

## 연령에 따른 보행의 시간적 · 공간적 요소에 관한 연구

채정병 · 공승환 · 김동재 · 김라진 · 김태영 · 이승후

마산대학 물리치료과

### Research for Temporal · Spatial Parameter of the Gait According to Age

Jung-Byung Chae, P.T., Ph.D., Seung-Whan Kong, P.T., Dong-Jae Kim, P.T.,  
La-Jin Kim, P.T., Tae-Young Kim, P.T., Seung-Hoo Lee, P.T.

*Dept. of Physical Therapy, Masan College*

#### <Abstract>

**Purpose** : This study was performed for find out temporal · spatial parameter of the gait according to age.

**Method** : Four groups of healthy people were allocated randomly in this study : group I (little child, 15), group II (child, 18) and group III (young people, 17), group IV (elder people, 16). This study was performed from 01 December to 31 December in 2007.

**Results** : The results were as follows :

1. The swing phase was the longest group II, group IV was the shortest. Each groups, there was significant difference in swing phase ( $p < .05$ ).
2. The stance phase was the longest group IV, group II was the shortest. Each groups, there was significant difference in stance phase ( $p < .05$ ).
3. The single support time was the longest group II, group IV was the shortest. Each groups, there was significant difference in single support time ( $p < .05$ ).
4. The double support time was the longest group IV, group II was the shortest. Each groups, there was significant difference in double support time ( $p < .05$ ).
5. The gait velocity was the fastest group II, group I was the slowest. Each groups, there was significant difference in gait velocity ( $p < .05$ ).

---

교신저자 : 채정병 (e-mail: jbchae@masan.ac.kr)

논문접수일: 2008년 3월 10일 / 수정접수일: 2008년 4월 10일 / 게재승인일: 2008년 5월 10일

6. The toe in/out was very increased groupIV, group I was very decreased. Each groups, there was significant difference in toe in/out( $p < .05$ ).
7. The cadence was the highest group I, groupIV was the lowest. Each groups, there was significant difference in cadence( $p < .05$ ).
8. The step length was the longest groupIII, group I was the shortest. Each groups, there was significant difference in step length( $p < .05$ ).
9. The step length asymmetry ratio was the highest groupIV, groupIII was the lowest. Each groups, there was no significant difference in step length asymmetry ratio( $p > .05$ ).
10. The single support time asymmetry ratio was the highest group I, groupIV was the lowest. Each groups, there was no significant difference in single support time asymmetry ratio ( $p > .05$ ).
11. The FAP was the highest groupIII, group I was the lowest. Each groups, there was significant difference in FAP( $p < .05$ ).

**Key Words** : Gait, Temporal · Spatial parameter, FAP

## I. 서 론

보행은 인체의 이동을 위한 가장 기본적인 동작이며 일상생활에서 필수적인 요소로서 무의식 또는 의식적으로 수행되는 신경계와 근골격계의 복합적인 협응동작이다(Niggli, 1986; Scoot, 1990).

그러므로 효율적으로 수행되는 보행동작은 신경계와 근골격계의 복합적인 작용의 반영이며 비정상적 보행은 근골격계 및 신경계 등의 기능과 관련이 있다(Niggli, 1986; Scoot, 1990).

보행의 형태는 그 사회의 생활습관이나 의식구조와 같은 문화적 특성이나 골격구조, 체형과 같은 신체적 특성, 성격과 같은 심리적 특성에 의해 결정되므로 개개인의 보행동작은 각각 다르게 나타난다(예종이, 1998).

보행은 인간의 신경조직과 근 골격 조직 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며, 한 체지가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry, 1992).

그러나 환자들이 보행을 수행하는데 있어 가장 어려운 문제는 정상적인 양만큼의 수의적 근 수축을 생성할 능력이 부족하다는 것과 적절한 타이밍과 근 활동 강도를 맞출 수 없다는 것이다(Richards,

1996).

보행분석은 병적인 보행을 나타내는 환자에게서 정확한 원인과 이상부위를 찾아내어 객관화 및 수치화하여 비교 평가하는데 필수적이다. 뿐만 아니라 연령별로 나누어 정상적인 보행분석 데이터를 수집하고 비교하는 것이 필요하다(Oberg, 1993).

보행에 관한 연구는 인간의 보행 과정에서의 움직임, 특히 하지의 관절 운동과 보행 특성 변인들 및 지면 반발력의 변화를 분석하고 생체역학 모델을 이용하여 각 관절 부위에 부하되는 힘과 모멘트(moment)의 변화를 추정하는 것이다(김상호, 1990).

또한 보행은 운동학(kinematic)적 분석이나 운동역학(kinetic)적 분석 중 어느 한 가지로는 완전하게 이해할 수 없으며 두 가지 분석이 동시에 이루어질 때 비로소 그 원리를 파악할 수 있는 복잡하고 다양한 기전으로 구성되어 있다(Cappozzo, 1977).

보행이란 사지에 의해 이루어지는 이동 양식을 말하며(Nakamura등, 1992), 여러 가지의 조직(organ system)의 기능이 통합되어 이루어지는 매우 복잡하고 효율성이 높은 운동이다(Bohannon, 1987; Bowker, 1988). 따라서 일부분의 조직에 기능장애(impairment)가 나타나게 되면 이러한 보행 양식은 쉽게 흐트러지게 됨으로써 운동의 효율성도 떨어지게 되는 것이다(Bowker, 1988).

Saunders(1953)와 Inman(1966)은 정상 보행을 보행 시 에너지를 최소화 하여 걷는 것이라고 정의하였다.

보행에 필요한 생체 역학적인 요소에는 중력을 이길 수 있는 능력, 평형 유지 능력, 제 자리 걸음 혹은 발을 앞으로 내딛는 동작의 수행과 같은 3가지 기전이 필요하다(Dimitrijevic, 1981).

인간은 두발(bipedal)보행을 행하며, 두발 보행을 하는 인간의 보행의 특징은 평형이 쉽게 흐트러지기 때문에 보행 시에는 원래의 평형 상태로 되돌아가려는 현상이 규칙적으로 반복되어지면서 일어나게 된다(Nakamura, 1992).

이때 체중 지지면의 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.

정상적인 보행이 이루어지기 위해서는 실질적인 locomotor system이라고 할 수 있는 골반과 두 다리에 있어서 각각 다른 길이와 회전축을 갖는 11개의 관절과 57개의 근육들이 동시에 한 방향으로의 추진을 위하여 계속적인 중심의 이동이 이루어져야 하고 이들로 이루어지는 6개의 보행 결정요인(골반회전, 골반경사, 슬관절 굴곡, 발과 족부의 움직임, 슬관절의 움직임, 외측골반 움직임)들은 궁극적으로는 보행에 소모되는 에너지 소비를 최소화시키기 위하여 작용하게 된다.

이 과정에서 부드러운 중심의 진행을 위해서는 이들 여러 구성요소들의 긴밀한 협동작용이 있어야 가능하다.

보행 형태에 관한 대부분의 연구들은 보행이 3차원 공간상에서 움직이는 동작임에도 불구하고 2차원적인 분석에 머무르고 있어 보행동작에 대한 적절한 정보 제공이 결여되었다.

또한 연구 대상이 일부 연령층으로 한정되어 있고 운동학적 변인의 분석이 부분적으로 협소하여 각 연령에 따른 보행 형태 분석이 미비한 실정이다(김진만, 1988; 전관석, 1984).

정상적인 성인에게서는 보행이 쉬운 과정으로 고려되지만, 어린 아이나 노인들에게는 보행이 힘든 과

제가 될 수 있다(Neumann, 2001). 대부분 어린 아이들은 출생 후 첫 생일의 3개월 내에 걸음을 시작한다.

그 이전의 작은 아기도 서 있는 자세로 두발을 땅에 닿게 놓으면서 앞으로 천천히 움직이면 상반적 걷기동작(reciprocal stepping motion)을 보이게 된다. 그러나 이것은 다리에 무게를 거의 실지 않기 때문에 사실적 보행이 아니다(Rose, 1983). 어린 아이에 있어, 서는 것과 걷는 방법을 배우기 위해서는 몇 달이 요구된다.

사실, 7세정도가 되어야 성숙한 보행 패턴에 필요한 모든 섬세한 요소들을 완성하게 된다(Neumann, 2001).

유아들의 독립보행이 가능한 평균연령은 11~15개월로 매우 다양하다(Wyatt, 1990).

이 시기에 유아들은 발바닥 닿기로 지면에 접촉되고, 입각기가 길고 기저면은 넓고, 발가락이 바깥으로 향하는 고관절 외회전이 현저하게 나타나고, 상지는 경계자세(guarding position)를 취하여 자주 충돌한다.

2세 정도에서, 입각기에서 뒤꿈치 닿기와 첫 번째 무릎 관절 굴곡이 나타나고, 팔은 내려가고, 대부분의 유아들은 팔을 교대로 흔든다. 고관절 외회전이 감소되고 기저면은 좁아진다(Suterland 등, 1988).

어린 아이들의 관절각도 및 근육활동의 타이밍은 4세 정도에서 성인과 비슷해지며, 지면 반발력은 5세 이후에 성인의 유형을 나타낸다(Beck 등, 1981).

어린 아이에서의 보행이 성인과 주된 차이점은 어린 아이는 발뒤축 접지기가 일어나지 않으며 초기 접지기는 발바닥 접지기에 의해 이루어질 때와 접지기 때 슬관절이 굴곡되는 것이 매우 적으며, 유각기 때 다리 전체가 외회전 된다는 특징들이 나타나며 성인 형태로 되는 것은 2세에 이루어지고, 보장이 더 넓어지고 상반적 팔 흔들기가 없어지는 것은 4세 때 이루어진다.

분속수와 활보장, 그리고 속도는 성장함에 따라 계속 변하게 되어 15세 때 정상 성인의 값에 도달한다.

어린 아이의 초기 접지기는 발전체로 이루어지며 발뒤축 접지기는 발바닥 접지기로 대체되어 있다. 초기 접지기 때 족관절은 저축 굴곡 되어 있고 초

기 입각기 동안 지속되는 반면 성인에서는 발뒤축 접지기 때 거의 중립위치에 있지만 바로 저축 굴곡이 된다. 나머지 입각기 동안 배측 굴곡이 저축 굴곡으로 되는 양상은 모든 연령에서 같다.

어린 아이는 어른보다 작기 때문에 활보장이 짧고 속도가 낮은 것이 놀라운 일은 아니다.

Sutherland(1988)등은 활보장이 키와 밀접하며 키에 대한 활보장의 비율은 성인에서와 거의 비슷하다는 것을 관찰하였다. 나이에 따른 활보장의 변화는 키에 대한 변화와 같이 이루어져서 4살까지는 빠른 속도로 증가하고 그 후에는 천천히 증가한다.

Todd(1989)은 어린 아이의 키와 일반적 보행변수와의 관계를 관찰하였다. 작은 어린 아이는 빠른 분속수로 걸으며 1세 때의 평균 분속수는 분당 170보가 되며, 이것이 나이가 들면서 감소하여 7세가 되면 분당 140보가 되고, 평균 성인에서는 남자가 113보, 여자가 118보가 된다고 하였다.

분속수가 높은 것은 부분적으로 짧은 활보장을 보상하기 위한 것이며, 속도는 1세 때 0.64 m/s 7세 때 1.14 m/s의 범위가 되며 전형적인 성인에서는 남자가 1.46 m/s, 여자가 1.30 m/s가 된다.

어린 아이는 성인보다 보행주기에서 진출기가 차지하는 비율이 더 낮으며, 이는 한쪽 다리로 서 있는 안정성이 적은 상태에서의 시간을 최소로 하기 위한 것이다. 나이에 따라 진출기의 상대적 시간이 길어지는데 4세 정도가 되면 성인의 비율에 도달하게 된다.

Sutherland(1988)는 보행 기저면 넓이와 골반 폭 대가에서의 체간의 넓이를 연관시켰는데 pelvic-span : ankle-spread ratio에서 약간의 혼동이 있었다. 측정 단위를 바꾸어 보면 보행 기저면은 1세 때에는 골반 넓이의 70%가 되고 3년 6개월 정도가 되면 45%로 떨어지고 이것은 7세경까지 유지된다. 성인에서의 평균치는 보고된 것은 없지만 30% 이하일 것으로 생각된다.

매우 어린 나이의 보행 주기 근전도 양상은 성인에 비하여 더 많은 부분에서 대부분의 근육이 작용하고 있음을 보이고 있다.

하퇴삼두근을 제외하고는 대부분의 근육에서 2세 때가 되면 성인의 형태로 된다.

Sutherland(1988)는 어린 아이들의 보행 형태를 하퇴삼두근의 작용이 연장되어 있는지(유아), 아니

면 정상의 형태를 보이는지(성인)에 따라서 두 그룹으로 나누었다. 2세 이하에서는 어린 아이의 60%가 유아 형태를 보이며 이 비율은 7세가 되면 30%로 떨어지는데 Sutherland(1988)는 이를 말초신경의 감각분지의 수초화가 늦어져서 생기는 것으로 추측하였다.

보행속도의 변화는 활보장이나 보행율의 변화로 기인하지만 일반적으로 두 변수에 의해 발생된다. 보행속도가 증가되면 보행주기(입각기, 유각기, 양하지 지지기)의 모든 구성단계의 시간이 감소된다.

양하지 지지기는 0을 향하여 감소되고 유각기는 가장 적게 감소한다. 달리기에서는 양하지 지지기가 없고 입각기가 유각기 보다 길다(이현옥, 1995).

정상적인 성인들에 있어, 한 번의 보행주기(즉 두 번의 연속적인 걸음)에 걸리는 시간은 1초보다 약간 더 걸리며 거리는 약 1.44m(4.5ft)정도 가기 때문에 속도는 약 1.37m/s가 된다.

여자는 남자보다 보행속도는 느리고, 걸음걸이도 짧으나, 분속수(cadence)는 더 높은 특성이 있다. 이러한 차이는 성별에 따른 인체 측정학적 차이를 부분적으로 반영한 것이라 할 수 있으며, 인체 측정학적 특성이 비슷한 남자와 여자를 표준 속도로 걷게 하여 비교하였을 때에도 남자보다 여자가 분당 걸음수가 더 빠르고 걸음길이는 더 짧게 나타났다(Finley F, 1969).

성인의 체 중심점은 신장의 55%높이인 제2 천추체의 전방에 있으며, 보행 시 체 중심의 상·하 이동은 1보행 주기 중에 2회 발생되며, 그 이동의 진폭은 약 5cm정도이고, 측방이동은 1보행 주기 중에 좌·우 각각 1회 발생되며, 그 이동의 진폭은 약 5cm정도이다.

노화에 따라 보행은 점점 더 힘들어지게 되며 노인들의 근력 감소, 균형 감소, 또는 질환에 의한 보행의 변화는 지팡이나 보행기를 필요로 하게 되며, 독립적 보행에 제한을 가지게 된다(Neumann, 2001).

정상 노인의 보행 특성은 연구자들마다 다른 특성들을 보고하고 있으나, 일반적으로 보장의 감소, 보행 속도의 감소, 입각기 동안의 기저면이 넓어지며, 보장이 짧아짐을 말하고 있다.

따라서 동시 입각기(양하지 지지기)에 더 긴 시간이 소요되게 된다. 초기의 유각기 동안에는 배측 굴곡이 감소되며 발뒤꿈치 떼기 시에 보상작용으로

슬관절과 고관절의 굴곡이 과도하게 나타나지만 유각기 후반에는 초기 유각기에 나타난 보상성 굴곡 증가가 불가능해지며 발뒤꿈치 떼기가 어려워진다.

또한 보행속도의 감소와 함께 족관절 가동범위의 감소가 나타나며 (Hageman, 1986; Hagerman P, 1995), 유각기 후기와 입각기 초기에 감속에 대한 조절능력이 떨어진다고 (Winter D, 1992).

체간에 대한 골반회전과 체간 반대쪽회로의 회전이 감소되고 견관절 신전과 주관절 굴곡이 증가되며, 고관절 외전이 증가되고 발이 바깥을 향하게 되고 골반과 체간의 수직이동이 감소되고, 보행의 시작이 지연된다(Bendall, 1989).

즉 노인들은 반응시간과 체중 이동시간이 길어져 발을 떼는 시간이 지연된다(Winter, 1992).

보행속도의 감소 요인으로 Winter는(1990) 체간과 고관절 및 족관절의 관절가동범위 감소로 인한다고 하였으며, Bohannon(1997)은 반응시간의 감소와 근력, 특히 슬관절 신근력의 감소에 기인한다고 하였으며, 또 다른 요인은 전정기능과 관련된 어지러움 보행 조절에 영향을 미친다고 보고하였다 (Baloh, 1993).

또한 보행속도의 감소는 병리생리학적 소견과 관련되는데 Dargent(1996)는 고관절 골절의 위험 증가와 같은 의학적 합병증의 위험률과 하루 30분 이상 걷는 사람에게 나타나는 골밀도 증가, 혈중 중성지방 농도감소와 시력감소가 보행속도를 결정하는 요소가 된다고 하였으며, Wolfson(1990)은 낙상경험의 유무가 보행속도에 영향을 미친다고 하였다.

노인들의 보행은 두 가지 요소의 영향에 의해 나타나게 되는데, 하나는 나이 그 자체에 의한 영향이고, 다른 하나는 나이가 증가함에 따라 발생할 수 있는 퇴행성관절염과 파킨슨증후군과 같은 병적인 상태에 의한 원인이다.

이러한 병적 경우들을 제외한다면 노인에서의 보행은 젊은 성인 남자에게서의 보행에서 단지 속도만 떨어지는 것으로 나타나게 된다(Murray, 1969).

노인에서의 보행 변화가 생기는 것은 걸음에 대한 안정성을 증가시키기 위한 것이다(Murray, 1969).

보행 시 한쪽 다리는 지지하는 역할을 하고, 반대쪽 다리가 공중에서 전방으로 움직여지며 신체를 앞으로 이동시킨다. 즉, 한쪽 다리에서 반대쪽 다리로 체중이동을 하면서 각각의 역할을 바꾸는 것이

다. 이렇게 한쪽 다리를 기준으로 연속으로 두 번 일어나는 사건을 보행주기(gait cycle)라고 한다 (Murray, 1969).

일반적으로 입각기는 보행주기의 60%동안 이루어지고, 유각기는 약 40%, 그리고 각각의 양하지 지지는 약 10%를 차지한다. 그러나 이것은 개인의 보행속도에 따라 달라지는데 속도가 증가하면 유각기는 비례적으로 더 길어지고 입각기와 양하지 지지는 점점 짧아지게 된다(Murray, 1967).

이에 본 연구는 연령대에 따른 보행요소의 시간적, 공간적 요소의 특징을 알아보고 임상에서의 치료적 중재에 적용되는 보행훈련에 대한 이론적 배경을 제공하고자 본 연구를 실시하였다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 연구대상 및 연구기간

본 연구는 마산 소재 ○○유치원 유아 15명(남자 9 여자6), ○○초등학교 초등학생 18명(남자12, 여자6), ○○대학의 대학생 17명(남자8 여자9), ○○노인대학의 노인 16명 (남자10 여자6)을 대상으로 독립적 보행에 영향을 줄 수 있는 근골격계 또는 신경학적 결함이 없는 대상자를 선정하여 2007년 12월 01일에서 31일까지 본 실험을 실시하였다.

### 2. 측정도구

본 연구에서 사용되어진 보행측정 도구는 보행에 따른 시간적인 변수와 공간적인 변수를 컴퓨터를 이용하여 측정하고 평가하는 시스템인 GaitRite System(MAP/CIP, INC, USA)을 사용하여 보행 속도, 활보장, 지지 기저면, 단하지 지지기, 양하지 지지기, 분속수, 보각, 기능적 보행성취도 점수, 순환시간, 보장을 측정하였다.

또한 보행측정에 필요한 대상자의 다리길이 측정은 제단용 줄자(명신, 한국)를 이용하였으며, 대상자의 체중은 전자체중계(LG, 한국)를 사용하였다.

### 3. 측정방법

본 연구는 대상자가 평상시 보행을 하도록 구두

표 1. 일반적 특성

(단위)

	유아	초등학생	대학생	노인
	n=15	n=18	n=17	n=16
성별(sex)	남9 60% 여6 40%	남12 67% 여6 33%	남8 47% 여9 53%	남10 62% 여6 38%
연령(age)	3.67±0.62	11.67±0.49	22.24±2.36	75.50±3.46
신장(cm)	103.73±4.22	149.72±8.37	168.35±9.69	159.88±9.05
체중(kg)	16.60±1.88	41.11±7.65	60.29±10.52	60.19±8.60

지시하였으며, 자연스러운 보행을 측정하기 위해 보행용 매트에서부터 2m 떨어진 거리에서 보행을 시작하게 하였다.

대상자들은 고개를 들고 시선을 정면을 향하게 한 후 맨발로 상지를 자연스럽게 흔들면서 걷도록 하였고 3회 반복 실시하여 데이터를 수집하였다.

GaitRite의 자료 입력을 위한 다리길이 측정은 환자가 바로 누운 자세에서 양쪽 다리를 중립위로 하고 ASIS에서부터 족관절 내측과 까지 측정한 사실상 다리길이를 사용하였다.

#### 4. 자료처리 및 분석

본 연구의 전체 대상자 66명으로부터 수집된 자료의 분석은 Window용 SPSS version 10.0을 사용하였으며 대상자의 일반적인 특성은 빈도분석과 백분율을 사용하였고 연령에 따른 각 군 간의 비교는 ANOVA를 이용하여 분석하였다. 유의수준  $\alpha = .05$ 로 하였으며 Scheffe검정을 실시하였다.

### III. 연구결과

#### 1. 연구대상자의 일반적 특성

본 연구 대상자는 전체 66명 중 유아 15명(남자9

여자6), 초등학생 18명(남자12, 여자6), 대학생 17명(남자8, 여자9), 노인은16명(남자10, 여자6)이었으며, 평균 연령은 유아군이 3.67 ±0.62세였으며, 초등학생군은 11.67 ±0.49세, 대학생군은 22.24 ±2.36세, 노인군은 75.50 ±3.46세이었다. 평균 신장은 유아군이 103.73 ±4.22cm이었고, 초등학생군은 149.72 ±8.37cm, 대학생군은 168.35 ±9.69cm, 노인군은 159.88 ±9.05cm이었으며, 평균체중은 유아군이 16.60 ±1.88kg이었고, 초등학생군은 41.11 ±7.65kg, 대학생군은 60.29 ±10.52kg, 노인군은 60.19 ±8.60kg이었다(표 1).

#### 2. 보행의 시간적 요소

유각기는 유아군 39.86 ±3.00%, 초등학생군 40.86 ±1.26%, 대학생군 39.26 ±1.30%, 노인군이 37.20 ±1.96%로 초등학생군에서 가장 길게 나타났으며, 각 군 간에서 유의한 차이가 있었고( $P < .05$ ), 입각기는 유아군 60.62 ±2.09%, 초등학생군 59.19 ±1.26%, 대학생군 60.74 ±1.52%, 노인군 62.80 ±1.94%로 노인군에서 가장 길게 나타났으며, 각 군 간에서 유의한 차이가 있었다( $P < .05$ ).

단하지 지지기는 유아군 39.39 ±2.15%, 초등학생군 40.81 ±1.22%, 대학생군 39.26 ±1.57%, 노인군

표 2. 보행의 시간적 요소

(단위)

	유아	초등학생	대학생	노인	P
유각기(%GC)	39.86±3.00	40.86±1.26	39.26±1.30	37.20±1.96	.000
입각기(%GC)	60.62±2.09	59.19±1.26	60.74±1.52	62.80±1.94	.000
단하지 지지기(%GC)	39.39±2.15	40.81±1.22	39.26±1.57	37.20±1.96	.000
양하지 지지기(%GC)	21.57±3.39	18.32±2.10	21.92±2.77	25.97±3.84	.000

mean±SD

표 3. 보행의 공간적 요소

(단위)

	유아	초등학생	대학생	노인	P
지지 기저면(cm)	6.02±3.32	7.99±1.85	9.03±3.08	7.42±2.36	.022
속도(cm/sec)	89.48±17.20	135.90±10.93	133.17±10.24	96.63±22.18	.000
활보장(cm)	76.10±9.13	130.11±10.18	139.12±10.85	109.45±20.54	.000
보각(deg.)	-0.09±4.67	5.59±6.31	5.11±3.95	13.41±8.14	.000
FAP-Score	78.69±14.98	60.41±5.87	96.41±3.46	92.56±7.62	.000

mean±SD

37.20 ±1.96%로 초등학생군에서 가장 길게 나타났으며, 각 군 간에서 유의한 차이가 있었고(P<.05), 양하지 지지기는 유아군 21.57 ±3.39%, 초등학생군 18.32 ±2.10%, 대학생군 21.92 ±2.77%, 노인군 25.97 ±3.84%로 노인군에서 가장 길게 나타났으며, 각 군 간에서 유의한 차이가 있었다(P<.05) (표 2).

### 3. 보행의 공간적 요소

지지 기저면은 유아군 6.02 ±3.32cm, 초등학생군 7.99 ±1.85cm, 대학생군 9.03 ±3.08cm, 노인군 7.42 ±2.36cm로 대학생군에서 가장 넓게 나타났으며, 각 군 간에서 유의한 차이가 있었고(P<.05) 속도는 유아군 89.48 ±17.20cm/sec, 초등학생군 135.90 ±10.93cm/sec, 대학생군 133.17 ±10.24cm/sec, 노인군 96.63 ±22.18cm/sec로 초등학생군에서 가장 빠르게 나타났으며 각 군 간에서 유의한 차이가 있었다(P<.05), 활보장은 유아군 76.10 ±9.13cm, 초등학생군 130.11 ±10.18cm, 대학생군 139.12 ±10.85 cm, 노인군 109.45 ±20.54cm로 대학생군에서 가장 넓게 나타났고 각 군 간에서 유의한 차이가 있었다(P<.05).

보각은 유아군 -0.09 ±4.67도, 초등학생군 5.59 ±6.31도, 대학생군 5.11 ±3.95도, 노인군 13.41 ±8.14도로 노인군에서 가장 높게 나타났고, 각 군 간에서

유의한 차이가 있었으며(P<.05). 기능적 보행성취도 점수에서는 유아군 78.69 ±14.98점, 초등학생군 60.41 ±5.87점, 대학생군 96.41 ±3.46점, 노인군 92.56 ±7.62점으로 대학생군에서 가장 높게 나타났으며 각 군 간에서 유의한 차이가 있었다(P<.05) (표 3).

### 4. 일반적 보행요소

일반적 보행요소에서 분속수는 유아군 140.55 ±14.42steps/min, 초등학생군 125.69 ±6.21steps/min, 대학생군은 115.25 ±7.28steps/min, 노인군은 103.43 ±11.89steps/min으로 유아군에서 가장 높게 나타났으며 각 군 간에서 유의한 차이가 있었고(P<.05) 순환시간에서는 유아군 0.87 ±0.08sec, 초등학생군 0.96 ±0.04sec, 대학생군 1.05 ±0.08sec, 노인군 1.25 ±0.42sec로 유아군에서 가장 빠르게 나타났고 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다(P<.05).

보장은 유아군 37.96 ±4.62cm, 초등학생군 65.19 ±5.04cm, 대학생군 69.45 ±5.50cm, 노인군 54.67 ±10.38cm로 대학생군에서 가장 길게 나타났으며 각 군 간에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다(P<.05) (표 4).

표 4. 일반적 보행요소

(단위)

	유아	초등학생	대학생	노인	P
분속수(steps/min)	140.55±14.42	125.69±6.21	115.25±7.28	103.43±11.89	.000
순환시간(sec)	0.87±0.08	0.96±0.04	1.05±0.08	1.25±0.42	.002
보장(cm)	37.96±4.62	65.19±5.04	69.45±5.50	54.67±10.38	.000

mean±SD

표 5. 보행요소의 비대칭율

(단위)

	유아	초등학생	대학생	노인	P
보장시간(sec)	0.028±0.021	0.016±0.016	0.079±0.231	0.026±0.022	.414
보장(cm)	0.034±0.030	0.029±0.029	0.019±0.013	0.039±0.039	.264
활보장(cm)	0.009±0.007	0.008±0.007	0.009±0.008	0.009±0.006	.961
단하지 지지기(%GC)	0.042±0.032	0.033±0.026	0.029±0.025	0.022±0.017	.177
양하지 지지기(%GC)	0.038±0.038	0.028±0.020	0.041±0.017	0.022±0.020	.108
유각기 (%GC)	0.046±0.050	0.026±0.017	0.025±0.025	0.021±0.017	.117
입각기 (%GC)	0.026±0.018	0.018±0.011	0.016±0.015	0.013±0.010	.080

mean±SD

### 5. 보행요소의 비대칭율

보장시간의 비대칭율은 유아군 0.028 ±0.021sec, 초등학생군 0.016 ±0.01sec, 대학생군 0.079 ±0.231 sec, 노인군 0.026 ±0.022sec로 대학생군에서 가장 크게 나타났으나, 각 군 간에서는 유의한 차이가 없었으며(P>.05), 보장의 비대칭율은 유아군 0.034 ± 0.030cm, 초등학생군 0.029 ±0.029cm, 대학생군 0.019 ±0.013cm, 노인군 0.039 ±0.039cm로 노인군에서 가장 크게 나타났으나 각 군 간에서 유의한 차이는 없었다(P>.05).

활보장의 비대칭율은 유아군 0.009 ±0.007cm, 초등학생군 0.008 ±0.007cm, 대학생군 0.009 ±0.008 cm, 노인군 0.009 ±0.006cm로 대학생군에서 가장 크게 나타났으며 각 군 간의 유의한 차이는 없었다 (P>.05).

단하지 지지기의 비대칭율은 유아군 0.042 ±0.032 %GC, 초등학생군 0.033 ±0.026%GC, 대학생군 0.029 ±0.025%GC, 노인군 0.022 ±0.017%GC로 유아군에서 가장 크게 나타났으나 각 군 간에서는 유의한 차이가 없었으며(P>.05) 양하지 지지기의 비대칭율은 유아군 0.038 ±0.038%GC, 초등학생군 0.028 ±0.020%GC, 대학생군 0.041 ±0.017%GC, 노인군 0.022 ±0.020%GC로 대학생군에서 가장 크게 나타났으나 각 군간 유의한 차이가 없었다(P>.05). 유각기의 비대칭율은 유아군 0.046 ±0.050%GC, 초등학생군 0.026 ±0.017%GC, 대학생군 0.025 ± 0.025 %GC, 노인군 0.021 ±0.017%GC로 유아군에서 가장 크게 나타났으나 각 군 간 유의한 차이가 없었으며(P>.05). 입각기의 비대칭율은 유아군

0.026 ±0.018%GC, 초등학생군 0.018 ±0.011%GC, 대학생군 0.016 ±0.015%GC, 노인군 0.013 ±0.010 %GC로 유아군에서 가장 크게 나타났으나 각 군 간의 유의한 차이는 없었다(P>.05) (표 5).

## IV. 고 찰

보행은 어떤 개체의 기본적인 요구에 따라 한 장소에서 다른 장소로 움직이는 것을 말하며, 그 자체 만으로도 사람들이 매일 기본적으로 하는 활동들 중 가장 흔한 것 중의 하나이다(채정병, 2006). 독립 보행 능력은 대부분의 일상 활동의 전제 조건으로, 일상생활에서 필요한 보행능력에는 커브나 장애물을 지나고, 걷고, 자동문 출입, 무빙 워크에 발을 딛고 내리기와 보행자 신호등에서 주어진 시간 동안 도로를 가로지를 수 있을 정도의 보행속도가 필요하다(채정병, 2006).

보행은 인간의 가장 기본적인 움직임의 형태이다. 또한, 보행은 걸음과정 그 자체라기보다는 걸음 형태나 태도 등을 나타낸다(Michael, 1990).

인간의 움직임은 매우 다양하기 때문에 동일한 보행 형태를 가진 사람은 단 한사람도 볼 수 없고, 더구나 그러한 개개인도 보행속도가 달라짐에 따라 일반적으로 보행 형태에 있어 큰 변화가 나타난다.

또한 보행은 어린 시절부터 시작하여 노년기까지 이어지는 운동양상임에도 불구하고, 개인의 특정한 보행 형태는 이른 시기에 특정화 되고, 더구나 한번 그러한 형태가 습관이 되어버리면 자연적으로는 교정이 불가능한 특성을 가지고 있기 때문에 보행분석이 최근 많은 분야에 걸쳐 다루어지고 있는 중요한 동작이라는 것은 두말할 나위가 없다(Michael,



1990).

보행은 인체를 한곳에서 다른 곳으로 이동시키기 위하여 교대로 두 다리를 사용하는 연속적인 동작과 형태를 말하는데 이때 근육의 활동이나 관절의 가동성이 시간적으로나 역학적으로 잘 조화가 이루어져야 함은 중요한 요소이다.

그러나 어떠한 원인에 의해서 이러한 조화가 깨어지게 되는 경우 곧 병적 보행의 형태로 나타나게 되며 이러한 병적 보행을 보이는 환자에서 그 원인을 분석하고 치료를 시행함에 있어서 객관적이며 정량적인 방법의 평가는 매우 중요한 일이라 할 수 있다(Murrey와Drought, 1964; Perry, 1992).

보행분석은 환자들의 보행을 평가하여 임상에서 의사를 결정하고 치료에 따른 효과를 객관적이고 정확하게 판단하고자 사용되고 있으며, 병적 보행은 뇌졸중, 뇌졸중, 척수손상 그리고 그 외에도 근골격계의 이상을 초래할 수 있는 질환 및 사고 등에 의해서 아주 다양하게 나타날 수 있다(Murrey와 Drought, 1964; Perry, 1992).

보행의 안정성에 영향을 주는 중요한 요소인 골반의 경사 및 비대칭성은 바로 선 자세, 정중선, 공간에 대한 개념 손상으로 연결되며, 척추를 똑바로 유지시킬 수 없게 되고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중이동에 따른 골반의 전·후방운동 등을 어렵게 만든다(Carr, 1985; Charness, 1986).

보행이란 매우 복잡한 인체의 활동이므로 일반적으로 전체적인 분석보다는 구성요소들로 세분화하여 분절적으로 분석하고 있다. 이와 같은 보행의 분절적 접근을 위하여 크게 3가지 요소, 즉 시간적 요소와 공간적 요소 그리고 일반적 요소로 구분을 한다.

시간적 요소에는 유각기, 입각기, 단하지 지지기, 양하지 지지기가 있으며, 유각기는 발가락 떼기에서부터 동측 발뒤꿈치 닿기까지 발이 공중에 있는 시기를 말하며, 보행주기의 약 40%를 차지하고, 초기 유각기, 중기 유각기, 후기 유각기로 이루어진다.

본 연구에서 유각기는 초등학생군에서 가장 길게 나타났으며 각 군 간에서 유의한 차이를 보였다.

입각기는 발뒤꿈치 닿기에서 동측 발가락 떼기까지를 말하는 것으로 보행의 60%를 차지하며, 발뒤꿈치 닿기(heel contact), 발바닥 닿기(foot flat), 중간 입각기(mid stance), 발뒤꿈치 떼기(heel off)로 이루어진다.

본 연구에서의 입각기는 노인군에서 가장 길게 나타났으며, 이러한 결과는 노화에 따른 자세와 균형조절 능력의 감소에 따른 결과로 보여지며, 각 군 간에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다.

보행주기 동안, 사람은 두 번의 양하지 지지기와 단하지 지지기를 경험하게 된다. 최초의 양하지 지지기는 보행주기의 0~10%에서 관찰되며, 체중은 발가락 떼기를 준비하는 하지에서 발뒤꿈치 닿기를 하는 하지를 이동하게 된다. 체중이 실린 하지는 보행주기의 50%까지 단하지 지지기로 있게 되며, 반대 측 다리는 유각기로 있게 되어 하지를 앞으로 전진 시키게 된다.

두 번째 양하지 지지기는 보행주기의 50~60% 사이에 일어나며, 체중이동과, 단하지 지지기와 유각기의 역전이 일어난다(Murray, 1983).

빠른 보행속도와는 반대로 보행속도가 느리게 되면, 보행주기에서 양하지 지지기가 차지하는 비율은 더욱 커지게 된다. 보행이 느려짐에 따라 양발이 지면과 동시에 접촉하고 있는 기간이 증가되어 안정성은 더 커지게 된다.

본 연구에서는 양하지 지지기는 초등학생군에서 가장 짧게 나타났으며, 노인군에서 가장 길게 나타나 균형조절에 있어서의 안정성이 결여된 노인들의 자세조절을 뒷받침하고 있다.

보행 속도가 증가함에 따라, 보행주기에서 양하지 지지기가 차지하는 비율은 더 짧아지게 된다(Murray, 1983).

단하지 지지기는 입각기의 대부분을 구성하고, 보행주기에서 무게 중심이 기저면 밖에 위치하는 유일한 시기이다. 이러한 이유로 한 발 지지의 단계는 더욱 큰 근력과 균형조절을 필요로 한다.

본 연구에서는 초등학생군이 가장 길게 나타났으며, 노인군에서 가장 짧은 단하지 지지기를 보였다.

보행의 공간적 요소에는 지지 기저면, 속도, 활보장, 보각 등이 있다. 보행속도는 공간적 측정과 시간적 측정이 결합된 것으로, 주어진 시간동안 걸어난 거리에 대해 정보를 제공해 준다.

측정단위는 초당 미터(m/s) 또는 시간당 마일(mph)이다. 속도는 주어진 거리동안 걸린 시간 또는 주어진 시간 동안 걸린 거리에 의해 계산될 수도 있고, 걸음속도(step rate)를 보장에 곱함으로써 계산될 수도 있다. 보행속도는 나이와 같은 인자 및

키와 무게와 같은 신체적 특성에 따라 사람마다 다를 수 있다(Craik, 1995).

본 연구에서 보행속도는 초등학생군에서 가장 빠르게 나타났으며, 대학생군은 두 번째로 빠른 보행속도를 나타내어 일반적으로 이 시기의 근골격계 성장과 신경학적 정상발달에 따른 보행의 성숙을 알 수 있다. 개인의 보행능력에 대한 모든 공간적 측정과 시간적 측정들 중에서도, 가장 기능적인 측정에 해당하는 것이 바로 보행 속도이다.

정상적인 성인들에 있어 한 번의 보행주기에 걸리는 시간은 1초보다 약간 더 걸리며, 거리는 약 1.44m정도 나가기 때문에 속도는 약 1.37m/s가 된다.

보행의 요소 중 보각의 변화는 유아군에서 가장 낮게 나타났으며, 이러한 결과는 유아군의 근골격계 성숙의 미비와 고관절에서의 골반과 대퇴골의 축운동이 불안정한 Toe-in 보행의 형태임을 의미하며, 초등학생군과 대학생군에서의 보각의 감소 역시 정상발달에 따른 보행성숙을 의미하는 것으로 사료된다.

보행능력의 일반적 요소에는 분속수, 순환시간, 보장 등이며 객관적 보행평가를 하는데 있어 가장 단순한 형태이고, 성숙한 보행을 평가하는 기본요소가 된다(Robinson와 Smidt, 1981).

본 연구에서의 분속수는 유아군에서 가장 높게 나타났다. 보장은 두 개의 다른 발에 의한 연속적인 발뒤꿈치 닿기 사이의 거리, 즉 한쪽 발뒤꿈치 닿기에서부터 반대쪽 발뒤꿈치 닿기까지의 거리를 말하는 것으로, 본 연구에서의 보장은 대학생군에서 가장 길게 나타났으며, 일반적 정상 범위인 72cm에 가장 가까운 결과를 보이고 있다. 다른 군에서 나타난 정상적 범위와의 차이는 보행의 미성숙 단계인 유아, 초등군과 근골격계와 신경학적 노화단계인 노인군의 안정성 결여의 보상으로 사료된다.

보장 증가는 안정성이 결여될 때와 넘어지는 것에 대한 불안으로 지지하는 면적을 넓게 하기 위해 발의 폭을 넓게 닿게 되는 요소가 작용하기 때문이다.

노인들의 보행은 자연스런 걸음걸이로 천천히 보행을 수행하는 경향이 있고 보행속도가 빨라지면 보장이 길어지기보다 분속수가 많아진다(Brunnstrom's, 1996).

그러나 본 연구에서는 노인군에서 가장 작은 분

속수를 보이고 있으며, 이러한 결과는 보행의 안정성을 증진시켜 낙상을 예방해야 하고 안정적 보행을 하려는 움직임 전략으로 사료된다.

본 연구의 보행요소 비대칭율에서 보장 비대칭율은 노인군에서 가장 큰 비대칭율을 보이고 있으며, 이러한 결과는 노화에 따른 자세조절의 대칭성이 결여됨을 의미하며, 단하지 지지기 비대칭율은 유아군에서 가장 큰 비대칭율을 보였는데, 이러한 결과 역시 정상운동발달 과정에서 일어나는 자연스러운 발달과정으로 사료된다. 골격의 성장에 따른 관절형태의 성숙과 근 활성화의 수준이 성인과의 차이를 보이고 있음을 의미한다.

보행능력의 종합적인 결과를 이해 할 수 있는 기능적 보행성취도 점수는 건강한 성인 대학생군에서 가장 높은 결과를 보여 정상적 범위 95~100점에 포함되어 있었다.

본 연구는 연령대에 따른 건강한 대상자들을 선정하여 연구를 실시하였으므로 각 군에서 나타내고 있는 보행요소들의 차이가 병적보행을 의미하는 것은 아니며, 인간의 운동발달과 근골격계와 신경학적 성숙단계, 노화과정에서 보여주는 보행요소의 차이를 보고자 하였으므로, 연령대에 따른 보행요소의 특징을 이해하는데 목적을 두었다.

그러나 연구대상자들에 대한 제한적 요소들을 가질 수 있어, 앞으로 연령대에 따른 종합적이고 체계적인 보행의 분석이 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 건강한 유아 15명, 초등학생 18명, 대학생 17명, 노인 16명을 대상으로 유아군, 초등학생군, 대학생군, 노인군으로 분류하여 GaitRite기를 이용한 보행의 시간적, 공간적, 일반적 보행요소를 알아보고자 2007년 12월 01일에서 31일까지 본 실험을 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 유각기는 초등 학생군에서 가장 길게 나타났으며, 노인군에서 가장 짧게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
2. 입각기는 노인군에서 가장 길게 나타났으며, 초등 학생군에서 가장 짧게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).

3. 단하지 지지기는 초등 학생군 가장 길게 나타났으며, 노인군에서 가장 짧게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
4. 양하지 지지기에서는 노인군에서 가장 길게 나타났으며, 초등학생군에서 가장 짧게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
5. 보행속도는 초등 학생군에서 가장 빠르게 나타났으며, 유아군에서 가장 느리게 나타났고 각 군간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
6. 보각은 노인군에서 가장 크게 나타났으며, 유아군에서 가장 작게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
7. 분속수는 유아군에서 가장 높게 나타났으며, 노인군에서 가장 낮게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
8. 보장은 대학생군에서 가장 길게 나타났으며, 유아군에서 가장 짧게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).
9. 보장 비대칭율은 노인군에서 가장 크게 나타났으며, 대학생군에서 가장 작게 나타났으나, 각 군 간의 유의한 차이는 없었다( $P>.05$ ).
10. 단하지 지지 비대칭율은 유아군에서 가장 크게 나타났으며, 노인군에서 가장 작게 나타났으나, 각 군 간의 유의한 차이는 없었다( $P>.05$ ).
11. 기능적 보행성취도 점수에서는 대학생군에서 가장 높게 나타났으며, 초등학생군에서 가장 낮게 나타났고, 각 군 간에서 유의한 차이를 나타내었다( $P<.05$ ).

본 연구의 결과를 통해 나타난 정상 보행능력은 연령대에 따라 많은 영향을 받는다고 볼 수 있으며, 이는 비정상적인 보행을 보이는 환자들의 치료적 중재 시 효과적인 치료적 이점을 제공할 수 있으리라 사료된다.

## 참 고 문 헌

권혁철 등. 낙상경험 유무에 따른 노인의 기능적 보행 성취도 점수(FAP Score)비교 KAUTPT 10(1). 2003.  
 김기원 등. Gait analysis of the healthy elderly people 65years of age. The journal of Korean

society of physical therapy 14(4); 59-65. 2002.  
 김봉옥 등. Analysis of normal gait with a Dimension motion analyzer Chungnam Medical Journal 19(12). 1992.  
 김봉옥 등. 정상 성인의 발목에 부가된 하중에 의한 보행 중 에너지 소모도 변화. The journal of Korean society of physical therapy vol.11, No.22. 1999.  
 김태윤. 노인의 정적 균형 수행력이 보행에 미치는 영향. The journal of Korean society of physical therapy 14(2).  
 안창식 등. 20대 정상 성인의 남·여 보행분석 연구. 대한물리치료사 학회지. 8(2) 27-31. 2001.  
 은성덕. 노인의 트레드밀 보행 시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구 KAUTPT 9(3). 2002.  
 이경옥. Qualitative Analysis of Angular Velocity in children Gait development process. The Korean Journal of Physical Education 41(5); 861-874. 2002.  
 이경옥 등. 유아보행의 운동학적 중단 연구 Journal of Korean Physical Education Association for Girls and Women. 15(11); 141-154. 2001.  
 이현수 등. 노인에서 Berg 균형척도, 보행변수, 그리고 넘어짐과의 관계 KAUTPT 9(3). 2002.  
 정철수 등. 연령과 속도에 따른 보행 형태와 역학적 효율성 분석 Korean Journal of sport biomechanics 10(2); 205-219. 2001.  
 최종환 등. Effect of fall-experience on the postural control and gait stability in the elderly women. Journal of physical growth and motor development 13(2); 43-52. 2005.  
 채정병. 고유수용성 운동조절이 뇌졸중 환자의 균형 및 보행에 미치는 영향. 미간행 대구대학교 대학원 박사학위 청구 논문. 2006.  
 홍완성 등. 65세 이상 건강한 노인의 보행분석. The journal of Korean society of physical therapy 14(4). 2002.  
 Anne Shumway-Cook Marjorie H Woollacott. Motor control. Lippincott Williams & Wilkins. 2001.  
 Bendall M, Bassey E, Pearson M: Factors

- affecting walking speed of elderly people. *Age Aging*. 18:327-332. 1989
- Bohannon R : Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: Reference values and determinants. *Age Aging*. 26:15-19. 1997
- Brownlee M, et al: Considerations of spatial orientation mechanisms as related to elderly fallers. *Gerontology*. 35:323-331. 1989.
- Chang H: Gait Initiation in Healthy Elderly, Those with Vestibular Hypofunction and Physically Disabled Elderly. Boston, Massachusetts General Hospital/Institute of Health Professions, 1998.
- Cunningham D, Rechnitzer PA, Pearce ME, Donner AP: Determinants of self-selected walking pace across ages 19-26. *J Gerontol*. 37(5):560-564. 1982.
- Dargent Molina P, et al: Fall-related factors and risk of hip fracture: The EPIDOS prospective study. *Epidemiologie de l'osteoporose. Lancet*. 348(9021):145-149. 1986.
- Hageman R, Blanke D: Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther*. 66(9):1382-1387. 1986.
- Hageman P: Gait characteristics of healthy elderly: A literature review. *Issues Aging*. 18(2):14-18. 1995.
- Jacquelin Perry. *Gait Analysis* SLACK Incorporated, NJ. 1992.
- Jacquelin Perry, MD. *GAIT ANALYSIS*, SLACK. 1992.
- Jank K et al. *CLINICAL ORTHOPAEDIC PHYSICAL THERAPY*. SAUNDERS. 1994.
- Judge J, Underwood M, Gennosa T: Exercise to improve gait velocity in older persons. *Arch Phys Med Rehabil*. 74:400-406. 1996.
- Murray M, Kory R, Clarkson B: Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol*. 24:169-178. 1969.
- Murry MP. Walking patterns of normal men *J bone joint surg* 46A(2):335-360. 1964.
- Nelson, A.J. Functional ambulatory profile. *Phys Ther*, 54:1059-1065. 1974.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, NJ:SLACK. 1992.
- Scott S · H, Winter D · A. Interval force at chronic running injury sites *Med, sci sports Exerc* 22(3):357-369.
- Winter D, Patla A, Frand J, Walt S: Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*. 70 (6):340-347. 1990.
- Winter D: Foot trajectory in human gait: A precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther*. 72(1):45-56. 1992.
- Wolfson L, Whipple R, Amermam P, Tobin J: Gait assessment in the elderly: A gait abnormality rating scale and its relation to falls. *J Gerontol: Med Sci*. 45(1):M12-19. 1990.