

뇌졸중환자의 보행분석방법과 보행특성

한진태* · 배성수**

선린대학 물리치료과* · 대구대학교 물리치료학과**

Gait analysis methods and walking pattern of hemiplegic patients after stroke

Jin-Tae Han, P.T., M.S.*, Sung-Soo Bae, P.T., Ph. D.**

*Department of Physical Therapy, Sunlin College**

*Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University***

<Abstract>

Objective : A large proportion of stroke survivors have to deal with problems in gait. Proper evaluation of gait must be undertaken to understand the sensorimotor impairment underlying locomotor disorders post stroke.

Methods : The characteristics of gait pattern with post stroke are reviewed in this paper. In particular, temporal distance parameters, kinematics, kinetics, as well as energy cost, EMG are focused.

Results : The technology for gait analysis is moving rapidly. The techniques of 3D kinematic and kinetic analysis can provide a detailed biomechanical description of normal and pathological gait. This article reviews gait analysis method and characteristics of post stroke. Finally current method of gait analysis can provide further insight to understand paretic gait and therapeutic direction.

Key Words : Stroke, Gait pattern, Gait analysis

교신저자 : 한진태(e-mail: jthan2001@yahoo.co.kr)

논문접수일: 2006년 12월 06일 / 수정접수일: 2006년 12월 29일 / 게재승인일: 2007년 1월 20일

I. 서 론

최근 우리나라의 사망원인 중에서 뇌졸중 등의 순환기계 질환이 가장 많은 것으로 나타났다(통계청, 1995). 이러한 뇌졸중은 급성기가 지나면 생존 가능성이 높으나 발병 후 장애의 정도가 매우 심하며, 신체의 감각과 움직임에 다양한 기능장애가 수반된다(Khaw, 1996; 권희규와 오정희, 1984). 일반적으로 뇌졸중을 경험한 생존자의 50~80%가 발병 3주 또는 퇴원 후 보조 없이 보행할 수 있다고 보기 때문에(Burdett, 1988), 뇌졸중 환자들을 위한 치료과정에서 보행 능력을 갖추는 것은 매우 중요한 목표이며 보행 재교육에 많은 시간이 소요된다(Gladman 등, 1993). 이것은 보행이 뇌졸중 환자의 일상생활에 있어 기능적 독립을 이루기 위한 중요한 요소이기 때문이다(Bohannon 등, 1991; Davies, 1985; Turnbull 등, 1995). 그러나 보행은 모든 균형이 지속적으로 도전받고 다시 획득 되어지는 고도로 협응된 일련의 동작이므로(Galley, 1985), 정상인과 비교해서 편마비 환자들은 서기, 걷기, 일어나기, 앉기 등의 과제에서 반복적인 비대칭성을 보인다(Hesse 등, 1997). 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 비대칭성은 가장 일반적으로 정의되는 이동 결함인데(Rode 등, 1997), 환측과 비환측 다리의 단하지 지지기에 있어 시간적 비대칭을 나타내며, 비환측 입각기가 환측의 입각기보다 더 크다(Brandstater, 1983). 뇌졸중의 기능장애로는 보행 장애와 일상생활 동작 수행장애, 지각장애, 언어장애, 감각장애, 정서장애 등이 있는데(안용팔 등, 1987). 이중 보행장애는 재활치료 중에서 가장 큰 비중을 차지하고 있다(고영진 등, 1987)

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행훈련은 환자를 단순히 걷게 하기보다는 정상적이고 효율적인 방식으로 보행을 촉진하는 방향으로 이루어져야 한다(Davies, 1985). 뇌졸중 등의 중추신경손상으로 인한 운동장애는 정상적인 보행이 어려워 환자들은 이를 해결하기 위해 보상작용을 많이 이용한다(Granat 등, 1996). 이러한 보상작용은 비효율적으로 에너지를 소모가 많은 보행방식을 유발하기 때문에 정상 보행을 배울 기회를 잃게 한다(Smith 등, 1996). 성인 편마비 환자의 보행은 족하수(foot drop), 척측(equinovarus), 무릎관절 후굴(genu recurvatum),

뻣힘 무릎 보행(stiff-knee gait)으로 특징지을 수 있다(Perry, 1992) 뇌졸중 환자의 보행 중에 일어나는 문제 중 가장 일반적인 것은 발목관절의 배측 굴곡(dorsiflexion)이 안 되는 것이며(Norkin, 1988), 장단지근(calf muscle)의 근장도가 비정상적으로 증가하기 때문에 족하수(foot drop)이 일어나고 있다(Burridge 등, 1997). 뇌졸중 환자는 보행의 유각기에서 족관절 배측굴곡근을 조정하지 못하므로 바닥에서 발을 떼기 위해 엉덩이관절과 무릎관절을 정상 범위보다 많이 구부려 하지를 회전(circumduction)시키거나 골반을 올리는 보상작용을 일으킨다(Norkin, 1988). 이러한 보행방식은 에너지 소모가 많아 쉽게 지치고, 걷는 속도를 느리게 할뿐만 아니라, 안전하지 못하며, 경직을 증가시키기도 한다(Burridge 등, 1997).

뇌졸중으로 인한 편마비환자들은 일상생활 동작 기능에 많은 장애가 초래되는데 특히 보행은 독립적인 생활을 영위하는데 기본이 되는 것으로 편마비 환자의 보행 양상을 평가하고 이에 연관되는 요소들을 분석하는 것은 의미 있을 것으로 생각된다. 편마비환자에서 보행 장애의 주요원인은 근육활동의 감소, 체중 지지 능력의 감소, 균형 감각의 결여 등이다. 이러한 병적 보행을 보이는 환자에서 그 원인을 분석하고 치료를 시행함에 있어 객관적이고 정량적인 방법의 평가는 매우 중요하다.

지금까지 보행을 객관적으로 분석하기 위해 많은 노력이 있어 왔는데, 초기 관찰적 보행 분석에서 시작하여 컴퓨터와 전자기술의 개발에 의해 점점 더 복잡한 측정방법을 통해 수학적 분석 및 모델링까지 꾸준히 발전해왔다(Whittle, 1995). 비디오테이프, 영화필름, 전기측각기, 발스위치, 가속도계, 힘판(force plate), 근전도 및 에너지- 산소 소모 측정 시스템 등을 이용하여 보행의 시간-거리 변인과 관절 운동학적, 관절 운동역학적 자료와 근전도 활동 및 에너지 소비에 관한 자료를 얻을 수 있게 되었다(Harris와 Wertsch, 1994). 1990년에 들어와 인체 운동의 생역학적 3차원 분석이 본격적으로 시작되었다. 3차원적 운동학(kinematics)과 운동역학(kinetics)적 분석 기술은 정상 보행과 병적 보행의 생역학적 특성을 정밀히 분석하게 한다.

이 연구에서는 뇌졸중환자의 보행특성을 관절운동학적 그리고 관절 운동역학적 방법으로 알아보고

뇌졸중환자들의 보행 평가에 적용될 수 있는 기초 자료를 만들고자 한다.

II. 보행 분석 방법

뇌졸중 환자에게 대한 보행 특성을 연구한 논문들을 수집하여 조사하였으며 시간-거리 변수, 관절 운동학적 변수와 관절 운동역학적 그리고 에너지 소모율, 근전도 자료 등을 분석하였다.

1. 시간-거리(temporal distance) 변수

보행주기는 한발의 초기 닿기에서 시작해 같은 발의 다음 초기 닿기까지의 기간을 말한다. 이것은 주로 입각기와 유각기로 나뉘어지며, 정상보행에서는 60%의 입각기와 40%의 유각기로 나뉜다(그림 1). 입각기의 기능은 체중부하와 신체 안정성을 제공하고 유각기는 하지의 전방 모멘트를 제공받아 뒤꿈치 닿기를 위해 발을 정렬하고 발을 유각기 상태로 바닥에 완전하게 떼게 한다. 정상보행을 서술하는 데 주로 사용되는 변인들은 분속수(cadence), 활보장(stride length), 보장(step length)이다. 분

속수는 단위시간당 발짝수이다. 활보장은 한발의 초기 닿기에서 같은 발의 다음 초기 닿기까지의 거리이다. 보장은 한발의 초기 닿기에서 반대편 발의 초기 닿기까지의 거리이다. 그 외 다른 변인으로는 두 발의 진행선 측면거리인 보행기저면(walking base)과 발의 중앙선과 보행 방향 사이를 측정된 발외측 회전각(angle of toe-out)이 있다(Whittle, 1995). 병적보행에서는 이들 변인들의 변화가 현저히 나타난다. 병리 정도가 심함에 따라 속도와 분속수는 감소한다. 보행주기의 입각기 시간은 증가되고 유각기 시간은 감소되며, 활보장과 보장도 감소된다.

보행속도를 포함한 시간-거리 변수는 정상보행과 편마비 보행사이의 뚜렷한 차이를 보인다. 비슷한 연령의 정상인과 비교했을 때 뇌졸중환자의 느린 보행 속도는 많은 문헌에서 꾸준히 보고되었다(Bohannon, 1987; Dettmann 등, 1987; Goldie 등, 1996; von Schoeder 등, 1995). 느린 보행 속도는 짧아진 활보장과 긴 보행주기율과 연관이 있다(Brandstater 등, 1983; Nakamura 등, 1988). 입각기 대 유각기의 소요 시간 비율 역시 정상인의 보행 속도와 비교할 때 환측(paretic side)과 비환측(non-paretic side)에서 변경된다(Brandstater

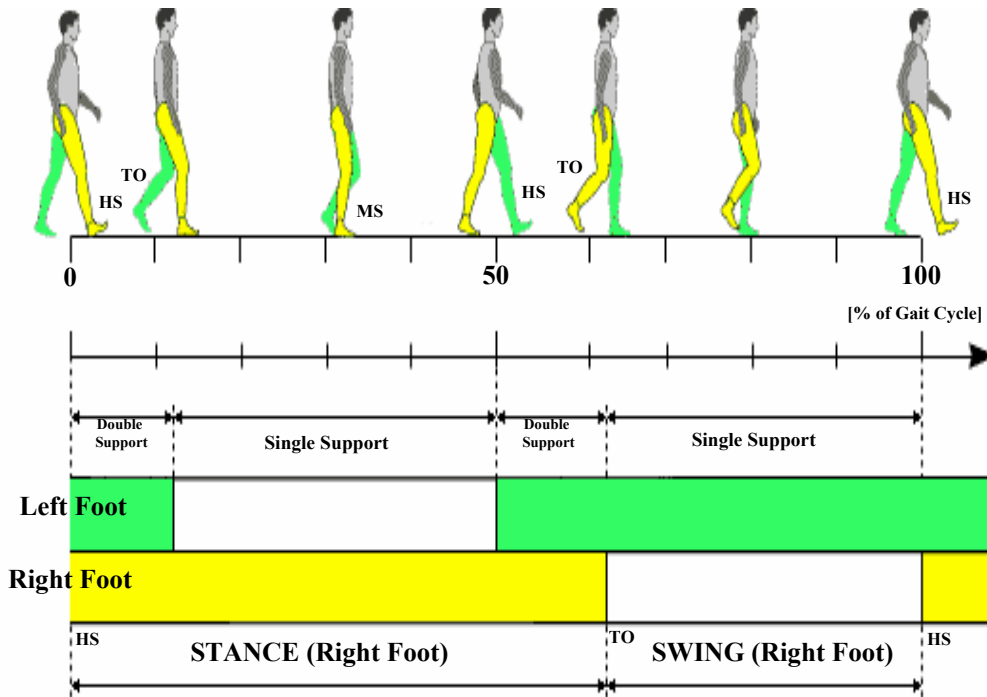


그림 1. 보행주기(gait cycle)

등, 1983; Chen 등, 2003; Olney and Richards, 1996). 심지어 정상인과 뇌졸중환자의 느린 속도 보행을 비교한 경우에도 환측과 비환측 양쪽 모두 입각기 소요시간 비율이 길어지는 경향을 나타낸다 (Chen 등, 2003). 환측과 비환측 사이의 비대칭적 보행 방향은 연구자들에 따라 다양하다. 아마 피검자들 사이에 방법론적(methodological)면 혹은 보행능력의 차이 때문일 것이다. 환측과 환측 하지 사이의 비대칭성은 비환측의 길어진 입각기 소요시간 비율과 환측의 양하지 지지기의 길어진 소요시간을 포함한다(Chen 등, 2005b; Lamontagne 등., 2000b; Olney 등, 1994). 뇌졸중환자는 정상인보다 분속수, 보행속도, 활보장이 감소하였고 단하지 지지기와 양하지 지지기가 증가되어 있는 경향을 보였다(안창식과 정석, 2002). 뇌졸중환자는 보행속도, 활보장, 보장은 감소하였으며 단하지 지지기는 감소하였고 양하지 지지기는 증가하였다고 보고하였다(권

영실과 김진상, 1998).

2. 관절 운동학적(kinematics) 변수

관절 운동학은 관절 각운동을 각도로 측정하는 것과 같이 분절사이의 공간적 운동을 설명하는 변인으로 언급된다. 3차원적 운동학 체계는 주요관절에서의 운동을 3차원적으로 측정한다. 정상보행 시 일어나는 운동은 시상면(sagittal plane)에서 가장 크게 일어나나, 관상면(frontal plane)과 횡단면(horizontal plane)에서의 운동은 병적보행에서 특히 중요하다. 속도가 증가함에 따라 관절 가동범위도 증가한다(그림 2).

정상인에게서 느린 속도는 적어도 시상면상 하지 관절에서 작은 관절의 편위(excursion)와 관련이 있다(Murray 등, 1966, 1984). 따라서 정상인보다 느린 속도로 걷는 뇌졸중환자가 관절정점위치의 양

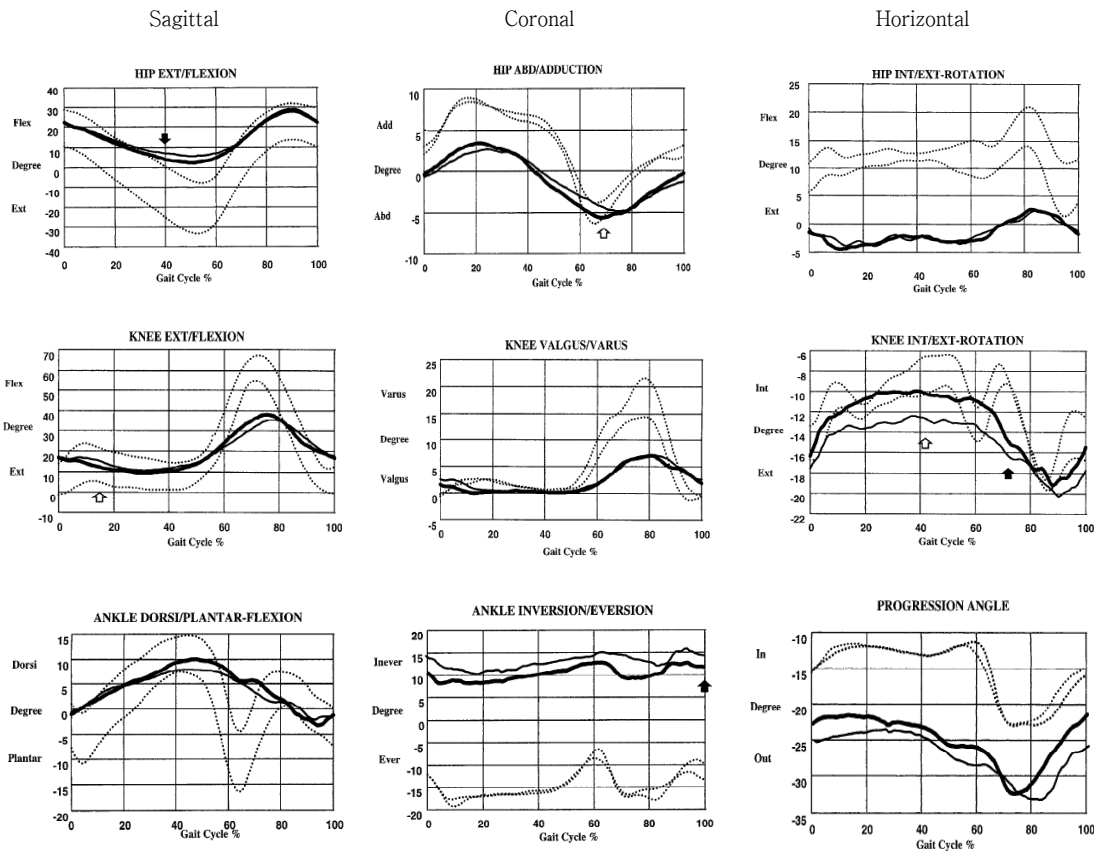


그림 2. Kinematics of hemiparetic gait with stroke (.....: normal, —: hemiparetic gait)

측 감소와 고관절, 슬관절, 족관절 편위가 나타나는 것은 놀라운 일이 아니다(Chen 등, 2003; Kerrigan 등, 2001; Knutsson 과 Richards, 1979). 시상면에서 마비측 하지의 일반적인 운동학적 편차(deviation)는 초기달기에서 발목의 저축굴곡, 체중수용기에 슬관절의 과신전, 유각기 동안 슬관절 굴곡 상실과 발목의 배측굴곡 부족 등이 포함된다. 수평면상에서, 환측 고관절, 족관절은 보행주기 전체에서 비정상적인 외회전이 나타나며(Kuan 등, 1999; Lehmann 등, 1987), 반면 관상면상에서 환측 고관절과 환측 족관절은 각각 비정상적인 큰 외전과 내전이 일어난다(Kuan 등, 1999). 골반 시상면상에서의 방향은 뇌졸중환자와 정상이 사이에 유사하나(Kuan 등, 1999), 수평면상에서의 방향은 보행주기 동안 환측을 향한다(Kuan 등, 1999; Lehmann 등, 2005b). 관상면상에서, 유각기 동안 증가된 골반 올리기(Kuan 등, 1999)와 커진 외측 골반 이동이 관찰되어졌다(Dodd 와 Morris, 2003).

몇몇 연구에서 뇌졸중환자나 정상인 사이의 하지 운동학을 비교하였으며(Chen 등, 2005b; Lehmann 등, 1987), 그들은 환측과 비환측 발가락 떼기 시점에서 고관절 신전이 감소하고(Chen 등, 2005a) 또한 비환측 유각기 동안 커지는 슬관절 굴곡에 의해 동반되는 환측 유각기 동안 슬관절, 족관절 배측굴곡이 감소한다(Chen 등, 2005a; Lehmann 등, 1987). 외측 발 이동 역시 뇌졸중환자는 양측 모두 더 커지는 것이 관찰되었다(Chen 등, 2005a; Lehmann 등, 1987). 흉추와 골반 움직임의 변형된 협응도 뇌졸중환자에게서 보고되었다(Wagenaar 와 Beek, 1992).

3. 관절 운동역학적(kinetics) 변수

운동학(kinematics)과 시간-거리 변수들은 직접적으로 측정할 수 없는 역동역학에 의해 전산화되어 운동역학적 변수로 언급될 수 있는 각 관절에서 만들어지는 힘의 모멘트의 결과이다. 초기연구에서는 뇌졸중환자의 환측 슬관절의 운동 역학에 초점을 두었으며(Lehmann 등, 1987; Wortis 등, 1951), 이들은 고관절, 슬관절, 족관절에서의 양측 모멘트와 힘의 분석으로 현재 찬사를 받고 있다

(Kerrigan 등, 2001; Kim 과 Eng, 2004; Nadeau 등, 1999; Olney 등, 1991; Teixeira- Salmela 등, 2001).

관절 운동역학은 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.

지면반작용력은 발달기 시 지면에 의해 발에서 발휘되는 힘을 말한다. 합성 지면반작용력은 세 구성 요소의 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 힘판(force plate)이나 압박 감지기가 있는 신발내장치(insole system)로 측정할 수 있다. 일반적으로 힘판 연구는 맨발의 독립된 한발짜를 나타내는 반면, 신발내장치는 정상보행 시 한발짜에서 다음발짜으로 진행되는 다양성을 분석 가능하게 한다. 힘판은 피검자가 힘판을 가로질러 걸어가갈 때의 지면반작용력을 측정한다. 전형적인 형태의 하나는 상면이 400×600mm의 평편한 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 문제점의 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 얻어질 때까지 시작 위치를 조금씩 바꿔 가면서 여러 번 걷게 해야 한다(김봉옥, 1994).

순수한 관절 모멘트(net joint moment)는 외부 부하에 대한 신체의 반응을 말하고, 어느 근육군이 우세하게 작용했는지 말해준다. 주동근과 길항근 활동에 의해 생성된 모든 관절 모멘트의 합이다. 이 값은 어느 근육군이 우세한지를 말해주나, 개별 근육들의 작용에 관한 정보는 주지 못한다(Ounpuu, 1991). 정상 보행 시 외부 부하는 지면반작용력, 질량과 신체분절의 질량 관성 모멘트를 말한다. 신체 반응은 지지(support)와 전진(progression)을 위해

외부 부하에 반작용하는데 필요한 근육 모멘트로 언급된다. 모멘트는 동적 근전도로 측정된 근육활동에 해당된다. 모멘트는 힘과 회전중심에서 힘이 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 나타난다.

순수한 관절 작업률(net joint power)은 관절각속도(joint angular velocity)와 관절 모멘트의 곱이다. 이 양은 일의 비율을 나타내며, 일반적으로 작업률 생성(power generation)과 작업률 흡수(power absorption)로 설명된다. 순수한 관절 작업률은 근 수축형태와 관련된다. 즉 원심성 근수축 시 일어나는 순수한 작업률 흡수와 구심성 근수축 시 일어나는 순수한 작업률 생성이다. 근육은 수축할 때 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 통찰하게 한다(Ounpuu, 1994). 지면반작용력 구성요소의 모양과 진폭은 이동 형태의 특성을 말해준다. 정상 보행 시 가장 큰 지면반작용력인 수직 부하는 외관상 “이중 정점(double bump)”를 나타내며, 체중의 1.3~1.5배인 정점 값을 가진다. 이들 정점은 부하반응과 발끝떼기 시 일어난다. 보행 시 지면반작용력의 전-후력은 초기 달기에서 순간적인 전방 전단력이 생기고, 말기 입각기를 지나 추진력이 뒤 따른다. 이들 힘의 정점 진폭은 체중의 30%에 달한다. 보행 시 지면반작용력의 내-외측력은 가장 적고 체중의 10% 미만이다. 결론적으로 지면반작용력 유형의 다양함은 보행 속도에 의존하고, 속도가 증가함에 따라 정점력도 커진다. 보행 속도가 증가함에 따라 정점 모멘트와 작업률 값도 증가한다.

여러 가지 운동역학적 변수들의 폭(amplitude)은 뇌졸중환자의 보행속도 혹은 기능적 능력을 확실하게 눈금으로 나타낸다(Nadeau 등, 1990; Olney 등, 1994; Teixeira-Salmela 등, 2001). 느린 속도의 보행자는 환측과 비환측에서 후기 입각 족관절

밀어내기(ankle push-off)와 초기 유각기 고관절 끌어올리기(hip pull-off)의 추진력이 뚜렷한 감소를 나타내다(Olney 등, 1991). 빠른 보행 속도 혹은 높은 기능능력을 보이는 뇌졸중 환자는 이들 힘폭발력(power burst)은 적은 감소를 보이고 초기 유각기에서 양측 고관절 신전근에 의해, 그리고 초기 유각기 환측 고관절 굴곡근에 의해 보다 큰 양적 일(positive work)이 일어난다(Olney 등, 1991; Teixeira-Salmela 등, 2001). 음적 일(negative work) 역시 후기 입각기 비환측 슬관절에 의해 보여진다(Olney 등, 1994; Teixeira-Salmela 등, 2001). 고관절 힘폭발 H1과 H3의 역할은 발목 밀어내기에서 감소를 보상하는, 추진력을 보조하는 것이다(Nadeau 등, 1990; Olney 등, 1991; Teixeira-Salmela 등, 2001). 더하여, H1은 뇌졸중환자에서 관찰되는 체간의 전방 기울기를 위한 자세 적응을 제공한다(Teixeira-Salmela 등, 2001). 하지관절 모멘트나 일률에서의 편차는 전두면과 수평면에서 보고되었다. 그러나 피검자마다 상당한 차이가 있었다(Kim 과 Eng, 2004). 운동역학적 분석은 입각기 유지와 체간 추진을 위해 관절 모멘트와 힘이 어떻게 분배되고 기여하는 지를 이해하는데 유용하다.

4. 에너지 소비율 측정

에너지 소비율 측정은 보행에 관한 전반적인 정보를 제공하고 병리적 보행 결과로 나온 생리적 불이익을 수정하도록 한다. 대부분의 병적 보행은 에너지 소비가 비효율적이고 그로 인해 피로가 쉽게 느껴진다. 에너지 소비율 측정은 보행분석 실험실에서 꼭 필요한 절차가 되었고, 치료 중재의 사정에도 이용된다(Compbell 과 Bell, 1978; Rose 등, 1989). 보행 시 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 분절 간 에너지 전이에 따른 에너지 보존에 중요한 역할을 한다. 에너지 소비율 측정 방법에 몇 가지가 있다. 즉, 산소 소모량(O₂ consumption), 이산화탄소 발생량(CO₂ generation), 체지분절 분석(limb segment analysis)과 각 관절의 작업률 곡선(power curves)이 포함

된다(그림 3, 4).

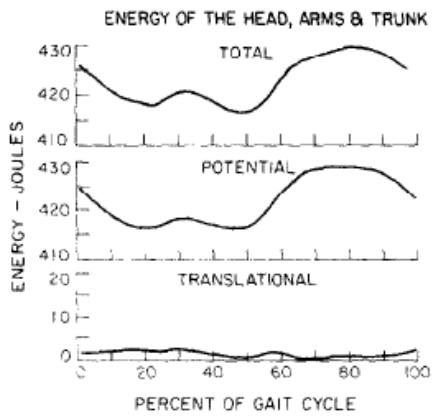


그림 3. Pattern of mechanical energy of head, arms and trunk segments during one gait cycle showing hip-hiking patterns.

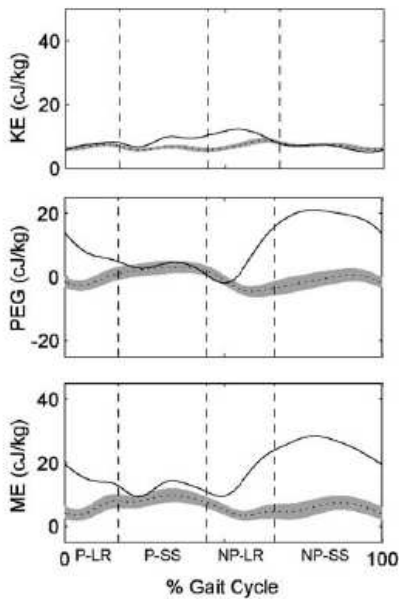


그림 4. Kinetic energy (KE), potential energy of gravity (PEG), and mechanical energy (ME = KE + PEG) of the whole body during the gait cycle for hemiparetic subject.

편마비보행에서 역학적 에너지 소모는 위치에너지와 운동에너지 사이에 변화의 파괴된 유형으로 특징된다(Olney 등, 1986). 평균적으로, 정상인과 비교하여 각 보행주기 마다 역학적 에너지 소모는

뇌졸중 환자가 더 크다(Chen 등, 2005a; Detrembleur 등, 2003)(그림 5). 이유는 환측 사지의 유각기 전과 유각기 동안 에너지 소모가 증가하기 때문이다(Chen 등, 2005a). 많은 연구에서 일정한 속도에서, 뇌졸중환자가 정상인에 비해 거리 당 에너지 소모가 더 많다고 발표하였다(Bard, 1963; Corcoran 등, 1970; Detrembleur 등, 2003; Zamparo 등, 1995). 역학적 에너지 수준과 생리학적 에너지 소비는 빨리 걷는 뇌졸중환자와 비교하여 천천히 걷는 뇌졸중환자가 더 크다는 것을 발견하였고 이것은 에너지 소비와 보행 능력사이의 관계를 의미한다(Bernardi 등, 1999; Detrembleur 등, 2003; Zamparo 등, 1995). 그러나 느린 보행 속도는 에너지 보존을 위한 적응 전략이 될 수 있다.

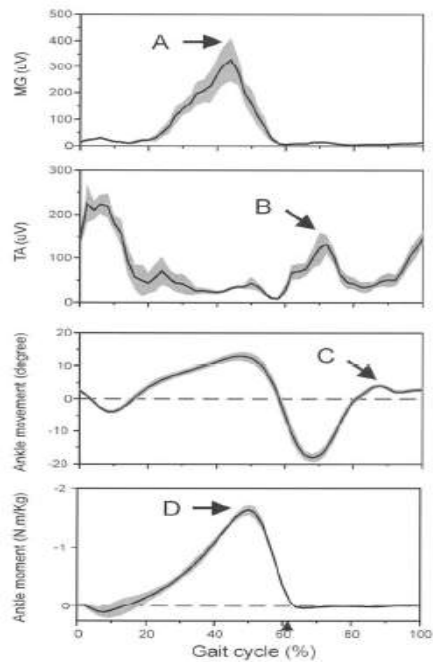


그림 5. This figure illustrates, in a control subject walking at natural speed, the gait variables retained for analysis in the present study

5. 근전도 자료 분석

3차원적 분석이 이루어지지 않을 때, 보행분석의 중요한 요소는 근전도 자료 분석에 의한 근육의 전

기적 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)와 표면전극(surface electrode) 양자는 보행 근전도 분석을 위해 이용되어져 오고 있다. 표면 전극은 선전극보다 재현 가능성이 더 높으나 개별적인 근활동 상을 보여주지는 않는다. 표면전극은 집단 근활동만을 보여주고, 선전극은 특별한 근육이 활동을 정의하는데 필요하다. 보행분석에서는 정확도는 떨어지지만 편안하고 안전한 표면전극을 일상적으로 사용한다(그림 5, 6).

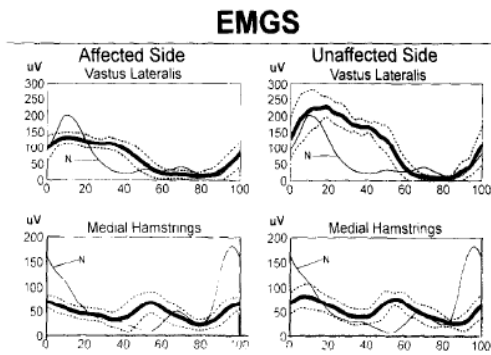


그림 6. Mean and standard deviation of EMGs showing co-activation hamstrings and knee extensors sustained into stance phase

Peat 등(1979)은 모든 근 군의 평균 근전도 값은 초기 접지기에서부터 증가하기 시작해 입각기 중간까지 정점을 이룬다고 보고하였다. Knutsson과 Richard(1979)는 보행 동안 운동 조절에 장애가 있는 26명의 편마비 환자를 대상으로 연구한 결과 환자를 세가지 유형으로 나누었는데 유형 I은 신장반사의 과도한 작용으로 입각기 초기와 입각기 중기에 장딴지근과 가자미근의 미숙한 활동을 나타내며, 장딴지근과 가자미근이 초기 수축으로 인해 저축굴곡근에 의한 효과적인 발매기가 방해받는다고 하였다. 유형 II는 짧아지고 늘어나는 수축 동안

활동이 부족한 경인인데, 낮은 수준의 근활동으로 특징지어지며 부하기 동안에만 근활동이 잠깐 나타난다고 하였다. 유형 III의 경우는 근 긴장이나 활동 저하가 없는 대신에 몇 가지 근육군에서 과도하게 상동적인 공동활성화(coactivation)를 보인다.

편마비환자의 근전도 검사에서 엉덩이 관절의 신전근인 큰 둔부근은 정상군과 비교해 활동성이 상당히 높았으나 지속적이지는 않았고 입각기 초기 이후와 입각기 말기, 유각기 초기에 높은 정점을 나타내는 양상이었다. 무릎관절의 굴곡근으로 작용한 내측 무릎 굽힘근군은 낮은 근활동성을 보였으나 신전근인 외측 넓은 근은 입각기 초기에서 입각기 중기까지 높은 근활동성을 보였다(그림 6). 발목 관절의 저축굴곡근인 장딴지근은 정상군과 비교해 낮은 근 활동성을 보였으며 배축굴곡근인 앞 정강이근은 정상군과 비교해 차이가 없는 근 활동성을 보였다(권영실 등, 1999).

III. 결 론

뇌졸중환자의 보행 분석에서 고려해야할 변인들과 보행특성을 살펴보았다. 보행분석 기술을 매우 빠르게 변화하고 있다. 병적보행을 분석하는 것은 정상보행을 분석하는 것보다 더 어렵다. 보행 측정에 사용되는 기술과 생역학적 기본원리를 알아야만 병적 보행을 이해 할 수 있을 것이다. 관찰적 분석만으로는 복잡한 병적 보행 원인을 평가하기는 쉽지 않다. 3차원적 운동학과 운동역학적 측정계 등 다양한 장비를 이용한 보행분석은 특수질환의 임상적 관리에 중요한 정보를 제공해 줄 것이라 사료되며 앞으로 더욱 많은 연구가 필요하다고 생각된다.

참 고 문 헌

고영진, 양승환, 박경희 등. 편마비환자에서 Ambulator를 이용한 보행훈련의 효과. 대한재활의학회지. 11(2); 22-27, 1987
 권영실, 김진상. 뇌졸중으로 인한 편마비환자의 보행분석 I. 시간-거리변수, 골반경사각 및 지면반발력-수직력 중심. 대한물리치료학회지, 10(1); 127-138, 1998.
 권영실, 정병욱, 김진상. 뇌졸중 이후 편마비 환자의

- 보행에서 근전도 분석. 대한물리치료학회지. 11(1) 129-136, 1999.
- 권희규, 오정희. 뇌졸중의 임상적 연구. 대한재활의학회지. 8; 83-91, 1984.
- 김봉욱. 임상적 보행분석의 방법. 대한재활의학회지. 18(2); 191-202, 1994.
- 안용팔, 이숙자, 양승한 등. 뇌졸중 편마비환자의 의식구조. 대한 재활의학회지. 11; 10-21, 1987.
- 안창식, 정 석. 정상인과 편마비 환자의 보행분석 연구. 대한물리치료학회지, 14(3);143-148, 2002.
- 통계청. 사망원인 통계연보. 1995.
- Bard G. Energy expenditure of hemiplegic subjects during walking. Arch Phys Med Rehabil. 44; 368-370, 1963.
- Bernardi M, Macaluso A, Sproviero E, Castellano V, Coratella D, Felici F, et al. Cost of walking and locomotor impairment. J of Electromyogr Kinesiol 9; 149-157, 1999.
- Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. Arch Phys Med Rehabil. 68; 777-781, 1987.
- Bohannon RW, Horton, MG, Wikholm JB. Importance of four variables of walking to patients with stroke. International J Rehabil Res. 14; 246-250. 1991.
- Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther. 65 (9); 1323-1325, 1985.
- Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 64;583-587, 1983.
- Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, and Poptter C. Gait comparison of subject with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and Air-strrup brace. Phys Ther. 68;1197-1203, 1988.
- Burrige JH, Taylor PN, Hagan SA, et al. Experience of clinical use of the odstock dropped foot simulator. Artif Organs. 21(3); 254-260, 1997.
- Burrige JH, Taylor PN, Hagan SA, et al. The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: A randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients. Clin Rehabil. 11; 201-210, 1997.
- Chen CL, Chen HC, Tang SF, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. Am J Phys Med Rehabil. 82; 925-935, 2003.
- Chen G, Patteen C, Kothari DH, Zajac FE. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. Gait Posture. 22; 57-62, 2005a.
- Chen G, Patteen C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. Gait Posture. 22; 51-56, 2005b.
- Compbell J, Bell J. Energies of walking in C. P. orthopaedic clinics of north america. 9; 374-377.
- Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL, Simons BC. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 51; 69-77, 1970.
- Davies PM. Steps to Follow. Berlin Heidelberg, Springer-Verlag. 1985.
- Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T, Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. Gait Posture. 18; 47-55, 2003.
- Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. Am J Phys Med. 66; 77-90, 1987.
- Dodd KJ, Morris ME. Lateral pelvis displace-

- ment during gait: abnormalities after stroke and change during the first month of rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 84; 1200–1205, 2003.
- Gage JR. *Gait analysis in cerebral palsy.* Mac Keith, New York, 61–100, 1991.
- Galley PM, Foster AL. *Human movement.* Churchill Livingstone. 228–237, 1985.
- Gladmann J, Lincoln N, Barer D. A randomized controlled trial of domiciliary and hospital-based rehabilitation for stroke patients after discharge from hospital. *J Neurology, Neurosurgery and Psychiatry.* 55; 960–966, 1993.
- Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 77; 1074–1082, 1996.
- Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, et al. Peroneal stimulator: Evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 77; 19–24, 1996.
- Harris GF, Wertsh JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 75; 216–225, 1994.
- Hesses S, Reiter F, Jahnke M, Dawson M, Sarkodie-Gyan T, et al. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 78; 719–724, 1997.
- Inmann VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking.* Baltimore, Williams and Wilkins. 103–117, 1991.
- Kerrigan DC, Karvosky ME, Riley PO. Spastic paretic stiff-legged gait: joint kinetics. *Am J Phys Med Rehabil.* 80; 244–249, 2001.
- Khaw KT. Epidemiology of stroke. *Neurology, Neurosurgery and Psychiatry.* 61; 333–338, 1996.
- Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture.* 20; 140–146, 2004.
- Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain.* 102; 405–430, 1979.
- Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil.* 80; 777–784, 1999.
- Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinegiol.* 10; 407–15, 2000b.
- Lehmann JF, Condon SM, Price R, deLateur BJ. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil.* 68; 763–771, 1987.
- Murray MP, Kory RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil.* 51; 636–650, 1970.
- Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D, Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin biomech.* 14; 125–135, 1999.
- Nakamura R, Handa T, Watanabe S, Morohashi I. Walking cycle after stroke. *Tohoku J Exp Med.* 154; 241–244, 1988.
- Norkin C. Gait analysis. In: O'Sullivan S.B., Schmitz T.J. *Physical Rehabilitation: Assessment and treatment.* 2nd ed. 1988.
- Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther.* 74; 872–875, 1994.
- Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 72; 309–314, 1991.
- Olney SJ, Monga TN, Costigan PA. Mechanical energy of walking of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 67; 92–98, 1986.
- Olney SJ, Richards CL. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics.

- Gait Posture 4; 136-148, 1996.
- Ounpuu, S., and Gage, J.R. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J of Pediatric Orthopedics*. 11(3); 341-349, 1991.
- Ounpuu S. The biomechanics of walking and running. *Foot and Ankle injuries*, 13(4); 843-863, 1994.
- Peat M. et al. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Arch Phys Med Rehabil*. 57; 421-425, 1979.
- Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. SLACK Inc. 1992.
- Rode G, Tiliket C. Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*. 29; 11-16. 1997.
- Rose J, Gamble JG. Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: Comparison of heart rate and oxygen uptake. *J of Ped Orthop*. 9; 276-279, 1989.
- Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Brunstrom's Clinical Kinesiology*. 5th ed. Philadelphia, FA Davis Co., 1996.
- Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med*. 33; 53-60, 2001.
- Turnbull GI, Charteris J, Wall JC. A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med*. 27; 175-182, 1995.
- Vaughan CL, Davis BL, O'Connell JC. *Dynamics of human gait*. Human Kinetic Publishers. 1992.
- von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings Jr E, Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*. 32; 25-31, 1995.
- Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech*. 25; 1007-1015, 1992.
- Wortis SB, Marks M, Hirschberg GG, Nathanson M. Gait analysis in hemiplegia. *Trans Am Neurol Assoc* 56; 181-183, 1951.
- Whittle MW. Musculoskeletal applications of three-dimensional analysis. In *three-dimensional analysis of human movement*. Human Kinetics. 295-307, 1995.
- Zamparo P, Francescato MP, De Luca G, Lovati L, de Prampero PE. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sport*. 5; 348-352, 1995.