

보행 비정상성의 평가를 위한 보행 분석 시스템의 구현

정민근, 김상호, 이기훈, 김태복  
포항공과대학 산업공학과 인간공학실험실

An Implementation of Gait Analysis System  
for Evaluating Gait Abnormalities.

Min-Keun Chung, Sang-Ho Kim, Kee-Hun Lee, Tae-Bok Kim  
Human Factors Lab. Dept. of Industrial Engineering, POSTECH

I 서론

보행 분석(Gait Analysis)이란 인간의 보행 과정에서 신체의 움직임-특히 하지(Lower Extremity)의 관절운동-과 보행특성 모수들(Gait Characteristic Parameters) 및 지면반발력 (Ground Reaction Force)의 변화를 관측, 기록하고 수리역학 모형을 이용하여 각 관절 부위에 부과되는 힘(Force)과 모멘트 (Moment)의 변화를 추정하기 위한 연구이다. 이러한 연구과정을 통해 인간의 보행 과정을 운동학(Kinesiology)적으로 해석하고 정상인의 각 운동 특성을 파악함으로써 이를 여러 관련 부문에 응용할 수 있는데 최근에는 질병으로 인하여 보행과정에 비정상성을 나타내는 환자들을 진단하거나 인공 관절의 제조 및 이식수술 후의 평가 지표로 사용하는 등 관련 의학분야에서 활용도가 높아져 가고 있다.

한편, 구미 선진국들의 경우에는 종합 병원등에 설치된 보행 연구실 (Gait Laboratory)들을 통해 이미 많은 연구들이 이루어져 왔으며 이러한 자료들이 관련 분야에서 광범위하게 활용되고 있는 추세이나 국내의 경우 이 분야에 대한 인식부족과 전문 인력의 부족으로 활발한 연구가 이루어지지 못하고 있는 실정이며 관련 분야에서 기초 자료의 부족으로 많은 문제점들이 발생하고 있다. 특히 인공 장비의 경우 개발 및 생산에 있어서 외국의 자료를 이용하거나 수입품에 의존하게 되는데 한국인의 체형이나 신체적 특성을 고려하지 않은 제품을 사용함으로써 파생되는 문제점은 심각하게 재고되어야 할 것이다.

이러한 상황에서 본 대학에서는 국내 최초로 보행연구실을 설치하고 인간의 보행 특성을 파악할 수 있는 보행 분석 시스템을 구성하였으며 한국인을 대상으로한 보행 연구를 진행중에 있다. 이 논문에서는 본 연구실의 보행 분석 시스템의 구성과 연구내용 및 연구의 기대효과에 대하여 언급하고자 한다.

II. 보행 분석 시스템의 구성과 운용체계

본 보행연구실의 보행 분석 시스템은 크게 3가지의 하부시스템(Subsystem)인 동작분석(Motion Analysis) 시스템과 시간-거

리(Time-Distance) 특성 분석 시스템, 운동역학(Kinetic) 분석 시스템으로 구성되어 있으며 각 하부시스템의 구성과 운용체계는 다음과 같다.

1. 시간-거리 특성 분석 시스템

보행시의 속도 및 보행패턴(Gait Pattern)의 변화를 분석하기 위한 시스템으로 Foot-Switch와 Photoelectric Switch로 구성되어 있다. 피실험자는 발의 앞꿈치와 뒷꿈치가 지면과 접촉하고 있는지의 여부를 구별할 수 있도록 고안된 신발안착 형태의 Foot-Switch를 신발 안에 넣고 1.5m 간격으로 Photoelectric Switch가 설치되어 있는 보행로(Walkway)를 걷게 된다. Photoelectric Switch는 피실험자가 Switch가 설치된 부분을 지날 때 생기는 빛의 차단을 전기적 신호로 처리하여 일정거리를 보행하는데 걸리는 시간을 측정하기 위한 장치이며, Foot-Switch는 피실험자의 발이 지면과 닿아있는 상태를 파악하여 보행주기 내의 각 Event들을 구별하고 보행패턴의 특성을 찾아내기 위하여 사용된다.

2. ExpertVision 동작 분석 시스템

보행시의 하지 관절의 움직임을 분석하기 위한 시스템으로 피실험자의 하지 각 관절부위에 반사율이 좋은 Marker들을 부착한 후 3대의 폐회로 Video Camera를 이용하여 보행과정에서의 Marker들의 움직임을 촬영한다. 3대의 Camera는 Video Processor라는 장치에 의해 동기화(Synchronization)되며 촬영된 영상(Video Image)는 Video Processor를 통해 Computer 또는 Video Tap에 저장된다. 이러한 과정을 통해 얻어진 각 Camera의 영상은 Computer에 설치되어 있는 소프트웨어를 통해 3차원 공간상의 단일 영상으로 합성되는데 이 과정을 Tracking이라 하며, Tracking된 Data를 이용하여 각 하지 관절운동의 특성 변화를 분석하게 된다.

3. 운동 역학 분석 시스템

보행시의 지면반발력의 변화를 분석하여 각 관절에 부과되는 힘과 모멘트를 계산하기 위한 시스템으로 피실험자는 힘판(Force Platform)이 설치되어 있는 보행로를 걸어가면서 힘판을

값게되고 이때 힘판 내부에 있는 4개의 압전소자(Piezoelectric Force Transducer)를 통하여 힘의 분포가 전기적 신호로 처리되어 증폭기(Amplifier)로 전달된다. 증폭기로 전달된 전기적 신호는 A/D Converter를 통해 Computer에서는 전송되며 Computer에서는 Data를 분석하여 필요한 정보- 피실험자의 정상성/비정상성 등-를 얻게된다.

#### 4. FOANAS (Force Analysis System)

앞절에서 언급한 시간-거리 특성 분석 시스템과 운동역학 분석 시스템에서의 분석과정은 본 연구실에서 개발한 보행 분석용 응용 소프트웨어인 FOANAS를 통하여 이루어진다. FOANAS는 본 연구실에서 사용되는 각종 계측장비를 제어하고 측정 Data를 처리하여 보행 특성치를 찾아낼 수 있는 종합적인 응용 소프트웨어의 필요성에 의하여 개발되었으며 Computer 프로그래밍 언어의 하나인 Turbo-C로 코딩되어 있다. 이 시스템은 크게 Data의 입력력 부분과 분석 부분으로 나뉘어져 있으며, Data의 입력부분은 보행과정에서 각종 계측장비를 통해 측정되는 Data의 변화를 On-line 으로 Computer 화면에 나타내주거나 File형태로 저장하는 일을 담당하고, 출력부분은 추후의 추가적 분석을 위하여 저장된 File중 필요한 부분을 선택적으로 읽어들이거나 분석을 통해 얻어진 여러가지 결과들을 Printer 나 Plotter로 출력하는 일을 담당한다.

Data의 분석부분은 이후에 논의될 연구내용에서 등각 분석 부분을 제외한 모든 보행 특성치의 분석이 이루어질 수 있도록 구성되어 있으며 보행분석에 대한 전문지식을 갖지 않은 사람도 쉽게 사용할 수 있도록 Menu-Driven 방식을 채택하였다. 각 처리 결과는 이해를 돕기위하여 Graphical Representation 방식으로 제시되며 각종 처리결과를 종합하여 하나의 표로 나타내 줄 수 있게 하였다.

### III. 보행 분석의 연구 내용

#### 1. 운동학적 (Kinematic) 분석

보행 과정에서 나타나는 여러가지 특성치들중 외력의 변화를 고려하지 않고 외형적으로 나타나는 단순한 운동학적 현상들을 분석하는 부분으로서 다음과 같은 측정 변수들이 사용된다. 이들 측정변수들은 정상인의 경우에 거의 일정한 패턴을 나타내줌으로써 정상인과 비정상인을 차이를 구분하는데 효과적으로 이용되고 있다.

##### (1) 시간-거리 (Time - Distance) 특성치

- 1) 보행주기 (Gait Cycle): 한쪽 발의 뒷꿈치가지면에 닿은 순간부터같은발의 뒷꿈치가다시 지면에 닿을 때까지의 경과 시간.
- 2) 보행속도 (Speed, Velocity): 신체의 질량중심 (Center of Mass) 이 시간의 경과에 따라 전방으로 전진하는 비율 (cm/sec 혹은 m/sec).
- 3) 보조 (Cadence): 분당 보행수로 나타낸 보행 속도.
- 4) 보폭 (Step Length): 한쪽 발의 뒷꿈치가지면에 닿은 순간부터 다른쪽발의 뒷꿈치가지면에 닿을 때까지 이동한 거리.
- 5) 보행 간격 (Stride Length): 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간부터 같은 발의 뒷꿈치가 다시 지면에 닿을 때까지 이동한

거리, 즉 보행 주기 동안 이동한 거리.

- 6) 디딤시간 (Stance Time): 보행 주기내에서 발이 지면에 닿아있는 시간.
  - i) 단일 디딤 시간 (Single-Limb Support Time): 디딤 시간중 한쪽발만이 지면에 닿아 있는 시간.
  - ii) 중복지딤 시간 (Double-Limb Support Time): 디딤 시간중 양쪽 발 모두가 지면에 닿아 있는 시간.
- 7) 스윙시간 (Swing Time): 보행 주기 내에서 발이 지면에서 떨어져 있는 시간
- 8) 디딤률 (Stance-Swing Ratio): 보행 주기 내에서 디딤시간 대 스윙시간의 비율

#### (2) 관절 운동 (Joint Motion)의 측정

인간의 하지는 고관절 (Hip Joint), 무릎관절 (Knee Joint), 발목관절 (Ankle Joint)로 이루어져 있으며 하지의 운동시에는 각 관절부위에서 다음과 같은 각도의 변화가 발생한다. 이러한 각 운동의 범위 (Range of Motion), 각속도의 변화 (Change of Angular Velocity) 등이 측정 변수로 사용된다.

- 1) 굴곡-신전 각도 (Flexion-Extension Angle)
- 2) 외전-내전 각도 (Abduction-Adduction Angle)
- 3) 내측-외측 회전 각도 (Medial-Lateral Rotation Angle)

#### 2. 운동역학적 (Kinetic) 분석

하지의 운동 과정에서 신체의 하중과 운동에 의한 가속도 변화에 의해 발생하는 외력-지면반발력,의 분포 변화를 측정 분석한다. 힘판에서는 다음의 3가지 성분힘의 변화가 구해지는 데 정상인들의 경우 보행시에 나타나는 이 성분힘들의 파형변화가 일정한 패턴을 나타내주기 때문에 보행시의 비정상성을 나타내주는 좋은 지표로 사용되고 있다.

- (1) 수직 반발력 (Vertical Reaction Force,  $F_z$ )
- (2) 전,후 응력 (Anterior-Posterior Shear Force,  $F_y$ )
- (3) 측면 응력 (Medial-Lateral Shear Force,  $F_x$ )

또한 힘은 벡터량으로서 다음과 같은 4가지 요소를 가지며 이러한 성분들의 변화를 합성하여 나타내는 Vector Diagram 기법은 보행의 안정성을 나타내주는 좋은 지표로서 정상인과 비정상인의 운동역학적 특성치를 가장 잘 나타내주는 평가지표로 알려져 있다.

- (1) 크기 (Magnitude)
- (2) 방향 (Direction)
- (3) 작용점 (Point of Application)
- (4) 작용선 (Line of Action)

### IV. 보행 분석 시스템을 이용한 보행연구의 기대효과

본 연구실에 설치한 보행 분석 시스템을 이용하여 보행연구를 수행함으로써 얻을 수 있는 기대효과는 다음과 같다.

- (1) 정상인에 대한 실험을 통해 각종 보행 특성 모수들에 대한 Data를 수집함으로써 한국형 인공 관절을 제조하기 위한 기초자료 및 평가지표로 활용할 수 있다.
- (2) 비정상인의 하지 관절 운동시 관절과 다리 (Limb) 부분에서

발생할 수 있는, 육안으로 식별이 불가능한 여러 종류의 병리학적 결함을 정량적으로 평가할 수 있다.

- (3) 각종 질병에 따른 보행 특성 모수에 대한 Data를 수집함으로써 환자를 진단하는 과정에 기초자료로 활용할 수 있다.
- (4) 정상인의 보행 패턴과 비교하여 정형수술 환자에 대한 수술 경과의 평가지표로 사용할 수 있다.
- (5) 각종 장비를 통하여 얻어진 Data를 이용하여 보행과정을 나타내는 생체역학 모형 ( Biomechanics Model)을 개발할 수 있다.
- (6) 신발이나 보조장치 (Support Devices) 등 보행과 관련된 각종 장비를 설계하기 위한 기초자료로 활용할 수 있다.
- (7) 달리기(Running), 높이 뛰기(Long Jump)등 하지의 운동을 포함하는 각종 스포츠 활동의 평가에도 쉽게 전용될 수 있다.

#### 참 고 문 헌

1. Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E. and Stauffer, R.N. " Normative Data of Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking ", Journal of Biomechanics, 1983, Vol. 16, No. 3, 219-233.
2. Grieve, D.W. and Gear, R.J. " The Relationship between the length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults." Ergonomics, 1966, 379-399.
3. Murry, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H. and Sepic, S.B. " Comparision of free and fast speed walking patterns of normal men", American Journal of Phys. Med. 1966, 8-24.
4. Lamoreux, L. "Kinematic measurements in the study of human walking" Bull Pros.Res., Biomechanics Lab. University of California, San Francisco, 1971, pp 3-8.
5. Stauffer, R., Kettlekamp, D., Thompson, C. and Wenger, D. "The Macintosh prothesis: prospective clinical and gait evaluation." Arch. Surg. 1975, 110, 717-720.
6. Andriachii, T.P, Ogle, J.A and Galante, J.O. " Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements." Journal of biomechanics, 1977, Vol. 10, pp 261-268.
7. Beck, R.J., Andriachii, T.P., Kuo, K.N., Fermier, R.W. and Galante, J.O. " Changes in the gait patterns of growing children." Journal of bone and joint surgery, 1981, 1452-1457.
8. Brester, B., Frankel, J.P. " The force and moments in the leg during walking." Transactions of american society of mechanical engineering, 1950, 27-36.
9. Winter, D.A. "Overall principle of lower limb support during stance phase of gait." Journal of biomechanics, 1980, 923-927.
10. Zarrugh, M.Y. " Kinematic prediction of intersegmental loads and power at the joints of the leg in walking." Journal of biomechanics, 1981, 713-725.
11. Caranagh, P.R., Gregor, R.J. "Knee joint torque during the swing phase of normal treadmill walking.", Journal of biomechanics, 1975, 337-344.
12. Andriachii, T.P. and Strickland, A.B. " Gait analysis as a tool assess joint kinetics."