

## 3차원적 동작 분석기를 이용한 건강한 여자 노인의 하지 정렬 상태와 슬관절 내전 모멘트의 상관 관계에 관한 연구

구로성심병원 물리치료실 · 삼육대학교 물리치료학과<sup>1)</sup>

조유미 · 이완희<sup>1)</sup>

### 3-Dimensional Gait analysis and the relationship between lower limb alignment and knee adduction moment in elderly healthy women

Cho, You-mi, Wan-hee Lee<sup>1)</sup>

*Dept. of Physical Therapy, Guro St's Hospital*

*Dept. of Physical Therapy, Sahmyook University<sup>1)</sup>*

#### -ABSTRACT-

Gait analysis can provide a better understanding of how the alignment of the lower limb and foot can contribute to force observed at the knee.

Anatomic and mechanical factors that affect loading in the knee joint can contribute to pathologic change seen at the knee in degenerative joint disease and should be considered in treatment plan.

The purpose of this study is to present the gait analysis data and to determine whether there is any relationships between alignment of the lower limb, foot progression angle and knee joint moments in elderly healthy women with 3-dimensional motion analyzer.

The results were as follows:

1. Cadence showed 114.8 steps/min, gait speed showed 1.05 m/s, time per a stride showed 1.06 sec, time per a step showed 0.53 sec, single-supporting phase was 0.41 sec, double-supporting phase was 0.24 sec, stride length was 1.04 m, Step length was 0.56 m.
2. According to the parameters of kinematics, the maximal knee flexion angle through swing phase showed left 46.82°, right 40.19° and the maximal knee extension angle showed left -1.32°, right 2.01°. knee varus

- showed left 26.90°, right 30.93°.
3. Moment, one of kinetic parameters of knee joint the maximal flexion moment showed left 0.363 Nm/kg, right 0.464 Nm/kg and maximal extension moment showed left 0.389 Nm/kg, right 0.463 Nm/kg. The maximal adduction moment showed left 0.332 Nm/kg, right 0.379 Nm/kg and the maximal internal rotatory moment showed left 0.13 Nm/kg, right 0.140 Nm/kg.
  4. On sagittal plane, the maximal power of knee joint showed left 0.571 J/kg, right 0.629 J/kg. On coronal plane, the maximal power of knee joint showed left 0.11 J/kg, right 0.12 J/kg. On transverse plane, the maximal power of knee joint showed left 0.058 J/kg, right 0.072 J/kg.
  5. The subject who had varus alignment of the lower extremity had statistically higher in knee adduction moment in mid stance phase.
  6. The subject who had large foot progression angle had statistically lower in knee adduction moment in late stance phase.

A relationship was observed between the alignment of the lower extremity and the adduction moment of the knee joint during stance phase.

Hence, we need some research to figure out the change of adduction moment according to the sort of knee joint osteoarthritis and the normal geriatrics as well.

And we also require more effective, specific therapeutic program by making use of those background of researches.

**Key Words** : Gait analysis, Alignment, Moment

## I. 서론

노화란 생식기 또는 성숙기 이후에 일어나는 개체의 전반적인 변화이다(조유향, 1989). 일반적 노화란 발육이 완성된 성숙기 이후 가령(加齡)에 따른 기능의 감퇴 현상으로(조유향, 1989; 박환진 등, 2000; 조현 등, 2001), 노인이란 노화 과정으로 생리적, 심리적, 정서적, 행동적 측면의 능력이 감퇴시기에 있는 남, 녀를 말한다(이명순, 2000). 최근 우리나라에서는 은퇴 시기의 연장과 평균 수명의 증가로 노인을 규정하는 연령을 65세 이상으로 정의하고 있다(이명순, 2000; 최영희 등, 2000; 양광희 등, 2001).

우리나라는 65세 이상 노인 인구의 비율이 1970년에 3.1%에서 1995년 5.9%, 2002년 현재 전체 인구의 7.9%인 377만 명으로, UN의 기준에 따른 전체 인구

중 65세 이상 노인 인구가 7~14%인 고령화 사회에 이미 진입하였으며, 2019년에는 노인 인구 비율이 14.4%에 도달, 고령사회로 진입할 것으로 전망된다(국무조정실 노인보건복지대책위원회, 2002). 노인 인구의 증가는 우리나라만의 현상이 아니며 세계적인 현상이므로 노화에 따른 다양한 신체적 변화는 사회적 관심의 대상이 되고 있으며(조유향, 1995; 이정원, 김현숙, 1998; 배문혜, 1999; 송명수, 1994), 노화에 따른 움직임과 기능의 중요성이 증가되고 있다(Kerrigan et al., 1998). 최근에는 인체 역학적 측면에서 노화와 관련되어 나타나는 여러 가지 문제점들이 연구되고 많은 정보가 제공되고 있으며(Judge et al., 1996), 노인들이 젊은 대상자와 비교하여 어떻게 다른지 연구되고 있다(Ostrosky et al., 1994; Riley et al., 2001).

건강한 노인들을 대상으로 한 보행 분석의 자료 수집은 노인 인구의 실질적인 재활을 확립하기 위하여 필수적이다(Hageman et al., 1986; Kerrigan et al., 1998). 국내에서는 보행 분석에 대한 운동형상학적 및 운동학적 분석이 부분적으로 이루어지고 있는 실정이나 지금까지 시도된 대다수의 보행에 관련된 연구는 비정상인의 보행 패턴이나 정상 성인을 대상으로 한 연구가 대부분이었기 때문에 노인을 대상으로 한 보행 분석 자료와 관련 분야의 기초 자료가 부족하다(박성순, 송주호, 2001; 은선덕, 2001).

하지 주요 구조에 대한 임상 측정은 보행에 문제를 일으킬 수 있는 비정상적 구조와 인접한 관절의 병리를 이해하기 위해서이며(Mcpoil, Cornwall, 1996), 보행 분석은 이러한 하지 기능 연구를 위해 유용한 도구로 사용되어져 왔다(Andrew et al., 1996). 하지 정렬의 정적평가는 보행 시 일어나는 기능적 움직임을 완전히 이해하기 위해서 필요하며(Mcpoil, Cornwall, 1996), 보행 입각기 동안 하지는 폐쇄 운동 사슬로 작용하여, 각 분절의 정렬 상태가 인접한 분절의 결정 인자로 작용하므로 하지 정렬과 각 분절의 관련성에 대한 이해가 무엇보다 중요하다(Kernozek et al., 1993).

슬관절의 내전 모멘트는 보행 시 슬관절 내, 외측의 체중 분산의 주된 결정 요인으로(Sharma et al., 1998), 슬관절에서 발생하는 힘을 나타내며, 슬관절 내전 모멘트와 연관된 보행 분석은 하지와 발의 정렬이 슬관절에서 관찰되는 힘에 어떻게 영향을 미치는지 더 나은 정보를 제공하여 준다(Andrews et al., 1996). 슬관절 내전 모멘트와 연관된 보행 분석은 슬관절 내측 대퇴 경골 관절 관절염 환자의 하지 정렬을 교정함으로써 슬관절 부하의 분산을 유도하기 위한 외과적 치료의 평가를 위해 적용되어져 왔다(Kettelkamp et al., 1976; Prodromos et al., 1985; Hsu et al., 1990; Wang et al., 1990; Goh et al., 1993; Weidenhielm et al., 1994; Sharma et al., 1998). 그러나 국내, 외의 연구 중에서 노인을 대상으로 한 하지 정렬과 관련된 보행 분석, 특히 내전 모멘트와

의 상관 관계에 관한 연구는 거의 없는 실정이다.

우리나라 노인 환자의 의료 기관을 이용하는 유병율은 신경계 질환보다 근골격계의 퇴행성 질환으로 인한 비율이 크며, 물리치료실을 방문하는 대부분의 노인여성 환자들은 슬관절 내반 변형을 포함한 퇴행성관절염의 통증과 기능 제한이 일반적이다.

이에 본 연구에서는 우리나라 65세 이상의 건강한 노인여성을 대상으로 정량적이고 객관적인 3차원적 동작 분석기를 통하여 보행 시 하지의 정렬과 슬관절 내전 모멘트의 상관 관계를 조사함으로써, 노인 환자의 하지 질환과 관련된 운동 프로그램이나, 치료에 응용할 수 있는 기초를 마련하고자 한다.

본 연구의 세부 목적은 다음과 같다.

- 1) 65세 이상 건강한 노인여성의 보행 시 슬관절의 선형적 지표(linear parameters), 운동형상학적(kinematics) 지표, 운동학적(kinetics) 지표를 조사한다.
- 2) 65세 이상 건강한 노인여성의 방사선상 슬관절 내반, 외반 정렬에 따른 슬관절 내전 모멘트를 비교한다.
- 3) 65세 이상 건강한 노인여성의 보행시 발의 진행 방향과 슬관절 내전 모멘트의 상관 관계를 알아본다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상 및 연구 기간

본 연구는 Y 구민회관, K 생명에 근무하는 65세 이상의 건강한 여자 노인을 대상으로 고관절과 슬관절을 포함한 하지 관절의 이환된 질환이 없는 여자 노인 15명을 선정하였고, 실험은 2002년 10월 1일부터 11월 20일까지 시행하였다.

본 연구의 참가에 동의한 대상자 중 다음의 경우는 제외하였다.

- 1) 하지의 골절로 수술이나, 치료의 경험이 있는 노인
- 2) 요추부 신경학적 문제로 수술 경험이 있는 노인
- 3) 최근 6개월 내 하지의 통증으로 치료 경험이 있는 노인
- 4) 최근 6개월 내 하지의 근육 약화나 근 위축을 호소하는 노인
- 5) 당뇨, 고혈압 등의 내과 질환으로 6개월 이상 약물 복용 중인 노인
- 6) 본 실험을 이해하지 못하는 노인

## 2. 측정도구

본 연구의 하지 정렬의 평가를 위한 방사선 촬영은 Shimadzu 500mA의 X-선 발생 장치와 14×36 inch의 long cassette를 이용하였고, 보행 분석을 위한 측정 도구는 2개의 힘 측정판(piezoelectric force plate, 600×900, kistler Ltd, Winterhur, Swiss), 적외선 카메라 7대, 25 mm 반사마커, CCD 카메라 2대, VCR, 데이터 처리장치, PC 등으로 구성되어 있는 3차원 동작 분석기(Vicon 370, Oxford metrics Ltd., U.K)를 사용하였다. 모든 실험장치는 Vicon 370 data station에 연결되어 시간적으로 일체화 되도록 되어있으며, 실험 시 측정되는 모든 데이터들은 Vicon 370 data station을 통하여 control PC로 전달된다.

## 3. 실험절차

### 1) 방사선 평가

하지 방사선 평가를 위한 촬영은 평가 각도의 왜곡을 최소화시키기 위하여 FFD(focus-film distance)를 72 inch로 하였으며, 검사 대상자는 양쪽으로 체중 부하를 동일하게 하고, 슬관절을 신전 시킨 후 바로 선 자세에서 한 명의 방사선사가 동일한 방법으로 AP(anterioposterior)로 촬영하였다.

### 2) 보행분석

검사 전 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 교정

하기 위하여 보정(calibration)을 시행하였고, 적외선 카메라가 인식할 수 있는 25 mm의 마커들을 좌우 후상장골극의 중간지점, 좌우 전상장골극, 좌우 대퇴자와 외측 대퇴 관절 용기의 중간지점, 좌우 대퇴관절 용기, 좌우 외측 대퇴관절 용기와 족관절 외과의 중간지점, 좌우 족관절 외과, 좌우 종골의 중심, 제 2 중족골두 상면에 부착하였다(그림 2). 마커 부착 후 각 관절의 위치를 VICON 370 Motion Analysis System의 컴퓨터 화면에서 확인하기 위해 정적 검사를 시행하였다. 정적 검사 후 힘 측정판(force plate)이 설치되어 있는 지정된 보행로를 평소 걸음으로 자연스럽게 걷도록 하였다. 피검자가 실험실에서 각종 실험기들을 몸에 부착하면 경직된 상태에 있기 때문에 실험실에서 충분한 보행 연습을 시켜 자연스러운 보행을 유도한 후 실험을 실시하였다. 피검자에 대한 실험은 실험 오차를 줄이기 위하여 개인별 5회 이상 실시했으며, 피검자가 매번 실험을 할 때마다 보행 특성이 변하기 때문에 이들에 대한 자료를 평균하였다.

실험 후 대상자마다 인체 계측학적 변인을 측정하기 위해 신장, 체중, 양측 다리길이, 무릎 폭, 발목 폭을 측정하였고, 다리길이는 직립자세로 전상장골극에서 족관절 내과 지점을 줄자로 계측하였고, 슬관절 폭과 족관절 폭은 폭측정기(caliper)를 이용하여 내외측 대퇴 관절 용기와 족관절의 내, 외측과의 수평거리를 측정하였다.

## 4. 자료처리 및 분석방법

보행의 선형적 지표, 운동형상학적 지표, 운동학적 지표는 평균과 표준편차를 분석하기 위해 기술통계를 이용하여 왼쪽, 오른쪽 각각의 수치를 분석하였고, 체중부하비율과 내전모멘트, 발의 진행 방향과 내전 모멘트의 상관 관계는 왼쪽, 오른쪽의 평균값을 분석하였다. 연구 대상자의 정규성 검정 후 상관 관계 분석은 보행주기 20%, 40%, 60% 일 때의 값을 산출하여 피어슨 상관계수(Person's correlation

coefficient)를 이용하여 분석하였다. 자료 분석을 위한 통계 프로그램은 SPSS v.10을 사용하였다.

### Ⅲ. 연구 결과

#### 1. 연구대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 평균 나이는 70.8세, 체중 59.75 kg, 키 149.61 cm, 왼쪽 다리길이 80.90 cm, 오른쪽 다리길이 80.80 cm, 왼쪽 슬관절폭 10.21 mm, 오른쪽 슬관절폭 10.29 mm, 왼쪽 족관절 폭 5.97 mm, 오른쪽 족관절 폭 5.97 mm 이었고, 체중부하비율은 왼쪽 20.0 %, 오른쪽 25.6 % 이었다.

#### 2. 보행의 선형지표

본 연구의 대상자의 보행 선형지표를 위한 분석에서는 분당 발짝 수(cadence) 114.8 step/min, 보행속도(speed) 1.05 m/s, 한 걸음 시간(stride time) 1.06 sec, 한 발짝 시간(step time) 0.53 sec, 단하지 지지기(single support) 0.41 sec, 양하지 지지기(double support) 0.24 sec, 한 걸음 길이(stride length) 1.04 m, 한 발짝 길이(step length) 0.56 m로 <표 1>과 같다.

표 1. 보행의 선형적 지표(N=15)

	평균±표준편차
분당 발짝 수(steps/min)	114.8±11.01
보행속도(m/s)	1.05±0.130
한 걸음 시간(sec)	1.06±0.110
한 발짝 시간(sec)	0.53±0.062
단하지 지지기(sec)	0.41±0.035
양하지 지지기(sec)	0.24±0.052
한 걸음 길이(m)	1.04±0.236
한 발짝 길이(m)	0.56±0.042

#### 3. 슬관절의 운동형상학적 지표

보행주기 동안 굴곡 각도의 최대값은 왼쪽 46.8°, 오른쪽 40.2°이었고, 최대 신전은 왼쪽 -1.32°, 오른쪽 2.01°이었다. 슬관절 최대 내반 각도는 왼쪽 26.9°, 오른쪽 30.9°이며, 외반 각도는 왼쪽 3.91°, 오른쪽 2.22°로 나타났다(표 2).

표 2. 슬관절의 운동형상학적 지표(N=15)

슬관절 각도(°)	왼쪽(평균±표준편차)	오른쪽(평균±표준편차)
시상면		
굴곡 각도	46.82±14.37	40.19±17.30
신전 각도	-1.32±5.81	2.01±5.19
전두면		
외반 각도	3.91±6.10	2.22±4.04
내반 각도	26.90±18.20	30.93±13.68
횡단면		
내회전 각도	2.91±9.06	-1.27±10.55
외회전 각도	-11.06±8.01	-15.40±11.86

#### 4. 슬관절의 운동학적 지표 중 모멘트

슬관절 최대 신전 모멘트는 왼쪽 0.389 Nm/kg, 오른쪽 0.463 Nm/kg로 나타났으며, 최대 굴곡 모멘트는 왼쪽 0.363 Nm/kg, 오른쪽 0.464 Nm/kg 로 나타났다.

표 3. 슬관절 운동학적 지표 중 모멘트(N=15)

모멘트(Nm/kg)	왼쪽(평균±표준편차)	오른쪽(평균±표준편차)
시상면		
굴곡모멘트	0.363±0.220	0.464±0.119
신전모멘트	0.389±0.156	0.463±0.121
전두면		
내전모멘트	0.332±0.063	0.379±0.040
외전모멘트	0.075±0.048	0.133±0.272
횡단면		
내회전모멘트	0.131±0.045	0.140±0.037
외회전모멘트	0.007±0.006	0.019±0.044

최대 내전 모멘트는 왼쪽 0.332 Nm/kg, 오른쪽 0.379 Nm/kg 이었고, 외전 모멘트는 왼쪽 0.075 Nm/kg, 오른쪽 0.133 Nm/kg 이었고, 내회전 모멘트는 왼쪽 0.131 Nm/kg, 오른쪽 0.140 Nm/kg 이었다<표3>.

### 5. 슬관절의 운동학적 지표 중 힘

시상면의 generation 최대값은 왼쪽 0.571 J/kg, 오른쪽 0.629 J/kg 이었고, 유각기 동안 absorption 되어 최소값은 왼쪽 0.627 J/kg, 오른쪽 0.670 J/kg의 값을 나타내었다. 전두면의 generation 최대값은 왼쪽 0.11 J/kg, 0.12 J/kg 이었고, absorption 되는 최대값은 왼쪽 0.313 J/kg, 오른쪽 0.319 J/kg 이었다<표4>.

표. 4 슬관절의 운동학적 지표 중 힘(N=15)

힘(J/kg)	왼쪽(평균±표준편차)	오른쪽(평균±표준편차)
시상면		
Generation	0.571±0.188	0.629±0.227
Absorption	0.627±0.250	0.670±0.353
전두면		
Generation	0.110±0.053	0.116±0.08
Absorption	0.313±0.152	0.319±0.134
횡단면		
Generation	0.058±0.028	0.072±0.051
Absorption	0.054±0.030	0.058±0.042

### 6. 체중부하비율과 내전 모멘트의 상관 관계

체중부하비율과 내전 모멘트는 입각기 중기에서 통계적으로 유의한 음의 상관 관계가 있었고, 입각기 말기와 전유각기에서는 상관이 없었다<표 5>(p< .05).

표. 5 체중부하비율과 슬관절 내전 모멘트의 상관계수

체중부하비율(%)	슬관절 내전 모멘트		
	입각기중기	입각기말기	전유각기
	-.517*	-.298	-.256

\* P< .05

### 7. 발의 진행 방향과 내전 모멘트의 상관 관계

발의 진행 방향에 따른 슬관절 내전 모멘트는 입각기 말기에서 통계적으로 강한 양의 상관 관계를 보였다<표 6> (p< .01).

표 6. 발의 진행방향에 따른 슬관절 내전 모멘트의 상관계수

발의 진행 방향	슬관절 내전 모멘트		
	입각기중기	입각기말기	전유각기
입각기중기	-.120	.778*	-.372
입각기말기	-.149	.707*	-.506
전유각기	-.167	.624**	-.473

\*\* P< .01, \*\* P< .05

## IV. 고 찰

보행의 선형지표인 분당 발짝 수, 보행 속도, 한 걸음 길이, 한 발짝 시간, 단하지 지지기, 양하지 지지기는 객관적 보행 평가를 하는데 있어 가장 단순한 형태이고, 성숙한 보행을 평가하는 기본 요인이 된다(이경옥, 1999; 민원규, 2001). 본 연구의 선형지표 중 분당 발짝 수는 114.8±11.01 steps/min, 보행 속도 1.05±0.13 m/s, 단하지 지지기 0.41±0.035 sec, 양하지 지지기 0.24±0.052 sec, 그리고 한 걸음 길이와 한 발짝 길이는 각각 1.04±0.236 m 와 0.56±0.042 m로 나타났다. 보행 속도는 권세정(1997)의 70대 노인의 보행 속도 1.08±0.11 m/s와 비슷한 값을 보였고, 분당 발짝 수는 Ostrosky(1994) 등의 노인 보행에 관한 연구의 141.8 steps/min 보다 작았고, Hageman(1986) 등의 여자 노인 보행에 관한 연구 134.92 steps/min 보다 작았다. 이러한 차이는 실험 대상자의 평균 신장이 각각 170 cm, 161 cm로 본 연구의 대상자의 신장 평균 149.61 cm 보다 크기 때문에 차이가 나는 것으로 생각되어진다. 안창식, 정석(2001)의 3차원적 동작분석기를 이용한 연구에 따르면 우리나라 젊은 성인 여성은 보행 분당 발짝 수

117.6±6.1 steps/min, 보행 속도 1.27±0.10 m/s, 단하지 지지기 0.38±0.04 sec, 양하지 지지기 0.26±0.02 sec, 한 걸음 길이 1.30±0.12 m로 본 연구의 65세 이상의 건강한 여자 노인이 20대의 젊은 여성에 비하여 보행 속도와 분당 발짝 수가 작았고, 한 걸음 길이도 작은 값을 보였다. 보행 시 발의 외측 편향성은 최대 15.94°로 나타나 본 연구의 최대 외측 편향은 왼쪽 29.40°, 오른쪽 35.85°보다 작아 보행 시 노인 여성이 젊은 여성보다 발이 외측으로 더 많이 편향되어 걷는 것으로 나타났다. 이것은 Hageman(1986), Winter(1990), Ostrosky(1994), Judge(1996), McGibbon(1999) 등의 노인 보행 특성과 일치하는 결과를 나타냈다. 권도윤(1998) 등의 3차원적 동작 분석기를 이용한 정상 보행에 관한 연구에 따르면 성인 대상자의 보행 시 분당 발짝 수는 106.7±10.1 steps/min, 보행 속도 1.03±0.19 m/s, 한 걸음 길이는 1.15±0.15 m 이며 이중 60세 이상 대상자의 보행 속도는 1.01±0.21 m/s, 한 걸음 길이 1.11±0.13 m, 분당 발짝 수는 108.3 steps/min 로 연령의 증가에 따라 보행 속도와 한 걸음 길이가 의미 있게 감소하였다고 보고하였다. 이 연구와 비교하여 본 연구 결과는 한 걸음 길이는 성인 평균과, 60세에서 69세 사이의 대상자의 값보다 작았고, 분당 발짝 수는 60세 이상의 대상자와 비교할 때 본 연구에서 조금 크게 나왔다. 그러나 이 차이는 본 연구 대상자 중 남자가 포함되어 있지 않으므로 나타나는 차이라고 생각되어진다. Murry(1970) 등은 여성에서 보행 속도와 한 걸음 길이는 감소하지만 분당 발짝 수가 증가함을 보고한 바 있고, Oberg(1993) 등도 이들과 동일한 결과를 보였다.

본 연구에서는 65세 이상의 건강한 여자 노인의 체중 부하선에 의한 하지 정렬과 내전 모멘트가 입각기 증기에 높은 상관 관계가 있는 것으로 나타났다. 본 연구의 대상자는 건강한 여자 노인임에도 불구하고 방사선상 체중부하선에 의한 하지 정렬 평가에서 체중부하비율이 왼쪽 20.03±13.07 %, 오른쪽 25.72±14.58 %를 나타내 15명 모두 내반 정렬을 나

타내었다. 그리고 체중부하비율이 낮은 대상자일수록 내전 모멘트가 커지고 체중부하비율이 높은 대상자일수록 내전 모멘트가 작아지는 것으로 나타났다. 또한 보행시 발의 위치가 슬관절의 모멘트에 영향을 주는 것으로 나타나, 발이 외측으로 편향되어 걷는 대상자일수록 낮은 슬관절 내전 모멘트를 나타냈다. 권세정(1997)은 노인이 보행시 성인에 비해 족관절과 슬관절의 각도가 감소하고, 발이 바깥쪽으로 편향되어 걷는 것은 슬관절의 상해 및 근육의 퇴화로 인한 무의식적인 보행에서 비롯된 것이라고 하였다. 본 연구의 결과 발의 외측 편향되어 걷는 것은 슬관절 내측의 부하를 감소시키기 위한 것이라고 생각되어진다. Andrews(1996) 등은 입각기 초기의 슬관절의 최대 내전 모멘트는 체중부하선과 역학적 축과 유효한 관련성이 있었고, 내반 정렬을 가진 대상자일수록 높은 최대 내전 모멘트를 나타내어 본 연구와 같은 결과를 나타내었고, 발의 진행 각도가 슬관절의 내전 모멘트에 영향을 주어 발이 외측으로 편향될수록 낮은 내전 모멘트를 나타내었다( $r=0.50$ ). 따라서 발을 외측으로 향하여 걷는 방법이 보행 시 슬관절 내측의 부하를 줄일 수 있다고 하였다. Hurwitz(2000)의 연구에서도 내측 대퇴 경골관절 골관절염 환자의 슬관절 통증이 증가함에 따라 슬관절 내전 모멘트가 역의 상관관계를 보여 통증이 감소됨에 따라 관절 부하가 증가되는 것을 뒷받침하였고, Hurwitz(2002) 등의 슬관절 골관절염을 가진 환자의 보행 시 내전 모멘트가 정적 정렬과 방사선 평가에 따른 질환의 정도, 발의 각도, 통증과의 상관 관계에 관한 연구에서 역학적 축은 입각기 초기와 말기에 슬관절 내전 모멘트와 깊은 연관성이 있었으며 ( $r=0.74$ ,  $p<0.001$ ), 방사선 평가에 따른 슬관절 내측면의 골관절염의 정도도 초기와 말기에서 상관이 있었고( $r=0.43$ ,  $p=0.001$ ), 발의 각도는 입각기 말기에서 연관성이 있다고 하였다( $r=-0.45$ ,  $p<0.001$ ). 특히 발의 각도 증가는 지면 반발력이 슬관절 중심에 더 가까이 위치하게 되므로 슬관절 내전 모멘트를 감소시킨다고 하였다. Sharma(1998) 등은 슬관절 내, 외

측으로의 부하 분산의 주된 결정 요인은 입각기 동안의 슬관절 내전 모멘트라고 보고 K-L(Kellgren Lawrence) radiographic grade에 의한 내측 경골대퇴 관절의 골관절염의 정도( $r=0.68$  left,  $r=0.60$  right), 관절면의 간격과 관계가 있어( $r=-0.45$  left,  $r=-0.47$  right) 슬관절 내전 모멘트가 골관절염 정도와 현저한 관련성이 있다고 하였다. Weidenhielm(1994) 등도 슬관절의 내측 골관절염을 가진 환자의 임상적 증상과 정적 방사선 측정과 보행시 슬관절 부하의 분배 사이의 관련성을 조사하여 입각기에서 정상 그룹보다 환자 그룹에서 내전 모멘트가 더 높게 나타나며, 고관절, 슬관절, 족관절을 연결한 HKA 각(hip-knee-ankel angle)이 입각기 중기에 슬관절 내전 모멘트와의 상관 관계가 있다고 하여( $r=0.46$ ,  $p<0.001$ ) HKA 각도에 의해 평가된 내반을 정렬이 보행시 전두면의 슬관절의 부하에 관련성이 있음을 나타내었다.

본 연구는 대상자 15명, 보행분석 75회로 자료의 수가 작고, 특정 지역의 건강한 여자 노인을 대상으로 하여 정상 노인의 보행 자료만을 분석하였기 때문에 임상에서 일반화하는데 어려움이 따른다. 또한 본 연구에서 사용되어진 생체역학 모델은 삼차원적 rigid link 모델로서 하지 분절의 축에 대한 회전을 설명할 수 없어, 발의 외측 편향 정도가 하지 분절의 장축에 대한 회전에 의해 발생됨에도 불구하고 단편적인 값으로 적용되어졌다. 그러나 Andrew(1996)는 슬관절 중심과 관련한 발의 자세에 따른 영향에 비하여 회전에 의한 모멘트의 변화는 상대적으로 작아, 모델의 제한점은 비교적 작다고 하였다. 또한 Stergiou와 Bates(1997)의 연구에서는 보행 분석시 각 관절을 분리된 분절로 가정하는 분석법이 전족부의 움직임과 슬관절 각도와 같은 동적인 기능을 평가하는데 적당하지 않은 방법임에도 불구하고, 연구 결과 거골하 관절의 내반이 경골의 회전에 의해 슬관절의 기능에 영향을 미쳐 슬관절 손상 가능성에 관한 관련성이 있다고 하였다. 3차원적인 보행 분석기는 전 세계적으로 보편화되어있고,

현재 보급된 보행 평가 도구로서는 양적인 비교 이외에 질적인 비교가 가능한 최상의 분석 도구로서, 보행 분석을 위해 많은 연구자들이 이 도구를 사용하여 연구하였다(민원규, 2001). 그러나 노인 보행에 관한 많은 연구에도 불구하고 한국인의 특성을 고려한 3차원적 보행 분석기를 통한 연구는 없는 실정이다. 특히 노인을 대상으로 한 보행 분석의 운동학적 분석에 관한 자료는 없었다. 따라서 본 연구의 결과를 외국인의 신체 조건을 가진 보행 분석 연구와 비교하는데 어려움이 있었다.

## V. 결 론

본 연구는 삼차원 동작 분석기를 이용하여 노인 보행에 관한 기초 자료와 체중부하비율에 따른 슬관절 내전 모멘트의 상관관계, 발의 진행방향에 따른 슬관절 내전 모멘트의 상관관계를 조사하기 위하여 2002년 10월 1일부터 11월 20일까지 하지 관절의 이환된 질환이 없는 건강한 여자 노인 15명을 선정하여 실험하였다.

본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 보행 선형지표인 분당 발짝 수는 114.8 step/min, 보행 속도 1.05 m/s, 한 걸음 시간 1.06 sec, 한 발짝시간 0.53 sec, 단하지 지지기 0.41 sec, 양하지 지지기 0.24 sec, 한 걸음 길이 1.04 m, 한 발짝 길이는 0.56m 이었다.
2. 슬관절의 운동형상학적 지표로 유각기를 통한 최대 굴곡 각도는 왼쪽 46.82°, 오른쪽 40.19° 이었고 슬관절 최대 신전 각도는 왼쪽 -1.32°, 오른쪽 2.01° 이었다. 슬관절 내반은 왼쪽 26.90°, 오른쪽 30.93° 이었다.
3. 슬관절의 운동학적 지표 중 모멘트는 최대 신전 모멘트가 왼쪽 0.389 Nm/kg, 오른쪽 0.463 Nm/kg 로 나타났으며, 최대 내전 모멘트는 왼쪽 0.332 Nm/kg, 오른쪽 0.379 Nm/kg 이었다. 최대 트는 왼쪽 0.13 Nm/kg, 오른쪽 0.140 Nm/kg 였다.



4. 시상면에서 슬관절의 힘의 최대값은 왼쪽 0.571 J/kg, 오른쪽 0.629 J/kg 이었다. 전두면의 최대값은 왼쪽 0.11 J/kg, 오른쪽 0.12 J/kg이었고 횡단면 최대값이 왼쪽 0.058 J/kg, 오른쪽 0.072 J/kg 이었다.
5. 체중부하선과 내전 모멘트는 입각기 중기에서 높은 음의 상관 관계를 보여, 내반 정렬을 가진 대상자일수록 높은 슬관절 내전 모멘트를 나타내었다.
6. 발의 진행 방향에 따라 슬관절 내전 모멘트가 입각기 탈기에서 유의한 높은 양의 상관 관계를 나타냄으로써 발이 외측으로 편향되어 걷는 대상자일수록 낮은 슬관절 모멘트를 나타내었다.

본 연구를 통해 건강한 여자 노인의 보행 특성과 하지 정렬 상태가 슬관절 내전 모멘트와 관련성이 있음을 확인하였다. 향후 노인의 슬관절 골관절염의 유무, 질환의 정도에 따른 내전 모멘트의 변화에 관한 연구가 필요하며, 슬관절 통증을 가진 노인 환자의 내전 모멘트를 감소시키기 위하여, 슬관절 통증에 따른 발의 외측 편향성의 정도와 발의 적절한 진행 각도가 연구되어 이를 바탕으로 노인의 슬관절 질환에 대한 구체적인 운동 프로그램의 개발이 요구되어진다.

### 참 고 문 헌

국무조정실 노인보건복지대책위원회. 고령사회에 대비한 노인보건복지종합대책. 2002.

권도윤 외. 한국 성인의 3차원적 보행분석. 대한재활의학회지, 22(5), 1107-1113, 1998.

권세정. 연령별 보행 동작 분석. 석사학위논문. 성균관대학교, 서울. 1997.

권오윤, 한명석, 박동식. 남자노인에서 족관절 족저 굴곡근 신장운동이 Functional Reach에 미치는 효과. 대한재활의학회지, 23(3), 609-614, 1999.

김봉옥. 임상 보행 분석의 방법. 대한재활의학회지,

18(2), 191-202, 1994.

김상호. 보행분석시스템을 이용한 고관절 전치환술 후의 보행특성평가. 석사학위논문. 포항공대. 1990.

김선엽. 건강관리 프로그램이 노인의 건강증진에 미치는 영향. 박사학위논문. 계명대학교. 1999.

김용권. 부산지역 노인들의 고관절골절 발생실태 및 위험요인. 박사학위논문. 인제대학교. 1999.

민원규. 대퇴골두 무혈성 괴사와 고관절 이형성증 환자의 일측성 고관절 전치환술 전과 후의 보행 양상비교. 석사학위논문. 삼육대학교. 2001.

박래준, 김한수, 이동호. 가정운동 훈련프로그램이 노인의 근력증진에 미치는 영향. 대한물리치료학회지, 14(1), 1-13, 2002.

박성순, 송주호. 트레이닝 전후 남녀 노인의 보행 분석. 운동역학회지, 11(2), 59-75, 2001.

박장성, 최은영, 황태연. 하지근력강화가 노인의 보행 및 균형능력에 미치는 영향. 대한물리치료학회지, 14(2), 71-79, 2002.

박환진. 고령자의 건강의식과 물리치료 인식에 관한 연구. 석사학위논문. 대구대학교. 2000.

배문혜. 노인보건의 현황 및 과제. 문경대학교논문집, 4, 369-384, 1999.

배성수, 이진희, 윤창구. 보행과 보행분석법에 관한 연구. 대한물리치료 학회지, 8(1), 49-64, 1996.

송명수. 노인환자의 보건의료기관 이용실태에 관한 조사연구. 석사학위논문. 원광대학교. 1994.

안창식, 정석. 20대 정상 성인의 남, 여 보행분석 연구. 대한물리치료학회지, 9(1), 27-31, 2001.

양광희 외. 노인건강관리의 실제와 전망. 서울: 수문사. 2001.

우철호. 보행시 하지 분절의 운동학적 및 운동역학적 분석. 석사학위논문. 국민대학교. 1991.

윤승호 외. 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행 분석. 대한재활의학회지, 16(4), 399-405, 1992.

은선덕. 트레이트밀의 속도 변화에 따른 노년기 성인의 보행패턴 연구. 서울대학교 체육연구소는

- 집, 22(1), 101-110. 2001.
- 이경옥. 보행 발달 과정의 삼차원 운동학적 분석. 서울여자대학교 체육학과 논문집, 7, 683-710. 1999.
- 이명순. 노인의 건강증진 행위에 관한 연구. 석사학위논문. 충남대학교. 2000.
- 이성은. 발목관절 가동범위증진프로그램이 노인의 보행과 균형력 향상에 미치는 효과. 석사학위논문. 단국대학교. 2002.
- 이정원, 김현숙. 노화에 따른 근육 기능의 변화에 관한 연구. 여주대학논문집, 6(2), 139-148. 1998.
- 이진희, 배성수, 김중선. 정상아와 편마비 뇌성마비아의 삼차원 보행분석. 대한물리치료학회지, 9(1), 127-145. 1997.
- 임비오. 성인남자의 연령별 보행 형태 분석. 석사학위논문. 서울대학교. 1997.
- 전미양. 낙상 예방 프로그램이 양로원 여성 노인의 보행, 균형 및 근력에 미치는 효과. 박사학위 논문. 서울대학교. 2001.
- 조유향. 노인간호. 서울: 현문사. 1989.
- 조유향. (편). 노인보건. 서울: 현문사. 1995.
- 조현, 박춘화, 김혜옥. 노인간호학. 서울: 현문사. 2001.
- 최영희 외. 노인과 건강. 서울: 현문사. 2000.
- 한태륜, 김진호. Polgon Goniometer를 이용한 보행 분석. 대한재활의학회지, 8, 74-81. 1984.
- 황보각. 보행에 있어서 보격과 발목각도가 종경골 각 및 대퇴사두근각에 미치는 영향. 이학석사학위논문. 대구대학교. 1995.
- Andrews M., Noyes F. R., Hewett T. E. & Andriacchi T. P. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. Journal of orthopaedic research, 14(2), 289-295. 1996.
- Brody S. J. & Pawlson L. G. Aging and rehabilitation II. Springer publishing company. 1990.
- Burnfield J. M., Josephson K. R., Power C. M. & Rubenstein L. Z. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. Arch Phys Med Rehabil, 81, 1153-1157. 2000.
- Cailliet R. Knee pain and disability. Philadelphia: F. A. Davis. 1992.
- Delisa J. A. (Ed). Rehabilitation medicine. Philadelphia: J. B Lippincott. 1988.
- Goh J. C. H., Hons B. Sc.(Hons), M.B.B.S., M.S., F.R.C.S., F.R.A.C.S., M.Ch.(Orth.), A.M., Benjamin C.C.Khoo, B. Sc.(Hons), M.Sc. & M.I.E.E.E. Gait analysis study on patients with varus steoarthritis of the knee. Clinical orthopaedics and related research, 294, 223-231. 1993.
- Gould III. J. A. (Ed). Orthopaedic and sports physical therapy. (2nd ed.). Mosby. 1985.
- Guccione A. A. (Ed). Geriatric physical therapy. Mosby. 1992.
- Hageman P. A. & Blanke D. J. Comparison of gait of young women and Elderly women. Physical Therapy, 66(9), 1382-1387. 1986.
- Harris G. F & Smith P. A (Ed). Human motion analysis, New York : TAB-IEEE. 1996.
- Hsu, R . W. W., Himeno S., Coventry M. B. & Chao E. Y. S. Nomal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. Clinical orthopaedics and related research, 255, 215-227. 1990.
- Hurwitz D.E., Ryals A.B., Case J.P., Block J.A. & Andriacchi T. P. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. Journal of orthopaedic research, 20(1),

- 101-107, 2002.
- Hurwitz D. E., Rayals A. R., Block J. A., Sharma L., Schnitzer T. J. & Andriacchi T. P. Knee pain and joint Loading in subject with Osteoarthritis of the knee. *Journal of orthopaedic research*, 18(4), 572-579, 2002.
- Judge J. O., Ounpuu S, MSc, & Roy B. Davis III. Effect of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clinics in geriatric Medicine*, 12(4), 659-678, 1996.
- Kernozek, T. W. & Grer, N. L. Quadriceps angle and rearfoot motion: relationship in walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 407-410, 1993.
- Kerrigan D. C., Todd M. K., Croce U.D., Lipsitz L.A., & Collins J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322, 1998.
- Kettelkamp D. B., Wengers D. R., Chao E.Y.S. & Thompson C. Result of proximal tibia osteotomy the effect of tibiofemoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial plateau force. *The journal of bone and joint surgery*, 58, 952-960, 1976.
- Kottke, F. J. & Lehmann J. F. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. (4th ed.). Philadelphia: W. B. Saunders, 1990.
- Magee D. J. Orthopedic physical assessment. Philadelphia: W. B. Saunders, 1998.
- McGibbon C. A., & Krebs D. E. Effect of age and functional limitation on leg joint power and work during stance phase of gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 36(3), 173-182, 1999.
- McPoil T. G. & Cornwall M. W. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 25(5), 309-314, 1996.
- Mezey M. D., Rauckhorst L. H. & Strokes S. A. Health assessment of the older individual. Springer publishing company, 1993.
- Murray M. P & Droughr A. B. Walking pattern of normal men. *The journal of bone and joint surgery*, 46, 335-360, 1964.
- Oberg T., Karsznia A. & Oberg K. Basic parameters. Reference data for normal subject. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30, 210-223, 1993.
- Ostrosky K. M., VanSwearingen J. M., Burdett R. G & Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subject. *Physical Therapy*, 74(7), 637-646, 1994.
- O'Sullivan S. B. & Schmitz T. J. (Ed). Physical rehabilitation assessment and treatment. Philadelphia: F. A. Davis, 1994.
- Perry J. Gait analysis normal and pathological function. Seoul: Slack, 1992.
- Prodromos C. C., Andriacchi T.P. & Galante J. O. Relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *The journal of bone and joint surgery*, 67, 1188-1194, 1985.
- Riley P. O., Croce U. D. & Kerrigan D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait and Posture*, 14, 264-270, 2001.
- Shankar, K. Exercise prescription. Philadelphia: Hanley & Belfus, 1999.
- Sharma L., Hurwitz D. E., Thonar E. A., SUM J. A., Lenz M. E., Dunlop D. D., Schnitzer T. J. Kirwan-Mellis G. & Andriacchi T. P. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis.

- Arthritis & Rheumatism, 41(7), 1233-1240. 1998.
- Stergiou N. & Bates B. T. The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries. *Gait and Posture*, 6, 177-185. 1997.
- Wang J. W., Kuo K. N., Andriacchi T. P. & Galante J. O. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *The journal of bone and joint surgery*, 72, 905-909. 1990.
- Weidenhielm L., Svenssons O.K., Brostrom L. & Mattsson E. Adduction moment of the knee compared to radiological and clinical parameters in moderate medial osteoarthritis of the knee. *Annales chirurgiae et gynaecologiae*, 83, 236-241. 1994.
- Whittle M. W. *Gait analysis: an introduction*. (2nd ed.). Butterworth Heinmann Medical, 1996.
- Winter D. A., Patla A. E., Frank J. S. & Walt S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340-347. 1990.