

보행과 보행분석법에 관한 연구

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

배 성 수

대구대학교 재활과학대학원

이 진 희

영동전문대학 물리치료과

윤 창 구

A Study of Gait and Gait Analysis Techniques

Bae, Sung-Soo., P. T., Ph. D.

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science Taegu University

Lee, Jin-Hee, P. T.

Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University

Yoon, Chang-Goo., P. T., M. A.

Department of Physical Therapy, Young Dong Junior College

Abstract

The technology of gait analysis is moving rapidly. Human gait is very complex, and a through understanding of it demands with the basic principles of biomechanics and the technology used to measure gait.

Some professionals reluctance to use gait analysis may be due to the amount of time and effort necessary to accomplish this and the necessity for teamwork among the disciplines involved. Any form of observational gait analysis has limited precision and is more descriptive than quantative.

The techniques of 3-D kinetic and kinematic analysis can provide a detailed biomechanical description of normal and pathological gait.

This article reviews gait characteristics and procedures that are available for gait analysis. We are certain that, given the steady advance of technology and our continued efforts to document the benefits of that technology, gait analysis will soon be a routine part of the evaluation of both the elite athlete and the physically impaired adult or child.

1. 서 론

보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 일어나는 신경근육계, 생체역학적 그리고 운동기능학적 변화의 절정으로 이루어진 지극히 복잡한 운동 패턴을 말한다. 보행은 머리, 목, 체간이 서로 정상적인 선열을 유지하는 동안, 교대적인 운동을 허용하는 적절한 관절가동범위와 안정성을 필요로 한다(Beck 등, 1981; Wilson, 1987). 보행은 일정한 방향으로 필요한 속도를 유지하며, 신체를 단계적으로 움직이는 고도로 협응된 교대적 운동이다. 보행에서 하지는 머리, 체간, 팔과 상호연관성을 가지며, 기본적으로 체중부하 구조이며 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다(배성수 등 1993; Galley & Foster, 1987).

병적보행은 중추신경계 손상, 근골격계 손상, 척수 손상 및 사고에 의해 초래된다. 병적 보행은 선자세와 보행과 관련된 자세, 운동, 협응에 관한 세밀한 분석이 요구된다. 일반적인 임상 검사도 중요하나, 운동성 문제와 관련된 분석에는 객관적 사정이 요구된다. 보행분석은 병적 보행 기전을 이해하는데 과학적 기초를 제공한다(윤승호 등, 1992; Gage, 1992). 보행 분석-이동의 체계적인 분석-은 오늘날 성인과 어린 아동의 치료전 사정, 외과적 수술 결정, 수술후 재검토와 관리를 위해 이용되어지고 있다(Harris & Wertsch, 1994). 보행 분석 체계는 관찰적 보행분석에서 컴퓨터화된 3차원 분석에 이르기까지 다양하다. 훈련된 관찰자에 의한 단순한 관찰적 보행 분석은 임상적으로 유용하다. 그러나 관찰적 보행분석으로는 비정상 보행 원인을 정확히 알 수 없다. 특히 뇌성마비와 같은 신경근육계 질환의 비정상 보행을 정확히 알아내고 치료결과를 사정하기 위해서는 더 정밀한 보행분석 절차가 필요했다(Perry, 1992; Gage & Koopse, 1995).

생체공학 분야의 과학적 진보는 특수하고 다양한 보행 특성들에 대한 분석을 정확하게 했다. 즉 운동학 분석(kinematic analysis)-관절각과 각속도(joint angle and angular velocities), 각 가속도(angular accelerations), 운동역학적 분석(kinetic

analysis)-관절 힘(joint force), 모멘트(moment)와 작업률(Power), 지면반작용력(ground reaction force), 근전도 활동(EMG activity)과 에너지 소비(energy consumption)에 관한 분석들이다(Harris & Wertsch, 1994).

초기의 보행분석은 재건 수술의 적합성 및 수술후 평가, 의족의 적합성 평가에 목적이 있었으나, 많은 연구가 진행되어지면서 현재는 보행의 모든 장애 요인을 분석하기 위해 사용되어지고 있다(Perry, 1992). 1960년에 Karporich 등은 전기관절각도계(electrogoniometer)를 관절운동범위 측정에서 사용하였고, 1966년에 Murry와 Drought는 광원사진술(light photography)을 이용해 보행을 분석했으며, 1968년에 Perry 등은 발스위치(foot switch)와 동적근전도(dynamic EMG)로 보행특성의 분석 및 전기관절각도계를 보조기에 장착하는 방법을 사용했다.

1970년에 사용된 보행분석기들에는 영화촬영술(cinematography), 근전도와 운동역학적측정법 등이 있었다. Apteka 등(1976), Mann(1975), Sutherland(1975)은 뇌성마비 보행 패턴과 비정상적인 근육활동에 관한 연구를 위해 영화촬영술과 근전도를 사용했다. 경련성 하지마비의 전형적인 움크린 보행의 병리적 기전은 Sutherland와 Cooper(1977)에 의해 설명되어졌다. 그들은 힘판(force plate) 자료와 관절 염력(joint torque) 자료를 측정했다. Perry 등은(1974) 4-18세 사이의 뇌성마비를 대상으로 아킬레스건 연장술 후 하퇴삼두근의 근활동 분석을 위해 근전도를 사용했다. 그 외에도 Grittin 등은(1977)는 경련성 내전근을 가진 환자의 수술 전 후의 근활동을 근전도로 연구했고, Gritz 등(1972)는 침내반족을 가진 뇌성마비의 후경골근 전이수술 후 보행분석을 위해 근전도를 사용했다. Campell과 Ball(1978)은 뇌성마비 보행시 에너지 소비에 관한 연구를 정상아와 비교 분석하였다. 임상적 보행 평가에 부가하여 컴퓨터화된 보행분석의 필요성은 Feldkamp(1978)에 의해 강조 되었는데, 그녀는 보행 가능한 하지마비의 보행을 폭넓게 연구했다(Sutherland, 1978; 윤승호 등, 1992).

1980년에 들어와서는 힘판(force plate), 동적근전도(dynamic EMG), 마크체계(marker sys-

tem), 아날로그-디지털 컴퓨터, 컴퓨터 소프트웨어들을 갖춘 자동화된 동작분석이 도입되었다(Perry, 1992). 컴퓨터의 도움을 받은 보행분석 체계는 뇌성마비이나 편마비 환자의 보행분석과 외과적 수술 결정을 위해 이용되어졌다(Gage, 1991; Lee 등, 1992). Strotzky(1983)는 컴퓨터화된 고속 영화촬영술을 이용해 뇌성마비와 정상아의 보행패턴을 평가했다. Blanke와 Hagerman(1984)는 젊은 남자와 나이든 남자의 보행 비교를 위해, 젊은 여자와 나이든 여자의 보행분석 비교를 위해 전면과 측면에서 관찰한 자료를 합성한 고속 영화촬영술을 이용했다.

1990년에 들어와 인체 운동의 생체역학적 3차원 분석이 본격적으로 시작되었다. 자료 포착을 위해 고속카메라(high-speed cameras), 비디오 카메라 방사선사진시스템(radiographic system)이 흔히 사용되었다(Ladin, 1995). Ounpuu와 Gage(1991)은 정상아를 대상으로 3차원적 관절 운동학과 운동역학적 보행분석을 했다. Eng와 Pierrynouski(1994)은 4대의 카메라를 이용한 Waterloo Spatial Motion Analysis and Recording Tech(WATSMART)를 사용해 보행과 달리기시 3차원적 하지 운동에 발보조기가 미치는 효과를 연구했다. Lee 등은(1992)는 뇌성마비의 수술적 시정을 위해, Rose 등은(1993)는 뇌성마비아에서 비부근막 연장술이 보행시 발목 관절의 운동학과 운동역학에 미치는 효과를 평가했다. 특히 3차원적 운동학과 운동역학적 분석 기술은 정상 보행과 병적 보행의 생체역학적 특성을 정밀히 분석하게 한다(New York University, 1986). 과학적인 보행분석은 1870년대 Marey와 Muybridge에 의해 만들어진 사진술(photographic measurement)로 시작되었다. 실용적인 광전자기(optoelectronic system)가 처음 소개된 1970년 전까지인 100년 동안 영화촬영술(cinematography)의 사용이 우세했다. 현재는 비싸긴 하지만 정확하고 빠르고 편리한 근대 TV 컴퓨터 시스템이 대부분의 보행 분석실에서 표준화된 측정도구로 응용되고 있다(Whittle, 1995).

본 연구에서는, 병적 보행 이해를 위한 기초와 표준적 자료를 제공하는 정상보행의 생체역학적 특성을 먼저 알아보고, 보행분석에 이용되고 있는

방법들을 연구하려고 한다.

II. 정상보행의 생체역학적 특성

이 부분에서는 보행 주기 사건(gait cycle events), 관절 운동학(joint kinematics: 각 변화), 관절 운동역학(joint kinetics: 모멘트와 작업률)과 같은 보행의 생체역학적 측면을 논의한다. 여기에 소개되는 정보는 주로 침단의 컴퓨터화된 보행 분석기들을 사용해 3차원 분석으로 얻은 근전도계 자료(EMG), 관절 운동학 자료와 관절 운동역학 자료에 기초를 두었다. 간단히 설명하면, 관절 운동학 정보는 골반, 대퇴, 하퇴와 발에 특수한 부위 표시를 위한 반사형 마크를 사용함으로써 얻어진다. 삼차원 마크 추적은 자료 수집 공간 주위에 배치한 여러개의 적외선 카메라를 사용해 가능하다. 힘판 자료(force plate)는 두개의 힘판을 사용해 얻는다. 그 다음 관절 운동학과 운동역학 자료가 산출된다(Davis 등, 1991; Ounpuu, 1994).

1. 보행 주기(gait cycle event)와 일반적인 보행 변인

보행 주기는 Whittle(1991)과 Perry(1992)에 의해 상세히 설명되어졌다. 보행주기는 한발의 초기 닿기에서 시작해 같은 발의 다음 초기 닿기까지의 기간을 말한다. 이것은 주로 입각기와 유각기로 나누어지며, 정상보행에서는 60%의 입각기와 40%의 유각기로 나눈다. 입각기의 기능은 체중부하와 신체 안정성을 제공하고, 유각기는 하지의 전방 모멘트를 제공받아 발뒤꿈치 닿기를 위해 발을 정렬시키고 발을 유각기 상태로 바닥에서 완전히 떼게 한다. 보행을 발뒤꿈치 닿기, 발바닥 닿기, 발뒤꿈치 들기, 발끝 떼기로 나누는 일반적인 구분은 환자에게는 적합하지 않다. 예를 들어, 신경근육계 손상 환자의 보행을 분석할때 발뒤꿈치 닿기나 발뒤꿈치 들기는 일어나지 않고 전 입각기를 발바닥 닿기로 이루어질 것이다. 혼돈과 부정확성을 피하기 위해, 보행주기를 설명하는 또다른 체계가 Rancho Los Amigos Medical Center에서 개발되어졌다(Perry, 1992). 이 체계는 보행시 세가지 기본적 과제: 즉 체중수용

(weight acceptance), 단일체지지지(single limb support), 체지전진(limb advancement)이 있다고 보는 것이다. 이러한 세 과제에는 8개의 하부단계가 있다(그림 1). 체중수용 과제를 수행하기 위해서는 초기 닿기(initial contact: 단계 1)와 그다음의 부하 반응(lording response: 단계 2)이 있어야만 한다. 단일체지지지동안 체중선이 전족부에 놓이는 시기가 중간 입각기(mid Stance: 단계 3)이고, 그 다음 체중이 전족부를 향해 전방으로 이동함으로써 말기 입각기(terminal Stance: 단계 4)가 일어난다. 입각기 동안에는 보행시 신체의 전방 넘어짐을 조절하는데 기여하는 세가지의 "로커(rockers)"가 있다(Gage & Oupuu, 1989; Perry, 1992; Harris & Wertsh, 1994). 발뒤꿈치 로커(heel rocker)는 부하 반응시 일어나며 족

관절 로커(ankle rocker, 족관절 배측굴곡)는 중간 입각기시 일어나고, 전족부 로커(forefoot rocker)는 말기 입각기때 일어난다. 체지전진 과제를 수행하기 위해서는 전 유각기(pre swing: 단계 5), 초기 유각기(initial swing: 단계 6), 중간 유각기(mid swing: 단계 7), 말기 유각기(terminal swing: 단계 8)로 구분된다. 보행주기 사건은 병적보행을 설명하는데 매우 유용하다. 임상가는 보행주기중 특별한 사건에 관심을 둘 수 있고, 병적인 것을 서술할때 전문용어로 의사소통을 증진시킨다. 보행이 시작되는 연령때부터, 초기에는 이들 보행 패턴이 빠르게 성숙하다가 성인 패턴에 가까운 4세부터는 느리게 변화한다(Leonard, Hirschfeld & Forsberg, 1991; Whittle, 1995)

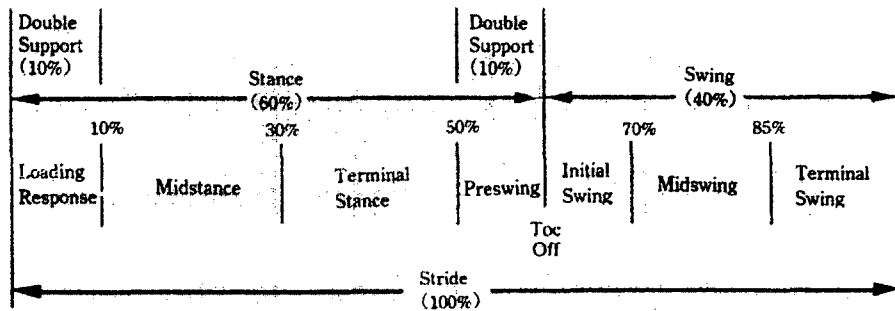


Fig. 1. Gait cycle terminology used for walking.

'정상보행'을 서술하는데 주로 사용되는 다른 변인들은, 분당발짝수(cadence), 보폭(stride length), 발짝거리(step length)이다. 분당발짝수는 단위시간당 발짝수이다. 보폭은 한발의 초기 닿기에서 같은 발의 다음 초기닿기까지의 거리이다. 발짝거리는 한발의 초기 닿기에서 반대편 발의 초기 닿기까지의 거리이다. 그외 다른 변인으로는, 두발의 진행선 측면거리인 보행기저면(walking base)과 발의 중앙선과 보행 방향 사이를 측정한 발외회전각(angle of toe-out)이 있다(Whittle, 1995). 병적보행에서는 이들 변인들의 변화가 현저히 나타난다. 병리 정도가 심함에 따라 속도와 분당발짝수는 감소한다. 보행주기의 입각기 시간은 증가되고 유각기 시간은 감소되며, 보폭과 발짝거리도 감소된다. 기능적 능력을 말해주는 이들 요소들은 측정하기 쉬우며, 시간적 변

인과 보폭 변인은 대부분 관련되어 있다. 적당한 체지 마크들이 사용되고 필요한 소프트웨어가 이용되어진다면, 3차원 운동학 체계는 체간과 하지 운동에 따른 보행주기의 많은 특성들을 측정할 수 있다(Allard 등, 1995). 이들 변인들은 가시적이긴 하지만 보행 분석 결과를 해석하기에는 부족하다. 이에 근육과 관절의 기능과 관련된 다른 결과들이 참고가 되어야 한다.

2. 관절 운동학

관절 운동학은 관절 각운동을 각도로 측정하는 것과 같이 분절사이의 공간적 운동을 설명하는 변인으로 언급된다. 3차원적 운동학 체계는 주요 관절에서의 운동을 3차원으로 측정한다. 정상보행시 일어나는 운동은 시상면(신체를 좌우로 구분하는 면)에서 가장 크게 일어나, 관상면과 횡단

면에서의 운동은 병적보행에서 특히 중요하다. 속도가 증가함에 따라 관절 가동범위도 증가한다. 정상보행의 평균적인 관절 운동학 패턴은 그림 2에 인용되어 있다. 골반, 고관절, 무릎, 발목

에서 일어나는 특정 운동범위, 평균적인 최대치와 운동방향이 세운동면에서 각각 나타나 있다 (Ounpuu, 1994).

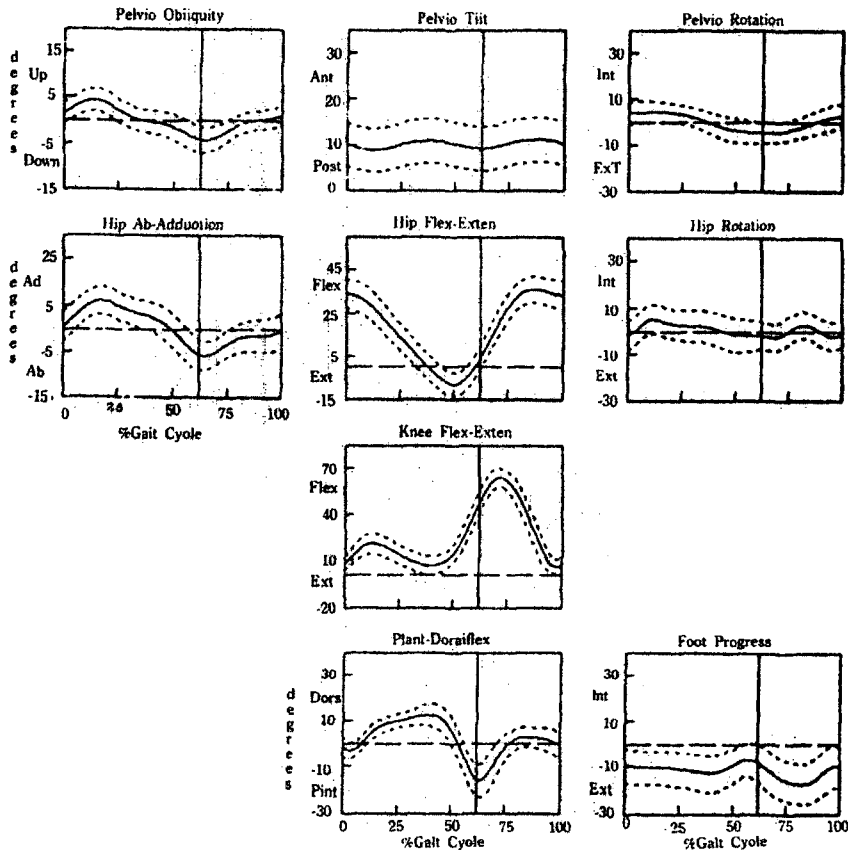


Fig. 2. The mean joint kinematics for the pelvis, hip, knee and ankle in the coronal, sagittal and transverse planes during normal walking.

1) 시상면

① 골반 운동

- 입각기 · LR = 후방 운동
- MST/TST = 전방 운동
- PS = 후방 운동

- 유각기 · ISW = 후방 운동
- MSW = 전방 운동
- TSW = 후방 운동

ROM = 4도

② 고관절 운동

- 입각기 · LR/MST/TST = 신전(35도 굴곡 -6도 신전)

· PS = 굴곡(6도 신전-0도)

- 유각기 · ISW/MSW = 굴곡(0도-37도 굴곡)
- TSW = 약간의 신전(37도 굴곡-35도 굴곡)

ROM = 43도

③ 슬관절 운동

- 입각기 · LR = 굴곡(8도 굴곡-15도 굴곡)
- MST/TST = 신전(15도 굴곡-8도 굴곡)

· PS = 굴곡(8도 굴곡-35도 굴곡)

- 유각기 · ISW = 굴곡(35도 굴곡-64도 굴곡)
- MSW = 신전(64도 굴곡-35도 굴곡)

· TSW = 신전(35도 굴곡-8도 굴곡)

ROM = 60도

* 유각기시 최대 슬관절 굴곡 각도와 타이밍은 유각기 클리어런스(clearance)를 위해 중요하다. 이때의 타이밍은 초기 유각기가 끝날 무렵 또는 유각기의 약 30%에 해당하는 시간이다. 특수한 사건의 타이밍을 시각적 관찰을 통해 평가하기란 매우 어렵다.

④ 족관절 운동

입각기 · LR = 저축굴곡(5도의 저축굴곡-6도 저축굴곡)

· MST/TST = 배축굴곡(6도의 저축굴곡-12도의 배축굴곡)

· PS = 저축굴곡(12도의 배축굴곡-7도의 저축굴곡)

유각기 · ISW = 지속적인 저축굴곡(7도의 저축굴곡-18도의 저축굴곡)

· MSW = 중립을 향한 배축굴곡(18도의 저축굴곡-3도의 배축굴곡)

· TSW = 약간의 저축굴곡(2도의 배축굴곡-5도의 저축굴곡)

ROM = 30도

* 족관절 로커 :

첫번째 로커 = 저축굴곡(LR)

· 배축굴곡근의 원심성 수축

· 바닥을 향한 발의 조절된 하강(lowering)

두번째 로커 = 배축굴곡(MST/TST)

· 저축굴곡근의 원심성 수축

· 발 위의 경골 전방운동의 조절

세번째 로커 = 저축굴곡(PS)

· 저축굴곡근의 구심성 수축

· 족관절 저축굴곡

* 족관절 로커라는 전문 용어는 정상보행과 병적보행을 설명하는데 유용하고, 로커의 회복을 치료목표로 설정하기도 한다.

2) 관상면

① 골반 운동

입각기 · LR = 입각기 체지 골반이 4도 올라간다.

· MST/TST/PS = 입각기 체지 골반이 7도 떨어진다.

유각기 · ISW = 입각기 체지 골반이 계속적으로 1도 떨어진다.

· MSW/TSW = 입각기 체지 골반이 8도 올라간다.

중립 자세(neutral position)는 보행주기에서 두번 있다: ROM = 8도

② 고관절 운동

입각기 · LR = 내전(2도 내전-6도 내전)

· MST/TST/PS = 외전(6도 내전-4도 외전)

유각기 · ISW = 외전(4도 외전-7도 외전)

· MSW/TSW = 내전(7도 외전-2도 내전)

ROM = 13도

3) 횡단면

① 골반 운동

입각기 · LR/MST = 내측으로 4도 회전

· TST/PS = 외측으로 8도 회전

유각기 · ISW/MSW = 내측으로의 점진적인 4도 회전

· TSW = 4도 회전을 지속한다.

중립 자세는 보행주기에서 두번 있다: ROM = 8도

② 고관절 운동

입각기 · LR = 내측으로 5도 회전

· MST/TST = 내측으로 4도 회전

· PS = 외측으로 4도 회전

유각기 · ISW = 외측으로 3도 회전을 계속한다.

· MSW/TSW = 중립 자세를 위해 외측으로 진동한다.

ROM = 8도

③ 발 전진

입각기 · LR/MST/TST = 8-10도의 점진적인 외회전

· PS = 내측으로 4도 회전

유각기 · ISW/MSW = 외측으로 12도 회전

· TSW = 내측으로 4도 회전

ROM = 6도

3. 관절 운동역학

관절 운동역학(joint kinetics)은 지면반작용력(GRF), 관절 모멘트(joint moment: N·m/Kg), 관절 작업률(joint power: W/Kg)과 같이 운동을 야기하는 힘을 의미한다. 이들 요소들은

관절 운동학과 더불어 비정상 보행 요소들을 정확하게 판단하게 한다. 관절 운동역학은 자세적 정보(관절 운동학: joint kinematics)와 힘판으로 측정된 지면반작용력의 동시 수집을 통해 계산되어진다. 실제적인 계산은 뉴턴 역학(Newtonian mechanics)을 사용해 이루어진다(Davis 등, 1991; Ounpuu, 1994). 관절 운동역학은 관절 운동학처럼 눈에 보이지 않으므로 직관적이지 않고 해석하기도 어렵다. 그래서 구체적인 내용으로 들어가기 전에 관절 운동역학 요소들을 정의한다.

지면반작용력(GRF)은 발당기시 지면의해 발에서 발휘되는 힘을 말한다. 합성 GRF는 세 구성요소의 힘을 가진다: 전-후(fore-aft), 내-외측(medial-lateral), 수직(vertical)방향의 힘이다. 이들 힘의 작용점은 발바닥에 가해진 압력중심(center of pressure: COP)이다(Vaughan, 등, 1992). 이들 힘은 힘판이나 압박 감지기가 있는 신발내장치(insole system)로 측정할수 있다. 일반적으로 힘판 연구는 맨발의 독립된 한 스텝을 나타내는 반면, 신발내장치는 정상보행시 스텝에서 스텝으로 진행하는 다양성을 분석 가능하게 한다. 힘판은 피점자가 그것을 가로질러 걸어갈 때의 지면반작용력을 측정한다. 전형적인 형태의 하나는 상면이 400×600mm의 평평한 직사각형에 높이가 100mm인 판이다. 힘판은 신장계(strain gage)나 압전형 변환기(piezoelectric transducer)를 주로 사용한다. 힘판은 바닥의 아래에 설치해야 하고 따라서 상면이 바닥의 평면과 일치해야 한다. 힘판 측정시 문체점의 하나는 조준이다. 대상자에게 힘판이 어디 있는지를 알려주고 발이 그곳에 정면으로 놓이게 시키는 것은 인공적인 보행형태를 초래한다. 가능하다면 힘판을 숨겨 바닥의 다른 부분과 차이가 없게 하여야 하고, 적절한 자료가 얻어질때까지 시작위치를 조금씩 바꾸어 가면서 여러번 걷게 해야 한다(김봉옥, 1994). 힘판 측정 자체로는 보행분석에 있어 한정된 가치밖에 없으며, 운동학적 자료에 조합하여 사용할때 진정한 가치가 있다. 이 둘의 조합은 각각을 따로 사용하였을 때보다 훨씬 더 많은 복잡한 물리학적인 설명을 하며 관절 모멘트와 힘 그리고 작용력을 계산할수 있는 수학적 모델을 제공해 준다.

순수한 관절 모멘트(net joint moment)는 외부 부하에 대한 신체의 반응을 말하고, 어느 근육군이 우세하게 작용했는지 말해준다. 다시말해, 주동근과 길항근 활동에 의해 생성된 모든 관절 모멘트의 합이다. 이 값은 어느 근육군(예 슬관절 굴곡근군이나 신전근군)이 우세한지를 말해주나, 개별 근육들의 작용에 관한 정보는 주지 못한다(Ounpuu, 1991). 정상보행시 외부 부하는 지면반작용력, 질량과 신체분질의 질량 관성 모멘트를 말한다. 신체 반응은 지지(support)와 전진(progression)을위해 외부 부하에 반작용하는데 필요한 근육 모멘트로 언급된다. 모멘트는 동적 근전도로 측정된 근육 활동에 해당된다. 모멘트는 힘과 회전중심에서 힘의 작용선까지인 거리와의 곱으로 정의된다. 인체와 관련시켜보면, 근육에 의해 생성된 힘은 관절의 회전중심까지의 거리에 작용한다. 또한 모멘트는 특수한 병리상태에서 나타나는 것처럼 인대와 관절 구축에 의해서도 야기된다. 순수한 관절 모멘트는 설명하고자 하는 관절에 작용하는 굴곡근 또는 신전근으로 나타낸다.

순수한 관절 작업률(net joint power)은 관절 각 속도(joint angular velocity)와 관절 모멘트와의 곱이다. 이 양은 일의 비율을 나타내며, 일반적으로 작업률 생성(power generation)과 작업률 흡수(power absorption)로 설명된다. 순수한 관절 작업률은 근 수축 형태와 관련된다. 즉 원심성 근 수축(연장되어질때)시 일어나는 순수한 작업률 흡수와 구심성 근 수축(짧아질때)시 일어나는 순수한 작업률 생성이다. 간단히 보면, 근육은 수축할때 작업률 생성 상태가 되며, 이는 당겨지는 같은 방향으로 향하는 운동을 야기한다. 작업률 생성은 전방 전진을 위해 필요하다. 이 요소는 보행 병리를 가진 사람이 어떻게 전방으로 움직이는가에 대한 기전을 흥미있게 통찰하게 한다(Ounpuu, 1994).

지면반작용력 구성요소의 모양과 진폭은 이동 형태의 특성을 말해준다. 정상보행시 가장 큰 지면반작용력인 수직 부하는 외관상 "이중 정점(double bump)"을 나타내며, 체중의 1.3-1.5배인 정점 값을 가진다. 이들 정점은 부하반응과 발끝 때기시 일어난다. 보행시 지면반작용력의 전-후력(fore-aft)은 초기 당기에서 순간적인 전방 전

단력이 생기고, 말기 입각기를 지나 추진력이 뒤따른다. 이들 힘의 정점 진폭은 체중의 30%에 달한다. 보행시 지면반작용력의 내-외측력(medial-lateral)은 가장 적고, 체중의 10% 미만이다. 이들 값은 Roy에 의해 보고된(Roy, 1982) 10-20% 범위의 유사하다. 결론적으로, 지면반작용력 패턴의 다양함은 보행 속도에 의존하고, 속도가 증가함에 따라 정점력도 커진다.

보행시 관절 운동역학 패턴은 곡선의 모양과 변조로 볼때 약간의 대상자간 변화성(intrasubject variability)을 보인다. 보행속도와 관련해 정점 진폭에 약간의 변화가 있다. 보행속도가 증가함에 따라 정점 모멘트와 작업을 값도 증가한다(Winter, 1983). 보행시 시상면에 있어서 평균적 관절 동역학 패턴을 그림 3에 나타내었다.

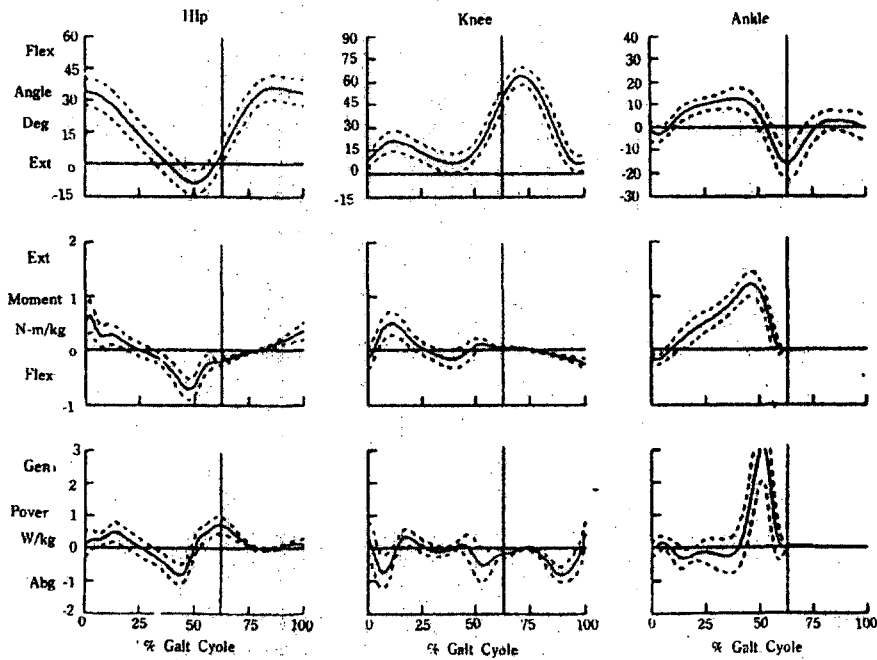


Fig. 3. The mean (+1SD) sagittal plane joint kinematics(top row), moments(middle row), and powers(bottom row) for the ankle, knee, and hip during walking.

1) 시상면

부하반응, 중간입각기, 말기입각기 동안에는, 입각기 체지에 신체의 중력중심을 가장 높은 위치에 가져가기 위해 고관절을 신전함에 따라 순수한 고관절 신전근 모멘트가 있다. 이때는 구심성 근 수축이 일어나므로 작업을 생성이다. 말기입각기시, 고관절 신전을 감속시키는 전방 관절낭의 연장과 함께 순수한 작업을 흡수가 일어난다. 전유각기시, 고관절은 고관절 굴곡근의 구심성 조절하에서 굴곡하기 시작하며, 입각기 체지를 유각기로 진행시키는데 필요한 에너지를 생성한다. 초기유각기시, 고관절은 체지를 유각기 단계로 진행시키기 위한 고관절 굴곡근의 구심성 수축하에서 굴곡을

계속하며, 유각기 클리어런스(clearance)를 제공한다. 최대 고관절 굴곡은 중간유각기에서 최고를 달한다.

부하반응시, 슬관절은 체중수용을 돕기 위한 슬관절 신전근의 원심성 조절하에서 가볍게 굴곡한다. 다음 중간입각기에서는 슬관절 신전근의 구심성 조절하에서 슬관절 신전이 이어진다. 말기입각기시, 입각기 체지를 유각기로 추진시키는 과정을 돕는 비복근의 원심성 조절을 받는 순수한 슬관절 굴곡근 모멘트가 형성된다. 전유각기시, 대퇴적근의 원심성 조절을 받는 약간의 신전 모멘트가 있다. 초기유각기와 중간유각기때 슬관절 모멘트는 최소가 된다. 말기유각기때 초기달기를 위한

준비로 슬관절 신전을 감소시키는 원심성 조절하의 순수한 슬관절 굴곡근 모멘트가 일어난다.

부하반응시, 발목에서는 바닥으로의 발 내림을 조절하기 위한 전경골근의 원심성 수축으로 인한 순수한 배측굴곡근 모멘트가 있다. 이는 첫번째 로커라고도 알려져 있다(Perry, 1992). 중간입각기시 발목 저축굴곡근은 발바닥 위로 경골의 전방전진을 조절하기 위해 원심성 수축을 하므로 순수한 발목 저축굴곡근 모멘트를 가진다. 이를 두번째 로커라고도 한다. 말기입각기와 전유각기시, 발목저축굴곡근은 입각기 체지를 유각기로 진행시키기 위해 구심성 수축을 하므로 순수한 저축굴곡근 모멘트는 계속된다. 이것을 흔히 발끝때기 혹은 세번째 로커라고 부른다. 전유각기시, 발목 배측굴곡근의 구심성 수축으로 배측굴곡이 일어날때까지 발목은 가벼운 저축굴곡을 유지한다. 유각기시 발목에서의 관절 모멘트와 작업률은 무시해도 된다.

2) 관상면

정상보행시 관상면에서의 운동은 주로 고관절에서 일어난다. 슬관절과 발목에서는 미세한 운동이 일어나기 때문에 현 측정 기술은 이 운동면에서 일어나는 운동을 설명하기에는 부족하다. 정상보행에서 고관절은 우세한 고관절 외전근군의 원심성 조절하에서 외전된다. 이는 체중수용을 돕고 반대편 편측골반의 떨어짐을 조절한다. 중간입각기시, 고관절은 반대편 편측골반 거상을 돕고 유각기 체지의 clearance를 보조하기 위한 우세한 고관절 외전근의 구심성 수축하에서 외전된다(Ounpuu, 1994).

III. 보행 분석을 위한 방법

1. 관찰적 보행분석

관찰적 보행분석(어떤 장비의 사용없이 단순히 대상자의 보행을 관찰하는 방법)은 유용한 임상적 도구로써, 치료 기술의 선택과 평가에도 유용하다. 관찰적 보행분석은 보행주기에 따른 각 사건의 운동을 평가하는 것이다(Harris & Wertsch, 1994). 관찰적 보행 분석 과정은 두 단계로 이루어진다. 먼저, 활동의 흐름을 알기 위한 총체

적인 개관이 이루어진 다음 각기 다른 관절에서 일어나는 복잡한 사건을 분류하기 위해 해부학적 순서로 분석이 이루어진다. 바닥 접촉, 발목/발, 무릎, 고관절, 골반과 체간 순서대로 사정되어진다. 정상적인 기능에 기초를 둔 체계적인 형식을 개발하여, 이 모델내에서 보행변위를 알아낸다. 형식의 사용은 일관된 접근에 도움을 준다(Winter, 1983; Perry, 1992). 환자 보행의 총체적인 외관과는 무관하게, 관찰자는 다음 신체 분절로 넘어가기 전에 각 해부학적 영역을 순서적으로 분석해나가며 정상에서 이탈된 변위를 찾아낸다. 각 보행단계에서 일어나는 변위를 합성하여 종합적인 체지 기능을 알아 보고, 그 다음 결과들은 기본적인 과제와 관련시켜 체중 수용과 체지 전진을 방해하는 요소들을 찾아낸다. 그러나 관찰적 보행 사정의 기록과 표준화에서 신뢰도와 정확성이 낮다는 문제점이 있다(Geurts & Mulder, 1990). 정확성과 신뢰성의 부족은 환자 보행의 실제적인 향상 유무를 확실하게 알 수 없다. 관찰적 보행분석 표준화를 위한 형식이 개발되어져 오고 있다 해도, 환자 보행을 세밀하게 묘사하는 타당성 있고 신뢰성 있는 방법들이 필요하다(Rose, 1983). 관찰적 보행분석의 또 다른 제한점은 다양한 사건과 신체 분절을 동시에 관찰하기가 어렵다는 것이다. 예를들어, 입각기 시작시에 나타나는 침족이 실제로는 굴곡된 무릎상태를 가진 중립의 발목에서도 나타난다(Gage, 1991; Harris & Wertsch, 1994). Gage는(1989)는 1/12초(83 msec)보다 빠르게 일어나는 사건은 인간의 눈으로 감지할 수 없다고 했다. 이러한 문제 해결을 위해 초당 60 프레임의 프레임 작동이나(frame by frame)이나 느린동작비디오(slow motion videotape)작동이 이용되었다. Krebs 등은(1988) 일관성 있는 관찰은 동작 영상기를 느린동작으로 하여 볼 때 가능하다고 했다. 관찰적 보행분석의 대부분은 시상면 동작에만 중점을 두며, 관상면이나 횡단면 사건은 거의 무시해 버린다. 병적 보행은 세 운동면 모두에서 분석되어야만 한다. 시상면에서는 골반 경사, 고관절과 슬관절의 굴곡과 신전, 발목의 배측굴곡과 저축굴곡을 관찰한다. 관상면에서는 골반 기울기, 고관절의 외전과 내전, 외반슬과 내반슬, 발의 내반과 외반을 관찰한다.

평단면에서는 골반, 대퇴, 경골과 발의 회전을 관찰한다. 한 평면에서만 관찰한 결과는 잘못된 해석을 야기한다(Harris & Wertsch, 1994).

2. 보행분석 체계

1) 수동적 디지털화 과정의 영화사진술

초기의 보행분석 체계는 분석에 필요한 실제적인 시간상 사건을 포착하기 위해 동작사진이나 영화기술을 사용했었다. 골반과 경골부위에 설치한 나무로 된 막대기와 같은 마크는 신체분절의 운동을 알기 위해 사용했었다. 프레임 작동 원리하에 해부학적 지점에 붙여진 마크의 위치를 수동적으로 디지털화함으로써, 마크 위치는 카메라의 초점면에 대해 2차원으로 결정되어진다. 두개나 그 이상의 카메라를 사용함으로써, 3차원적 마크 위치가 결정된다. 영화 분석과 도수적 디지털화 과정의 가장 큰 단점은 자료를 처리하는데 필요한 시간이 길고 처리를 위한 훈련이 필요하다는 것이다. 이의 장점은 장비가 상대적으로 저렴하고 실험실에서 보다는 경기장에서 대상을 촬영할 수 있다는 점이다. 이 때문에 영화사진술은 스포츠 활동을 측정하는 경우 여전히 많이 사용되며, 특히 고속카메라가 필요하다(김봉욱, 1994; Harris & Wertsch, 1994).

2) 전기관절각도계

전기관절각도계는 관절각을 측정하는 전위차계(potentiometer)로 연결된 두개의 견고한 연결체로 구성된 장치이다. 전기관절각도계는 2차원이나 3차원 관절 동작을 측정하기 위해 사용되어진다. 적용시 견고한 연결체를 근위부와 원위부 체지분절에 부착하면 전위차계의 전기적 출력이 관절각도를 검색하기 위해 사용되어진다. 회전의 IC(instant center)가 계속해서 변화되고, 단순한 점변으로는 정확하게 모델화 할 수 없는 슬관절에 적용가능한 평형사변형 모양의 전기관절각도계가 수정 고안되었다. 기본적인 전기관절각도계에 대한 수정은 보조기와 의지를 착용하고도 이를 사용할 수 있게 했다(Hannah & Morrison, 1984).

비록 전기관절각도계가 사용하기 쉽고 즉각적인 정보를 제공한다해도, 상대적인 관절각만을 잴 수 있으며, 관절각도계의 회전축이 보행중 관절회전축의 변화에 따라 변화하지 않으며, 어린이에게

사용하기엔 너무 크다는 제한점이 있다(Long & Cintas, 1995).

3) 자동화 디지털화 과정의 동작분석체계

3차원 자료수집과 분석과정에는 일반적으로 5단계가 있다. 흥미있는 사건을 비디오 카메라로 촬영되어진다. 하나 또는 여러 관점에서 촬영된 특수한 동작순서의 기록들이 합쳐지고, 컴퓨터화된 비디오 상으로 전환되어진다. 마크 또는 관절 위치가 데카르트식 공간 좌표(Cartesian Spatial Coordination)로 디지털화된다. 그 다음, 자료는 컴퓨터내에서 DLT연산법(Direct Linear Transformation Algorithms)을 사용해 3차원 좌표계로 나타내어진다. 디지털화 오차를 최소화 하기 위한 컴퓨터 소프트웨어의 완만화작업(smoothing)이 있다. 자료가 수집되고(grabbed), 디지털화되고(digitized), 변환되고(transformed), 완만화 되어지면(smoothing) 최종적인 분석과 해석을 위한 준비가 된 것이다(Kwon, 1994).

자동화 동작 추적 체계는 유용한 시각적 보기를 제공한다기 보다 직접적으로 컴퓨터에 공급되는 디지털 자료를 생성하는 기술을 이용하므로 동작분석을 위한 가장 정확한 방법을 제공한다. 이들 장치는 수동적인 반사형 마크나 능동적으로 빛을 발하는(광전자) 마크가 자동화된 다중카메라 장치로 추적되어진다. 발광형 마크(active marker) 체계에서, 각 마크들은 빛-발산 다이오드이며 그것은 케이블로 연결되어 동력원천에 의해 활성화된다. 발광형 마크 체계의 잇점은 다중성에 의해 마크 구별이 더 쉽다는 것이다. 각 마크는 도안된 순서로 작동되며 컴퓨터는 자동적으로 어떤 지점이 기록되어지고 있는가를 안다. 이 체계는 많은 수의 마크를 사용할 수 있고, 표본채취율(200-300Hz)이 높다는 잇점이 있으나 대상자가 파워 팩(power pack)을 입어야 하는 단점이 있다. 이들 시스템은 빛을 제거한 다이오드(LEDs)가 예정된 주파수에 펄스를 발생시킨다. 반사형 마크(passive marker)는 파워 팩을 착용하지는 않으나, 대신 각 카메라 근처에 설치한 조명 공급원이 필요하다(보통 대상자의 주의산만을 최소화하는 적외선을 사용한다). 반사형 마크 체계는 정확한 추적에 필요한 마크 중심 위치를 알아내기 위해 연산법(algorithm)을 적용한

다. 표준적인 비디오 기술은 50Hz나 60Hz로 샘플링을 하지만, 스포츠 분야에서 고-속도 분석을 위해 200-2000Hz도 이용된다.

오차를 최소화하기 위해, 카메라와 캘리브레이션(calibration)의 정확한 사용법이 필수적이다. 캘리브레이션 체계는 대부분의 보행 실험실에 있는 기초 도구이며, 카메라의 위치, 온도 변화 그리고 감지기와 전기적 전이에 따른 장치 특성에서의 변화를 교정하기 위해 사용되어진다.

4) 마크 체계

동작 정량화 체계는 각 관절의 호와 위치를 수적으로 정의하는데 달려있다. 발광 또는 반사형 마크체계 양자에서, 해부학적 부위와 관련된 마크 위치는 체계의 전체적인 정확도를 위해 중요하다. 과거에는 마크 사용을 체지 분절의 동작을 정확히 묘사하는데 목적이 있었으나, 오늘날은 관절력 계산을 위해 관절 회전의 중심을 정의하는데 이용되고 있다. 현재 이용되어지고 있는 반사형 마크체계와 발광형 마크(광전자) 체계로는 여러종류가 있다. 대부분의 이들 체계는 마크 자료의 여과(marker data filtering), 막대그림 산출(generation of stick figure), 관절 속도 분석, 관절 모멘트와 작업률 산출과, 결과 자료의 그래픽적이고 임상적 형상과 같은 선택적인 형상을 제공한다.

비록 마크의 3차원 좌표가 두대의 카메라에 의해 결정된다해도, 보행분석의 사실성은 4-5대의 카메라 사용을 필요로 한다. 이러한 주된 이유로는, 팔 흔들기와 보조장구의 사용은 하나 또는 그 이상의 마크를 가리게 된다. 만약 마크가 적어도 두대의 카메라에 잡히지 않았다면, 그 마크의 위치는 추정되어야 한다. 이러한 마크 결손은 관절 동작 자료를 흐리게 하고, 인위적인 추가가 필요할때는 마크 위치가 어디가 될 것인지 지식에 근거한 추정을 해야 한다(Kadaba 등, 1991). 그러한 추정은 병적 보행 분석시 심한 오류를 만든다. 여러개의 카메라는 중첩을 증가시키고 마크 자료 결손을 줄여준다. 양측(대칭성)성 자료를 포착하는 장치는 대개 6대의 카메라를 사용한다.

일반적으로 마크 위치에 대한 지침은 동작분석 체계에 따라 다양하고, 원칙적으로 생체역학적 체지 분절 모델과 체계에 사용된 관절 중심을 결정하는 방법에 의해 결정되어진다. 반사형 또는 발

광형 마크 체계에서는 관절 중심이나 관절각 계산과 연관된 오차가 나타난다. 마크 자료의 예러는 해부학 관점에서 볼때 부정확한 마크위치, 피부와 연부조직의 움직임, 체지의 흔들림과 보조장구로 인한 마크의 결손, 체간 회전과 마크 진동이 원인이 된다(Davis 등, 1991; Harris & Wertsch, 1994). 이러한 오차는 모멘트(moment)와 작업률(power)의 계산에 상당한 오차를 초래한다. 다른 운동학적 분석 체계로 얻은 측정치의 정확도와 재생도에 관한 연구는 보고 되었으나, 동작 분석 체계에 사용된 반사형 마크로 계산된 각의 정확도와 재생도에 관한 연구는 거의 보고되지 않았다. Vander 등은(1992) 동작분석 체계로 얻어진 각과 거리 측정의 정확도와 재생도에 관한 연구를 했다. 사지의 빠른 움직임, 다른 신체부분에 의한 마크의 방해, 두개의 마크가 가까워지거나 겹쳐지는 운동은 자동화된 컴퓨터 처리에 혼돈을 야기한다. 마크 위치와 관련된 체지 분절 기하학을 더 정확하게 묘사하는 부가적인 마크들이 사용되어진다. 앞으로의 가능성은 피부 아래의 골격에 대한 상대적인 움직임을 모델로 만들어서 마크의 움직임을 교정하는 것이다. 부가적으로, 임상가와 연구자는 측정의 신뢰도에 관한 주의 깊은 관심이 선행되어야 한다.

동작 분석에서, 마크 체계는 생체역학적 모델이나 수학적 모델과 연합되어진다(Capozzo, 1991). 마크와 모델 조합은 일정한 실험용 좌표계나 다른 신체 분절을 참고해 관련된 신체 분절의 각 위치와 선형위치, 속도와 가속도를 알아내게 한다. 동작은 일정한 실험실이나 다른 움직이는 신체 분절과 연관되어 설명되어진다. 대부분의 실험실에서 동작 기술 규칙은 다음과 같다: 경골에 대한 발, 대퇴에 대한 경골, 골반에 대한 대퇴와 일정한 실험용 좌표계에 대한 골반과의 규칙이다. 일단 마크들이 3차원 공간에서 정의되어지면, 그것들의 집합적인 위치는 신체 분절의 동작 특징을 설명하기 위해 사용되어진다. 공간에서 분절은 적어도 세개의 마크에 의해 나타내어져야만 한다. 그 다음 관절의 위치 결정은 알고자하는 관절의 근위부 분절과 원위부 분절의 상대적 위치에 기초하여 알 수 있다. 대부분 신체 근위부 분절은(대개는 골반) 데카르트 좌표계를 참고한다.

원위부 분절들은 그것과 가까이 있는 근위부 분절과 연관하여 언급되어진다(Vanhan 등, 1992).

실제면에서의 관절 동작 특성화는 동작이 세 직각축에 대한 정위(orientation)로 환산되어 나타내어져야 한다. 일반적으로 Euler 각은 이러한 3차원 연출에 사용되어진다. 이것은 한 좌표의 정위를 설명하는 기술이다. 세계의 각이 서술되어지고, 각각은 참고 좌표계(신체 근위부 분절이나 실험실)에 관한 움직임 좌표계(신체 원위부 분절)의 회전 순서로 조합된다. 골반 움직임과 발 전진 각은 일정한 실험용 좌표계와 연관되어 기술된다(Harris & Wertsch, 1994).

3. 운동학과 운동역학적 분석

1) 운동학적 분석

힘과 관련되지 않은 운동 관련 연구를 운동학이라 부른다. 운동학은 움직임의 기하학이라 설명된다. 엄밀한 의미에서의 운동학은 미립자와 강체의 움직임 연구와 관련된 역학의 위상(phase)을 고려하지 운동이 일어나는 원인은 고려하지 않는다(Woltring 등, 1985). 3차원적 운동학은 시상면, 관상면, 횡단면에서 두 가지의 분절운동을 동시에 묘사할 수 있다. 환자 자료와 정상인 자료는 시간과 보폭 변인(보행 주기 단계와 다른 변인들)과 운동학 패턴 분석을 동시에 가능하게 한다. 운동학적 자료는 병리적 보행 분석에 광범위하게 사용되어져 오고 있다. 운동학적 자료는 유용하기는 하나 생체역학적 효율성(산소 소모량), 관절 염력, 관절 작업률, 또는 지면반작용력에 관한 정보는 얻을 수 없다. 어떤 대상자는 운동학적 패턴으로 볼 때는 안정되게 걸으나, 운동역학적 패턴으로 볼 때 고려할만한 변화가 있을 수 있다(Winter, 1984; Harris & Wertsch, 1994). Gage는(1991) 뇌성마비에서 이것을 지적했고, 대상성 코핑 반응(coping response)은 운동학 보행분석으로는 알아낼 수 없다 했다. 운동학적 분석은 인체 운동의 세밀한 생체역학적 분석에 필요한 자료의 일부만을 제공한다. 근 골격계와 관련된 힘을 연구하는데 필요한 정보는 운동역학적 분석에 의해 제공된다(Whittle, 1995)

2) 운동역학적 분석

운동학적 보행 분석으로 신체 분절의 운동을

알아내고, 힘판이나 힘 동력계를 이용해 힘과 관련된 자료를 얻을 수 있다면, 뉴턴의 제 2 법칙을 적용시켜 움직임을 야기하는 힘을 계산할 수 있다. 힘과 염력과 같이 운동을 야기하는 요인들간의 관계와 운동 그 자체를 연구하는 분야를 동역학(dynamics) 또는 운동역학(kinetics)이라 부른다. 즉 지면반작용력(GRF), 관절반응힘(joint reaction force), 힘의 모멘트(moments of force), 작업률(power)에 관한 연구이다(Ounpuu 등, 1991). 운동학적 분석과 운동역학적 분석이 3차원적으로 이루어진다면, 그 결과로 생기는 자료는 관절 모멘트, 작업률과 체지 분절간 에너지 전이에 관한 세목들을 유도해내는 수학적 모델에 필요하게 된다. 각 관절에서의 평형상태는 근육, 인대, 골격구조에 의해 생성된 관절 내부의 힘과 모멘트가 외부에서 적용된 힘과 균형을 이룰때 존재한다. 평형방정식을 적용시켜 관절모멘트는 계산되어질 수 있다(Gage, 1991; Winter, 1990). 모멘트는 체중과 다리길이에 따라 표준화되어질 수 있고, 다리길이에 대한 체중의 비율로 나타내어진다. 모멘트와 관절각을 알면 관절 작업률 또한 계산할 수 있다. 관절 모멘트와 작업률 계산은 뇌성마비 보행에서 나타나는 코핑 반응을 알아낼 수 있다(Gage, 1995). 관절 모멘트는 또한 뇌성마비를 위한 임상적 의사 결정(clinical decision making)에 유용하다. 그러므로 보행분석은 운동학 자료뿐 아니라 고관절, 무릎, 발목 관절의 모멘트와 작업률과 같은 운동역학 자료도 포함되어야 한다. 운동역학적 연구는 비정상적 조절 기전이 어떻게 이동에 영향을 미치는지에 대해 정확히 설명한다. 그러나 운동역학 분석은 몇가지 중요한 제한점을 가진다. 즉, 힘판 체계를 이용한 지면반작용력이 동시에 측정되어지는 매우 정확한 3차원 동작 분석기가 필요하다. 정교한 보행 분석 장비와 보조없이 보행가능하고 힘판에 단일 발 닿기를 할 수 있는 대상자가 필요하다. 상지 보조기(목발이나 보행기)의 사용은 체중부하를 보조장구로 전이시키므로 자료는 무효화된다. 부가적으로 체지 분절의 질량 관성 모멘트가 측정되어야 하고, 표면 마크를 이용한 관절 중심이 결정되어야 한다. 이러한 제한점에도 불구하고, 운동역학적 분석은 변위의 원인에 대한 정보를 제공하기때문에 가장 유용한

분석법으로 알려져 있다(Gage & Koop 1995).

4. 에너지 소비율 측정

에너지 소비율 측정은 보행에 관한 전반적인 정보를 제공하고 병리적 보행결과로 나온 생리적 불이익을 수정하도록 한다. 대부분의 병적 보행은 에너지 소비가 비효율적이고 그로인해 피로가 쉽게 느껴진다. 에너지 소비율 측정은 보행분석 실험실에서 꼭 필요한 절차가 되었고, 치료 중재의 사정에도 이용된다(Campbell & Bell, 1978; Rose 등, 1989). 보행시 신체 분절이 움직임에 따라 일어나는 운동역학적 에너지 소비와 인대와 근육의 탄성 요소가 신장되어지고 무게중심이 수직으로 움직임에 따라 일어나는 위치에너지 생성이 있다(Gage, 1991; Inman 등, 1985). 두 관절 근육들은 분절간 에너지 전이에따른 에너지 보존에 중요한 역할을 한다. 에너지 소비율 측정 방법에 몇가지가 있다. 즉, 산소소비량(O_2 consumption), 이산화탄소 발생량(CO_2 generation), 체지 분절 분석(limb segment analysis)과 각 관절의 작업률 곡선(power curves)이 포함된다. 이들 방법들은 한계점이 있다. 산소소비량과 이산화탄소 발생량을 비교적 쉽게 측정할수 있는 방법들은 보행시 사용하기가 힘들고 가격이 비싸다. 현재는 수정된 Dorglas bag technique이나 수레에 실려진 이동성 가스 분석 시스템(mobile gas analysis system)으로 산소소비량과 이산화탄소발생량에 관련된 정보를 측정할 수 있다. O_2 rate는 1분에 소요된 산소량으로 $mL/Kg \cdot min$ 로 표시하며, O_2 Cost는 보행과제를 수행하는데 사용되어지는 에너지 양으로, 단위는 거리의 표준단위(1m)를 걷는데 필요한 에너지 양으로 $mL/Kg \cdot m$ 로 표시된다. 심박동률 자료는 정상아와 뇌성마비아에 있어 에너지 소비량 측정의 지침으로써 설명되어져 오고 있다(Rose 등, 1989). 심박동률의 변화를 직접적으로 에너지 소비에 연관시키기 보다는 일부 연구자들은 Physiologic Cost Index(PCI)를 이용하는데 이것은 개개인의 차이에 덜 민감하다고 알려져 있다. O_2 pulse는 심박동수에 대한 O_2 rate의 비율이다. 흔히 두 대상자에 있어 상대적인 생리적 효율성을 알기위해 O_2 값을 비교하는 것이 유용하다. 한 사람의 O_2 값이 낮다면 다른 사람보

다 에너지 효율성이 높다는 것이다. 결과적으로 보행효율성(gait efficiency)은 피검자의 O_2 값에 대한 정상인의 O_2 값의 백분율로 표시된다. 체지 분절 분석과 각 관절에대한 작업률 곡선의 계산은 어렵고 복잡한 연산법이 필요하다. 그러나 보행시 체지 분절에서의 에너지 변화 분석은 매우 가치 있다. 정상보행에서는 체지 분절간의 에너지 교환과 활용이 적절하기때문에 에너지 사용면에서 매우 효과적이다. 병적보행에서는, 이 과정이 깨어지기때문에 에너지 소비의 전반적인 증가를 보이게 된다(Whittle, 1995). 이 부분은 장래 연구 영역이 된다. 보행시 심박동률과 산소소비량 자료는 정적인 앉은 자세와 정적 기립자세에서 모아진 자료와 비교되어지고 정상인의 동일연령과도 비교된다. 왜냐하면 보행속도와 산소소비량 사이에는 연령-의존성 비례 관계가 성립되기 때문이다.

5. 근전도 자료 분석

3차원적 분석이 이루어지지 않을때, 보행분석의 중요한 요소는 근전도 자료 분석에 의한 근육의 전기적 활동을 측정하는 것이다. 대부분의 상업성 3차원 보행분석기들은 운동학적 자료와 힘판 자료를 동시에 얻으면서 근전도 자료 기록도 가능하다. 동적 근전도는 보행주기의 각 시기에 어떤 근육이 수축하는지 알아보기 위해, 수축하는 근육의 전기적 활동력, 즉 근육의 활동전위를 측정하는 방법이다.

동적 또는 운동학적인 근전도 자료는 근 활동의 타이밍과 상대적 강도와 관련된 정보를 제공하고, 비정상의 원인을 알아내는데 유용하다. 미세 선전극(fine wire electrode)과 표면 전극(surface electrode) 양자는 보행 근전도 분석을위해 이용되어져 오고 있다. 표면 전극은 선전극보다 재현 가능성이 더 높으나, 개별적인 근활동 상을 보여주지는 않는다. 표면 전극은 집단 근활동만을 보여 주고, 선전극은 특별한 근육의 활동을 정의하는데 필요하다. 인접근육으로부터 끌어 올려진 신호는(근육 혼선; muscle cross talk) 표면 전극과 선전극 양자에서 볼 수 있으나, 선전극 신호의 스펙트럼 구성물은 저주파로 전도된 신호의 일부를 여과하여 근육 혼선을 적게 해준다. 그러나 선전극은 보행과 같이 많은 근육들의 운동으로 이

루어진 활동에 사용하기에는 불편하다. 그래서 보행분석에서는 정확도는 떨어지지만 편안하고 안전한 표면전극을 일상적으로 사용한다. 이중선별 기술(double differential technique)은 표면 근전도에서의 근육 혼선을 줄이기위해 기술하여 왔다. 케이블 체계와 원격측정계 양자가 이용되어지고 있다. 케이블 체계는 다중 케이블로 대상자를 번거롭게 하지만, 신뢰성이 있고 원격측정기보다 가격이 싸다. 비디오 원격조정기는 전자기 간섭에 대해 취약했고 잦은 기술적 서비스를 요구했다. 새롭게 구성된 케이블 원격조정기는 한가지 케이블에 다중 신호를 보낼수 있어서 유용하고 두가지 체계의 유리함을 제공한다(Perry, 1992; Harris & Wertsch, 1994).

근전도 신호는 양극, 음극 전압 극파로 구성된 다. 근전도 신호는 원래의 형태(raw form)로 또는 비교적 부드러운 선으로 나타나도록 적당한 방법으로 처리되어 기록되거나 표시되며, 여기서 높이는 전기적 활동의 양을 나타낸다. 근전도 신호처리에 관한 가장 일반적인 방법은 전파형정류 근전도(full-wave rectification EMG), 선형평균 또는 변화평균 근전도(linear envelop or moving average EMG) 그리고 통합된 전파형정류 근전도(integrated EMG)가 있다. 선형평균은 저통과 여과기(low pass filter)로 완전 파형 정류 신호를 여과함으로써 얻어진다. 선형평균은 "on/off" 활동을 사정하는데는 유용하지만 근활동의 간대성경련 발화(clonus burst)는 볼 수가 없다(Gage, 1992). 선형평균을위한 "통합된 근전도"란 용어의 사용은 신호의 수학적 적분과의 혼란을 피하기 위해 잘 쓰이지 않는다(Winter, 1990)

장력의 크기, 수축 속력, 이완 속력, 장력 증감의 비율, 피로 및 반사활동과 같은 많은 변인들이 기록된 근전도 신호에 영향을 미친다. 근전도 신호와 생성된 힘사이의 관련성은 폭넓게 연구되었으나 보행에서는 주의해서 해석될 필요가 있다. 비록 보행 근전도가 근육이 활동할때의 정보를 제공하고 활동시 상대적 증가를 보여줄 수 있다 해도, 동적 근전도는 근력에 관한 정보는 제공하지 않으며, 근육이 수의적 조절하에 있는지 또는 근수축이 동척성인지, 구성성수축인지, 원심성수축인지를 구분하지 못한다(Gage, 1992).

관절각, 근섬유 길이와 수축형태(동척성, 원심성, 구심성)와 같이 근전도 신호와 생성된 힘사이의 상관성에 영향을 준다고 알려진 다양한 요소들은 보행주기동안 일정한 변화를 한다. 보행 근전도의 대칭성은 가정되어질수 없다(Ounpuus & Winter, 1989). 또한 피로에따라 근전도 신호의 스펙트럼 구성물에 변화가 있다. 이러한 스펙트럼 변화는 근전도 신호 진폭에 영향을 끼친다는 사실을 안다는 것은 중요하다. De Luca에 따르면, 피로는 선전극으로 얻어진 근전도 신호 진폭을 감소시키고, 표면전극으로 얻어진 근전도 신호 진폭은 증가시킨다고 했다. 보행에 있어 일곱가지 형태의 근육 타이밍 오류가 정의된다: 미성숙(premature), 연장(prolonged), 지속(continuous), 단축(curtailed), 지연(delayed), 부재(absent) 또는 단계외(out of phase)이다(Perry, 1992). 미성숙이나 연장 타이밍 비정상은 근육의 운동병리를 나타내거나 운동학적 비정상때문에 필요한 적응 발화를 반영한다. 단축, 지연 또는 부재와 단계외는 모두 타이밍 오차이며 적응패턴을 나타낸다. 지속적인 근활동은 항상 비정상이다. 뇌성마비에서 동적 근전도는 침족과 고관절 기형의 수술전 평가와 근절개술 결과 분석에 중요한 역할을 한다. Gage(1995)는 편마비 뇌성마비 보행분석에 동적 근전도를 사용해 유각기 동안의 환측 대퇴직근의 지속성 활동을 밝혔고, 입각기시 슬쩍근의 연장된 활동과 하퇴삼두근의 조기 활동을 알아냈다. 이는 원위부 대퇴직근의 후경부 전이수술을위한 사정이 된다. 또한 동적 근전도는 뇌성마비아의 발목 외반/내반 기형을 평가하는데도 중요하다.

IV. 결 론

정상보행의 생체역학적 특성과 관찰적 보행분석에서부터 첨단화된 3차원적 보행분석에 이르는 다양하고 종합적인 보행분석 방법들을 살펴보았다. 보행분석 기술은 매우 빠르게 변화하고 있다. 인간의 보행은 매우 복잡하므로, 보행 측정에 사용되는 기술과 생체역학의 기본적 원리를 알아야만 이해 가능하다. 보행분석을 위해서는 시간과 노력, 관련된 전문분야간의 협력이 요구되기때문에 일부 임상가들은 꺼리게 된다. 그러나 관찰적

보행분석만으로는 복잡한 보행인자들을 평가할 수 없다. 3차원적 운동학과 운동역학적 측정계를 이용한 보행분석법은 특수 질환들-특히 뇌성마비-의 임상적 관리에 중요한 기술로써 자리잡고 있다. 보행 자료의 미래형 생체역학적 모델링은 상체간 분절을 포함하며, 신체 분절 사이의 에너지와 작업률 전이를 분석가능하게 할 것이다. 더 정교한 모델은 보조기, 의지와 보조장구의 생체역학적 효과에 관한 분석을 가능하게 할 것이다. 기술의 꾸준한 진보와 기술의 잇점을 증명하고 이용할 우리의 지속적인 노력이 있다면, 보행분석은 신체적으로 손상된 성인이나 아동뿐 아니라 엘리트 운동선수까지도 평가할 수 있는 분야가 될 것이다.

참 고 문 헌

1. 김봉옥(1994). 임상적 보행분석의 방법. 대한 재활의학회지. 제 18번 제 2호, p. 191-202.
2. 배성수 외(1993). 물리치료학 개론. 대학서림. p. 241-256.
3. 윤동호와 동료연구원(1992). 3차원 동작분석기를 이용한 정상보행분석. 대한재활의학회지. 제 16번 제 4호, p. 391-405.
4. Allard, P., Blarochi, J. P., Aissaoui(1995). Base of Three-dimensional reconstruction. In Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics. p. 19-25.
5. Beck, R. J., Andriacchi, T. P., & Kuo, K. N. (1981). Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone* 63-A(9) : 1452-1459.
6. Blanke, D. J., & Hageman, P. A.(1989). Comparison of gait of young men and elderly men. *Physical Therapy* vol 69 Feb, p. 144-148.
7. Cappozzo, A.(1991). Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*. 10 : 589-602.
8. Compbell, J., & Bell, J.(1978). Energrics of walking in C. P. Orthopaedic clinics of north america. 9, 374-377.
9. Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburki, D & Gage, J. R.(1991). Agait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement science*. 10 : 575-587.
10. Eng, J. J., & Pierrynowski, M. R.(1994). The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Physical Therapy*, vol 74, sep, p. 45-52.
11. Gage, J. R.(1991). Gait analysis in cerebral palsy. Mac Keith, New York, p. 61-100.
12. Gage, J. R., & Koopse, S. E.(1995). Clinical gait analysis: Three-dimensional analysis of human movement. *Human Kinetics*, p. 295-309, 350-362.
13. Gage, J. R., Ounpuu, S(1989). Gait Analysis in Clinical Practice. *Semin Orthop*: 4(2) : 72-87.
14. Galley, P. M., & Foster, A. L.(1987). Human movement. Churchill Livingstone, p. 228-237.
15. Hanhah, R. E., Morrison, J. P.(1984). Prosthesis alignment: Effect on gait of persons with below-knee amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 65 : 159-162.
16. Harris, G. F., & Wertsch, J. J.(1994). Procedures for gait analysis. *Arch Phy Med Rehabil*, Vol 75, Feb, p. 216-225.
17. Inmann, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (1991). Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins, p. 103-117.
18. Kadaba, V. P., Ramarkrishman, H. K.(1991). Measurement of Lower extremity kinematic during level walking. 8 : 383-392.
19. Krebs, D. E., Edelstein, J. E., Fishmaus (1988). Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther*. 65 : 1027-1033.
20. Kwon, Y. H.(1994). Kwon 3D Motion Analysis Package 2.1 User's Reference Manual. Anyang. Korea : V. Tek.
21. Ladin, Avi.(1995). Three-dimensional instrumentation: Three-dimensional analysis

- of human movement. *Human kinetics*. p. 3-39.
22. Lee, E. H., Goh, JCH., Bose, K.(1992). Value of gait analysis in the assessment of surgery in CP. *Arch Phys Med Reha*. Vol 3. 642-646.
 23. Leonard. C. T., Hirschfeld, H., & Forsberg, H.(1991). The development of independent walking in children with CP. *Devel Med and Child Neurol*. 33. 567-577.
 24. Long, T. M., & Cintas, H. L.(1995). *Handbook of pediatric physical therapy*, Williams & Wilkins, p. 185-206.
 25. Mann, R. A., & Hagy, J.(1980). Biomechanics of walking, running and sprinting. *Am J Sports Med*, 8 : 345-354.
 26. Ounpuu, S., & Gage, J. R.(1991). Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J of Pediatric Orthopaedics*, vol 11, 3 : 341-349.
 27. Ounpuu, S.(1994). The biomechanics of walking and running. *Foot and Ankle injuries*, vol 13, 4 : 843-863.
 28. Perry, J.(1992). *Gait analysis : Normal and pathological function*. Thorofare NJ : Slack, p. 352-489.
 29. Rose, J., Gamble, J. G.(1989). Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy : Comparison of heart rate and oxygen uptake. *J Ped Orthop*. 9 : 276-279.
 30. Rose, S. A.(1993). Kinematic and kinetic evaluation of the ankle after lengthening of the gastrocnemius fascia in children with CP. *J of Pediatric Orthopaedics*, vol 13, p. 727-731.
 31. Skrotzky, K.(1983). Gait analysis in CP and nonhandicapped children, *Arch Phys Med Rehabil*, vol 64, July, p. 291-295.
 32. Sutherland, D. H. Gait analysis in CP, *Develop Med Child Neurol*, 1978, 20 : 807-813.
 33. Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O Corner, J. C.(1992). *Dynamics of human gait*. Human Kinetic Publishers.
 34. Whittle, M. W.(1995). *Musculoskeletal Applications of three-Dimensional Analysis*. In *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*. Human Kinetics. p. 295-307.
 35. Winter, T. F., Gage, J. R., & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Tje journal of bone and jjoint surgery*. vol 69-A. 3 : 437-441.
 36. Williams, Lisserner(1992). *Biomechanics of human motion*, W, B SAUDERS COMPANY, p. 213-233.
 37. Wilson, J. M.(1987). *Developing Ambulation Skills*. In *Therapeutic Exercise in Developmental Disabilities*. Connolly, B. H., Montgomery. P. C. Chattanooga Corporation. p. 83-93.
 38. Winter, D. A.(1983). The biomechanical patterns in normal walking, *J of Motor Behavior*, 15 : 302-330.
 39. Woltring, H. J.(1991). Representation and calculation of 3-D joint movement. *Human movement science* 10 : 603-616.