

# 보행 연구용 분석 시스템의 구현

정민근\*, 김상호\*\*, 최경임\*\*\*

(\*포항공과대 산업공학과 교수, \*\* 금오공과대 산업공학과 전임강사, \*\*\* 포항공과대 산업공학과 박사과정)

## 1. 서 론

인간의 움직임을 운동학적으로 해석하고, 체중과 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. 특히 보행과 관계된 연구는 인간이 걷는 과정에서 신체의 움직임-특히 하지(Lower Extremity)의 관절운동-과 보행 특성 모수들(Gait Characteristic Parameters) 및 지면 반발력(Ground Reaction Forces)의 변화를 측정하고 생체 역학 모델(Biomechanical Model)을 이용하여 각 관절 부위에 부과되는 힘과 모멘트를 구하는 학문이다. 이러한 연구를 통해 인간의 보행 과정을 운동학적으로 해석하고 정상인의 각 운동 특성을 파악함으로써 이를 여러 관련 부문에 응용할 수 있다.

의학 부문에서도 보행에 관한 연구가 많이 이루어졌는데 하지 관절의 병리적 결함(Pathological Defects)으로 인해 보행 과정에 비정상성을 나타내는 환자들을 진단하거나 인공 관절 치환술 등 하지 수술 후 정상적인 기능 회복의 정도를 정량적으로 분석하기 위하여 보행 분석(Gait Analysis)을 이용하려는 연구들이 많이 이루어졌다 [1, 2, 4, 6].

국내에서도 보행 분석에 대한 필요성을 인식하기 시작하고 있으나 전문인력의 부족으로 이 분야에 대한 연구가 미진한 실정이며, 의공제품의 생산 등과 같은 관련 부문에서 한국인의 보행 특성과 관계된 기초 자료의 부족한 실정이며 좀더 과학적이고 정량적인 평가 기법이 도입되어야 할 필요성이 증대되고 있다.

또한 보행연구는 의공학과 체육학뿐만 아니라 2차 로봇을 연구하는 로봇 공학에서도 많이 연구되어졌다. 특히 여러 가지 보행 모델이 제안되기도 했다. 의족을 개발하기 위한 연구로 Patil등은 의족을 6개의 링크로 모델링하여 공압을 이용하여 제어하도록 하였고, Yang은 2개의

힘판으로 부터 얻은 지면반발력과 TV를 통하여 구해낸 신체의 각 관절의 위치를 동기화하여 3차원의 운동학적 데이터와 운동역학적 데이터를 역동역학(Inverse Dynamics)을 통하여 구하였다. 또한 Flowers와 Mann은 전기적인 신호를 주어 무릎관절의 토크를 유발시키는 Electrohydraulic Knee-controller를 제안하였다. 로봇 공학에서도 보행에 관한 많은 연구가 되어왔다. Townsend와 Seireg, Chao와 Rim, Cappozzo와 Pedotti, Towesend와 Tsai 그리고 Hardt와 Mann 등은 인체 모델을 머리와 팔 그리고 몸통, 그리고 하지로 구성되는 HAT(Head-Arm-Trunc)모델을 제시하였다. Chao와 Rim은 몸통에 두개의 하지가 붙은 3개의 링크로 구성된 보행모델을 제시하여 하지의 각 관절에 각변위를 모멘트평형(Moment Equilibrium)과 각운동학(Angular Kinematics)을 통하여 실현값과의 차이를 최소화하려 하였으며, Nubar와 Conti는 평면에서 5개의 링크로 된 보행모델을 설정하여 근력(Muscle Effort)의 최소에너지 원리를 적용하는 최적화 접근법을 제안하였다. 또한 Chow와 Jacobson은 보행 모델을 5분절로 모델링하여 정중면(Sagittal Plane)에서 시뮬레이션 하였고, Joint Muscle 이 한 일을 최소화하는 최적제어모델을 제시하였다. 또한 Arvika는 한쪽다리에 대한 정적모델을 세워 정역학적 부정적 문제(Statically Indeterminate Problem)을 LP로 구하였다. 위에 열거한 바와 같이 대부분의 보행모델은 머리와 팔 그리고 몸통과 하지로 구성되어 있다.

본 대학에서는 국내 최초로 보행 연구실을 설치하고 인간의 보행 특성을 파악할 수 있는 보행 분석 시스템을 구성하였으며, 한국인을 대상으로 한 보행 연구를 하여왔다. 이 논문에서는 본 연구실의 보행 분석 시스템의 구성과 연구 내용 및 연구의 기대 효과에 대하여 언급하고자 한다.

또한 보행시 신체의 각 관절의 움직임을 측정하는데 어려움을 극복하고 분석시간을 단축하기 위하여 보행모델을 수학적으로 기술하고 역기구학을 이용하여 동작분석시 신체 측정부위를 줄일 수 있는 알고리즘을 찾아 이를 통하여 얻어진 하지 관절의 움직임을 3차원 애니메이션을 형

상화 하므로써 그 효용성을 검증하였다.

## 2. 보행분석의 연구내용

### 2.1 시간-거리 특성모수

#### (Time-Distance Characteristic Parameters)

보행이란 신체를 공간상의 한 지점에서 다른 지점으로 이동시키기 위한 일련의 동작이다. 인간의 보행은 신체를 지지하고 있는 양쪽 하지를 교차시키면서 지면과 번갈아 접촉하는 동작을 주기적인 반복을 통해 이루어지는데, 보행 주기는 임의의 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간(Heel-Strike)부터 같은 발의 뒷꿈치가 다시 지면에 닿을 때까지의 기간으로 정의한다[9].

한편, 보행 주기는 양쪽 발이 지면과 접촉하고 있는 상태에 따라 몇 가지 단계(Phase)로 나뉘어지는데, 각 단계의 구분 기준과 구분된 단계를 그림 2.1에 나타내었다.

이러한 구분방법은 기존의 보행 연구 과정에서 일반적으로 사용되어 온 방식이며, 각 단계를 나타내기 위한 정의와 각 단계에서 측정 대상이 되는 특성 모수들은 다음과 같이 일반화되어 있다. 각 측정 대상 항목의 정의에 해당하는 내용을 그림 2.2에 나타내었다.

- 1) 주기 시간(Cycle Time) : 1회의 보행 주기를 완료하는데 경과된 시간.
- 2) 디딤 시간(Stance Time) : 보행 주기내에서 발이 지면에 닿아있는 시간 (heel-strike부터 toe-off까지).
- 3) 단일 디딤 시간(Single-Limb Stance Time) : 디딤 시간 중 한쪽 발 만이 지면에 닿아 있는 시간(반대쪽 발의 toe-off부터 heel-strike 전까지).
- 1) 중복 디딤 시간(Double-Limb Stance Time) : 디딤시간 중 양쪽 발 모두가 지면에 닿아 있는 시간(중복 디딤 시간은 디딤 시간의 초기와 말기에 2회 발생하는데 각각을

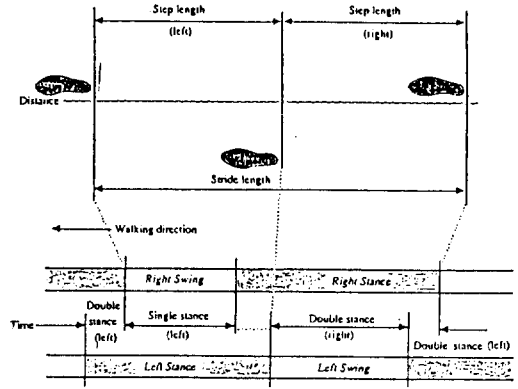


그림 2.2 시간-거리 특성 모수의 종류 및 정의[6]

initial double support, second double support 라고 지칭한다.)

- 2) 스윙 시간(Swing Time) : 보행 주기 내에서 발이 지면에서 떨어져 있는 시간 toe-off부터 heel-strike전까지).
- 3) 디딤률(Stance-Swing Ratio) : 보행 주기 내에서 디딤 시간 대 스윙 시간의 비율.
- 4) 보행 속도(Speed, Velocity) : 신체의 질량 중심이 시간의 경과에 따라 전방으로 전진하는 비율(cm/sec 혹은 m/sec).
- 5) 보조(Cadence) : 분당 보행 수로 나타낸 보행 속도 (steps/min.).
- 6) 보폭(Step Length): 한쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿은 순간부터 다른 쪽 발의 뒷꿈치가 지면에 닿을 때까지 이동한 거리.
- 7) 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.

이상과 같은 특성 모수들의 변화 형태를 보행 패턴(Gait Pattern)이라 하며, 정상인의 경우 이러한 보행 패턴이 거의

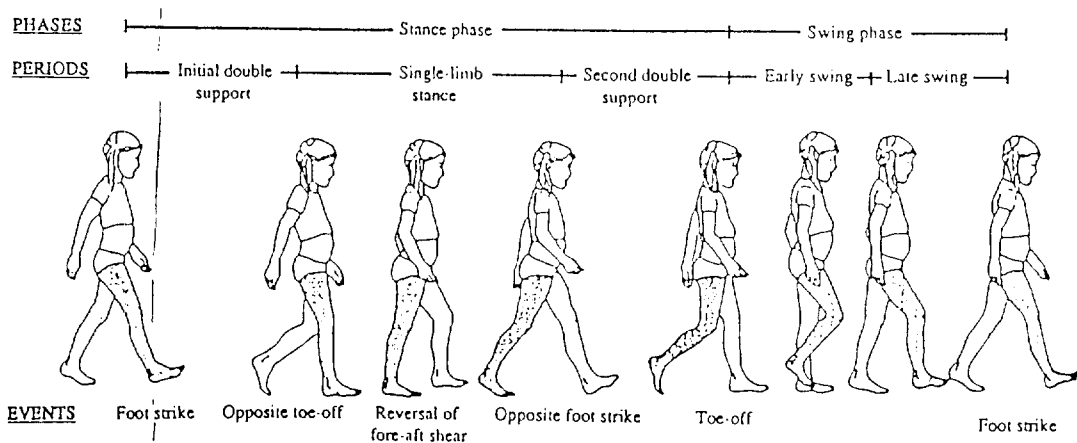


그림 2.1 보행 주기의 구분과 단계[9]

일정하기 때문에 보행 과정의 정상/비정상성을 평가하는 좋은 기준으로 사용될 수 있다.

2.2 하지 관절의 각운동 특성

인체의 하지 관절은 고관절(Hip Joint), 무릎관절(Knee Joint), 발목관절(Ankle Joint)로 이루어져 있으며, 보행 주기의 시간 경과에 따른 관절의 각운동 변화를 분석하게 된다. 이러한 분석을 위하여 하지의 각 관절의 위치 변화를 외부의 고정된 한 점을 기준으로 한 절대변화량(Absolute Change)으로 나타내거나 현재의 관절위치를 기준으로한 상대변화량(Relative Change)으로 나타내는 방법이 이용된다.

공간좌표계는 3개의 평면인 시상면(Sagittal Plane), 전두면(Frontal Plane), 수평면(Horizontal Plane)의 교차에 의하여 이루어지며, 각 평면을 기준으로 운동방향에 따라 전방-후방(Anterior-Posterior), 내측-외측(Medial-Lateral), 상향-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

이러한 특성 변수들은 정상인과 비정상 보행인을 구분할 수 있는 척도로 사용되어지며 보행시 인체 내부에서 발생하는 내력을 추정하는 등의 생체 역학 모델에 중요한 데이터로 사용된다.

2.3 지면반발력의 특성변화

보행 주기의 디딤 시간 중에 발생하는 지면 반발력의 크기와 방향은 체중을 수용(Weight Acceptance)하고 이완(Weight Release)시키는 일련과정의 상태를 나타내주는 지표로서 이용된다.

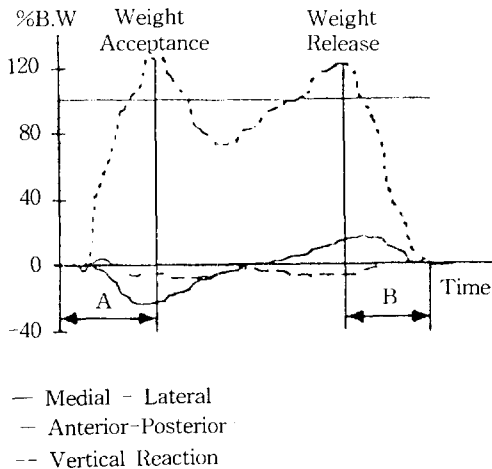


그림 2.3 정상인의 보행주기내의 지면반발력 변화

힘의 크기, 지속 기간(Duration), 하중 변화율>Loading Rate) 등을 포함하는 디딤 시간 동안의 지면 반발력의 파형 변화는 보행속도나 신발의 종류 등에 따라 다소 차이가 있지만 정상인의 경우 거의 일정한 형태를 나타내주기 때문에 보행 과정의 비정상성을 분석하기 위한 좋은 지표로 사용되고 있다. 그림 2.3은 정상인의 보행 과정에서 나타나는 각 성분힘의 파형 변화를 나타낸 그림으로서 수직 반발력이 디딤 시간의 시작인 heel-strike부터 weight acceptance에 이르는 기간(A : Initial Double Support Time)과 weight release부터 디딤 시간이 끝나는 toe-off에 이르는 기간(B : Second Double Support Time)에 두 번의 분명한 마루(Peak)를 갖는 형태를 지니고 있다.

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

Vector diagram은 지면 반발력이 지닌 각 vector 성분의 특성 변화를 합성하여 보행 과정에서 발생하는 여러 가지 운동역학적 비정상성을 종합적으로 나타내주는 그림으로서 이탈리아의 의학자인 A. Pedotti[16~17]에 의해 2차원 vector diagram으로 고안되었다.

Vector diagram은 그림 2.4와 같이 나비 날개의 한쪽 모양과 유사한 형태를 나타내며, 이러한 특징으로 인해 butterfly diagram이라고 지칭되기도 한다. 시상면에 투영된 정상인의 Vector Diagram은 전후 응력에 의한 영향으로 전반과 후반의 기울기가 서로 반대 방향을 나타내며, 이 기울기의 정도가 전후 응력의 크기에 해당한다. 또한 작용점 변화의 속도 차에 의해 작용점의 변화가 느린 weight acceptance부분은 뻘뻘(Dense)하고 weight release부분은 성긴(Sparse) 형태를 나타내게 된다. 이러한 vector diagram의 형태는 정상인의 경우에 거의 정형적이며 형태의 변화가 의미하는 바를 찾

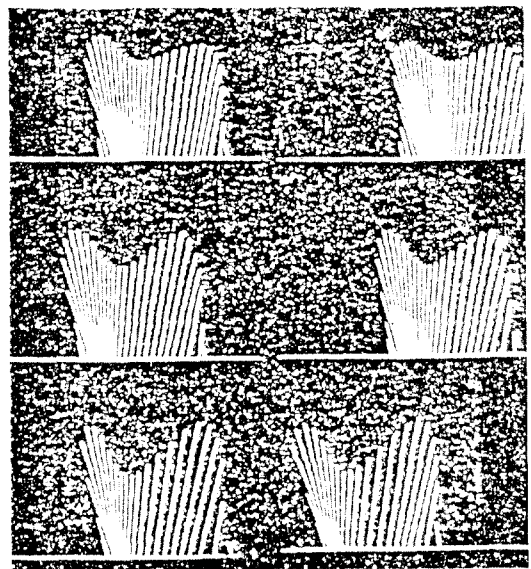


그림 2.4 정상인의 시상면에서의 vector diagram[16]

아내기 쉽고 측정 과정이 간단하다는 장점을 지니고 있다.

### 3. 보행분석 시스템의 구성 및 운용체계

앞절에서 살펴본 연구 내용을 바탕으로 보행 연구의 목적과 일치하는 종합적인 보행 분석 시스템을 구현하였다. 본 연구를 통해 구현된 보행 분석 시스템은 하부 시스템(Subsystem)들인 동작 분석(Motion Analysis) 시스템, 시간-거리 특성 분석 시스템, 운동 역학 분석 시스템과 데이터 분석용 소프트웨어인 FOANAS (Force Analysis System)로 구성되어 있으며 각 하부 시스템들의 구조와 데이터 처리과정을 block diagram으로 나타내면 그림 3.1과 같다.

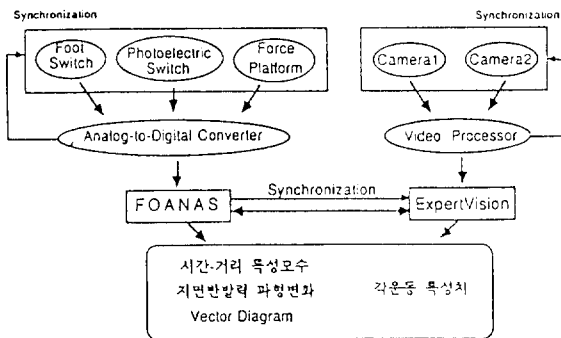


그림 3.1 구현된 보행분석 시스템의 구조와 데이터 처리과정

#### 3.1 동작분석 시스템

동작분석 시스템은 보행시 하지 관절에서 발생하는 각종 변위를 측정, 분석하기 위한 시스템으로, 상용화 되어있는 ExpertVision 시스템을 도입하여 보행 분석 과정에 적합하도록 설치하였다. 동작분석 시스템은 다음과 같은 장비들로 구성되어 있다.

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

동작분석은 피실험자의 연구 대상이 되는 관절부위에 각 video processor가 감지할 수 있도록 고안된 marker(retro-reflective sphere)들을 부착한 후 보행 과정을 통해 발생하는 marker의 움직임을 2대의 camera를 이용하여 촬영한다. 각 camera에 의해 촬영된 marker의 움직임은 video processor라는 장치에 의해 동기화(Synchronization) 되어 3차원 좌표값을 갖는 단일 영상으로 합성된다. 이렇게 얻어진 데이터는 시계열 데이터 파일(Time-Series Data File)형태로서, 이를

이용하여 각 평면(시상면, 전두면, 수평면)에서의 하지관절의 움직임을 stick diagram형태로 animation할 수 있다.

#### 3.2 시간-거리 특성 분석시스템

시간-거리 특성 분석 시스템은 앞장에서 언급되었던 시간-거리 특성 모수들을 측정, 분석하기 위한 시스템으로 foot-switch system이 설치된 보행로(Walkway)로 구성되어 있다.

Foot-switch system은 보행 주기 내에서 피실험자의 양발이 지면과 접촉하고 있는 상태를 측정하기 위한 장치로서 membrane switch를 이용하여 자체 제작하였다. 이 장치는 신발 안창(Sole) 형태의 두께 2mm미만인 박판으로서 보행자의 신발 안쪽에 부착하여 사용하며 발과 지면의 접촉시 생기는 압력에 따라 개폐되어 전기적 신호를 전송하는 폐회로 구조를 지니고 있다. 이 장치를 통해 나오는 4개(양발의 앞뒤에 해당)의 전기 신호는 A/D Converter를 통해 수치 데이터로 변환된 후 분석용 소프트웨어인 FOANAS가 설치되어 있는 컴퓨터로 전달된다. FOANAS에서는 이 4개의 데이터 조합을 분석하여 보행 주기 내의 각 사건과 단계를 구분하고 각 단계별 경과 시간을 계산해낸다.

#### 3.3 운동역학 분석 시스템

보행시의 지면 반발력 변화를 분석하여 보행 과정에서 발생하는 각종 운동역학적 비정상성을 정량화하기 위한 시스템으로서 힘판과 힘판이 설치되어 있는 보행로로 구성되어 있다. 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 이상의 11개 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)

시간-거리 특성 분석 시스템과 운동역학 분석 시스템에서의 분석 과정은 자체 개발된 보행분석용 응용 소프트웨어인 FOANAS에서 이루어진다. FOANAS는 본 연구에서 사용되는 각종 계측 장비를 제어하고 측정데이터를 처리하여 보행 특성치를 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 보행 과정에서 각종 계측 장비를 통해 측정되는 데이터의 변화를 on-line 으로 컴퓨터 화면에 나타내주거나 file형태로 저장하는 일을 담당하며 출력 부분은 실

험 후의 추가적 분석을 위하여 저장된 file중 필요한 부분을 선택적으로 읽어 들이거나 분석을 통해 얻어진 여러 가지 결과들을 printer이나 plotter로 출력하는 일을 담당한다.

데이터의 분석 부분은 동작분석 부분을 제외한 모든 보행 특성치의 분석이 이루어질 수 있도록 구성되어 있으며, vector diagram의 개념을 도입하여 보행 과정에서 발생하는 운동역학적 비정상성을 좀더 분명하게 파악할 수 있도록 하였다. FOANAS에서는 시상면과 전두면에서의 vector diagram을 합성한 3차원 vector diagram의 분석이 가능하도록 구성되어있다(그림 3.2). 3차원 vector diagram은 디딤 시간의 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 보행 형태를 파악해 낼 수 있는 장점을 지니고 있다.

한편, FOANAS에서는 보행 분석에 대한 전문지식이 없는 사람도 쉽게 사용할 수 있도록 top-down menu-driven 방식을 채택하였으며, 각 처리 결과는 이해를 돕기 위하여 graphical representation 방식으로 제시되고, 각종 처리 결과를 나타내 줄 수 있게 하였다.

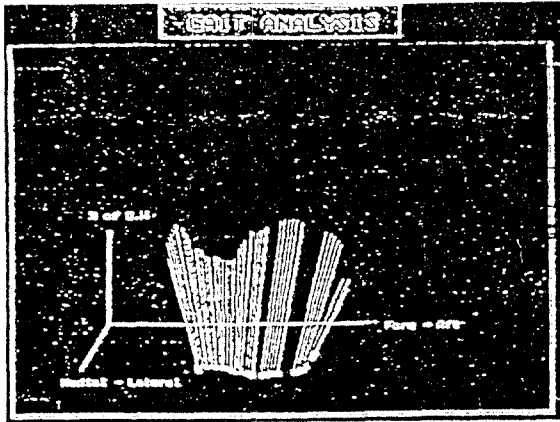
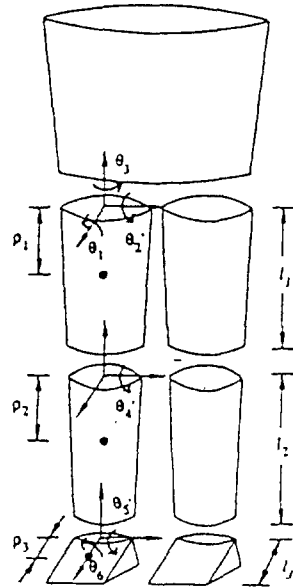


그림 3.2 FOANAS에서의 3차원 vector diagram

## 4. 역기구학을 이용한 보행분석

### 4.1 보행모델의 기구학적 해석

인체는 여러 개의 강체들이 조인트로 연결된 기구학적 시스템으로 모델링할 수 있다. 본 연구에서는 7개의 링크와 12 자유도를 갖는 보행모델을 설정하였다(그림 4.1). 이 모델은 하나의 몸통과 두다리로 구성되어있고, 한쪽다리는 넙적다리와 정강이 그리고 발의 세 분절로 이루어졌으며, 고관절에서는 3개의 자유도, 무릎관절에서는 하나의 자유도, 그리고 발목관절에서는 2개의 자유도를 갖도록 하였다. 이 모



- $\theta_1$ : 고관절의 내측/외측(Adduction/Abduction of the Hip)
- $\theta_2$ : 고관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Hip)
- $\theta_3$ : 고관절의 내측/외측 회전(Internal/External Rotation of the Hip)
- $\theta_4$ : 무릎관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension of the Knee)
- $\theta_5$ : 발목관절의 굴곡/신전(Plantar Flexion/Extension of the Ankle)
- $\theta_6$ : 발목관절의 내측/외측 회전(Adduction/Abduction of the Ankle)

그림 4.1 보행모델

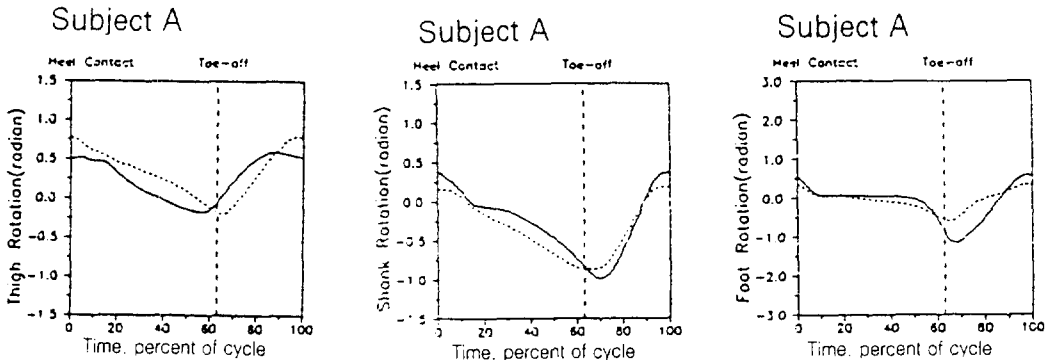


그림 4.2 피실험자 A에 대한 무릎관절(A)과 발목관절(C)에서의 회전각

델의 기준점은 보행이 시작되는 시점에서 디딤각의 고관절과 수직으로 지면에 닿는점에 설정하였고, X축은 보행이 진행되는 방향, Z축은 지면에 수직하고 중력의 반대방향으로 잡았다.

사람들은 보행시 일을 최소화하면서 움직인다고 가정하여  $dU = M \cdot d\theta$ 의 식으로부터 목적함수  $Y(t) = \sum w(t) \cdot \Delta D\theta(t)$ 로 정하였다. 여기서 목적함수의 weighting factor,  $w(t)$ 를 상수값 1로 놓고,  $Y(t) = \sum \text{abs}\{\Delta\theta(t)\}$ 로 하였다. 보행이 진행되는 방향과 시상면에서의 하지관절 특히 고관절이 움직일 수 있는 범위를 고려하여 각 관절의 값을 구하였다.

#### 4.2 시물레이션

위의 알고리즘에 의해 구해진 하지관절의 궤적과 실험을 통하여 얻어진 궤적을 비교하였고, 그림 4.2와 같이 각 관절의 회전각을 실험을 통하여 얻은 값과 비교하였다. 그 결과 고관절에서의 신전이 시물레이션 값이 실험을 통하여 얻은 값보다 5-10%정도 늦게 일어났으며, 무릎관절의 경우는 이를 보상하듯이 5-10%정도 빨리 일어나는 것으로 나타났다. 발목관절에서의 회전은 time-delay현상은 나타나지 않았다. 이를 3차원으로 애니메이션 하여(그림 4.3) 모델의 유용성을 검증하였다.

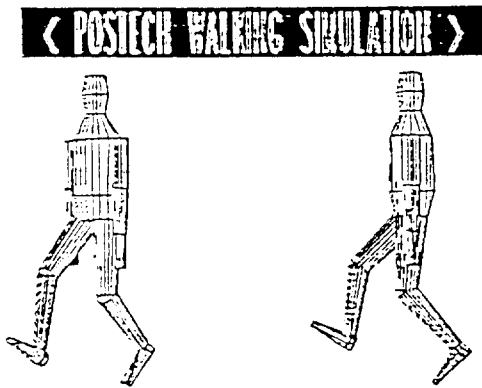


그림 4.3 시물레이션을 통하여 얻은 3차원 애니메이션

### 5. 보행 분석 시스템을 이용한 보행연구의 기대효과

본 연구실에 설치한 보행 분석 시스템을 이용하여 보행 연구를 수행함으로써 얻을 수 있는 기대 효과는 다음과 같다.

- (1) 정상인에 대한 실험을 통해 각종 보행 특성 모수들에 대한 Data를 수집함으로써 비정상인의 하지 관절 운동시 관절과 다리(Limb) 부분에서 발생할 수 있는 여러종류의 병리학적 결함을 정량적으로 평가할 수 있다.

- (2) 각종 질병에 따른 보행 특성 모수에 대한 Data를 수집 함으로써 환자를 진단하는 과정에 기초자료로 활용할 수 있으며, 정상인의 보행 패턴과 비교하여 정형 수술 환자에 대한 수술 경과의 평가 지표로 사용할 수 있다.
- (3) 각종 장비를 통하여 얻어진 Data를 이용하여 보행 과정을 나타내는 생체역학 모형(Biomechanics Model)을 개발할 수 있다.
- (4) 신발이나 보조장치(Support Devices) 등 보행과 관련된 각종 장비를 설계하기 위한 기초 자료로 활용할 수 있다.
- (5) 달리기(Running), 넓이 뛰기(Long Jump)등 하지의 운동을 포함하는 각종 스포츠 활동의 평가에도 쉽게 전용될 수 있다.

#### 참 고 문 헌

- [1] An driacchi, T.P. and Strickland, A.B., "Gait analysis as a tool to assess joint kinetics," in Biomechanics of Normal and Pathological Human Articulating Joints, edited by Berme, N., Engin, A.E., and Coreia dasilva, K.M., Martinus Nijhoff Publishers, pp.83-102, 1985.
- [2] 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.
- [3] Apkarian, J., Numann, S. and Cairns, B., A three-dimensional kinematic and Dynamic Model of the Lower Limb, J. of Biomechanics, 22, pp.143-155, 1989.
- [4] 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.
- [5] Cappozzo, A., Leo, T. and Pedotti, A., A general computing method for the analysis of human locomotion, J. of Biomechanics, 8, pp.307-320, 1975.
- [6] Chao, E.Y.S., "Biomechanics of the human gait," in Frontiers in Biomechanics, edited by Schmid-Schonbein, G.W. et al., Springer- Verlag, 1986.
- [7] Chao, E.Y.S. and Rim, K., Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait, J. of Biomechanics, 6, pp.497-510, 1973.
- [8] Demottaz, J.D. et al., "Clinical study of total ankle replacement with gait analysis," The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.61-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 osteo- arthritis", Biomechanics VIII-A, Human Kinetics Publishers, pp. 502-209, 1983.
- [11] Hardt, D.E. and Mann, R. W., A five body - three dimensional dynamic analysis of walking, Technical Note, J. Biomechanics, 13, pp.455-458, 1980.
- [12] Muybridge, E., The Human Figure in Motion, Chapman and Hall, 1901.
- [13] Mecheles, K. et al., "Kinematic and kinetic analysis of normal and pathological gait," Biomechanics IX-A, Human Kinetics Publishers, pp. 512-219, 1985.
- [14] Nigg, B.M., Biomechanics of Running Shoes, Human Kinetics Publishers, 1986.
- [15] Nubar, Y. and Contini, R., A minimum principle in biomechanics, Bull. of Math. Biophysics, 23, pp.377-391, 1961.
- [16] 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.
- [17] Pedotti, A., "Fundamental evaluation and recovery in patients with motor disabilities," in Uses of Computers in Aiding the Disabled, edited by Rariv, J., North-Holland Publishing Company, pp. 53-71, 1982.
- [18] Seireg, A. and Avikar, R. J., A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculoskeletal system, J. Biomechanics, 8, pp. 89-102, 1975.
- [19] 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.
- [20] Tasi, C. S. and Mansour, J. M., Swing phase simulation and design of above prostheses, IEEE Trans. On Biomechanical Engineering, 108, pp.65-72, 1986.
- [21] Townsend, M. A. and Tasi, T. C., Biomechanics Modeling of Bipedal Climbing and Descending, J. Biomechanics, 9, 227-239, 1976.
- [22] Townsend, M. A. and Seireg, A. The Synthesis of Bipedal Locomotion, J. Biomechanics, 5, 71-83, 1972.
- [23] Winter, D.A., Biomechanics of Human Movement, John Wiley & Sons, 1979.

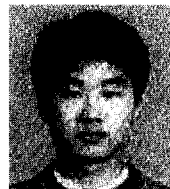
## 저 자 소 개



**정민근(鄭民根)**

1951년 6월 1일생. 1974년 2월 서울공대 산업공학과 졸업. 1978년 4월 Univ. of Michigan 산업공학과 졸업(석사). 1984년 8월 Univ. of Michigan 산업공학과 졸업(공박). 1984년 9월-1987년 6월 Univ. of

Illinois Chicago 산업공학과 조교수. 1987년 7월-현재 포항공대 산업공학과 교수.



**김상호(金相昊)**

1967년 1월 26일생. 1989년 2월 성균관대 공대 산업공학과 졸업. 1991년 2월 포항공대 산업공학과 졸업(석사). 1995년 포항공대 산업공학과 졸업(공박). 1995년 8월-1996년 2월 포항공대 산업공학과 연구원. 1996년 3

월-현재 금오공과대 산업공학과 전임강사.



**최경임(崔京任)**

1962년 9월 14일생. 1985년 2월 이화여대 물리학과 졸업. 1987년 8월 이화여대 체육학과 졸업(석사). 1993년 2월 포항공대 기계공학과 졸업(석사). 1994년 3월-현재 포항공대 산업공학과 박사과정.