

## 보행 비정상성의 평가를 위한 보행분석 시스템의 구현†

정민근\* · 김상호\* · 김태복\*

### Construction of a Gait Analysis System for Evaluating Gait Abnormalities

Min-Keun Chung\*, Sang-Ho Kim\* and Tae-Bok Kim\*

#### Abstract

The movement of human beings - walking, running, jumping and climbing, etc. - have long been of scientific interest. In particular, the science of human walking is called gait analysis. Various instruments have been developed to assist in the study of human gait. Recently gait analysis techniques are used in medical research to investigate the abnormalities of pathological gait.

In this study, we constructed a comprehensive gait analysis system consisting of a walkway, a force platform, foot-switches and an ExpertVision motion analysis system. Time-distance gait parameters and vector diagrams can be analyzed by a special application program called Force Analysis System(FOANAS). Using quantitative discrimination of this system, the gait characteristic parameters of normal and pathological gait is facilitated.

#### 1. 서 론

인간의 신체동작(human locomotion)을 운동학(kinematics)적으로 해석하고, 신체의 하중과 운동에 의해 발생하는 반력(reactive force)이 신체의

각 부위에 어떠한 형태로 작용하는가를 분석하려는 연구는 이미 100여년의 역사를 지니고 있으며[12], 현재까지도 인간이 많은 관심을 기울이고 있는 분야이다. 그러나 아무리 간단한 동작이라 할지라도 인체 내부에서 진행되는 실제과정에는 많은 변수

† 본 연구는 1990년도 한국과학재단의 첨단기술개발 연구과제 연구비 지원에 의하여 수행되었음.

\* 포항공과대학 산업공학과/산업과학기술연구소 기계연구분야.

들이 작용하고 있기 때문에 이를 완벽하게 분석해 내기란 매우 어려우며, 좀더 현실에 가까운 해석 방법을 찾아내는 일에 연구의 초점이 맞추어지고 있다.

기존에 행해져 온 인간의 동작분석 가운데서 주류를 이루고 있는 것은 가장 기본적인 신체동작의 하나인 걸기, 즉 보행과 관계된 보행연구(gait study) 분야이다. 보행연구란 인간의 보행과정에서 신체의 움직임—특히 하지(lower extremity)의 관절운동—과 보행 특성모수들(gait characteristic parameters) 및 지면반발력(ground reaction forces)의 변화를 기록, 분석하고 생체역학 모델(biomechanical model)을 이용하여 각 관절부위에 부하되는 힘(force)과 모멘트(moment)의 변화를 추정하기 위한 연구이다. 이러한 연구과정을 통해 인간의 보행과정에서 발생하는 각종 운동특성을 파악함으로써 이를 여러 관련부문에 응용할 수 있다.

이 분야에 있어서 최근의 한 관심사는 보행연구를 통해 얻은 자료들을 의학부문에 활용하려는 연구들로, 구미의 경우 종합병원들에 설치된 보행연구실(gait laboratory)을 중심으로 하지관절의 병리적 결함(pathological defects)으로 인해 보행과정에 비정상성을 나타내는 환자들을 진단하거나 인공관절 치환술등 하지에 시행하는 여러 술식과 관련하여 수술후 정상적인 기능회복의 정도를 정량적으로 분석하기 위해 보행분석(gait analysis)을 이용하려는 연구들이 점차 활기를 띠어가고 있다[4-6, 8, 10, 11, 17].

그러나, 국내에서는 보행연구의 필요성에 대한 인식과 전문인력의 부족으로 이 분야에 대한 연구가 전무한 실정인어서, 의공제품의 생산등과 같은 관련부문에서 한국인의 보행특성에 관한 기초자료의 부족으로 많은 문제점들이 발생되고 있다. 또한 하지에 시행한 여러가지 술식들에 대한 재활정도의 평가과정 역시 기타 의학분야의 기술수준 향상과 비교하여 볼 때 상대적으로 낙후된 수준에 머물고

있으며, 기존 평가방법의 주관적 성향에 대한 의사들 스스로의 지적이 많아[1, 2], 좀더 과학적이고 정량적인 평가방법이 도입되어야 할 필요성이 증대되고 있다.

따라서 본 연구에서는 보행과 관련된 재 특성변화를 측정할 수 있도록 고안된 장비들을 도입하여 보행분석 실험실을 구성하고, 장비들로부터의 각종 측정치를 통합하여 필요한 보행특성 정보를 찾아주는 종합적인 보행분석 시스템(gait analysis system)을 구현해 보았다. 구현된 보행분석 시스템을 이용하여 앞서 언급했던 바와같이 정상인과 하지에 병리적 결함이 있는 비정상 보행인 사이의 보행특성차를 정량적으로 구별해 낼 수 있으며, 이러한 연구결과는 임상의학 분야에서 각종 하지관련 환자들의 진단과 수술시기의 결정, 수술경과의 평가 과정에서 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

본 논문의 2장에서는 연구의 이론적 배경에 해당하는 보행분석에서의 연구내용에 대해 논의하였으며, 3장에서는 구현된 보행분석 시스템의 구조와 기능에 대하여 언급하였다. 마지막 장인 4장에서는 본 연구과정을 통해 얻은 결론과 향후의 연구계획을 살펴보았다.

## 2. 연구내용

### 2-1. 시간-거리 특성모수(Time-Distance Characteristic Parameters)

보행이란 공간상의 한 지점에서 다른 지점으로 신체를 이동시키기 위해 행해지는 일련의 동작과정이다. 인간의 보행은 신체를 지지하고 있는 양쪽 하지를 교차시키면서 지면과 번갈아 접촉시키는 일정동작의 주기적인 반복을 통해 이루어지는데, 이러한 반복동작의 한 주기(cycle)가 보행연구에 있어서의 분석대상인 보행주기(gait cycle)이다. 보행연구 분야에서는 연구의 일관성을 위해 보행

주기에 대하여 다음과 같은 공통적 정의를 사용하고 있다.

보행주기: 임의의 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간(heel-strike)부터 같은 발의 뒷꿈치가 다시 지면에 닿을 때까지의 기간[9].

한편, 보행주기는 양쪽 발이 지면과 접촉하고 있는 상태에 따라 몇가지 단계(phase)로 나뉘어지는데, 각 단계의 구분기준이 되는 사건(event)과 구분된 단계를 그림 1에 나타내었다.

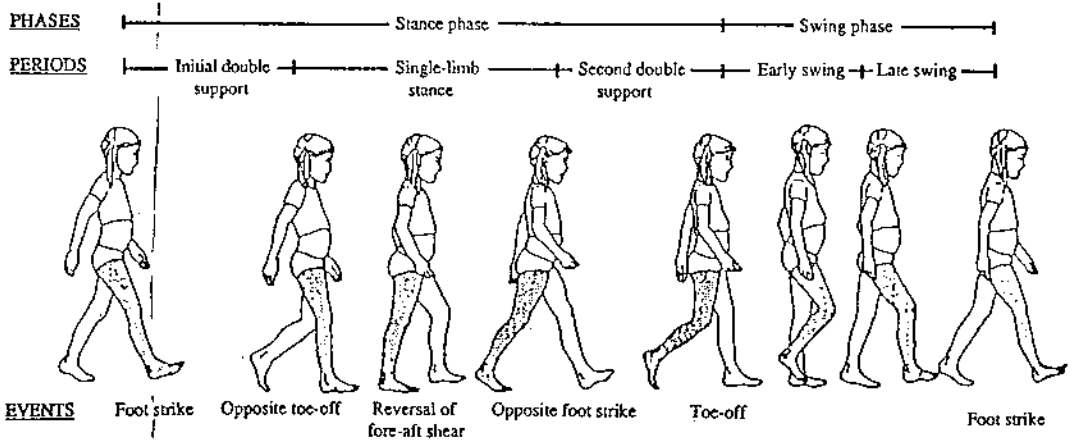


그림 1. 보행주기 내의 사건과 단계[9]

이러한 구분방법은 기존의 보행연구 과정에서 일반적으로 사용되어 온 방식이며, 각 단계를 나타내기 위한 정의와 각 단계에서 측정대상이 되는 특성모수들도 일반화되어 있는데 이를 정리하면 다음과 같다. 각 측정대상 항목의 정의에 해당하는 내용을 그림 2에 나타내었다.

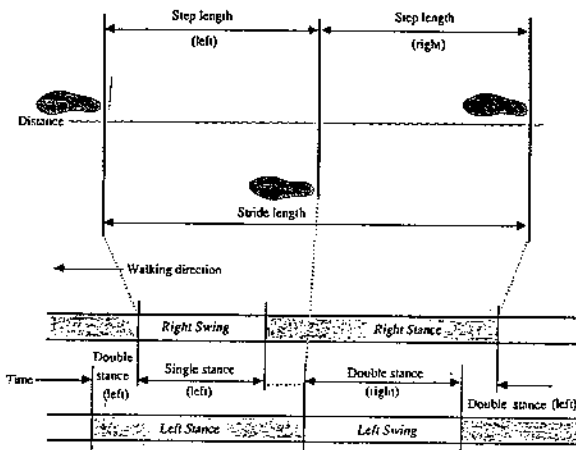


그림 2. 시간-거리 특성모수의 종류 및 정의[7]

1) 주기시간(cycle time) : 1회의 보행주기를 완료하는데 경과된 시간.

2) 디딤시간(stance time) : 보행 주기내에서 발이 지면에 닿아 있는 시간

(Heel-strike부터 Toe-off까지).

a) 단일 디딤시간(single-limb stance time) : 디딤시간 중 한쪽 발만이 지면에 닿아 있는 시간(반대쪽 발의 Toe-off부터 Heel-strike전까지).

b) 중복 디딤시간(double-limb stance time) : 디딤시간중 양쪽 발 모두가 지면에 닿아 있는 시간 (중복 디딤시간은 디딤시간의 초기와 말기에 2회 발생하는데 각각을 Initial Double Support, Second Double Support라고 지칭한다).

3) 스윙시간(swing time) : 보행주기 내에서 발이 지면에서 떨어져 있는 시간(Toe-off부터 Heel-strike전까지).

4) 디딤률(stance-swing ratio) : 보행주기 내에서 디딤시간 대 스윙시간의 비율.

5) 보행속도(speed, velocity) : 신체의 질량중심

이 시간의 경과에 따라 전방으로 이동하는 비율 (cm/sec 혹은 m/sec).

6) 보조(cadence) : 분당 보행수로 나타낸 보행 속도(steps/min).

7) 보폭(step length) : 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간부터 다른쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿을 때까지 이동한 거리.

8) 보행 간격(stride length) : 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간부터 같은 발의 뒷꿈치가 다시 지면에 닿을 때까지 이동한 거리, 즉 보행주기 동안 이동한 거리.

이상과 같은 특성모수들의 변화형태를 보행패턴 (Gait Pattern)이라 하며, 정상인의 경우 이러한 보행패턴이 거의 일정하기 때문에 보행과정의 정상/비정상성을 분석하는 좋은 기준으로 사용될 수 있다.

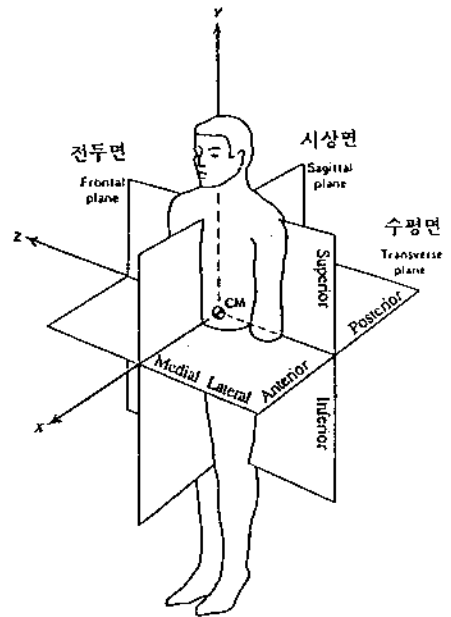


그림 3. 공간 좌표계와 운동방향[18]

### 2-2. 하지관절의 각운동 특성

인체의 하지관절은 고관절(hip joint), 무릎관절 (knee joint), 발목관절(ankle joint)로 이루어져 있으며, 보행과정을 통해 3차원 공간상에서 각운동을 일으킨다. 보행주기의 시간경과에 따른 관절의 각운동변화를 분석하기 위해서는 공간상에서 각관절의 위치를 측정하기 위한 기준점과 좌표계 (coordinate system)가 필요하다. 보행연구에 있어서는 이러한 목적을 위해 그림 3과 같은 공간좌표계 (spatial coordinate system)를 사용하고 있으며, 각 하지관절의 위치변화를 외부의 고정된 한 점을 기준으로 한 절대변화량(absolute change)으로 나타내거나 현재의 관절위치를 기준으로 한 상대변화량(relative change)으로 나타내는 방법이 이용되고 있다.

한편, 공간좌표계는 3개의 평면인 시상면(sagittal plane), 전두면(frontal plane), 수평면(horizontal plane)의 교차에 의하여 이루어지며, 각 평면을

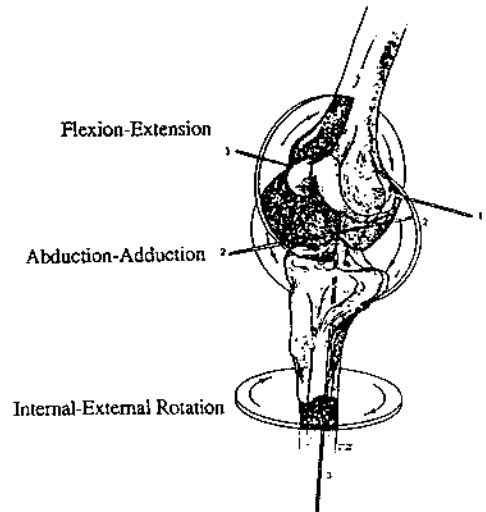


그림 4. 무릎관절에서 발생하는 각 운동 종류[7]

기준으로 운동방향에 따라 전-후방(anterior-posterior), 내-외측(medial-lateral), 상-하향(superior-inferior)으로 나뉘어진다. 이러한 공간좌표계에서 발생하는 하지관절의 3차원 각운동을 분해하면 다음과 같다.

- 1) 굴곡-신전(flexion-extension) 운동

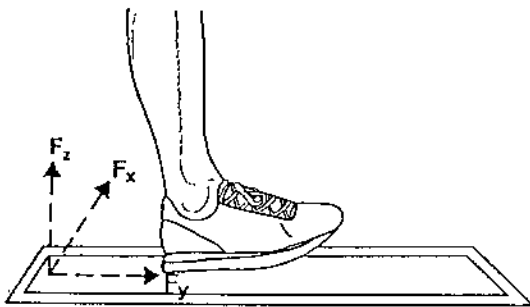
- 2) 외전-내전(abduction-adduction) 운동
- 3) 내측-외측 회전(medial-lateral rotation) 운동

그림 4는 무릎관절에서 나타는 이상의 3가지 각 운동 종류를 나타낸 예이다.

이러한 각운동들에 대하여 앞절에서 언급했던 여러가지 각운동 특성변수들을 측정, 분석하는데, 이러한 특성변수들은 정상인과 비정상 보행인을 구분할 수 있는 척도인 동시에 보행시 인체 내부에서 발생하는 내력을 추정하는 등의 생체역학 모델에 필수적으로 사용되는 입력자료이다.

### 2-3. 지면반발력의 특성변화

보행주기의 디딤시간중에 발생하는 지면반발력의 크기(magnitude)와 방향(direction)은 체중을 수용(weight acceptance)하고 이완(weight release)시키는 일련과정의 상태를 나타내주는 지표로서 그 방향에 따라 그림 5와 같은 3가지 성분힘으로 표시된다.



- 1) 수직반발력(vertical reaction force,  $F_z$ )
- 2) 전후응력(anterior-posterior shear force,  $F_y$ )
- 3) 측면응력(medial-lateral shear force,  $F_x$ )

그림 5. 지면반발력의 성분힘[13]

성분힘의 크기, 지속기간(duration), 하중 변화율/loading rate) 등을 포함하는 디딤시간 동안의

지면반발력의 파형변화는 보행속도나 신발의 종류 등에 따라 다소 차이가 있지만 정상인의 경우 거의 일정한 형태를 나타내주기 때문에 보행과정의 비정상성을 분석하기 위한 좋은 지표로 사용되고 있다. 그림 6은 정상인의 보행과정에서 나타나는 각 성분힘의 파형변화를 나타낸 그림으로서 수직반발력이 디딤시간의 시작인 Heel-strike부터 Weight Acceptance에 이르는 기간(A: initial double support time)과 Weight Release 부터 디딤시간이 끝나는 Toe-off에 이르는 기간(B: second double support time)에 두번의 분명한 마루(peak)를 갖는 형태를 지니고 있다.

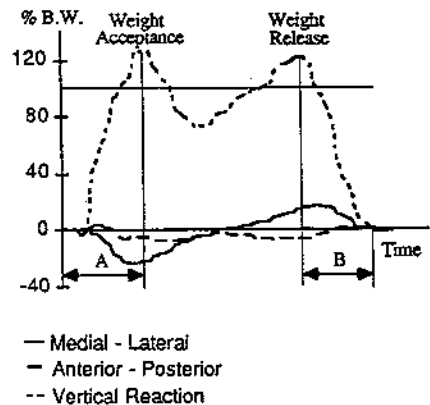


그림 6. 정상인의 보행주기 내의 지면반발력 변화

지면반발력의 크기는 체중에 대한 백분율로 표준화(normalization)시킴으로써 체중차이에 의한 영향을 제거한 수치로 표시하고 있다.

### 2-4. Vector Diagram

힘은 벡터량으로서 다음과 같은 4가지 성분으로 구성되어 있다.

- 1) 크기(magnitude)
- 2) 방향(direction)
- 3) 작용점(point of application)

4) 작용선(line of action) 또는 기울기(inclination)

Vector Diagram은 지면반발력이 지닌 각 Vector 성분의 특성변화를 합성하여 보행과정에서 발생하는 여러가지 운동역학적 비정상성을 종합적으로 나타내주는 그림으로서 이탈리아의 의학자인 A. Pedotti[14-16]에 의해 고안되었으며 그 정의는 다음과 같다.

지면반발력의 크기, 기울기, 작용점을 동일한 시간간격으로 한 평면에 투영시킨 그림[14].

Vector Diagram은 그림 7과 같이 나비 날개의 한쪽 모양과 유사한 형태를 나타내며, 이러한 특징으로 인해 Butterfly Diagram이라고 지칭되기도 한다. 시상면에 투영된 정상인의 Vector Diagram은 전후응력에 의한 영향으로 전반과 후반의 기울기가 서로 반대방향을 나타내며, 이 기울기의 정도가 전후응력의 크기에 해당한다. 또한 작용점 변화의 속도차에 의해 작용점의 변화가 느린 Weight Acceptance 부분은 뾰족(dense)하고 Weight Release 부분은 성긴(sparse) 형태를 나타내게 된다. 이러한

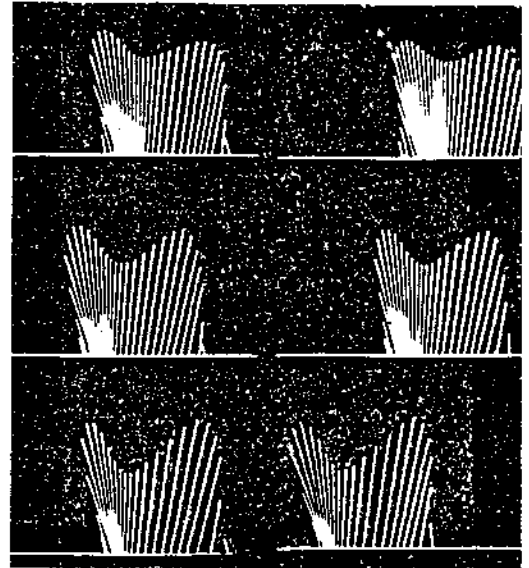


그림 7. 정상인에 대한 시상면에서의 Vector Diagram[15]

Vector Diagram의 형태는 정상인의 경우에 거의 정형적이며 형태의 변화가 의미하는 바를 찾아내기 쉽고 측정과정이 간단하다는 장점을 지니고 있다.

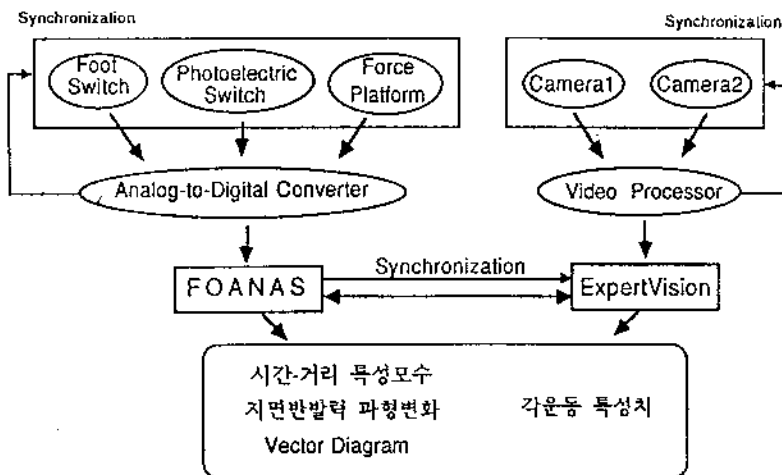


그림 8. 구현된 보행분석 시스템의 구조와 데이터 처리과정

### 3. 보행분석 시스템의 구현

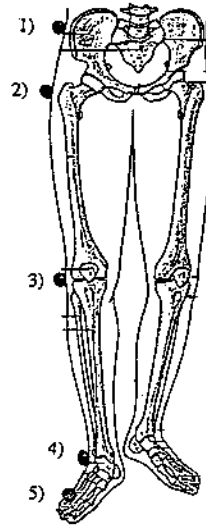
앞절에서 살펴본 연구내용을 바탕으로 본 연구의 목적과 일치하는 종합적인 보행분석 시스템을 구현하였다. 본 연구를 통해 구현된 보행분석 시스템은 하부 시스템(subsystem)들인 동작분석 시스템, 시간-거리 특성 분석시스템, 운동역학 분석 시스템과 데이터 분석용 소프트웨어인 FOANAS (Force Analysis System)로 구성되어 있으며 각 하부시스템들의 구조와 데이터 처리과정을 Block Diagram으로 나타내면 그림 8과 같다.

#### 3-1. 동작분석 시스템

동작분석 시스템은 보행시 하지관절에서 발생하는 각운동변화를 측정, 분석하기 위한 시스템으로, 상용화 되어 있는 ExpertVision 시스템을 도입하여 보행분석 과정에 적합하도록 설치하였다. 본 연구실에 설치한 동작분석 시스템(그림 14의 (a))은 다음과 같은 장비들로 구성되어 있다.

- 1) 2대의 CCD Camera
- 2) Video Processor
- 3) Sun Workstation과 데이터 분석용 소프트웨어
- 4) VCR

동작분석 시스템을 이용한 각운동변화의 분석과정은 다음과 같은 순서에 따라 진행된다. 피실험자의 양 하지중 연구대상이 되는 쪽의 각 관절부위에 Video Processor가 감지할 수 있도록 고안된 Retro-Reflective Sphere Marker들을 부착한 후 보행과정을 통해 발생하는 Marker의 움직임을 2대의 Camera를 이용하여 촬영한다. Marker는 보행의 진행방향인 시상면에서의 관측이 용이하도록 하지관절 위치의 외측면(lateral aspect)에 부착하는데, 하지관절의 위치는 육안으로 구별할 수 없기 때문에 관절부위의 특징적인 골격용기(protuberance)를



- 1) 전상장골극(anterior-superior iliac spine)
- 2) 대전자(great trochanter)
- 3) 무릎관절의 외측선 중심(center of the lateral joint line of the knee)
- 4) 외과(lateral malleolus)
- 5) 제 5 중족골(5th metatarsal bone)

그림 9. 관절 위치의 추정에 사용되는 골격용기부 및 Marker의 위치

이용하여 추정한다. 관절부위의 추정에 사용되는 각 골격용기부 및 Marker의 위치를 그림 9에 나타내었다.

한편, 각 Camera에 의한 초당 60회(60Hz)의 촬영과정은 Video Processor라는 장치에 의해 동기화(synchronization)되며 촬영된 영상(Video Image)은 Camera별로 컴퓨터의 Memory영역 또는 Video Tape에 저장된다. 이상의 과정을 통해 얻어진 각 Camera의 영상은 컴퓨터에 설치되어 있는 소프트웨어를 통해 3차원 좌표값을 갖는 단일 영상으로 합성되는 Tracking 과정을 거치게 된다. Tracking된 데이터는 보행주기를 통해 일어난 Marker의 이동변위를 나타내주는 시계열 데이터 파일(time-series data file) 형태로서, 이를 이용하여 각 평면(시상면, 전두면, 수평면)에서의 운동과정

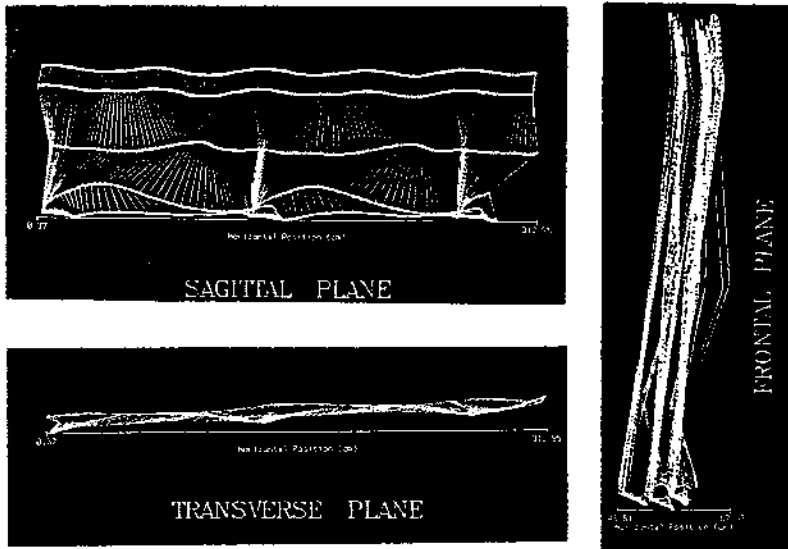


그림 10. 보행과정의 3차원적 Animation

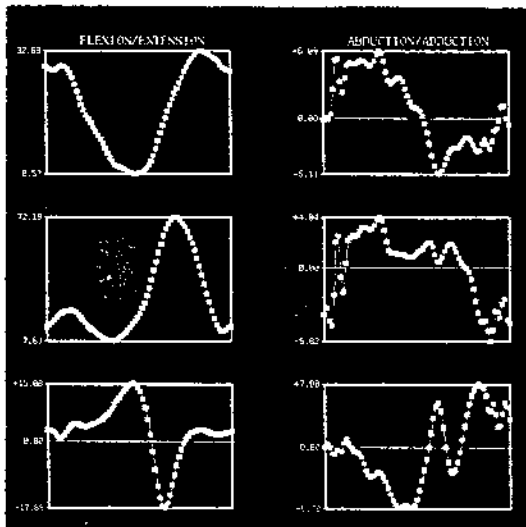


그림 11. 1회의 보행주기 동안 발생하는 하지관절의 각운동변화

을 각 하지관절을 연결한 Stick Diagram 형태로 Animation 할 수 있는데 이러한 과정을 그림 10에 나타내었다.

또한 소프트웨어에 내장되어 있는 여러가지 명령어들을 조합하여 각 관절에서 일어난 각운동량과

속도변화 등을 계산해낼 수 있다. 그림 11은 동작 분석 시스템을 이용하여 분석된 정상인의 1회 보행주기 동안 각 관절의 각운동변화량을 나타낸 그림이다.

### 3-2. 시간-거리 특성 분석시스템

시간-거리 특성 분석시스템은 앞장에서 언급되었던 시간-거리 특성모수들을 측정, 분석하기 위한 시스템으로 Foot-switch System과 Photoelectric Switch가 설치된 보행로(walkway)로 구성되어 있다(그림 14의 (c)).

Foot-switch System은 보행주기 내에서 피실험자의 양발이 지면과 접촉하고 있는 상태를 측정하기 위한 장치로서 Membrane Switch를 이용하여 자체 제작하였다. 이 장치는 신발안창(sole) 형태의 두께 2mm미만인 박판으로서 보행자의 신발 안쪽에 부착하여 사용하며 발과 지면의 접촉으로 발생하는 압력에 따라 개폐되어 전기적 신호를 전송하는 폐회로 구조를 지니고 있다. 이 장치를 통해 나오는 4개(양발의 앞뒤에 해당)의 전기 신호는 A/D Con-



verter를 통해 수치 데이터로 변환된 후 분석용 소프트웨어인 FOANAS가 설치되어 있는 컴퓨터로 전달된다. FOANAS에서는 이 4개의 데이터 조합을 분석하여 보행주기 내의 각 사건과 단계를 구분하고 단계별 경과시간을 계산해낸다.

Photoelectric Switch는 피실험자가 Switch가 설치된 부분을 지날 때 생기는 빛의 차단을 전기적 신호로 전환해주는 광센서(photosensor)로서 보행로에 1.5m 간격으로 설치되어 있으며, 이를 통해 일정거리를 보행하는데 소요된 시간을 측정할 수 있도록 고안되어 있다. 이 장치로부터 전기 신호도 Foot-Switch의 경우와 같은 경로를 통해 컴퓨터로 전달된다. FOANAS에서는 전환된 수치 데이터를 이용하여 피실험자의 보행속도를 계산해내며, 앞서 분석된 각 단계별 경과시간과의 연산과정을 통해 시간-거리 특성모수들을 산출해낸다.

### 3-3. 운동역학 분석시스템

보행시의 지면반발력 변화를 분석하여 보행과정에서 발생하는 각종 운동학적 비정상성을 정량화하기 위한 시스템으로서 힘판과 힘판이 설치되어 있는 보행로로 구성되어 있다(그림 14의 (b)). 피실험자는 보행로를 걸어가면서 힘판을 밟게 되고 이때 힘판 내부에 있는 4개의 3차원 압전소자를 통하여 힘의 분포가 전기적 신호로 처리되어 증폭기(amplifier)로 전달된다. 증폭기로 전달된 측정치들은 A/D Converter를 통해 수치데이터로 변환된 후 FOANAS가 설치되어 있는 컴퓨터로 전달된다. FOANAS에서는 지면반발력의 분포변화를 분석하며, 측정된 각 성분힘의 연산과정을 통해 모멘트 및 작용점의 변화를 계산해낸다.

### 3-4. FOANAS(Force Analysis System)

앞절에서 언급했던 바와같이 시간-거리 특성 분석시스템과 운동역학 분석시스템에서의 분석과

정은 본 연구과정을 통해 개발된 보행분석용 응용 소프트웨어인 FOANAS에서 이루어진다. FOANAS는 본 연구에서 사용되는 각종 제측장비를 제어하고 측정데이터를 처리하여 보행특성치를 찾아낼 수 있는 종합적인 응용 소프트웨어의 필요성에 의하여 개발되었으며 컴퓨터 프로그래밍 언어의 하나인 Turbo-C로 코딩되어 있다. 이 시스템은 크게 데이터의 입·출력 부분과 분석 부분으로 나뉘어져 있으며 데이터의 입력부분은 보행과정에서 각종 제측장비를 통해 측정되는 데이터의 변화를 On-line으로 컴퓨터 화면에 나타내주거나 File 형태로 저장하는 일을 담당하며, 출력부분은 실험후 추가적 분석을 위하여 저장된 File 중 필요한 부분을 선택적으로 읽어들이거나 분석을 통해 얻은 여러 가지 결과들을 Printer나 Plotter로 출력하는 일을 담당한다.

데이터의 분석부분은 동작분석 부분을 제외한 모든 보행특성치의 분석이 이루어질 수 있도록 구성되어 있으며, 특히 새로운 Vector Diagram의 개념을 도입하여 보행과정에서 발생하는 운동역학적 비정상성을 좀더 분명하게 파악할 수 있도록 하였다. FOANAS에서 이루어지는 Vector Diagram 분석은 기존의 2차원적 분석 이외에 시상면과 전두면에서의 Vector Diagram을 합성한 3차원 Vector

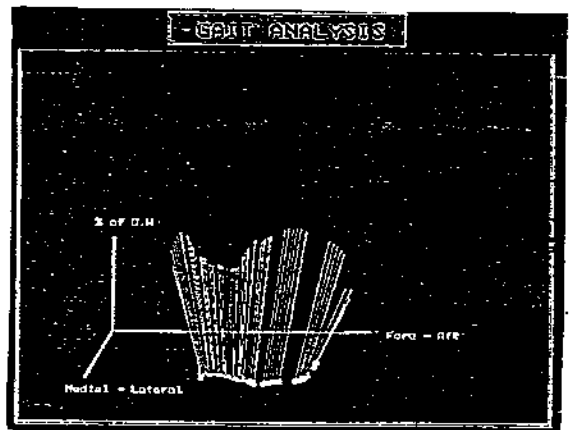


그림 12. FOANAS에서의 3차원 Vector Diagram

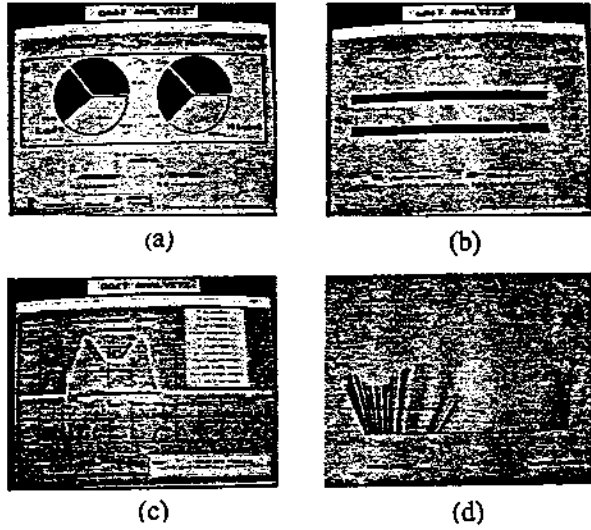
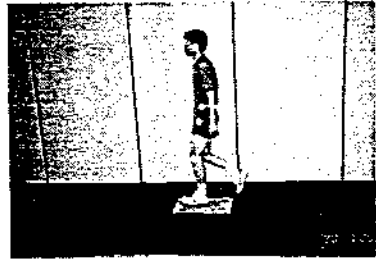


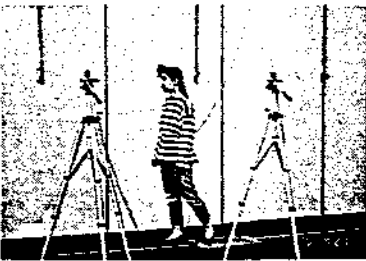
그림 13. FOANAS에서의 Graphical Representation Scheme



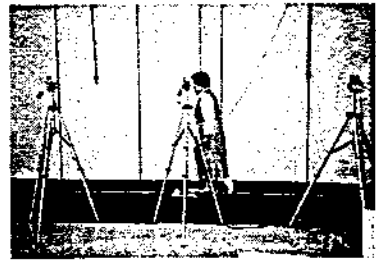
(a) 동작분석 시스템



(b) Force Platform과 Walkway



(c) Foot-switch와 Photoelectric Switch



(d) 환자의 실험모습

그림 14. 보행분석 시스템의 하부 시스템

Diagram의 분석이 가능하도록 구성되어 있다(그림 12).

3차원 Vector Diagram은 디딤시간의 경과에 따라 힘판의 작용평면 상에서 이동하는 작용점의 변화 형태를 파악할 수 있어 보행시 신체중심의 이동이 얼마나 안정적으로 이루어지는지를 좀더 명확하게 분석할 수 있으며, 피실험자의 발이 힘판을 밟고 있는 상태에 따라 외반족(valgus)이나 내반족(varus)과 같은 특이한 보행형태를 파악해 낼 수 있는 장점을 지니고 있다.

한편, FOANAS에서는 분해분석에 대한 전문지식을 갖지 않은 사람도 쉽게 사용할 수 있도록 Top-down Menu-driven 방식을 채택하였으며 각 처리 결과는 이해를 돕기위하여 Graphical Representation 방식으로 제시되고(그림 13), 각종 처리결과를 종합하여 하나의 표로 나타내 줄 수 있게 하였다.

#### 4. 결 론

최근의 공학분야는 경이로운 수준의 기술발전을 거듭하고 있으며, 이러한 공학기술의 발전이 기타 학문영역에 미치는 파급효과가 점차 확대되어가는 추세에 있다. 또한 모든 학문분야에서의 연구가 점차 학제적인 성격을 띠어가고 있는 현실상황에 비추어 볼 때 의학과 공학의 Interface인 의공분야에 대한 관심이 증가하는 것은 당연한 현상이라 하겠다. 더욱이 한국인의 체형에 적합한 의공제품이나 좀더 우수한 의료기술의 출현을 기대하는 피의료인구의 수가 점차 증가하고 있음에도 불구하고, 대부분의 의공제품의 수요를 수입에 의존하고 있는 국내의 여건에 비추어 볼 때 두 부문간에 더욱 많은 기술교환과 연구 노력이 이루어져야 하리라 생각된다.

이와같은 맥락에서 본 논문에서는 과거의 보행 연구 과정을 통해 이루어진 연구결과들을 토대로 정상인들의 각종 보행특성을 분석하고, 하지에 병리적 결함을 지닌 비정상적 보행인들의 보행특성을

구분할 수 있는 종합적인 보행분석 시스템을 구현하여 보았다. 본 논문의 보행분석 시스템은 시간-거리 특성모수, 하지의 각운동 특성, 지면반발력의 변화특성, 3차원 Vector Diagram 등의 분석이 가능하도록 구성되어 있으며, 이 시스템을 이용하여 다음과 같은 효과를 거둘 수 있을 것으로 기대된다.

1) 정상인을 대상으로 보행분석을 실시하여 한국인의 각종 보행특성을 파악함으로써, 한국형 인공고관절등 의공제품의 설계및 제조를 위한 기초자료로 활용한다.

2) 환자들을 대상으로 보행분석을 실시하여 하지에 시행한 여러 술식과 관련하여 환자의 수술경과 평가및 재수술 시기의 결정에 과학적인 기준을 제시한다.

3) 신발이나 보조기구(prothetic devices)의 설계및 성능평가를 위한 기준으로 활용한다.

4) 보행과정을 표현하기 위한 생체역학 모델 개발의 기초자료로 활용한다.

5) 유사한 신체동작(달리기, 계단 오르기, 넓이 뛰기 등)의 과정에 쉽게 전용될 수 있어 스포츠과학 연구분야에 도움을 줄 수 있다.

#### 참고문헌

[1] 김영민, 태석기, 강희중 "성인 대퇴골두의 무혈성 괴사에 관한 연구," 대한정형학회지, 제21권, 제 1호, pp.25-33, 1986.  
 [2] 김익동, 이수영 외, "성인 대퇴골두 무혈성 괴사에 대한 임상적 고찰," 대한정형학회지, 제22권, 제 2호, pp.464-477, 1987.  
 [3] "정상인과 하지결함 환자의 보행분석," 한국형 인공고관절 개발및 생산화를 위한 연구 제 1차년도 결과보고서, 포항공과대학, pp.108-163, 1990.  
 [4] Andriacchi, T. P. and Strickland, A. B., "Gait analysis as a tool to assess joint kinetics,"

in *Biomechanics of Normal and Patological Human Articulating Joints*, edited by Berme, N., Engin, A. E., and Coreia da Silva, K. M., Martinus Nijhoff Publishers, pp. 83-102, 1985.

[5] Andriacchi, T. P. et al., "the influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing," *the Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 64-A, No. 9, pp. 1328-1345, 1982.

[6] Berman, A. T. et al., "Quantitative Gait Analysis after unilateral or bilateral total knee replacement," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 69-A, No. 9, pp. 1340-1345, 1987

[7] Chao, E. Y. S., "Biomechanics of the human gait," in *Frontiers in Biomechanics*, edited by Schraid-Schonbein, G. W. et al., Springer-Verlag, 1986.

[8] Demottaz, J. D. et al., "Clinical study of total ankle replacement with gait analysis," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 6-A, No. 7, pp. 976-988, 1979.

[9] "Gait Analysis" in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Vol. 3, edited by Webster, J. G., John Wiley & Sons, pp. 1353-1365, 1988.

[10] Hattori, T. et al., "Gait analysis after total hip replacement for osteoarthritis," *Biomechanics VIII-A*, Human Kinetics Publishers, pp. 503-509, 1983.

[11] Mecheles, K. et al., "Kinematic and kinetic analysis of normal and pathological gait," *Biomechanics IX-A*, Human Kinetics Publishers, pp. 513-519, 1985.

[12] Muybridge, E., *The Human Figure in Motion*, Chapman and Hall, 1901.

[13] Nigg, B. M., *Biomechanics of Running Shoes*, Human Kinetics Publishers, 1986.

[14] Pedotti, A., "Motion coordination and neuromuscular activities in human locomotion" in *Biomechanics of Motion*, edited by Morecki, A., Springer-Verlag, 1980.

[14] Pedotti, A. and Ghista, D. N., "Human locomotion analysis," in *Orthopaedic Mechanics: Procedures and Devices*, Vol. II, edited by Ghista, D. N. and Roaf, R., Academic Press, pp. 112-174, 1981.

[16] Pedotti, A., "Fundamental evaluation and recovery in patients with motor disabilities" in *Uses of Computers in Aiding the Disabled*, edited by Rivin, J., North-Holland Publishing Company, pp. 53-71, 1982.

[17] Soderberg, G. L. et al., "Kinematic and kinetic changes during gait as a result of hip disease," *Biomechanics V*, University Park Press, pp. 437-443, 1976.

[18] Winter, D. A., *Biomechanics of Human Movement*, John Wiley & Sons, 1979.