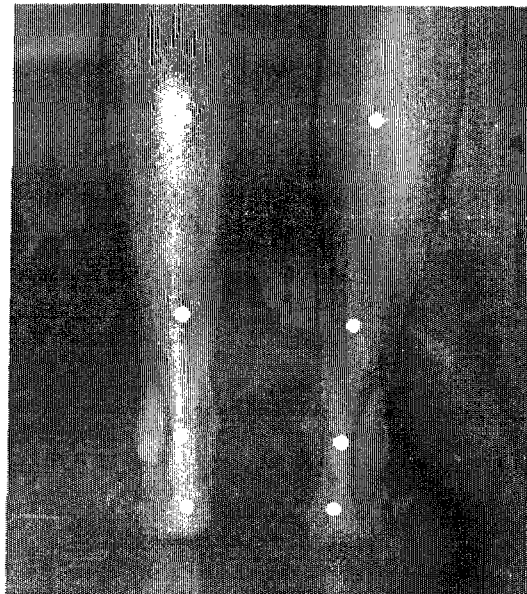


그림3. 종경골각 측정을 위한 마킹 테이프 부착 위치

4. 분석 방법

분석은 평가 기록지에 나와 있는 각 항목을 부호화 하여 컴퓨터에 입력한 후 SPSS/PC+를 이용하여 통계처리 하였다. 성별에 따른 시공간적 변수(보폭, TOA, 보격)에 유의한 차이가 있는지를 알아보기 위해 t-검정을 이용하였고, 발목 배열 상태로 측정된 종경골각과 시공간적 변수와의 관계를 알아보기 위하여 Pearson Correlation을 이용하여 통계 처리하였다. 통계학적인 유의성 검증을 위한 유의 수준 α 는 0.05로 정하였다.

5. 연구의 제한점

본 연구는 조건을 충족하는 대상자만을 실험 대상으로 하였기 때문에 연구의 결과를 전 연령층이나 보행의 변이를 보이는 환자들에게 일반화하여 적용하는 데에는 제한되는 점이 있다고 하겠다.

III. 연구 결과

1. 측정값의 신뢰도

본 연구에서 사용된 각 변수들간 측정값의 신뢰도를 알아본 결과 .86에서 .94의 범위까지 나타나 측정되어진 값들은 매우 높은 신뢰도를 보이는 것으로 나타났다(표 2).

표2. 측정값의 신뢰도

변수명	우측	좌측
보 격	.90	.89
족외전각	.94	.91
종경골각	.86	.87

2. 측정된 보행 변수들의 일반적인 특성

보행 입각기시 거골하 관절에 대한 운동특성을 알아 보기 위하여 측정된 보격, 족외전각에 대한 특성은 표 3과 같다. 이 표에서 보는바와 같이 보격의 평균값은 남자가 7.67 cm, 여자가 6 cm로 성별에 따른 유의한 차이를 보였으며 ($p < 0.05$), 족외전각의 평균값은 우측이

7.64°, 좌측이 6.85°로 우측의 족외전각이 크게 나타났으나 통계학적인 유의성은 없었고 ($p > 0.05$), 성별에 따른 족외전각의 크기는 좌, 우측 모두 남자에서 크게 나타나고 있음을 알 수 있었다($p < 0.05$).

표3. 측정된 보행변수들 간의 일반적인 특성

(단위 : 명)

변수명	보 격 (cm)	t-value	족외전각(°)		t-value
			우측	좌측	
남	7.67±2.81	2.16	8.39±2.68	7.86±3.55	1.48†
여	6.00±3.13		6.88±3.55	5.84±3.07	0.80†
평 균	6.34*		7.64*	6.85*	

* $p < 0.05$ † $p > 0.05$

3. 입각기시 종경골각의 특성

입각기시 종경골각의 특성을 보면 좌측이 7.72°, 우측이 7.67°로 좌측의 종경골각도가 크게 나타났으며, 성별에 따른 우측의 종경골각도는 남자가 7.62°, 여자가 7.72°로 여자

의 종경골각도가 크게 나타났고 좌측의 종경골각도 역시 남자의 경우가 7.49°, 여자는 7.95°로 여자의 종경골각도가 크게 나타났으나 통계학적인 유의성은 보이지 않았다 ($p>0.05$).

표4. 측정된 보행 변수들간의 일반적인 특성

		종경골각도		t - value
		남	여	
우측	측	7.62±2.74	7.72±2.73	- 0.01†
	좌측	7.49±2.73	7.95±3.12	- 0.85†
평균		7.56	7.84	

† $p<0.05$

4. 족외전각과 종경골각도의 상호관련성

표 5에서 보는 바와 같이 족외전각도와 종경골각은 대체적으로 역상관 관계를 보이고

있다. 즉, 족관절의 외전각도가 증가함에 따라 종경골각은 감소하고 있는 것으로 나타났다.

표5. 족외전각도와 종경골각 사이의 관련성

		족외전각		종경골각	
		우측	좌측	우측	좌측
족외전각	우측	1.0000			
	좌측	.3988**	1.0000		
종경골각	우측	-.2871*	-.0588	1.0000	
	좌측	-.1618	-.2399	.4809**	1.0000

* $p<0.01$ ** $p<0.001$

IV. 고 찰

자연스런 보행은 입각기와 유각기로 나누어 지지며 입각기란 발이 지면에 닿아있는 시기로써 1 보행주기의 약 60%를 차지하고 유각기

란 발이 지면에서 떨어져 있는 시기로써 1 보행주기의 약 40%를 차지하게 된다(May 및 Davis, 1974). 이처럼 보행의 1주기에는 입각기의 시기가 유각기의 시간보다 더 길기 때문에 입각기시에 대한 보행 분석은 매우 중요한 의미를 지니고 있다고 볼 수 있다. Johanson 등 (1994)은 보행 입각기시 거골하 관절이 체중

부하와 함께 회내되는데 이러한 이유는 종골의 외반, 거골의 내전, 거골의 족저 굴곡 현상때문이라고 지적하였다.

보행 분석에 있어서 사용되는 정량화된 시공간적 변수들을 살펴 보면 족관절의 외전 각도, 보폭, 보폭 등을 들 수 있다. 이러한 시공간적 변수들은 주로 보행시 지면에 찍혀진 보행 흔적을 분석하여 봄으로써 가능하다. 보행 흔적을 알 수 있는 방법은 Foot print를 이용하는 단순한방법에서 부터 computerized analyser를 이용하여 분석하는 방법 등까지 다양하게 있다. 보행 입각기시 족관절의 특성을 알아보기 위하여는 입각기시 찍혀진 발자국의 형태를 알아봄으로써 양발간의 균형상태 및 체중지지 능력을 알아 볼 수 있다. 일반적으로 중추신경계 손상환자들은 비정상적인 보행 패턴을 나타낸다. 예를들면, 보폭의 간격이 일정하지 않은 dysmetria성 보행, 운동실조형 보행(ataxic gait), 보행 입각기시 발 앞꿈치가 먼저 지면에 닿는 계상보행, 유각기시 족관절의 내반과 함께 일어나는 회선보행(circumduction gait) 등을 들 수 있다.

보행에 대한 연구를 살펴 보면, 각 연구자마다 다양한 방법으로 접근하고 있는데 Borelli(1982)는 보행하는 동안 신체의 무게 중심의 변화를 알아봄으로써 보행시 인간의 균형이 어떻게 유지되는가를 보았고, Marey(1900)는 운동 영상 촬영장치를 이용하여 보행분석을 행하였으며, 최근에 Kernozek 등(1993)은 거골하 관절의 과도한 회전은 경골의 내회전을 증가시켜 대퇴시두근각을 감소시킨다고 하여 거골하 관절의 운동에 대한 분석이 보행 분석에 있어서 매우 중요하다고 지적한 바 있다.

따라서 본 연구는 이와같은 정량화된 공간적 변수 이외에 거골하 관절의 운동 특성을 함께 알아 봄으로써 공간적 변수와 거골하 관절의 운동특성간의 관련성을 찾고자 하였다.

거골하 관절의 운동특성을 측정하기 위하여 사용된 보행판에 대하여 Ostrosky 등(1994)은 6 m의 보행판에서 양방향 비디오 동작 분석기를 이용하여 젊은층과 노년층을 대상으로 보행

분석을 실시한 바 있다. Hageman(1980)은 14 m의 보행판을 이용하여 보행 분석을 행하였으며, 본 연구에 있어서 보행 분석에 사용된 보행판은 길이 10 m, 폭 1 m, 높이 30 cm로 제작된 것을 이용하였다. 높이를 30 cm로 높여 놓은 이유는 거골하 관절의 움직임을 정확한 위치에서 촬영하여 봄으로써 측정오차를 줄이기 위해서였다. 또한 보행판에는 전, 후 3 m 부분에 선을 그어 놓아 가운데 4 m내에 들어오는 보행 족적과 이때의 거골하 관절의 각도만을 분석자료로 활용하였는데 이는 보행판 위에서의 전반 3m와 후반 3m는 부자연스러운 보행이 나올것을 염두에 두고 시행한 것이었다. 보행판의 길이에 대하여도 Cerny(1983)는 16 m의 보행판 전, 후에 각각 5 m씩의 예비보행을 위한 구역을 설정하고 중간 6 m상의 거리에 찍힌 족적을 가지고 보행 분석을 실시한 바 있다. 이러한 보행의 예비과정을 두는 이유는 자연스러운 보행이 나오기 위하여는 어느 정도의 적응시간이 필요하다고 하는 Robin 등(1981)의 결과에 근거한 것이었다.

족적을 얻기 위하여 중간 3m부분에 흡수성이 좋은 흰색종이를 부착시킨 후 견도록 하게 함으로써 미끄러짐에 대한 두려움으로 인한 부자연스런 보행을 막고자 하였다.

본 연구에서 사용한 보행판의 길이가 10 m로 다른 연구자가 사용한 보행판의 길이보다 다소 짧게 제작한 이유는 물리치료실의 면적을 고려하여 임상적으로 보다 편리하게 사용할 수 있도록 하기 위함이었다.

족적의 측정과 거골하 관절의 운동 각도 측정은 한명의 연구자가 계속하여 측정하도록 하였고 거골하 관절의 운동각도를 측정하기 위하여 부착시킨 마킹 테이프는 또 다른 연구자 한명이 전담하여 부착시키도록 하여 연구자간에서 발생할 수 있는 오차를 최소화하도록 노력하였다.

연구결과에 있어서 보행의 시공간적 변수들에 대한 연구결과들을 비교하여 보면 Hageman과 Blanke (1986)는 여성들을 대상으로 알아 본 보폭에 있어서 나이가 든 여성들의 보폭

은 평균 10 cm, 젊은 여성들의 보격인 8.3 cm 보다 크게 나타남을 보고 하였다. 그러나 남성들을 대상으로 한 Hageman (1989)의 연구에서는 젊은 남성이 10.8 cm, 나이가 든 남성에게 비하여 크게 나타나 여성의 보격 특성과 상반되는 결과를 발표한 바 있다.

본 연구 대상자들의 보격은 남자의 경우 7.7 cm, 여자의 경우는 6 cm로 남자의 보격이 크게 나타났는데 이는 보격에 있어서 신장이 많은 영향을 미치기 때문인 것으로 판단된다(황보 각, 1995; Murray, 1970). 보격은 체중지지면의 안정과 불안정에 영향을 주는 중요한 인자로 작용한다. 즉, 일반적으로 신장이 큰 남성이 여성에 비하여 더욱 넓은 체중 지지면을 확보하려는 방향으로 보격이 형성되기 때문인 것으로 보인다. 본 연구결과 대상자들의 보격이 서양인을 대상으로 한 보격 결과와 비교하여 적게 나타난 이유 역시 이러한 신장과 관련이 있는 것으로 사려된다.

족외전각도에 있어서 Kernozek과 Ricard (1990)는 평균적인 족외전각도를 7.58도로 보고 하였는데 이러한 수치는 본 연구에서도 평균값인 우측 7.64도, 좌측 6.85도로 유사한 값을 보이는 것으로 나타났다. 특히 좌, 우측의 족외전각도에 약간의 차이를 보이는 것은 대상자의 대부분이 우측이 주용체지로 보다 많은 체중을 우측하지로 지지하기 때문이 아닌가 사려된다.

또한, 성별에 따른 족외전각도의 특성을 비교하여보면 좌, 우측 모두 남성들의 족외전각이 여성들의 족외전각 보다 크게 나타남을 알 수 있는데 이러한 이유는 Murray(1970)등이 주장한 “남성들의 신장이 여성들의 신장 보다 크고, 이로 인하여 전반적으로 하지의 길이가 길기 때문에 보행시 안정성을 확보하기 위함이다”라고한 결과를 다시한번 입증해 주는 것이라고 볼 수 있겠다.

종경골각의 평균값은 남자의 경우가 7.56도 여성의 경우가 7.84도로 여성의 종경골각도가 크게 나타났다. 이것은 입각기시 여자의 발목이 남자의 발목 보다 회내되어 있음을 나타내 주는 것이라 볼 수 있겠다. Messier 등(1990)

과 Doucette 등(1992)은 족관절의 과도한 회내는 슬관절의 비정상적인 배열을 불러 일으키고 슬개골의 외측탈구를 불러일으킬 수 있다고 하였다. Eng 등(1993)은 입각기에 거골하 관절의 과도한 회내는 정상적인 경골의 회전운동에 변이를 초래하여 이로인하여 슬개골과 비정상적인 역학관계를 일으켜 결국 슬개대퇴골 동통증후군(patellofemoral pain syndrome) 등을 유발하게 된다고 하였다. 실제로 이러한 동통 증후군을 갖고 있는 환자들은 일반적으로 대퇴사두근각이 증가되어 있는 경우를 많이 볼 수 있다. 또한 남자의 대퇴근각 보다 여성의 대퇴근각이 크게 나타나는 것도 이러한 종경골각의 영향이 많이 미치기 때문인 것으로 판단되며, 특히 여성의 경우 우측의 종경골각은 좌측의 종경골각도 보다 크게 나타남을 알 수 있었는데 이러한 이유는 여자 대상자의 대부분이 우측하지가 주용체지로서 우측하지로의 체중지율이 남성들에 비하여 더욱 많기 때문이 아닌가 사려된다.

본 연구결과 족외전각과 종경골각의 상호 관련성을 알아 본 결과 족외전각이 증가함에 따라 종경골각은 감소하는 것으로 나타났는데 이는 본 연구의 성별에 따른 족외전각과 종경골각의 특성에서 나타난 결과를 다시한번 입증할 수 있는 결과라고 볼 수 있겠다.

James(1979)는 구두의 내측부위에 Wedge와 같은 깔창을 덧대어 줌으로써 슬개관절의 동통을 완화시켰다고 보고 하였으며, Eng 등(1993)도 발의 내측에 유연성있는 깔판을 대어 종경골각도를 조절하여 줌으로써 대퇴 사두근각이 감소되어 슬개관절의 동통이 감소하고 발의 충격흡수 능력도 향상되었음을 보고한 바 있다. 또한, Kerozek과 Ricard(1990)의 연구에서 보면 족관절의 움직임은 족외전각도가 증가함에 따라 감소한다고 하여 본 연구결과와 유사한 결과를 발표한 바 있다.

따라서 본 연구는 보행시 정상 보행을 하는 사람들의 입각기시 종경골각의 정상 범위를 알아 봄으로써 종경골각이 정상범위에서 이탈되어 슬개대퇴골 동통 증후군 및 보행의 변이를

보이는 환자들에게 발목교정시 참고자료로 유용하게 활용가치가 있을 것으로 판단된다.

앞으로의 연구 방향은 보행의 속도에 따라 변화되는 보행 변수들 상호간의 동적인 관련성을 찾아내는데 초점이 맞추어 져야 될 것이다.

V. 결 론

보행 입각기시 거골하 관절의 운동 특성을 알아보기 위하여 대구대학교 재활과학대학에 재학중인 학생들 중, 본 연구에 참가하겠다고 동의한 남, 여 74명을 대상으로 한 보행 입각기시 시공간적 변수와 종경골각에 대한 자료를 분석하여 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 본 연구에서 사용된 각 변수간 측정값의 신뢰도는 0.86에서 0.94의 범위에 있으므로 측정값의 신뢰도는 매우 높은 것으로 나타났다.

둘째, 보각의 평균값은 남자가 7.67 cm, 여자가 6 cm로 성별에 따른 유의한 차이를 나타내고 있음을 알 수 있었다($p < 0.05$).

셋째, 족외전각의 평균값은 우측이 7.64 °, 좌측이 6.85 °로 우측의 족외전각이 크게 나타났으나 통계학적인 유의성은 없었고($p > 0.05$), 성별에 따른 족외전각의 크기는 좌, 우측 모두 남자에서 크게 나타나고 있음을 알 수 있었다($p < 0.05$).

넷째, 입각기시 종경골각의 특성을 보면 좌측이 7.72 °, 우측이 7.67 °로 좌측의 종경골각도가 크게 나타났으며, 성별에 따른 우측의 종경골각도는 남자가 7.62 °, 여자가 7.72 °, 좌측의 종경골각도 역시 남자의 경우가 7.49 °, 여자는 7.95 °로 여자의 종경골각도가 크게 나타났으나 모두 통계학적인 유의성은 보이지 않았다($p > 0.05$).

다섯째, 시공간적 변수의 하나인 족외전각이 증가함에 따라 종경골각은 감소하는 것으로 나타났다($p < 0.05$).

인용 문헌

- 권혁철, 김인숙. 독립보행이 가능한 편마비 환자의 하지 체중지지 특성에 관한 고찰. 대한물리치료사학회지. 1988;9(1):1-11.
- 오경환. 정상보행과 이상보행. 대한물리치료사협회지. 1987;8(1):61-71.
- 윤승호 등. 3차원 동작 분석기를 이용한 정상 보행분석. 대한재활의학회지, 1992;16(4):399-406.
- 황보 각. 보행에 있어서 보각과 발목각도가 종경골각 및 대퇴사두근각에 미치는 영향. 대구대학교 재활과학대학원 석사학위논문. 1995.
- Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1987b;68:777-781.
- Bowker P. The measurement of gait. Clin Rehab. 1988; 2:89-97.
- Cerny K. A clinical method of quantitative gait analysis. Phys Ther. 1983;63(7):115-1126.
- Clarkson BH. Absorbent Paper Method for Recording Foot Placement During Gait. Phys Ther. 1983;63(3):345-346.
- Dimitrijevic MR. Neutral control of gait. Appl Neurophysiol. 1981;44:152-159.
- Doucette SA et al. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. Am J of sports medicine. 1992;20(4):434-440.
- Eng JJ. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. Phys Ther. 1993;73(2):62-69.
- Eng JJ and Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower limb kinematics during walking and running. Phys Ther. 1994;74(9):836-844.
- Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait

- of young women and elderly women.
Phys Ther. 1986;66(9):1382-1387.
- Inman VT. Human locomotion. Can Med Ass
Journal. 1966;94:1047-1054.
- Johanson MA et al. Effects of three different
posting methods on controlling abnormal
subtalar pronation. Phys Ther. 1994;
74(2):149-158.
- Kerozek TW, Ricard MD. Foot placement
angle and arch type : Effect on reae
foot motion. Arch phys Med Rehabil.
1990;71:988-991.
- Knuttson E. Gait control in hemiparesis.
Scand J Rehab Med. 1981;13:101-108.
- May DRW, Davis B. Gait and the lower
limb amputee. Physiotherapy. 1974; 60:
166-171.
- Messier SP et al. Etiologic factors associated
with patellofemoral pain in runners.
Official journal of the American college
of sports medicine. 1990;23(9):1008-1015.
- Mueller MJ. Reliability of kinematic
measurements of rear-foot motion. Phys
Ther. 1992;72(10):731-737.
- 中村 隆一. 臨床運動學. 第 2 版, 醫齒藥出版株
式會社, 東京, 1992.
- Ostrosky KM et al. A comparison of gait
characteristics in young and old
subjects. Phys Ther. 1994;74(7):637-646.
- Perry JP. The mechanics of walking. Phys
Ther. 1967;47(9):778-801.
- Porter D. A review of gait assessment in
the lower limb amputee. Clin Rehab.
1989;3:65-74.
- Robinson JL. Quantitative gait evaluation in
the clinic. Phys Ther. 1981;61(3):351-353.
- Saleh M. In defence of gait analysis. J Bone
Joint Surg. 1985;67(B):237-241.
- Shores M. Footprint analysis in gait
documentation. Phys Ther. 1980;60(9):
1163-1167.