

논문 2011-48CI-2-5

관성센서 기반의 무선보행측정시스템 개발 및 노인 당뇨 환자 보행 진단에의 응용

(Development of Wireless Ambulatory Measurement System based on Inertial Sensors for Gait Analysis and its Application for Diagnosis on Elderly People with Diabetes Mellitus)

정지용*, 양윤석**, 원용관***, 김정자****

(Ji-Yong Jung, Yoon-Seok Yang, Yonggwon Won, and Jung-Ja Kim)

요약

현재 보행 분석에 있어 많이 사용되고 있는 3차원 동작 분석기의 경우, 여러 대의 카메라와 넓은 공간이 필요하다는 공간적 제한성과 함께 고가로 접근성이 용이하지 않으며, 측정 시 준비 과정이 복잡하여 이를 임상에 적용하기에는 많은 제약점이 있다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위해 임상에서 용이하게 하지(족부) 이상을 진단하기 위한 관성 센서 기반의 3차원 무선 보행 측정 시스템을 개발하고, 당뇨병 노인 환자 10명을 대상으로 시스템의 타당성을 평가하였다. 개발된 시스템은 보행 특성을 측정하는 관성 측정 장치, 관성 데이터를 수집 및 처리하는 마이크로 컨트롤러, 측정된 데이터를 PC로 전송하는 블루투스로 구성된 무선 보행 측정 모듈과, 수신 데이터의 저장, 처리 및 분석을 위한 윈도우 응용 프로그램 모듈로 구성되었다. 본 연구에서 개발된 시스템은 하지(족부) 이상 진단의 실제 임상에 손쉽게 활용할 수 있을 뿐만 아니라, 스포츠 과학, 재활 등과 같은 인간의 3차원 움직임 분석을 필요로 하는 다양한 분야에 널리 활용할 수 있을 것이다.

Abstract

3D motion analysis system which is currently widely used for walking analysis has limitations due to both necessity of wide space for many cameras for measurement, high cost, and complicated preparation procedure, which results in low accessibility in use and application for clinical diagnosis. To resolve this problem, we developed 3-dimensional wireless ambulatory measurement system based on inertial sensor which can be easily applicable for clinical diagnosis for lower extremity deformity and developed system was evaluated by applying for 10 elderly people with diabetes mellitus. Developed system was composed of wireless ambulatory measurement module that consists of inertial measurement unit (IMU) which measures the gait characteristics, microcontroller which collects and processes the inertial data, bluetooth device which transfers the measured data to PC and Window's application for storing and processing and analyzing received data. This system will utilize not only to measure lower extremity (foot) problem conveniently in clinical medicine but also to analyze 3D motion of human in other areas as sports science, rehabilitation.

Keywords: Wireless ambulatory measurement system, Inertial sensor, Gait analysis, Diabetes Mellitus

* 정회원, 전북대학교 헬스케어공학과 (Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University)

** 정회원, **** 정회원-교신저자, 전북대학교 바이오메디컬공학부

(Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University)

*** 정회원, 전남대학교 전자컴퓨터공학부

(School of Electronics and Computer Engineering, Chonnam National University)

※ 이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No. 2009-0077586) 및 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구됨.

접수일자: 2011년2월14일, 수정완료일: 2011년3월7일

I. 서 론

당뇨병은 전 세계적으로 유병률이 급속히 증가하고 있는 만성질환으로 세계적으로도 65세 인구 중 약 39%가 당뇨병을 앓고 있다^[1]. 특히 당뇨병 환자의 족부궤양 유병률은 약 2~7%이고, 당뇨병 환자가 사는 동안 족부궤양을 앓을 가능성은 약 15%로 알려져 있으며 3%는 하지 절단을 경험한다고 한다^[2].

정상보행(normal gait)은 하지와 골반, 체간의 조화된 관절 움직임과 근육활동으로 적은 에너지를 소비하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞으로 이동시키는 것을 의미한다^[3]. 당뇨병 환자의 보행은 정상 보행과 비교해서 다양한 적응에 의해 그 특징이 나타나게 된다^[4]. Mueller등은 당뇨 환자들의 경우 저하된 균형 능력, 신경병증(neuropathy), 그리고 근력의 약화는 단독 혹은 복합적으로 발의 비정상적인 압력 분배로 인해 보행 이상을 가져올 수 있으며, 특히 보행이 느려지고 유각기(swing phase)에서 회전(circumduction)이 함께 일어나는 경향을 보인다고 하였다^[5]. 또한, 감소한 보행 속도, 보행 길이, 보행 주기, 재분배된 관절 모멘트, 증가한 발바닥 압력, 자세 불안성과 증가한 낙상 위험은 당뇨병 또는 당뇨병성 신경병증이 있는 환자에게서 보고되었다^[6-10]. 이와 같이 족부와 관련한 당뇨 질환의 심각성으로 인해 하지 족부 이상(foot deformity)을 진단할 수 있는 정확한 보행 특성 분석이 필요하다.

보행을 측정하고 분석하기 위해 대표적으로 사용되고 있는 3차원 동작분석기는 Vicon Motion Capture System(Oxford Metrics, Oxford, UK)으로 신체의 특정 부위에 마커를 부착한 후 적외선 카메라로 마커의 위치 좌표 값을 실시간으로 읽고 판독하여 인간의 3차원 보행 동작을 분석한다. 동작 분석은 움직임에 대한 초점에 따라 운동학적 분석(kinematic analysis)과 운동역학적 분석(kinetic analysis)으로 구분할 수 있다. 운동학적 분석은 외형적으로 발현되는 운동의 형태에 관한 분석방법으로 동작을 관찰하고 측정하여 기술한다. 운동역학적 분석은 운동을 유발하는 원인인 힘의 분석에 초점을 두고 인체 내부에서 발현되는 힘, 인체와 주변 환경 사이에 작용하는 힘을 정량화한다.

기존 3차원 동작 분석기의 유선 마커 방식을 무선 측정 방식으로 구성한 시스템에 관한 최근의 연구로 가속도계(Accelerometry)를 이용한 연구가 수행되었다. 가속도계는 효과적인 보행 분석 기술로 사용되어져 왔다

^[11]. Kavanagh등은 다른 동작 측정 장치와 달리 가속도계를 기반으로 하는 보행 분석 시스템은 일반적으로 가볍고 이동이 가능해 피험자의 움직임을 방해하지 않으며 데이터 수집에 있어서도 공간의 제한이 없다고 하였다^[12]. Saremi등은 가속도계를 이용한 보행 분석은 보행의 시공간적 측정을 분석하는데 사용될 수 있으며, 객관적이면서 신뢰할 수 있는 평가를 위한 유용한 방법이라고 하였다^[13]. 또한, Tong등은 신체에 부착된 자이로 센서에 의해 측정된 각속도 데이터를 통합하여 보행의 방향을 측정할 수 있다고 하였다^[14].

이와 같이 기존의 3차원 동작분석기의 경우 보행의 형태와 역학에 관한 각 분절의 특성을 동시에 보여주며, 정량화된 객관적 수치를 제공한다는 장점이 있다. 그러나 고가의 장비로 접근성이 용이하지 않고, 적외선 카메라 촬영 방식으로 다양한 각도에서 측정을 하기 위해서는 여러 대의 카메라와 넓은 전용 공간이 필요하다는 제한점으로 인하여 인간의 움직임 분석을 필요로 하는 의료 임상에 적용 시 많은 제약점을 가지고 있다^[15].

현 의료 현장에서 보행 이상과 관련하여 전문가가 진단을 하는 경우, 전문적 측정 장비의 부족과 공간적 제약에 따라 전문가의 주관적인 판단과 수동적 장비에 의존하고 있는 실정이다. 이에 따라 기존의 3차원 동작 분석기가 가지고 있던 여러 가지 문제점을 해결하고, 임상에서 보행에 관한 정확한 운동 역학적 정보를 실시간으로 제공할 수 있는 소형, 경량의 센서를 사용한 무선 보행 측정 시스템과 자동화된 분석 시스템을 필요로 하고 있다.

본 논문에서는 보행 연구에 있어 보행 특성에 관한 정확한 정보를 제공하는 3차원 보행 분석을 위해 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 통합한 관성센서 기반의 무선 보행 측정 시스템을 설계하였다. 설계된 시스템으로 당뇨병성 신경병증이나 족부 궤양을 유발할 수 있는 당뇨병 노인을 대상으로 실험을 수행하였고, 임상에서 족부 이상을 진단, 분석하기 위한 응용 시스템을 구현하였다. 측정된 데이터를 통해 골반과 발목의 가동 범위를 검출하여 보행 특성을 검출하고, 제안한 시스템의 신뢰성 평가를 위해 기존 족부 이상을 진단하는 방법인 근 활성화도와 족저 압력 분포를 측정하여 보행 특성을 상호 비교 분석하였다.

II. 본 론

본 연구에서는 관성 측정 장치를 이용하여 동체의 자세를 측정하는 ARS(Attitude Reference System) 시스템으로 보행 패턴을 측정하고 보행 시 측정된 데이터는 블루투스를 통해 PC에 무선으로 전송된다. 전체적인 시스템 구성은 그림 1과 같다.

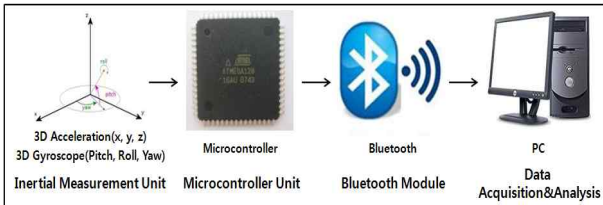


그림 1. 시스템 구성도
Fig. 1. System configuration.

1. 측정 시스템 구성

본 연구에서 설계한 측정 시스템은 크게 3축 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 통하여 보행 특성을 측정할 수 있는 관성 측정 장치, 데이터를 처리하는 마이크로 컨트롤러, 측정된 데이터를 PC로 전송하는 블루투스로 구성되어 있다. 그림 2에서 보이는 바와 같이 PCB기판에 관성 측정 장치와 마이크로 컨트롤러, 블루투스가 부착되어 하나의 무선 보행 측정 시스템이 구성된다.

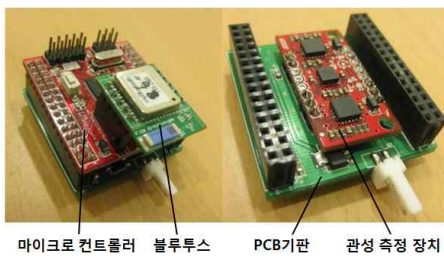


그림 2. 무선 보행 측정 시스템
Fig. 2. Wireless ambulatory measurement system.

가. 관성 측정 장치 (Inertial Measurement Unit)

관성 측정 장치(IMU)는 3차원 공간에서 병진운동을 감지하는 가속도 센서와 회전운동을 감지하는 자이로 센서가 각각 3축으로 구성되어 움직이는 물체의 자세정보를 제공하기 위한 연산을 수행한다^[16]. 가속도 센서는 X, Y, Z축 각각의 가속도와 각 방향으로 기울어짐을 나타내며 자이로 센서는 기준 방향에 대해 회전한 방향과 그 방향으로 회전하는 순간 속도를 나타낸다.

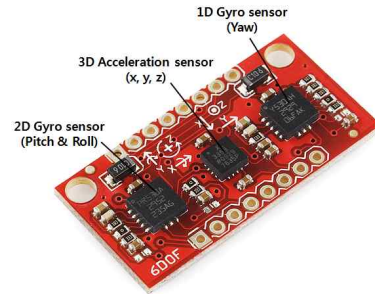


그림 3. 6-자유도 관성 측정 장치
Fig. 3. 6-degree of freedom inertial measurement unit.

본 연구에서 사용된 관성 측정 장치는 SEN-10010 (Sparkfun Electronics, USA)으로 X, Y, Z방향의 3축 가속도 센서인 ADXL335(Analog Device, USA)와 피치(Pitch), 롤(Roll) 방향의 2축 자이로 센서인 LPR530AL(STMicroelectronics, USA), 요(Yaw) 방향의 1축 자이로 센서 LY530ALH(STMicroelectronics, USA)로 구성되어 있다. 6-자유도 관성 측정 장치는 그림 3과 같이 하나로 통합된 모델로 별도의 하드웨어 없이 3.3V의 전원을 인가하면 3축의 가속도와 각속도 데이터를 아날로그 값으로 동시에 측정할 수 있다.

(1) 가속도 센서 (Accelerometer)

ADXL335 3축 가속도 센서는 센서의 크기(4mm X 4mm X 1.45mm)가 작으며 1.8V~3.6V의 전원을 인가했을 때 동작하게 된다. 센서의 출력은 X, Y, Z 방향에 대해 각각 아날로그 값으로 나타나며 범위는 각 축에서 ±3.6g, 민감도는 300mV/g로 동작한다.

(2) 자이로 센서 (Gyro sensor)

자이로 센서는 피치, 롤 방향의 각속도를 측정하는 LPR530AL과 요 방향의 각속도를 측정하는 LY530ALH이다. 센서의 크기는 5mm X 5mm X 1.5mm이며 2.7V~3.6V의 전원을 인가했을 때 동작하게 된다. 자이로 센서의 내부에는 저역통과필터(low pass filter)가 내장되어 있으며 증폭되지 않은 신호와 4배로 증폭된 신호의 출력을 모두 사용할 수 있다. 센서의 출력은 각 방향에 대해 아날로그 값으로 나타나게 되며 본 연구에서는 ±300°/s, 민감도 0.83mV/°/s로 동작하는 증폭되지 않은 자이로 출력 값을 사용하였다.

나. 마이크로 컨트롤러 (Microcontroller)

본 연구에서 사용된 마이크로 컨트롤러는 myMCU-

AVR128(Withrobot Lab, Kor) 모듈이다. myMCU는 AVR 마이크로 컨트롤러인 ATmega128을 테스트 할 수 있는 소형 모듈 형태의 보드로 내부에 디버깅용 LED가 있어 GPIO(General Purpose Input/Output)나 PWM(Pulse Width Modulation) 테스트가 가능하고 ISP(In-System Programming), JTAG(Joint Test Access Group) 커넥터를 두어 프로그램 다운로드나 디버깅을 할 수 있도록 구성되어 있다. 128Kbyte 플래쉬 프로그램 메모리(Flash Program Memory)와 4Kbyte SRAM, 4Kbyte EEPROM, 7.3728Mhz 메인 클럭을 내장하고 있으며 5V 입력 전원으로 동작한다. 또한 보드 상단에 블루투스 또는 USB 모듈을 연결할 수 있는 커넥터가 존재하여 이들을 추가로 장착하면 PC와 UART(Universal Asynchronous Receiver Transmitter)를 이용하여 통신할 수 있는 기능을 가지고 있다.

다. 블루투스 (Bluetooth)

본 연구는 블루투스 방식을 이용하여 무선으로 ATmega128 마이크로 컨트롤러를 통해 얻어진 관성센서의 데이터를 PC로 전송하는 방법을 사용하였으며 사용된 블루투스는 myBluetooth-EX(Withrobot Lab, Kor) 모듈로 115.2KB의 전송속도를 가진다. 이 모듈은 임베디드 보드의 UART를 블루투스 무선 통신으로 PC의 UART로 연결할 수 있도록 제작한 블루투스 무선 시리얼 모듈로 USB 블루투스 동글(Dongle)을 이용하면 PC와 가상 시리얼포트가 연결되어 데이터를 무선으로 송·수신 할 수 있게 된다. 또한 myMCU-AVR128 모듈 상단에 연결하여 별다른 하드웨어 작업 없이 유선으로 전송되는 데이터를 무선으로 치환시킬 수 있다는 장점이 있다.

2. 센서를 이용한 각도 검출

가. 가속도 센서를 이용한 각도 검출

가속도 센서는 이동하는 물체의 가속도나 충격의 세기를 측정하며 중력가속도에 의한 변위를 측정한다. 이를 이용하여 가속도 센서는 중력 가속도를 이용하여 기울기 센서처럼 각도 계산이 가능하다. 흔들리는 진자의 회전중심축에 장착된 가속도 센서의 출력은 그림 4와 같이 나타난다.

각도를 구하기 위한 식은 수식 (1)과 같다.

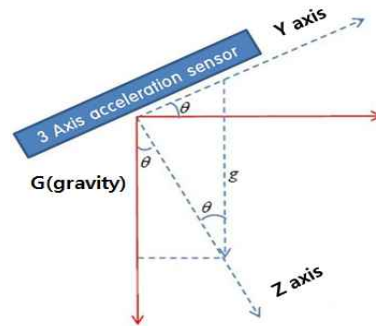


그림 4. 진자의 회전중심축에 장착된 가속도 센서의 출력
Fig. 4. Output of accelerometer mounted on the central axis of rotation of the pendulum.

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{y}{z}\right) \tag{1}$$

수식에서 y는 가속도 센서의 y출력값을 나타내며 z는 가속도 센서의 z출력값을 나타낸다. 가속도 센서 출력값을 아날로그/디지털로 변환시킨 값에 스케일팩터(scalefactor)를 곱하지 않아도 약분되어 없어지기 때문에 부가적인 수식이 없어도 된다. 그러나 가속도 센서의 출력은 중력 가속도 뿐만 아니라 충격, 진동 그리고 변환가속도가 포함되기 때문에 이를 위해 저역통과필터(lowpass filter)를 이용하여 센서의 출력을 보정해야 한다. 따라서 2Hz 디지털 FIR(Finite Impulse Response) 저역 통과 필터를 이용하여 센서의 출력을 보정하였으며, 필터링을 통해 원본 데이터와 8ms의 위상차(phase difference)를 나타내었다.

나. 자이로 센서를 이용한 각도 검출

자이로스코프는 외부 코리올리 힘에 의한 변화를 측정하여 회전 각속도를 측정하며 각속도 데이터를 적분하여 각도를 측정할 수 있다. 적분에 앞서 자이로 센서의 스케일팩터를 이용하여 아날로그/디지털 변환에 의한 0~1024 사이의 값을 각속도(°/s) 값으로 변환하는 수식이 필요하다. Yaw축 자이로 센서인 LY530ALH의 민감도(sensetivity)는 0.83mV/(°/s), 자이로 센서의 기준 전압은 3.3V, ATmega128의 아날로그/디지털 변환기의 분해능은 10bit로 다음의 수식 (2)를 이용하여 각속도를 계산하였다.

$$\frac{3300}{1024} \left[\frac{mV}{bit} \right] \times \frac{1}{0.83 [mV / (^\circ / s)]} = 3.8827 \left[\frac{(\circ / s)}{bit} \right] \tag{2}$$

위의 수식을 통해 나온 값을 아날로그/디지털 변환에 의해 나온 값에 곱해주면 각속도 값이 측정되는데 자이로 센서 출력값에 샘플링 시간(sampling time)을 곱해서 누적시켜 각도를 구하였다.

3. 소프트웨어 구성

본 연구에서는 관성센서 기반의 무선 측정 시스템의 동작을 위한 ATmega128용 펌웨어 프로그램과 ATmega128에서 송신된 데이터를 수신하여 처리하는 윈도우 응용 프로그램을 개발하였다. 펌웨어 프로그램을 개발하기 위해 AVR Studio 4.18version(Atmel Corporation, USA)을 사용하였으며 ATmega128에서 측정된 데이터는 아날로그/디지털 변환기를 통해 변환되어 UART 블루투스 직렬 통신 포트를 통해 무선으로 PC에 송신된다. 윈도우 응용 프로그램은 MS .NET framework 3.1 SP2 환경에서 MS Visual Studio2005 8.0version(Microsoft, USA)을 사용하여 C#언어로 작성하였으며 Winform MDI(Multiple Document Interface)로 구성되었다. 초기 MDI 화면안에 SDI(Single Document Interface) 화면이 나타나게 되는데 그림 5는 전 보행 사이클 동안의 발목과 골반의 3축값(피치, 롤, 요)을 나타낸다. SDI 내부에서 가로축은 밀리세컨드(millisecond) 단위로 시간을 나타내고 세로축은 데이터의 크기(magnitude)이다.

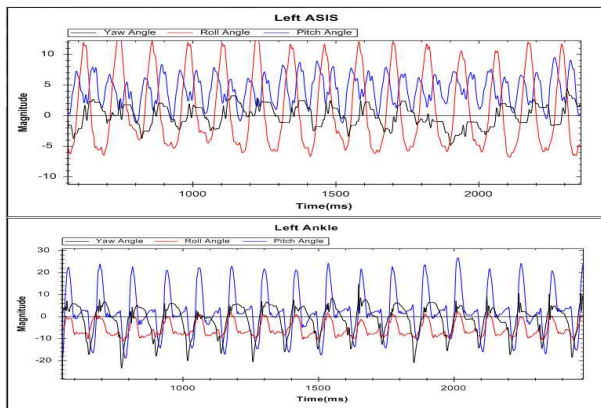


그림 5. 측정된 골반과 발목의 데이터의 화면
Fig. 5. Data screen measured on pelvic and ankle.

3. 실험 대상자

본 연구에서는 G 노인종합복지관의 노인 중 당뇨병 환자 10명(발:20개)을 대상으로 실험을 진행하였다. 실험 대상자의 특성은 표 1에서와 같이 평균 연령(years)

표 1. 실험 대상자의 특성

Table 1. Characteristics of the subjects.

| Characteristics | Subjects |
|-----------------------------|------------|
| Sex(female:male) | 6:4 |
| Age(years) | 69.5±4.48 |
| Body Mass(kg) | 58.1±6.95 |
| Height(cm) | 156.3±3.52 |
| BMI(kg/m ²) | 23.8±2.57 |
| Duration of diabetes(years) | 9.6±5.01 |

은 69.5±4.48year, 평균 몸무게(body mass)는 58.1±6.95kg, 평균 키(height)는 156.3±3.52cm, 평균 체질량 지수(BMI)는 23.8±2.57kg/m², 평균 유병기간(duration of diabetes)은 9.6±5.01year이었다. 실험에 참가한 모든 실험 대상자에게 당뇨병과 관련된 기초 설문을 실시하였으며 실험 목적과 실험 절차에 대해 충분히 설명한 후 참가 동의서를 작성하였다.

4. 실험 방법

모든 실험 대상자는 Gait Trainer 트레드밀(BIODEX, USA)에서 보행 속도 1.8km/h, 보폭 35cm로 보행하였다. 실험 전 트레드밀에서 자연스럽게 보행할 수 있도록 적응할 수 있는 시간을 가졌으며 1회 40초씩 총 5회 반복으로 트레드밀에서 보행하였다. 보행 시 골반과 발목의 각도 변화를 측정하기 위해 본 연구에서 개발된 시스템을 그림 6에서 보이는 바와 같이 골반 양측에 위치한 전상장골극(anterior superior iliac spine : ASIS)

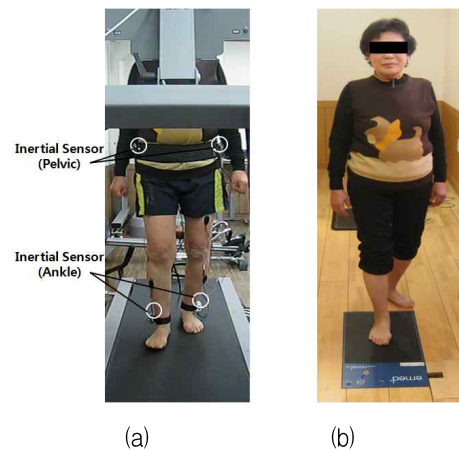


그림 6. 보행 시 측정된 골반과 발목의 각도, 근전도, 족저 압력

(a) 트레드밀 보행 측정 (b) EMED 보행 측정
Fig. 6. Angle of pelvic and ankle, EMG, plantar pressure measurement on gait.
(a) Gait measurement on Treadmill
(b) Gait measurement on EMED

과 양측의 발목 외측 복사뼈(lateral malleolus)에 부착하였으며 근전도 측정을 위해 Bignoli EMG System Delsys Corporation, USA)을 사용하여 총 8개의 채널에서 근전도 신호를 측정하였다. 전극의 부착 위치는 왼발과 오른발의 대퇴직근(rectus femoris:RF), 대퇴이두근(biceps femoris:BF), 전경골근(tibialis anterior: A), 내측 비복근(gastrocnemius lateral head:GM)으로 하였다. 족저 압력 분포 측정은 10m의 보행로(walkway)의 중간에 위치한 EMED-X platform Novel GmbH, Germany) 시스템을 사용하여 측정하였다.

5. 데이터 처리 및 분석

자료 분석을 위해 앞쪽과 뒤쪽 각각의 5초를 제외한 30초 동안의 데이터를 사용하였다. 보행 시 관성 측정 장치로 수집된 골반과 발목의 각도 변화에 대한 초당 100개의 데이터는 최대값과 최소값들의 평균과 표준편차로 나타내었다. 센서 출력에서 나타나는 롤(Roll), 피치(Pitch), 요(Yaw) 축 값은 표 2와 같이 각각 인체의 관상면(coronal plane), 시상면(sagittal plane), 횡단면(transverse plane)상의 골반과 발목의 움직임 각도를 의미한다.

각 근육에 부착된 전극을 통하여 수집된 근육의 아날로그 신호는 필터링 대역 주파수 10~500Hz로 수집되었으며 초당 1,000Hz로 샘플링 하였다. 근력의 크기는 FFT(Fast Fourier Transform) 분석을 통하여 얻어진 파워 스펙트럼 면적 분석에 따른 IEMG(Integrated EMG)값으로 분석하였다.

표 2. 신체의 면으로 나타낸 센서 출력
Table 2. Sensor output indicated body plane.

| | Sensor Output | Body Plane | Positive (+) | Negative (-) |
|--------|---------------|------------------|-------------------|------------------|
| Pelvis | Roll | Coronal Plane | Elevation | Depression |
| | Pitch | Sagittal Plane | Posterior Tilting | Anterior Tilting |
| | Yaw | Transverse Plane | Lateral Rotation | Medial Rotation |
| Ankle | Roll | Coronal Plane | Eversion | Inversion |
| | Pitch | Sagittal Plane | Plantarflexion | Dorsiflexion |
| | Yaw | Transverse Plane | Abduction | Adduction |

족저 압력 분포 분석을 위해 EMED-X Software (Novel GmbH, Germany)를 사용하여 보행 시 측정된 모든 실험 대상자의 족저 압력 패턴을 분석하였다.

III. 실험 결과 및 고찰

1. 당뇨병 노인의 골반과 발목 각도

관성센서 기반의 무선 보행 측정 시스템을 통해 측정된 당뇨병 노인의 골반과 발목 각도의 값은 표 3에서 보이는 바와 같이 관상면, 시상면, 횡단면으로 나누어 결과를 고찰하였다.

그림 7은 보행 시 측정된 왼쪽과 오른쪽 골반의 각도를 나타낸 것으로, 보행에 따른 왼쪽과 오른쪽 골반의 각도를 인체의 횡단면(Transverse Plane)에서 봤을 때 왼쪽은 외회전(Lateral Rotation), 오른쪽에서는 내회전(Medial Rotation)의 가동범위가 더 크다는 것을 알 수 있으며 관상면(Coronal Plane)에서는 왼쪽과 오른쪽 골반이 모두 위쪽으로 올라가는 거상(Elevation)의 가동범위가 골반이 아래쪽으로 내려가는 하강(Depression)의 가동범위보다 크다는 것을 확인할 수 있다. 시상면(Sagittal Plane)에서는 후방경사(Posterior Tilting)의

표 3. 보행 시 측정된 골반과 발목의 각도
Table 3. Angle of pelvic and ankle measured on gait.

| | | | | |
|-------------|-------------------|--------------|------------------|--------------|
| Left ASIS | Lateral Rotation | 3.89 ±1.35° | Medial Rotation | 3.36 ±1.51° |
| | Elevation | 8.09 ±4.62° | Depression | 7.93 ±4.05° |
| | Posterior Tilting | 12.51 ±3.13° | Anterior Tilting | 4.30 ±1.84° |
| Right ASIS | Lateral Rotation | 3.11 ±1.26° | Medial Rotation | 3.55 ±1.40° |
| | Elevation | 8.37 ±2.41° | Depression | 5.53 ±2.19° |
| | Posterior Tilting | 14.07 ±5.02° | Anterior Tilting | 4.60 ±2.10° |
| Left Ankle | Abduction | 6.55 ±2.76° | Adduction | 9.52 ±4.09° |
| | Eversion | 5.99 ±6.64° | Inversion | 9.78 ±5.51° |
| | Plantarflexion | 24.61 ±7.68° | Dorsiflexion | 12.05 ±7.18° |
| Right Ankle | Abduction | 6.89 ±2.43° | Adduction | 8.74 ±3.01° |
| | Eversion | 9.27 ±9.25° | Inversion | 8.73 ±1.67° |
| | Plantarflexion | 27.29 ±2.93° | Dorsiflexion | 10.42 ±7.59° |

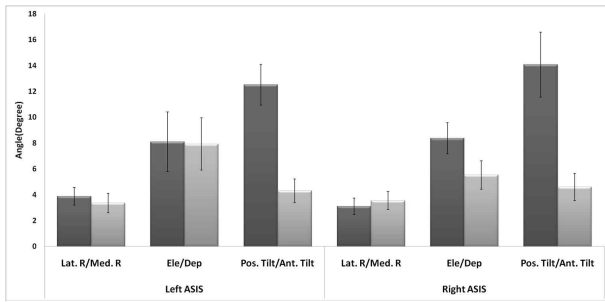


그림 7. 보행 시 측정된 왼쪽과 오른쪽 골반의 각도
Fig. 7. Angle of left and right pelvic measured on gait.

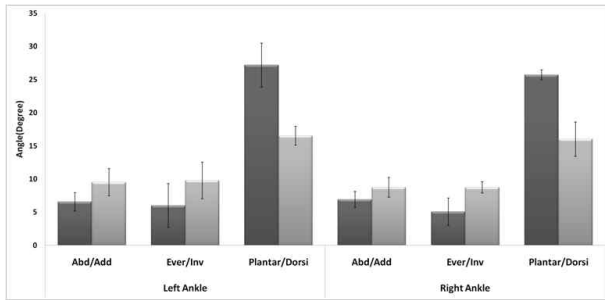


그림 8. 보행 시 측정된 왼쪽과 오른쪽 발목의 각도
Fig. 8. ROM of left and right ankle measured on gait.

가동범위가 전방경사(Anterior Tilting)의 가동범위보다 훨씬 크다는 것을 알 수 있다.

그림 8은 보행 시 측정된 왼쪽과 오른쪽 발목의 각도를 나타낸 것으로, 보행에 따른 왼쪽과 오른쪽 발목의 각도를 인체의 횡단면에서 봤을 때 왼쪽과 오른쪽 발목의 내전(Adduction) 가동범위가 외전(Abduction) 가동범위보다 훨씬 크다는 것을 알 수 있다. 관상면에서는 왼쪽 발목의 내번(Inversion) 가동범위와 오른쪽 발목의 외번(Eversion) 가동범위가 더 크다는 것을 확인할 수 있다. 시상면에서는 족저굴곡(Plantarflexion)의 가동범위가 족배굴곡(Dorsiflexion)의 가동범위보다 훨씬 더 크다는 것을 알 수 있다.

2. 당뇨병 노인의 근 활성화도

대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근에서 측정된 근 활성화도는 그림 9와 같은 특성을 보인다. 보행 시 무릎을 신전시키는 대퇴직근과 무릎을 굴곡시키는 대퇴이두근의 근 활성화도를 보면 왼쪽보다 오른쪽이 더 높은 근 활성화도를 보이는 것을 알 수 있다. 보행 시 발을 들어올려 발뒤꿈치가 바닥에 닿도록 하는 전경골근과 발을 앞으로 나아가게 하는 추진력을 제공하는 내측비복근의 근 활성화도를 보면 오른쪽보다 왼쪽의 근 활성화도가 더 높다는 것을 확인할 수 있다.

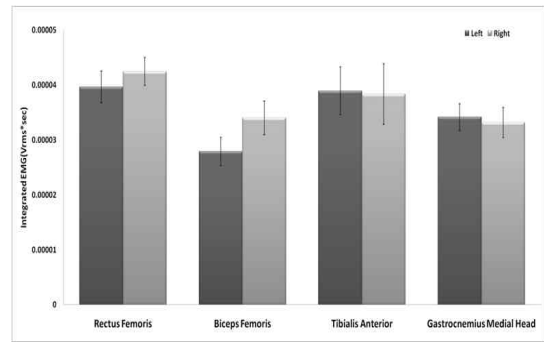


그림 9. 보행 시 측정된 근전도 특성
Fig. 9. Characteristic of EMG measured on gait.

3. 당뇨병 노인의 족저 압력 분포

그림 10은 모든 실험 대상자의 족저 압력 분포를 평균화한 것으로 발의 영역을 후족부(Rearfoot), 중족부(Midfoot), 전족부(Forefoot)으로 나누어 봤을 때 보행 시 전족부에 상당히 높은 압력이 집중되어 나타난다는 것을 알 수 있다.

측정된 골반과 발목의 가동범위, 근 활성화도, 족저 압력 분포 데이터를 통하여 당뇨병 노인은 보행 시 골반 양측에서 후방경사를 나타내면서 오른쪽 골반의 거상과 하강의 가동범위가 왼쪽 골반보다 크게 나타나고 이러한 골반의 각도 차이를 보상하기 위해 오른쪽의 대퇴직근과 대퇴이두근을 더 사용하며 발목의 가동범위와 족저 압력 분포 결과에 의한 압력 중심(COP) 이동을 볼 때 발이 안쪽으로 내전되고 왼쪽 발목의 저측굴곡 각도 증가에 따라 왼쪽 내측비복근의 근 활성화도가 증가하면서 전족부에 상당히 높은 압력이 집중되어 나타나는 보행 특성이 있다는 것을 알 수 있다. 이는 족부 질환 관점에서 반복적이고 지속적으로 가해지는 전족부 압력 집중으로 인한 당뇨병성 신경병증, 족부궤양의 발생 가능성이 높음을 알 수 있다.

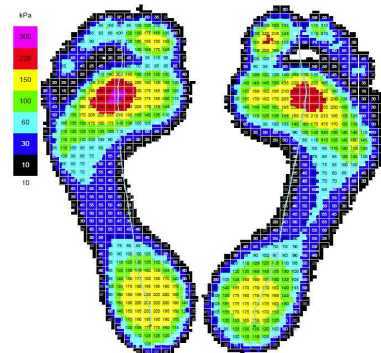


그림 10. 보행 시 측정된 족저 압력 분포
Fig. 10. Plantar pressure distribution measured on gait.

IV. 결 론

본 연구에서는 하지(족부) 이상을 진단하기 위해서 가속도 센서와 3축 자이로 센서를 통합한 관성센서 기반의 무선 보행 측정 시스템을 구축하고 이를 당뇨병 노인을 대상으로 한 보행 분석에 응용하였다. 무선 보행 측정 시스템을 이용하여 피험자의 골반과 발목의 가동 범위에 대한 3차원 보행 정보를 추출하였으며, 데이터 처리를 위한 응용 프로그램을 개발하여 당뇨병 노인의 보행 특성을 고찰하였다. 또한 개발 시스템의 신뢰성 평가를 위해 피험자들의 트레드밀 보행 시 나타나는 근 활성도와 족저 압력 분포를 측정하여 그 결과를 비교 분석하였다.

측정 데이터의 비교 분석을 통해 당뇨병 노인은 보행 시 양측 골반의 경사가 후방으로 기울어지면서 오른쪽 골반의 가동범위가 왼쪽보다 크게 나타나 오른쪽의 대퇴직근과 대퇴이두근을 더 사용하고 내전된 발목의 저축굴곡 각도가 증가함에 따라 내측비복근의 근 활성도가 증가하면서 전족부에 높은 압력이 집중되는 보행 특성이 있다는 것을 알 수 있었다. 이는 족부 질환적 관점으로 볼 때 당뇨병성 신경병증, 당뇨병성 족부 궤양의 발생 가능성이 높음을 알 수 있었다.

개발된 시스템은 기존의 3차원 동작 분석기가 가지고 있던 고가의 비용에 따른 접근성과 측정시의 복잡한 절차, 장소적 한계성을 극복할 수 있어, 임상에서 편리하게 활용할 수 있으며 보행과 같은 인간의 움직임 분석을 필요로 하는 타 관련 분야에 널리 이용될 수 있다. 특히 기존의 족부 측정 장비에서 제공하지 못하는 하지의 3차원 움직임에 대한 보다 정확한 보행 정보를 실시간으로 제공함으로써 전문가의 진단을 빨리 도출할 수 있다.

향후 임상에서의 실용을 위해 더 좋은 성능의 센서, 착용했을 때의 편리함을 고려한 디자인을 구상 중이며, 측정 데이터의 비교 분석에 있어 보행 시의 전체적인 모션궤적을 추적하여 당뇨 환자의 3차원 보행 특성을 더욱 명확하게 분석하고자 한다. 추후 연구에서는 3차원 보행 분석, 근전도 분석 등을 이용하여 당뇨 환자와 정상인의 보행 특성을 상호 비교한 기존 연구^[4]에서의 실험 방법을 응용하여 정상 노인과 당뇨가 있는 노인과의 차별적인 보행 특성을 비교 및 평가하는 연구를 수행하고자 한다.

참 고 문 헌

- [1] H. E. Resnick, K. B. Stansberry, M. Tirivedi, K. Smith, P. Morgan, A. L. Vinik, "Diabetes, peripheral neuropathy, and old age disability," *Muscle Nerve*, vol. 25, no. 1, pp. 43-50, Jan 2002.
- [2] A. J. M. Boulton, "Foot problem in patients with diabetes mellitus," *Williams Gm Blackwell Science*, vol. 2, pp. 1-20, 1997.
- [3] C. C. Norkin, P. K. Levangie, "*Joint Structure & Function: A Comprehensive Analysis*," F.A. Davis, 1983.
- [4] H. H. Savelberg, D. Ilgin, S. Angin, P. J. Willems, N. C. Schaper, K. Meijer, "Prolonged activity of knee extensors and dorsal flexors is associated with adaptations in gait in diabetes and diabetic polyneuropathy," *Clinical Biomechanics*, vol. 25, no. 5, pp. 468-475, June 2010.
- [5] M. J. Mueller, D. R. Sinacore, S. Hoogstrate, L. Daly, "Hip and ankle walking strategies: effect on peak plantar pressures and implications for neuropathic ulceration," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 75, no. 11, pp. 1196-1200, Nov 1994.
- [6] A. Caselli, H. Pham, J. M. Giurini, D. G. Armstrong, A. Veves, "The forefoot-to-rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration," *Diabetes Care*, vol. 25, no. 6, pp. 1066-1071, June 2002.
- [7] O. -Y. Kwon, S. D. Minor, K. S. Maluf, M. J. Mueller, "Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy," *Gait & Posture*, vol. 18, no. 1, pp. 105-113, Aug 2003.
- [8] Z. Pataky, J. P. Assal, P. Conne, H. Vuagnat, A. Golay, "Plantar pressure distribution in type 2 diabetic patients without peripheral neuropathy and peripheral vascular disease," *Diabetic Med.*, vol. 22, no. 6, pp. 762-767, June 2005.
- [9] H. H. C. M. Savelberg, N. C. Schaper, P. J. B. Willems, A. L. H. De Lange, K. Meijer, "Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy," *BMC Musculoskelet. Disorders*, vol. 10, no. 16, pp. 1-10, Feb 2009.
- [10] G. Yavuzer, I. Yetkin, F. B. Toruner, N. Koca, N. Bolukbas, "Gait deviations of patients with diabetic mellitus: looking beyond peripheral neuropathy," *Eur. Medicophys.*, vol. 42, no. 2,

pp. 127-133, June 2006.

[11] C. Mizuike, S. Ohgi, S. Morita, "Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer," *Gait & Posture*, vol. 30, no. 1, pp. 60-64, July 2009.

[12] J. J. Kavanagh, S. Morrison, D. A. James, R. Barrett, "Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 15, pp. 2863-2872, 2006.

[13] K. Saremi, J. Marehbian, X. Yan, J. P. Regnaud, R. Elashoff, B. Bussel, et al, "Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects," *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 20, no. 2, pp. 297-305, June 2006.

[14] K. Tong, M. H. Granat, "A practical gait analysis system using gyroscopes," *Medical Engineering and Physics*, vol. 21, no. 2, pp. 87-94, Mar 1999.

[15] 이재영, 이경중, 김영호, 이성호, 박시운, "가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발," *대한전자공학회논문지*, 제41권 SC편, 제4호, 55-62쪽, 2004년 7월.

[16] 이병렬, "마이크로 관성센서 기술," *대한전자공학회지*, 제28권, 제10호, 39-44쪽, 2001년 10월.

저 자 소 개



정 지 용(정회원)
 2010년 전북대학교 생체정보 공학과 학사 졸업.
 2010년~현재 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정.
 <주관심분야 : 바이오인포매틱스, 데이터마이닝, 족부생체역학>



양 윤 석(정회원)
 1996년 서울대학교 제어계측 공학과 학사 졸업.
 1998년 연세대학교 협동과정 생체공학과 석사 졸업.
 2002년 서울대학교 공과대학 협동과정 의용생체공학 전공 박사 졸업

2002년~2005년 한국전자통신연구원(ETRI).
 2005년 현재 전북대학교 바이오메디컬공학부.
 <주관심분야 : 바이오센서, 임베디드 시스템, 신경재활공학, 에너지 수확>



원 용 관(정회원)
 1987년 한양대학교 전자공학과 학사 졸업.
 1991년 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학 석사 졸업.
 1995년 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학 박사 졸업.

1995년~1996년 한국전자통신연구원(ETRI).
 1997년~1999년 한국통신(KT).
 1999년~현재 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수.
 <주관심분야 : 패턴인식, 신호 및 영상처리, 컴퓨터 의료진단 및 기기>



김 정 자(정회원)-교신저자
 1985년 전남대학교 계산통계학과 학사 졸업
 1988년 전남대학교 전산학과 석사
 2002년 전남대학교 전산학과 박사
 1988년~2002년 전남대학교 전산학과 외래교수

2002년~2004년 전남대학교 전자통신 연구소 post-doc
 2004년~2006년 한국 Bio-IT 파운드리 사업단 광주센터 연구교수
 2006년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수
 <주관심분야 : 바이오인포매틱스, 데이터 마이닝, 생체역학, 족부 의공학>