

## 시분할 측정기법을 이용한 임베디드 족압 측정 시스템 설계

### Development of an Embedded Foot Pressure Measurement System Using Time Division Measurement Method

김 시 경\*  
(Sikyung Kim)

**Abstract :** In this paper, an embedded foot pressure measurement system is proposed to measure foot pressure based on the embedded Linux system. To measure foot pressure data and to evaluate foot pressure distribution for the different insoles, FSR sensor, A/D converter, iPAQ PDA, and a time division measurement method are employed in the system. Utilizing this system, the foot pressure analysis has been performed for the different four shoes. The number of foot pressure/voltage conversion circuits are drastically decreased by the proposed time division measurement method from 406 to 14. The experimental results for the sandal, slipper, oxford shoes and sneakers demonstrate that the proposed system successfully performs the foot pressure measurement.

**Keywords :** foot pressure measurement system, insole, FSR sensor, iPAQ PDA

#### I. 서론

인간의 발은 일상생활에서 보행 및 주행시 인체 하중에 의한 체압을 받고 있다. 보행 및 주행시 발의 일부부에 높은 체압이 집중되는 것은 발에 피로 및 통증을 유발하며, 이러한 현상이 장시간 지속됨에 따라 여러 가지 질병이 야기된다. 따라서 발에 대한 체압 분포를 측정하고 평가하기 위한 많은 연구들이 수행되어 왔다. Peter R. Cavanagh(1976) 등은 정상과 비정상적인 걸음걸이를 평가하기 위하여 보행시 신체의 하중에 의해 발생하는 발의 압력 분포를 측정하였다[1]. Peter Buckle(1997) 등은 중요 생리학적 부위에서 체압 분포를 감소시킬 수 있는 EUF(Ethylene Urethane Foam) 매트리스의 효과를 평가하고 주어진 실험조건에서 주관적 안락감을 평가하였다[2,3].

이러한 족압 측정 시스템에서 요구하는 중요한 기능 중 하나는 보행시 변화하는 족압을 동적 및 실시간으로 분석하여 정해진 시간 안에 분석 결과를 출력해야 하며, 측정된 결과를 정해진 포맷으로 저장 처리할 수 있는 기능을 갖춘 OS를 사용하여야 한다. 그러나 기존의 족압 측정 시스템은 이러한 요구를 충족시키지 못하는 문제점을 가진다[2,3]. 또한 기존 족압 측정 시스템은 [1,2,3] 측정센서회로의 부피가 큰 관계로 실시간 데이터를 처리하여 족압 분포를 분석하는 것이 불가능한 단점을 가진다.

이러한 단점들을 해결하고자 본 연구에서는 최근 개발되어진 PDA(컴팩사의 iPAQ3660) 및 임베디드 리눅스를 이용하여, 임베디드 족압 측정 시스템을 구현하였다. 이렇게 구현된 족압 시스템은 기존 족압 측정 시스템에 비하여 임베디드 시스템이 가지고 있는 다양한 기능 및 장점들을 포함할

수 있으며, 인터넷에 접속하여 실시간으로 족압을 모니터링할 수 있는 기능도 가지게 된다. 또한 시분할 측정기법을 사용하여 406개의 족압센서의 출력 값을 14개의 족압-전압 변환 회로로 처리하여 센서회로의 부피 및 비용을 대폭 저감시킬 수 있는 시분할 측정기법을 제안 하였다.

본 연구에서 개발한 임베디드 족압 측정 시스템을 사용하여 네 가지 다른 신발 모델에 대하여 족압 분포를 측정하고, 이들 측정 데이터를 분석하여 네 가지 다른 신발 모델에 대한 족압 분포 특성을 평가하였다.

#### II. 족압 측정 장치 측정을 위한 임베디드 시스템

본 연구에서는 SA-1110 CPU를 사용한 PDA(컴팩사의 iPAQ3660)를 이용하여, 족압 측정 시스템을 구현하였다. 이렇게 구현된 족압 시스템은 임베디드 시스템이 가지고 있는 다양한 기능 및 장점들을 포함하여야 하며 또한 사람이 보행시 변화하는 족압을 동적 및 실시간으로 분석하여 정해진 시간 안에 분석 결과를 출력할 수 있는 기능을 갖추어야 한다. 또한 측정된 결과를 정해진 포맷으로 저장 처리할 수 있는 기능을 갖춘 OS를 사용하여야 한다. 따라서 본 연구에서는 이러한 모든 요구를 충족하는 임베디드 리눅스를 운영체제로 사용 하였다[4,5]. 현재 임베디드 리눅스(Embedded Linux) 환경에서 애플리케이션 개발은 각각의 임베디드 기기마다 환경이 다르기 때문에 시스템에 맞는 GUI Toolkit의 선택이 상당히 중요하다.

본 연구에서는 Qt/Embedded KDE 프로젝트의 Qt 라이브러리를 기본으로 하여 족압측정 임베디드 시스템을 설계 하였다[6,7].

본 연구에서 개발한 족압 측정 시스템은 기능에 따라 센서부, 측정부 및 신호 전송부로 나눌 수 있다. 센서부는 14×29(406)개의 FSR(Force Sensing Resistor) 센서를 이용해

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2003. 4. 14., 채택확정 : 2004. 5. 25.

김시경 : 공주대학교 정보통신공학부(skim@kongju.ac.kr)

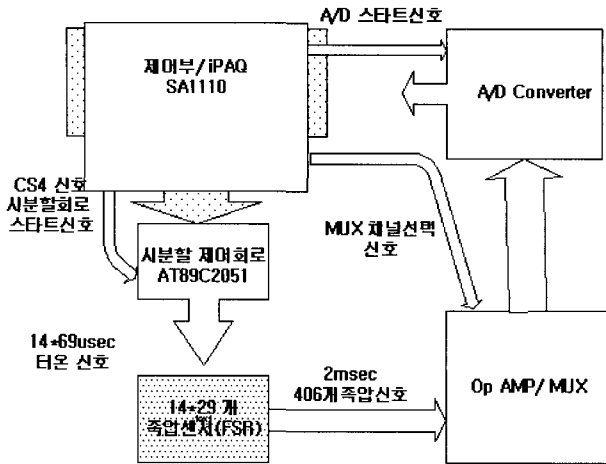


그림 1. 족압 시스템 전체 블록도.  
Fig. 1. Foot pressure measurement system block diagram.

서 발의 압력 분포를 측정하는 부분이다. 측정부는 14×29 개의 FSR 센서에 기준전압  $V_{Ref}$ 를 시분할 형태로 FSR 센서에 인가하는 측정 기능을 갖도록 설계하였고, 그 주요 회로는 SA-1110, RAM, AT89C2051로 구성하였다. 신호 전송부는 FSR 센서로부터 얻은 14개의 족압 신호를 디지털 값으로 변환한 후 SA-1110 CPU의 테이타 버스로 전송하는 부분으로 MUX, OP-AMP 그리고 A/D 컨버터로 구성되어 있다. 이러한 족압 측정 시스템의 전체 구성도는 그림 1에 나타났다.

1. 센서부 설계

본 연구에서는 인체의 하중에 의해 발생하는 인솔상의 족압 분포 및 압박감을 측정하기 위해 고분자 형태의 박막형 필름인 FSR을 족압 센서로 사용하였다.

FSR은 그림 2에서와 같이 두꺼운 고분자 필름(Polymer Thick Film (PTF))으로 구성되어 있으며, 상층부에는 반도체 성분이 PTF 표면에 인쇄되어 있고, 중간층은 하층부와 상층부 사이에 미세한 공간을 확보하기 위한 스페이서(Spacer)이며, 하층부는 두개의 전극이 인쇄 되어 있다[8,9]. 하층부 두개의 전극은 서로 분리되어 있으므로 두 전극의 저항은 무한대 값을 가지며, 활동 영역에 족압이 가해지면 상층부의 면이 유연하게 변화 하므로 눌러지는 힘에 따라 하층부의 활동영역에서 서로 전기적으로 연결되는 면적이 변화한다. 따라서, 센서에 가해지는 힘이 커질수록 두 층 사이의 접촉 면적은 넓어지고, 두 전극 사이의 전기적 저항 값은 감소한다. 이상과 같이 가해진 힘과 저항값 사이의 관계가 그림 3에 나타나 있다. 그래프에서 알 수 있듯이 힘이 증가함에 따라 그 저항치는 감소되는 것을 볼 수 있다. 그리고, 이러한 감소되는 곡선은 선형성을 띤다는 것을 알 수 있다. 본 연구에서는 그림 3의 특성을 가지는 406개의 FSR 센서를 그림 4에 보여진 것과 같이 신발 인솔 형태의 족압 측정 베이스(BASE)에 접착 부착시켜 만든 FSR 모듈을 사용하였다. 따라서 성인 남자의 몸무게를 50 - 100(kg)으로 가정했을때 1개의 FSR 센서당 측정되어 지는 영역은 평균

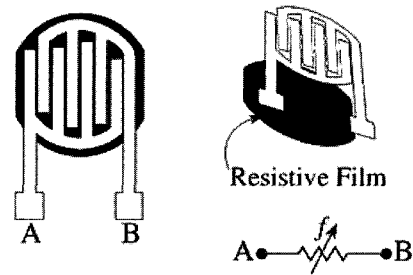


그림 2. FSR의 구성도.  
Fig. 2. FSR constitution.

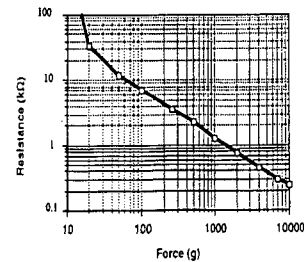


그림 3. FSR 특성 곡선.  
Fig. 3. FSR characteristic curve.

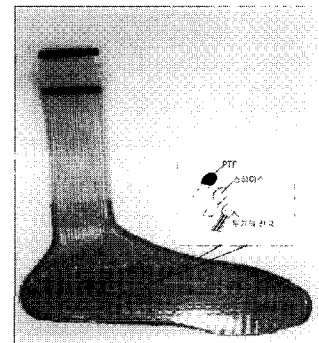


그림 4. FSR 센서 외관.  
Fig. 4. Photograph of FSR sensor.

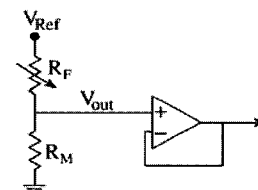


그림 5. FSR 족압-전압 변환 회로.  
Fig. 5. Conversion circuit for foot pressure to voltage.

0.125 - 0.25(kg) 정도이고 FSR 출력 저항의 6.0-3.5(kΩ)에 해당된다. 이 영역에서 본 연구에서 사용한 FSR은 그림 3에서 보여진 대로 매우 양호한 선형 특성을 가진다.

본 연구에서 사용한 406개의 FSR 센서의 외관은 그림 4에 나타내었다. 그림 중앙에는 1개의 FSR 내부구조를 확대하여 나타내고 있다. 그림 4에 보여진, FSR 센서는 그림 5

에 보여진 회로를 사용하여 족압을 전압으로 변화시킬 수 있다. 그림 5에서,  $R_F$ 는 406개의 FSR 중 하나의 센서를 나타내며,  $R_F$ 의 한쪽 끝에 기준 전압  $V_{ref}$ 를 인가하고 다른 쪽 끝을 OP-AMP의 비반전 입력단에 연결하여 족압의 변화에 따라 나타나는  $R_F$  값의 변화를 전압으로 변환하도록 설계하였다.

따라서 FSR을 통하여 센싱되는 족압의 변화는 FSR의 특성 그래프 그림 3에 따라 저항값 ( $R_F$ )으로 변환되고 변화된 저항값은 그림 5의 회로를 이용하여 전압으로 변환되어지고 다음 식과 같이 표현된다.

$$V_{out} = \frac{1}{1 + \frac{R_F}{R_M}} V_{ref} \quad (1)$$

따라서 측정 되어진 족압(Force)과 FSR 출력전압  $V_{out}$ 은 비례 관계에 있음을 알 수 있다.

그림 4에 보여진 FSR 센서모듈은 가로축 29×세로축 14개 총 406개 FSR 센서로 구성 되어지고 가로축 방향의 길이는 270mm 이고 세로축 방향은 75mm이다. 따라서 가로축 방향의 FSR개당 센서 측정 영역은 9.3mm(270/29mm)이고 세로축 방향의 FSR 개당 센서 감도는 5.5mm(75/14mm)이다. 그러므로, FSR 1개당 센서 측정 영역은 9.3~5.5mm로서 인체 족압의 분포를 계측하는데 충분한 측정 범위를 가진다. 이와 같이 14×29(406)개의 FSR 센서의 족압 출력값을 전압으로 변환하기 위하여 그림 5에 보여진 회로가 406개 필요로 한다. 그러나 족압 센서를 신발 또는 발에 부착하여 이동식으로 족압을 측정해야 하는 상황에서 이와 같이 많은 회로를 사용하는 것은 비효율적이고 현실적이지 못한 문제점이 발생한다. 이러한 문제점을 보완하기 위하여, 본 연구에서는 406개 FSR 족압-전압회로를 14개의 FSR 족압 전압 회로로 감소시킬 수 있는 시분할 측정 기법을 제시하였다.

2. 시분할 측정부 설계

성인 남자의 평균적인 보폭은 약 75cm이다[11]. 75cm의 보폭을 가진 성인 남자가 100(m)를 10초에 주행한다고 가정 했을 때 한 보폭당 소요 시간(step time)은 65(msec)가 된다. 따라서 보행 또는 주행시 족압을 측정하는데 있어서, 매 65(msec) 이내에 한번씩 발 전체의 족압을 계측하면 평균 보폭 성인 남자의 동적 족압 변화를 감지하는데 충분하다. 따라서 본 연구에서는 매 2(msec)를 주기로 하여 406개 전체 FSR의 족압값을 계측하도록 시분할 측정부를 설계 하였다.

시분할 측정회로를 통하여, 2(msec) 내에 14×29개(406개)의 FSR 값을 센싱 하기 위하여 2(msec)를 29개로 시분할한 각 구간 69(μsec)동안에 14개의 FSR센서에 기준전압  $V_{ref}$ 를 인가하고 그 후 출력 되는 14개 센서 족압값을 계측하도록 시분할 회로를 설계하였다.

먼저, 그림 6에 보여진 것과 같이 족압 측정 한주기 2(msec) 동안 29개의 69μsec(2/29msec) 턴온(turn-on) 펄스를 발생시키기 위하여 그림 7에 보여진것과 같이 4개의 8비트 마이크로컨트롤러 AT89C2051 디지털 출력 포트를 사용하였다.

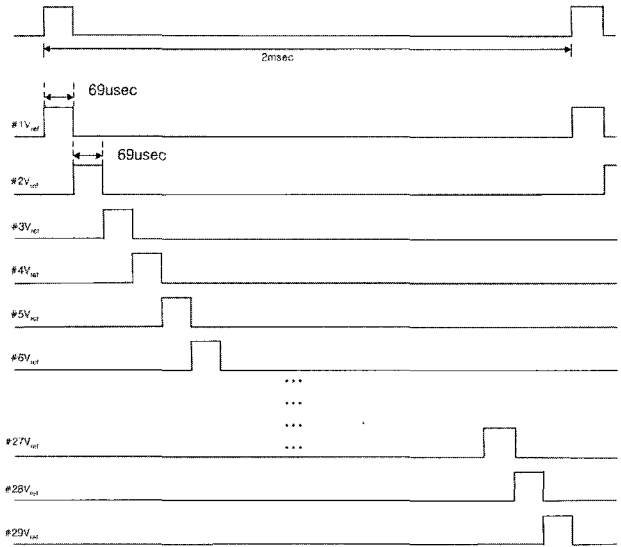


그림 6. 시분할 파형.

Fig. 6. Time division waveforms.

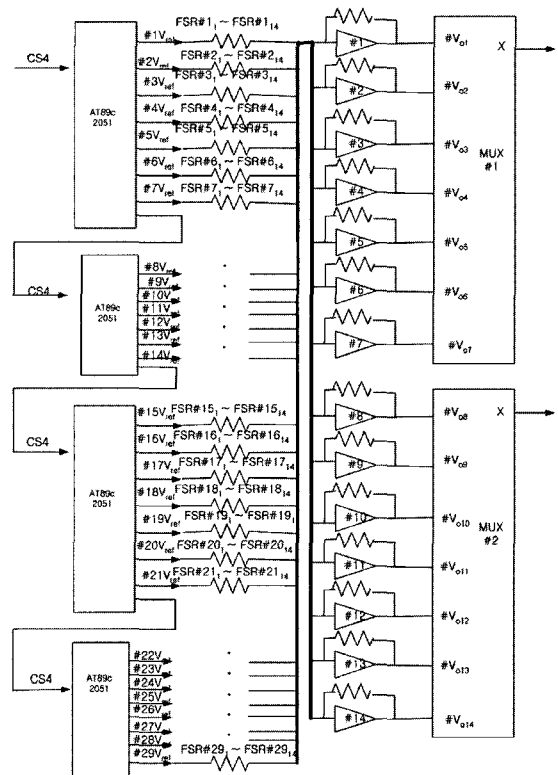


그림 7. FSR의 Vref 시분할 측정 회로.

Fig. 7. Time division measurement circuit for Vref of FSR.

그림 7은 FSR의 시분할측정회로 블럭도를 보이고 있다. AT89c2051의 디지털 출력 포트 출력핀 신호 #1  $V_{ref}$ 는 그림 6의 #1  $V_{ref}$ 의 형태를 가지며, 다른 출력핀 신호 #2  $V_{ref}$ 는 #1  $V_{ref}$ 가 턴오프(turn-off) 되는 하강 시점에서 턴온 되는 형태를 가진다 같은 방법으로 출력되어진 그림 6의 전압 파형 #1  $V_{ref}$  ~ #29  $V_{ref}$ 는 그림 7에 보여진,

14×29개(406개)의 FSR 센서(FSR# 1<sub>1</sub>, FSR# 2<sub>1</sub>, ... FSR# 29<sub>14</sub>)중 14개 센서에 각각 입력되어 진다. 이들 신호들의 입력 과정을 살펴보면, 그림 7에 보여진 것과 같이 #1  $V_{ref}$ 는 14×29개의 FSR 센서중 14개 센서 FSR# 1<sub>1</sub>~FSR# 1<sub>14</sub>에 입력되어지고, #2  $V_{ref}$ 는 FSR# 2<sub>1</sub>~FSR# 2<sub>14</sub>에 #29  $V_{ref}$ 는 FSR# 29<sub>1</sub>~FSR# 29<sub>14</sub>에 각각 그림 6에 보여진 69( $\mu$ sec) 턴-온 타임을 가지고 입력되어진다.

또한 족압 센서 FSR# 1<sub>1</sub>, FSR# 2<sub>1</sub>, FSR# 3<sub>1</sub>, ... FSR# 29<sub>1</sub>의 다른쪽 터미널들은 서로 결선되어 OP amp(족압/전압 변환 회로, 그림 7의 #1회로)에 비반전입력 단자에 입력되어진다.

마찬가지로 FSR# 1<sub>2</sub>, FSR# 2<sub>2</sub>, FSR# 3<sub>2</sub>, ... FSR# 29<sub>2</sub>의 다른쪽 터미널을 서로 결선되어 OP amp(족압/전압 변환 회로, 그림 7의 #1회로)에 비반전입력 단자에 입력되어진다. 따라서, 그림 7의 #1회로 출력 전압 #  $V_{o1}$  값은 첫 번째 69 $\mu$ sec 턴-온(turn-on) 펄스동안의 FSR# 1<sub>1</sub>, FSR# 2<sub>1</sub>, FSR# 3<sub>1</sub>, ... FSR# 29<sub>1</sub> 14개의 족압센서 출력값을 나타낸다. 같은 방식으로 족압/전압 변화의 출력 전압 #  $V_{o14}$  값은 FSR# 1<sub>14</sub>, FSR# 2<sub>14</sub>, FSR# 3<sub>14</sub>, ... FSR# 29<sub>14</sub>의 족압값을 나타낸다. 이러한 시분할 측정기법을 이용하여 얻어진, 그림 7의 족압-전압 변화의 출력 전압 #  $V_{o1}$  ~ #  $V_{o14}$  값은 406개의 FSR 센서의 출력값 406개 모두를 단지 14개의 족압-전압 변환 회로로 모두 처리할 수 있는 기능을 가지게 된다.

### 3. 신호 전송부

앞 절의 그림 7에 보여진, 측정부 출력 전압 즉, 족압-전압 변화의 출력 전압 #  $V_{o1}$ , #  $V_{o2}$ , #  $V_{o3}$ , ... #  $V_{o14}$ 는 그림 1에 보여진 것과 같이 MUX 회로(4051)에 입력되어진다. 여기서, MUX 회로의 기능은 14개의 족압/전압 변화의 출력 전압 #  $V_{o1}$ , #  $V_{o2}$ , #  $V_{o3}$ , ... #  $V_{o14}$ 을 2개의 A/D 컨버터칩에(MAX158칩) 선택적으로 전송하기 위하여 사용되어졌다. 먼저, #  $V_{o1}$ 은 MUX 회로 4051칩에 입력되어지고, #  $V_{o2}$ 는 MUX칩의 다른 입력부에 입력되어진다. 같은 방법으로 #  $V_{o3}$ ~#  $V_{o14}$ 과 #  $V_{o8}$ ~#  $V_{o14}$  이 MUX칩에 입력되어진다. 입력되어진 신호의 채널선택은 IPAQ에서 입력되어지는 CS(칩선택 신호)를 이용하여 채널 선택되어진다. 이렇게 선택되어 출력되어지는 MUX 출력값은 8비트 8채널을 가지는 A/D 컨버터 MAX158칩에 입력되어진다. 본 연구에서, MAX158칩을 A/D 컨버터로 선택한 이유는 MAX158칩이 69( $\mu$ sec) 기간동안 입력되어지는 14개의 FSR 족압센서 출력값을 충분히 빨리 처리할 수 있는 컨버전 타임(2.5( $\mu$ sec))을 가지고 있기 때문이다. A/D 컨버터의 족압 디지털 출력 값은 버퍼(74HC541)를 거쳐 타겟 보드인 IPAQ 임베디드 시스템에 입력되어진다.

### III. 임베디드 족압 측정 시스템 소프트웨어 구성

본 연구에서는 족압 측정 시스템 구동 소프트웨어를 구

성하기 위하여 C, C++ 를 기반으로한 리눅스 디바이스 드라이버와 트롤텍사 QT(C++를 기반으로 개발된 GUI 툴킷)/Embedded 2.3.2를 사용하였다.

족압 측정 시스템은 두 종류의 프로그램으로 구동이 된다. 그중 하나는 족압 측정 시스템 입출력과 메모리를 제어하기 위한 디바이스 드라이버이며 다른 하나는 FSR 센서로부터 계속되어진 데이터 값을 정해진 포맷으로 저장하고 QT를 이용하여 그래픽 처리하는 응용 프로그램이다. 이들 각각에 대하여 살펴보도록 하겠다.

#### 1. 디바이스 드라이버

족압 측정 하드웨어를 제어하기 위한 디바이스 드라이버는 그림 7 족압 측정 시분할 측정회로의 /CS4 핀 및 MUX 칩 채널선택핀을 제어 하고 2개의 A/D 컨버터 출력 족압값을 읽는 기능을 구비하여야 한다.

먼저 그림 7의 족압 측정 시분할 측정회로의 /CS4 핀을 이용하여 마이크로컨트롤러(AT89C2051)를 구동하기 위하여 디바이스드라이버 프로그램을 이용 IPAQ CPU(SA1110)의 /CS4 핀에 쓰기(write) 신호를 보낸다. 이러한 동작을 구현하기위한 디바이스 드라이버는 다음과 같은 절차에 따라 동작 된다.

- IPAQ CPU의 데이터버스 D0~D7 값을 설정한다.
- IPAQ CPU의 /CS4핀에 Low 신호를 출력 하고 이 신호를 이용하여 그림 7의 시분할 측정회로의 마이크로컨트롤러(AT89C2051)의 인터럽트핀(INT1)핀을 구동한다.
- IPAQ CPU의 /CS4핀에 다시 High 상태 신호를 출력한다.
- 또한, 2개의 A/D컨버터 출력 족압값을 읽기위한 디바이스드라이버는 다음과 같은 기능을 하도록 구현된다.
- A/D컨버터 및 MUX 채널 선택핀이 활성화되도록 IPAQ CPU의 Address Bus 값을 설정한다.
- A/D 컨버터 디지털 출력 버퍼(74HC541)를 활성화 시킨다.
- IPAQ CPU의 데이터버스 D0~D7 값을 읽는다.
- A/D컨버터 및 MUX 채널 선택핀을 비활성화 한다.

본 연구에서 설계한 족압 측정 시스템 디바이스 드라이버는 위에 기술한 두 가지 기능을 구현하도록 설계 되었으며 IPAQ의 0x40000000 - 0x4000000D 물리 기억 장소 번지를 통하여 읽고 쓰기를 하도록 구현되었다.

#### 2. 응용 프로그램

본 논문에서는 Troll Tech사 QT/Embedded 2.3.2를 사용하여 족압 측정 응용프로그램을 작성하였다. 그림 8은 족압 측정 시스템의 전체 프로그램 흐름도를 나타낸다. 본 논문에서 족압 측정 시스템을 구동하는 소프트웨어를 살펴보면, 먼저 시분할 회로 시작 신호를 발생시키고 A/D 컨버터를 초기화 하고, 타이머 인터럽트를 동작시킨 후에 메인 루틴을 수행시킨다. 메인 루틴은 무한 루프 상태로 아이들(idle) 상태가 되면, 일정 주기(2msec)마다 시분할 회로에서 인터럽트 신호가 발생하여 타이머 인터럽트 서비스 루틴이 수행된다. 타이머 루틴을 통해 인터럽트 서비스 루틴 프로그램이 실행되면, 시분할 신호를 구동하는 신호 및 A/D 컨버전 시작 신호를 발생하고, 2개의 A/D를 통하여 14개 채널의 족압값을 읽어 들인 후, 이들 값을 해석하여, 각 부위별 족압값 406개를 분석한 후, 그 결과를 파일에 저장한다.



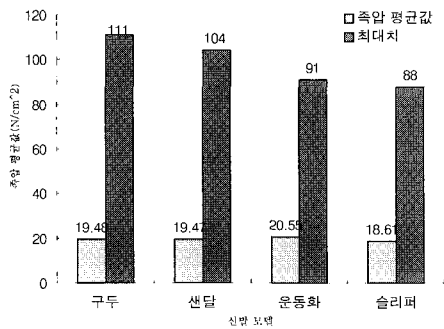


그림 11. 측정된 족압 평균값과 족압 최대치 그래프.  
Fig. 11. Average foot pressure and maximum foot pressure.

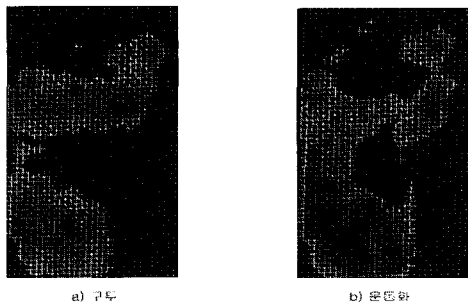


그림 12. 구두, 운동화, 족압 측정 그래프.  
Fig. 12. Foot pressure measurement graph for a shoe and a sneaker.

본 실험에서 족압 측정값의 단위는 N/cm<sup>2</sup> 이며 총 발 면적에 대한 406개의 센서 측정값 합은 구두 7910(N/cm<sup>2</sup>)으로 샌달은 7906(N/cm<sup>2</sup>), 운동화 8348(N/cm<sup>2</sup>), 슬리퍼 7554(N/cm<sup>2</sup>) 으로서 슬리퍼가 구두, 샌달, 운동화에 비하여 적은 족압 값을 나타낸다. 이와 같은 차이는 슬리퍼의 족압 분포가 다른 신발류에 비하여 비교적 균등하게 분포함을 정량적으로 보인다. 구두에서는 센서당 족압 평균값 19.48(N/cm<sup>2</sup>)과 족압 최대치 111(N/cm<sup>2</sup>)이며, 샌달에서는 센서당 족압 평균값 19.47(N/cm<sup>2</sup>)과 족압 최대치 104(N/cm<sup>2</sup>)이며, 운동화에서는 센서당 족압 평균값 20.56(N/cm<sup>2</sup>)과 족압 최대치 91(N/cm<sup>2</sup>)이며, 슬리퍼에서는 센서당 족압 평균값 18.61(N/cm<sup>2</sup>)과 족압 최대치 88(N/cm<sup>2</sup>)로 측정 되었다. 그림 11은 실험을 통하여 얻어진 족압 평균값과 족압 최대치를 막대그래프로 표시한 결과이다. 그림 12는 구두, 운동화에 대한 측정된 족압을 그래프로 나타낸 그림이다. 이를 통하여 구두, 운동화, 샌달 슬리퍼에 대한 족압 분포 형상이 각 샘플마다 다르게 나타남을 알 수 있다.

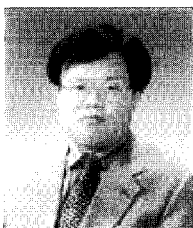
V. 결론

본 논문에서는 인체의 하중에 의해 발생하는 족압을 측정하여 신발의 족압 분포를 평가할 수 있는 임베디드 족압 측정 시스템을 설계하였다. 임베디드 측정시스템의 센서부에 시분할 측정기법을 사용하여 406개의 FSR 센서의 출력값을 14개의 족압-전압 변환 회로로 처리할 수 있는 시분할 측정기법을 제안하였으며 실험을 통하여 유효성을 입증하였다.

또한, 본 시스템을 이용하여, 네가지 다른 신발에 대하여 인체의 하중과 신발에 의해 발생하는 족압 데이터를 측정하고 이를 분석하였으며, 이를 통하여 신발의 전체적인 족압 분포의 불균형 여부를 평가하였다. 본 연구에서 실험한 네가지 샘플중 슬리퍼의 평균 족압과 최대 족압 사이의 압력 차가 다른 샘플들인 구두, 운동화, 샌달보다 적게 나타남을 알 수 있었다.

참고문헌

- [1] P. R. Cavanagh and M. Ae, "A technique for the display of pressure distributions beneath the Foot", *J. Biomechanics*, vol. 13, pp. 69-75, 1976.
- [2] P. Buckle and A. Fernandes, "Mattress evaluation-assessment of contact pressure, comfort and discomfort", *Applied Ergonomics*, vol. 29, no. 1, pp. 35-39, 1997.
- [3] K Ford M S, J. Stern et. al, "In-Skate pessure distribution differences wait a custom molded orthotic fourth symposium on footwear biomechanics", *TEKSCAN*, pp. 38-39, 1999.
- [4] URL : <http://www.falinux.com>
- [5] Intel, "Intel StrongARM SA-1110 microprocessor development board User's guide", 2000.
- [6] C. Hollabaugh,, "Embedded linux", *Addison Wesley*, 2002.
- [7] A. Rubini, "Linux device drivers", O'Relley, 2000.
- [8] URL : <http://guardian.curtin.edu.au/>
- [9] URL : <http://ccrma-www.stanford.edu/>
- [10] 한국 신발 연구소, "신발 용어집(신발 용어 통일안)", 1990.
- [11] R. Boulic, N. Magnenat-Thalmann, D. Thalmann, "Human free walking model for a real time interactive design of gaits", *Proc. Computer Animation '90*, Springer, pp. 61-801.



**김 시 경**  
1964년 5월 15일생. 1986년 고려대학교 전기공학과 졸업. 1988년 동대학원졸업(석사). 1994년 TexasA&M University 졸업(박사). 1994년~현재 공주대학교 정보통신공학부 부교수.