

3축 가속도 센서와 족압 감지 시스템을 활용한 보행 모니터링 시스템 개발

Development of Gait Monitoring System Based on 3-axis Accelerometer and Foot Pressure Sensors

유인환*, 이선우, 정현기, 변기훈, 권장우

I. H. Ryu, S. Lee, H. Jeong, K. Byun, J. W. Kwon

요 약

대부분의 한국인은 오랜 좌식생활 때문에 팔자 걸음이나 안짱 걸음을 걷는 경우가 많고, 오늘날에는 보행 중 스마트폰 사용으로 인하여 올바른 자세의 보행이 더욱 어려워지고 있다. 본 연구는 현대 한국인의 걸음 실태를 쉽게 분석하고 사용자로 하여금 이를 알 수 있도록 하는 간편한 시스템을 구현하는 데 목적이 있다. 본 연구는 보행 유형을 분류하기 위하여 3축 가속도 센서와 족압 감지 시스템을 활용한 보행 모니터링 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 걸을 때 발생하는 발의 압력(foot pressure)과, 상반신의 기울어진 정도를 각각 압력 센서(pressure sensor)와 3축 가속도계(3-axis accelerometer)를 통해 걷는 자세의 데이터를 취득할 수 있다. 이를 통해 몇 가지 보행 유형과 센서 데이터 간의 상관관계를 분석하였다. 그 결과 상체 자세 판별에는 통계적 모수인 제곱평균제곱근과 표준편차가, 보행 유형 판별에는 k-최근접 이웃 알고리즘이 적합하다는 사실을 확인하였다. 고안된 시스템은 저비용의 의학, 체육 분야에 응용될 수 있다.

ABSTRACT

Most Koreans walk having their toes in or out, because of their sedentary lifestyles. In addition, using smartphone while walking makes having a desirable walking posture even more difficult. The goal of this study is to make a simple system which easily analyze and inform any person his or her personal walking habit. To discriminate gait patterns, we developed a gait monitoring system using a 3-axis accelerometer and a foot pressure monitoring system. The developed system, with an accelerometer and a few pressure sensors, can acquire subject's foot pressure and how tilted his or her torso is. We analyzed the relationship between type of gate and sensor data using this information. As the result of analysis, we could find out that statistical parameters like standard deviation and root mean square are good for discriminating among torso postures, and k-nearest neighbor algorithm is good at clustering gait patterns. The developed system is expected to be applicable to medical or athletic fields at a low price.

Keyword : accelerometer, pressure sensor, gait analysis, k-nearest neighbor clustering, posture

접 수 일 : 2016.05.18

심사완료일 : 2016.07.18

게재확정일 : 2016.07.21

* 유인환 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 석사과정
pasteur@naver.com (주저자)

이선우 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 학사과정
x21999@naver.com (공동저자)

정현기 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 학사과정

angrskyl@naver.com (공동저자)

변기훈 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 석사과정

pioneerbkh@gmail.com (공동저자)

권장우 : 인하대학교 컴퓨터정보공학과 교수

jwkwon@inha.ac.kr (교신저자)

※ "본 연구는 한국연구재단의 기초연구사업(2010-0020163)과 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 대학 ICT연구센터육성지원사업의 연구결과로 수행되었음"(IITP-2016-H8601-16-1003).

1. 서론

직립 보행을 하는 시간보다 앉아서 보내는 시간이 많은 현대인들 중 대다수에서, 오랜 시간동안 스마트폰 등의 전자기기를 들여다보면서 바르지 않은 자세가 굳어져 통증을 호소하는 사례가 관찰된다.[1] 이는 걷는 자세에 영향을 끼치게 되고, 결국 이러한 부적절한 자세가 건강에 미치는 영향도 적지 않다. 자세가 건강에 미치는 영향을 정량적으로 알기 위하여 가속도계와 족압 센서 등을 이용하여 인간의 보행 균형과 정상/비정상 여부 등을 알아내기 위한 연구가 이뤄져 왔다. 박용덕 등은 인코더와 근진도 센서를 함께 사용하여 발목에 부착한 가속도 센스를 이용하여 보행 불균형을 측정하였다.[2] 최향적 등은 뒷허리에 착용하는 가속도 측정 장비를 고안하여 보행시의 3축 가속도를 측정하고, 각 축 데이터의 자기상관계수를 이용한 시계열 분석을 통하여 보행 균형을 평가하는 방법을 제안하였다.[3] 임예택 등은 보행 중의 가속도 데이터를 시계열 분석하여 정상인의 ARMA(autoressive moving average) 모델을 제시하였다.[4] 이효기 등은 편마비 환자의 가속도 정보를 이용하여 측정된 보행 상태와 적외선 반사마커를 이용한 3차원 동작분석 시스템을 이용한 보행 상태의 상관계수가 0.9 이상임을 보여 가속도 센서가 보행 평가에 있어 3차원 동작 분석 시스템을 대체할 수 있다는 가능성을 보였다.[5] 족압 센서를 이용한 보행 관련 연구로, 이체혁 등은 본 연구에 쓰인 것과 같은 종류의 족압 센서인 힘감지 저항을 이용하여 족압 측정 시스템을 고안하였다.[6] 고안된 시스템을 이용하여 입각기의 상태 변화를 판별할 수 있었으나, 유각기의 상태를 정확히 판별하는 것은 해당 연구의 범위에 포함되지 않았다. 송기선 등도 역시 힘감지 저항을 이용한 족압 측정으로 외족지 보행(팔자 걸음)과 내족지 보행(안짱 걸음)의 시간에 따른 압력 패턴을 추출하였으며, 이를 통하여 외족지 보행과 내족지 보행 여부를 판단할 수 있음을 보였다.[7] 가속도, 족압을 동시에 이용한 사례도 있으나, 가속도 센서를 본 연구에서와 같은 상지가 아닌 신발에 장착한다는 차이가 있다.[8-9] 본 연구의 목적은 어떠한 신발에도 간편히 장착될 수 있는 저비용의 장비를 이용하여 걸음의 유형을 파악하게 하는 것이다.

이를 활용하면 사용자로 하여금 자신의 보행 유형을 알고 고칠 수 있도록 할 수 있다. 이를 위하여 걸을 때 발이 받는 압력(foot pressure)과, 상반신의 기울어진 정도를 각각 압력 센서(pressure sensor)

와 3축 가속도 센서(3 axis accelerometer)를 이용하여 실시간 보행 데이터를 측정한다. 측정된 데이터는 팔자 걸음, 안짱 걸음, 정상 걸음 등의 걸음 유형을 판단하는 데 이용된다. 임베디드 시스템에 두 종류의 센서를 연결하여 취득한 데이터를 블루투스 통신을 이용하여 모니터링 장치로 전송하고, 자세를 분석하는 알고리즘을 설계하였다.

2. 본론

2.1 족압 측정 장치

본 시스템은 이용자의 보행 패턴 분석을 위해, 신발 밑창에 두 개의 압력 센서를 부착하여, 보행 시 족압의 세기 및 변화 데이터를 10ms 주기로 취득한다. 압력 센서는 각 신발 밑창의 앞 축의 네 부분과 뒤 축에 부착되어 있으며, 센서가 취득한 정수 형태의 족압 데이터는 문자열 데이터로 변환하여 임베디드 장치의 블루투스 모듈을 통해 모니터링 장치로 전달된다. 그림 1은 족압 측정 장치의 블록 다이어그램을 나타낸다. 임베디드 장치는 신발의 인솔 부분의 앞과 뒤에 설치된 네 개의 압력 센서를 이용하여 압력을 측정하고 측정된 데이터는 저전력 블루투스 통신을 통하여 컴퓨터로 전송된다.

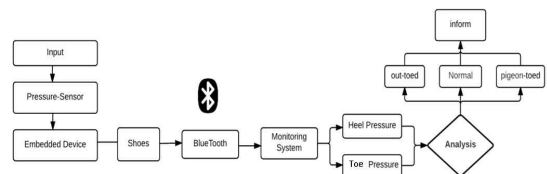


그림 1. 족압 측정 장치의 블록 다이어그램
Fig. 1. Block diagram of proposed foot pressure measuring device

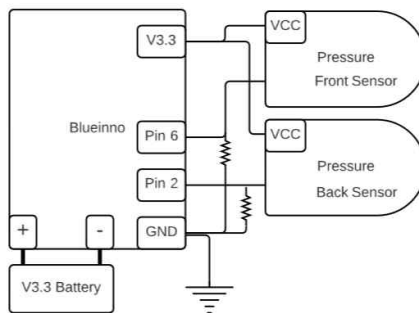


그림 2. 족압 측정 장치의 회로도
Fig. 2. Circuit diagram of proposed foot pressure measuring device

그림 2는 제작된 족압 측정 장치의 회로도이다. 신발내부에 장착된 압력센서가 보행자의 보행패턴에 따른 압력을 측정하여 전송하며 신체의 상체부분에 장착된 3축 가속도 센서 데이터와 함께 신체의 균형정도에 따라 정상 상태의 자료들과 비교, 분석 후 어떤 유형의 걸음인지 판독한다. 즉 해당 장치를 장착하고 걷게 되면 실시간으로 앞꿈치의 세 센서와 뒤꿈치의 한 센서의 압력을 일정시간 측정한다. 임베디드 시스템을 통해 측정한 값들은 블루투스 통신을 이용하여 모니터링 시스템으로 전송된다. 정보를 받은 시스템은 표준 범위에 속하는 값들과 이상 범위에 속하는 값들을 비교한다. 안짱 걸음, 팔자 걸음, 정상 걸음의 각 유형 중 유사성이 가장 높은 걸음 유형을 출력하여 현재 사용자가 어떤 케이스의 보행 습관을 가지고 있는지 판단할 수 있다. 그림 3은 실제 제작된 족압 측정 장치를 나타낸다.



그림 3. 족압 측정 장치

Fig. 3. Proposed foot pressure measuring device

2.2 가속도 센서를 이용한 자세 측정 시스템

3축 가속도 센서 (3-axis accelerometer sensor)는 x축, y축 그리고 z축 세 축의 가속도 데이터를 검출할 수 있다. 가속도 데이터를 통해 센서의 움직임을 측정할 수 있으므로, 이를 응용하여 본 시스템 이용자의 보행 패턴을 분석할 수 있다. 밴드형태로 이용자의 가슴에 장착되는 가속도 센서는 이용자의 걸음 패턴 뿐 아니라 상반신의 기울어진 정도 또한 측정할 수 있으므로 측정된 각 축의 값의 분석을 통해 보행할 때의 자세를 알 수 있다.

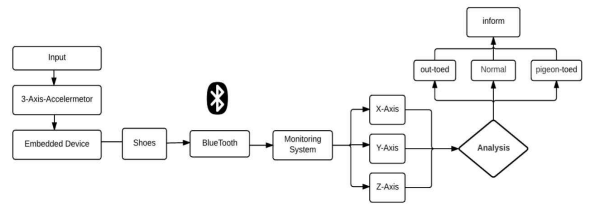


그림 4. 3축 가속도 센서를 이용한 자세 측정 시스템의 블록 다이어그램

Fig. 4. Block diagram of proposed 3-axis accelerometer posture measuring system

그림 4는 3축 가속도 센서를 이용한 측정 시스템의 블록 다이어그램을 나타낸다. 밴드 형태로 제작된 3축 가속도 측정장치로부터 입력된 데이터는 임베디드 시스템을 통해 블루투스로 컴퓨터로 전송되며 전송된 족압 측정정보와 함께 정상 보행패턴, 안짱 걸음, 발끝을 바깥쪽으로 벌려 걷는 팔자 걸음 여부를 판별한다.

그림 5는 3축 가속도 측정장치의 회로도이다. 피험자는 가속도 센서를 탑재한 임베디드 시스템을 고무 벨트에 장착하고 실험자의 상반신 중앙에 오도록 장착한다. 해당 장치를 장착한 후 사용자의 평소 보행습관을 측정한다. 자료는 사용자의 걸음특성을 높이 (x), 좌우 움직임 (y), 앞뒤 움직임을 (z)의 형태로 블루투스를 통하여 모니터링 시스템에 전달이 된다. 해당 모니터링 시스템에 전달받은 자료들은 기존의 분석해둔 자료들과 비교하여, 해당 유형의 사용자가 어떤 유형의 걸음인지 판독이 가능하게 된다.

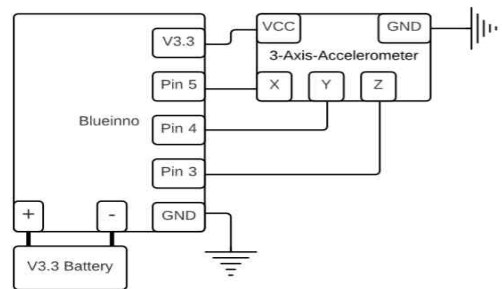


그림 5. 3축 측정 장치의 회로도

Fig. 5. Circuit diagram of proposed 3-axis accelerometer posture measuring system

3축 가속도 센서는 실험을 통해 실험자의 중앙 부분에 장착 시 가장 높은 정확도를 얻을 수 있었으므로 몸의 한가운데인 가슴에 장치를 부착하도록

하였다. 장치를 착용한 실험자의 움직임에 따라서 (x, y, z) 값이 변한다. 각 축의 방향은 사람의 머리를 기준으로 설명하면 다음과 같다.

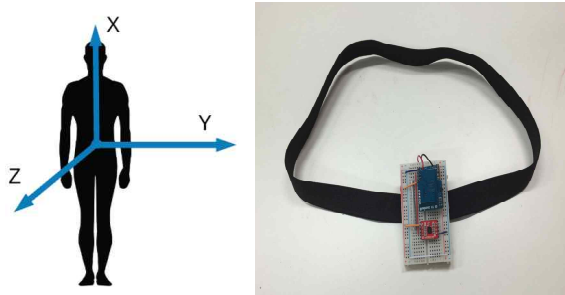


그림 6. 가속도 축(왼쪽)과 3축 가속도 측정장치
 Fig. 6. The coordinate system of accelerometer (left) and 3-axis accelerometer posture measuring system

x-축은 정수리로부터 천정을 향하는 방향, y-축은 양쪽 귀를 잇는 직선 방향이며 z-축은 눈이 향하는 방향이다. 각 축의 기능을 살펴보면, x-축은 걸을 때의 신장의 높낮이를 반영하며, y-축은 몸통의 좌우 흔들림을, z-축은 허리의 굽은 정도를 반영한다. 그림 6은 3축 가속도 측정 장치의 장착 위치와 가속도 축을 나타낸다.

2.3 통합 시스템

2.1절과 2.2절에 기술된 두 센서 기반의 임베디드 시스템을 통합하여, 하나의 모니터링 장치와 통신하는 통합 시스템을 구축하였다. 2.1절의 압력 센서를 통해 걸음 습관에 관계된 족압 데이터를 취득하고, 2.2절의 3축 가속도 센서를 통해 걷는 자세에 관계된 세 축의 데이터를 취득하여 이를 4.0 Bluetooth 통신(BLE : Bluetooth Low Energy)을 통해 모니터링 장치로 전송한다. 그리고 모니터링 장치에서 데이터 처리 과정을 거쳐 현재 시스템 이용자의 보행 패턴을 정상 보행 패턴과 비교 분석한다. 그림 7에 통합 시스템의 구성도를 나타내었다. 그림에 나타난 바와 같이 실험자가 개발된 족압 측정장치와 3축 가속도 측정장치를 착용하고 보행을 하게 되면 측정된 센서 데이터가 블루투스를 통해 컴퓨터로 전송이 되며 컴퓨터에서는 정상보행자의 데이터와의 비교를 통해 보행 패턴을 판단하게 된다. 즉 실험자가 임베디드 디바이스가 장착된 신발과 벨트를 착용한 상태로 보행을 하게 되면 양 발의 압력센서와 가슴에 있는 가속도 센서가 실시간 데이터를 수집

하게 되고 측정된 데이터가 블루투스를 통하여 모니터링 시스템으로 값이 전달이 되고, 모니터링 시스템은 블루투스에서 넘어온 값들을 비교 분석하게 된다. 압력 센서값과 가속도 센서의 값을 조합하고 미리 측정해 놓은 표준 값들과 비교하여 해당 사용자가 어떠한 보행습관을 가지고 있는지 판별한다.

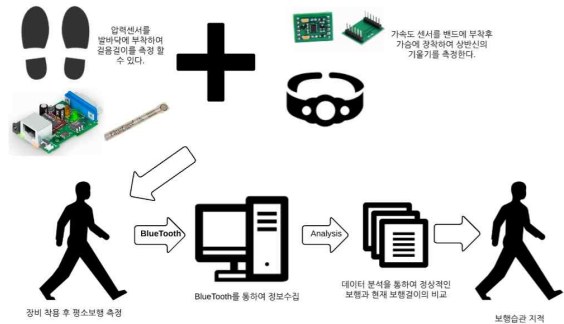


그림 7. 통합 시스템의 구성
 Fig. 7. Overall configuration of the integrated system

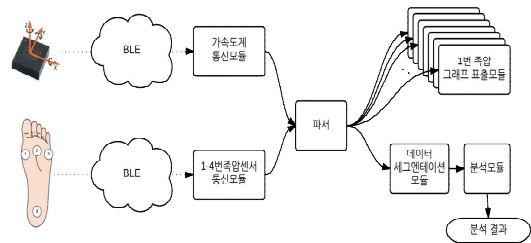


그림 8. 모니터링 소프트웨어의 구성도
 Fig. 8. Configuration of monitoring software

2.4 모니터링 소프트웨어의 설계 및 제작

그림 8은 본 연구에 쓰인 모니터링 프로그램의 구성을 나타낸다. 가속도 센서의 3축 가속도 정보와 4채널 족압 데이터는 저전력 블루투스 표준을 통해 전송되며 프로그램의 각 센서 통신모듈은 이를 수집한다. 수집된 데이터는 패킷 전송에 드는 오버헤드를 최소화하기 위하여 정해진 프로토콜에 따라 여러 채널이 한 개의 메시지에 결합된 상태이다. 이를 파서를 통해 해독하면, 파서는 해독 결과를 7개의 그래프 표시모듈에 보내어 화면에 실시간으로 표출한다. 해독된 데이터는 또한 데이터 세그멘테이션 모듈에 전송되어 임시 버퍼에 누적되다가, 일정 시간간격만큼 쪼개어져 0과 1사이의 값으로 정규화된다. 마지막으로, 처리된 데이터는 분석모듈에 보

내저 보행 유형 판단에 필요한 파라미터를 계산하는데 쓰인 후, 분석 결과가 산출된다.

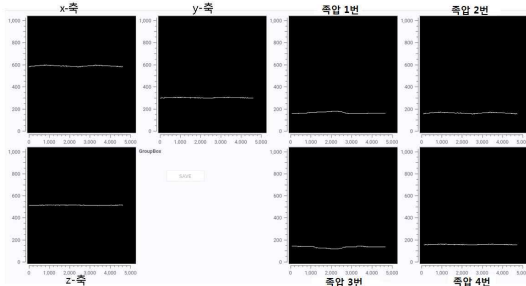


그림 9. 모니터링 소프트웨어의 유저 인터페이스
Fig. 9. User interface of the monitoring software

그림 9는 모니터링 SW의 유저 인터페이스 구성을 나타낸다. 좌측의 세 그래프는 가속도 센서의 x, y, z-축 값을, 우측의 네 그래프는 신발 밑창의 네 족압 센서의 압력 정보를 나타낸다. 그래프는 새로운 데이터가 들어오는 대로 갱신되어 사용자의 움직임에 따른 데이터 변화를 즉각적으로 알 수 있다.

2.5 실험 절차

정상인의 ①보통 걸음, 두 발끝을 안쪽을 향해 모아 걷는 ②안짱 걸음, 발끝을 바깥쪽으로 벌려 걷는 ③팔자 걸음의 세 가지의 보행 유형에 대한 가속도와 족압 데이터를 획득하였다. 각각의 보행 유형은 또한 ㉠상체를 좌우로 흔들, ㉡허리를 앞으로 굽힘, ㉢허리를 곧게 펴는 세 가지의 다른 상체 움직임에 대해 측정되었다. 이렇게 하여 $3 \times 3 = 9$ 가지의 경우의 수에 대한 실험 데이터가 마련되었다. 각 보행 데이터는 175 센티미터의 신장과 70kg의 체중을 가진 남성 피험자가 일정한 보폭(40 센티미터)의 직선 보행을 할 때 측정되었으며, 각 보행 데이터는 분석의 용이함을 위하여 5 초 씩 6 번 반복하여 측정되었다.

3. 결과

이 장에서는 2.5절의 실험 절차에 따른 실험 결과의 분석을 소개한다.

3.1 가속도 데이터의 분석



그림 10. 가속도 센서와 무선 통신모듈의 장착 위치
Fig. 10. Location of accelerometer and wireless communication module

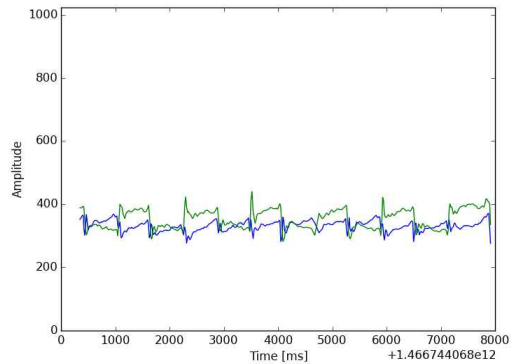


그림 11 가속도 센서 데이터의 예 (녹색: y-축, 청색: z-축)
Fig. 11. Example of accelerometer data (green: y-axis, blue: z-axis)

그림 10은 상반신에 착용한 가속도 센서의 위치를 나타내며 그림 11은 센서를 통하여 얻은 가속도 데이터의 그래프를 나타낸다. 걸음으로 인한 움직임 외의 잔움직임을 최소화하기 위하여 고무밴드를 사용하여 가속도 센서를 양 견갑골 안쪽 모서리 사이에 고정하였다. 사용된 가속도 센서는 직교좌표계의 세 축에 대한 중력가속도를 측정할 수 있다. 세 축의 방향은, x-축이 연직방향, y-축이 어깨선에 평행인 방향, z-축이 가슴 방향이다. 무선 통신의 대역폭을 줄이기 위해 이 중 가장 중요성이 낮다고 생각되는 축인 x-축의 데이터 수집은 하지 않았다. 상체의 구부러짐이나 양 옆으로 흔들리는 정도에 별 관계 없이 항상 비슷한 경향을 보이는 x-축은 본 실험의 걸음 유형에 따른 값 편차가 가장 적을 것으로 판단되었기 때문이다. 상체의 측면 움직임이 심한 경우의 분류는 어깨선에 평행한 y-축의 움직임의 정도를 이용하여 계산된다. 각 경우에 대한 표

준편차를 구한 결과는 표 1과 같다.

표 1. 상체 자세와 걸음 유형에 따른 가속도 센서 y-축 표준 편차

Table 1. Standard deviation of accelerometer y-axis depending on torso posture and gait type

	정상 상체 자세	상체 측방 움직임	구부정한 상체
정상 걸음	14	35	22
팔자 걸음	22	36	30
안짱 걸음	28	35	30

상체의 y-축 방향으로의 움직임이 클수록 y-축 방향의 가속도 성분의 편차가 35 이상으로 커지는 것을 확인할 수 있다. 이러한 사실을 이용하여 상체의 측면 방향으로의 움직임이 큰 경우는 y-축 가속도 센서 값의 표준 편차를 이용하여 분류하였다.

상체의 굽은 정도는 제곱평균제곱근(root mean square; RMS)을 이용하여 계산된다. 제곱평균제곱근은 주기성을 갖는 값의 통계적 척도로 이용되는 대표적인 통계량이며 식 1과 같이 계산된다:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_k^2} \quad (1)$$

여기서 x_k 는 제곱평균제곱근을 구하려는 데이터, n 은 데이터의 개수이다. 상체의 굽은 정도에 해당하는 가속도 센서의 z-축의 각 걸음 유형과 상체의 자세에 따른 값은 표 2와 같다.

표 2. 상체 자세와 걸음 유형에 따른 z-축 제곱평균제곱근

Table 2. Root mean square of accelerometer y-axis depending on torso posture and gait type

	정상 상체 자세	상체 측방 움직임	구부정한 상체
정상 걸음	14	35	22
팔자 걸음	22	36	30
안짱 걸음	28	35	30

표 2를 보면 상체가 구부정한 때의 z-축의 제곱평균제곱근이 가장 낮은 것을 알 수 있다. 이 사실을 이용하여 z-축의 제곱평균제곱근이 일정 값 이하일 때를 상체가 구부정한 것으로 판단하도록 시스템을 조정하였다.

3.2 족압 데이터의 분석

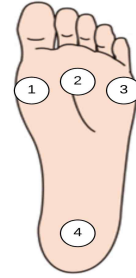


그림 12. 압력 센서의 위치

Fig. 12. Location of pressure sensors

족압 데이터의 취득은 족저에 설치한 압력센서를 이용하여 이루어졌다. 그림 13은 족압 측정을 위한 압력 센서의 족저 부착 위치를 나타낸다. 족압 데이터는 압력 센서가 눌렸을 때만 측정되었으며 시간에 따른 족압의 분포가 겹치는 구간의 관측치를 제거하였다. 우선 센서 데이터의 필터링 과정이 수행된다. 센서 데이터가 활성화된 상태만을 고려하고, 데이터 분포가 겹치는 구간의 관측치를 제거하여 데이터 분포의 특징을 나타내기 위하여 다음 수식을 사용하였다:

$$\frac{x}{x_{max}} > 0.75 \quad (2)$$

여기서 x 는 관심있는 데이터이며 x_{max} 는 데이터의 최대값이다.

데이터 분포의 특징을 잘 나타내는 값을 필터링한 다음에는 식 2에 의해 제거된 관측치를 데이터 분포의 평균으로 채워 넣어 결측치의 처리가 이루어진다. 그 후, 정규화 과정이 수행된다. 각 데이터 분포의 범위를 일치시켜 분석의 객관성을 확보하고자 $(x - x_{mean}) / (x_{max} - x_{min})$ 로 정규화한다. 이러한 세 과정을 각 데이터 집합에 대해 반복한 후에는 데이터 통합이 이루어진다.

통합된 데이터는 k-최근접 이웃 알고리즘을 이용하여 분류된다. k-최근접 이웃 알고리즘은 분류되지 않은 새로운 개체가 있을 때, 가장 근접한 k개의 데이터들의 범주에 따라 새로운 개체의 범주를 예측하는 알고리즘으로서 유클리디언 거리를 이용하여 최근접 이웃의 거리를 확인하고 다수결에 따라 새로운 개체의 범주를 지정한다.

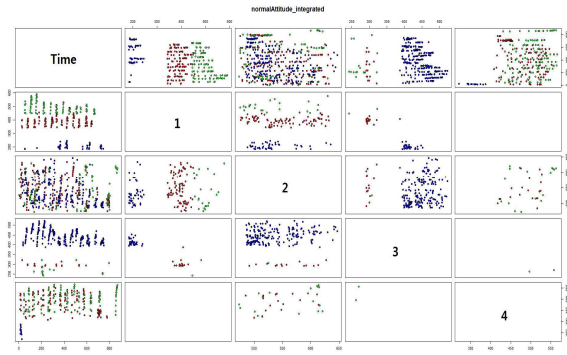


그림 13. 통합된 족압 데이터의 개형
Fig. 13. Graph of integrated foot pressure data

그림 14는 상체의 자세가 정상일 때의 통합된 족압 데이터의 개형을 나타낸다. 그림은 1번부터 4번까지의 족압 센서의 시간의 따른 압력 분포를 보여 준다. 각 데이터 점의 세 가지 색깔 청색, 녹색, 주황색은 정상, 팔자, 안짱 걸음을 나타낸다. 1번과 3번 센서의 분포가 걸음에 따라 차이가 나는 것을 알 수 있다. 즉, 안짱다리는 1번 센서에 다른 센서에 비해 높은 압력이 가해지며, 3번 센서에는 상대적으로 낮은 압력이 가해진다. 이러한 사실을 이용하여 k-최근접 이웃 알고리즘을 수행한 결과 만족스러운 결과를 확인할 수 있었다.

표 3. k-최근접 이웃 알고리즘을 이용한 걸음 유형 분류 결과

Table 3. Gait clustering result using k-nearest neighbors algorithms

		k-최근접 이웃 알고리즘 분류 결과			계
		정상	팔자	안짱	
실제 걸음 유형	정상	49	1	0	50
	팔자	0	50	0	50
	안짱	0	0	50	50
계		49	51	50	150

표 3은 정상적인 상체 자세에 대한 정상, 팔자, 안짱 걸음의 k-최근접 이웃 알고리즘 분류 결과를 나타낸다. 각 걸음 유형별로 50 개의 데이터 샘플을 이용하여 분류 알고리즘의 성능을 평가하였다. 알고리즘을 수행한 결과, 정상 걸음 데이터중 단 한 샘플에 대해서만 팔자 걸음으로 잘못 분류하였을 뿐, 나머지 샘플에 대해 올바른 분류를 수행하였음을 알 수 있다. 이를 통하여 k-최근접 이웃 알고리즘이 족압 분포에 따른 걸음 유형 판별에 적합한 알고리즘임을 알 수 있다.

4. 결론

본 논문에서는 3축 가속도 센서와 족압 시스템 개발을 통해 보행자의 패턴을 분석하고 정상 보행을 위한 데이터를 제공하고자 하였다. 개발된 시스템은 두 센서 기반의 임베디드 시스템을 통합하여, 하나의 모니터링 장치와 통신하는 통합 시스템 형태이며 족압 센서를 통해 걸음 습관에 관계된 족압 데이터를 취득하고 상체에 장착된 3축 가속도 센서를 통해 걷는 자세에 관계된 세 축의 데이터를 취득하여 이를 4.0 Bluetooth 통신(BLE : Bluetooth Low Energy)을 통해 모니터링 장치로 전송하였다. 그리고 모니터링 장치에서 데이터 처리 과정을 거쳐 현재 시스템 이용자의 보행 패턴을 정상 보행 패턴과 비교 분석하였다. 정상인의 보통 걸음, 두 발끝을 안쪽을 향해 모아 걷는 안짱 걸음, 발끝을 바깥쪽으로 벌려 걷는 팔자 걸음을 전치리를 통하여 특징이 잘 나타나도록 변형하고, k-최근접 알고리즘을 통하여 보행 유형을 파악할 수 있었다. 또한 가속도 센서의 데이터를 이용하여 걸을 때의 상체 자세를 정상, 측면으로의 흔들림, 앞으로 굽음의 세 가지로 구분할 수 있었다. 제안된 시스템은 간편하고 저렴한 가격으로 제작이 가능하여 향후 가정이나 의료용, 스포츠연구용으로의 활용이 기대되며 향후 9가지의 보행 형태 외에 보다 다양한 보행 형태의 구분에 대한 추가 연구가 필요하다. 또한 본 연구에서는 보행 유형과 상체의 자세 별로 다른 피험자로부터 데이터를 얻지 못하였지만 실제의 보행 유형과 상체의 자세별 피험자를 대상으로 데이터를 취득하여 연구를 보완할 계획이다.

REFERENCES

[1] K. Ko, H. S. Kim and J. H. Woo, "The study of muscle fatigue and risks of musculoskeletal system disorders from text inputting on a smartphone," Journal of the Ergonomics Society of Korea vol. 32, no. 3, pp. 273-278, 2013.

[2] Y. S. Kim, S. K. Kim, J. W. Kwon and S. M. Lee, "A Study of Gait Imbalance Determination System based on Encoder, Accelerometer and EMG sensors," Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, vol. 10, no. 2, pp. 155-162, 2016.

[3] G. S. Heo, S. H. Yang, S. R. Lee, J. G. Lee and

C. Y. Lee, "A Study on Particular Abnormal Gait Using Accelerometer and Gyro Sensor," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, vol. 29, no. 11, pp. 254-256, 2014.

- [4] Y. T. Lim, K. J. Lee, E. H. Ha and H. S. Kim, "Modeling of Normal Gait Acceleration Signal Using a Time Series Analysis Method," The Transaction Of The Korean Institute of Electrical Engineers D, vol. 54, no. 7, pp. 462-467, 2005
- [5] H. K. Lee, S. J. Hwang, D. R. Lee, J. H. Kim, S. H. You, K. J. Lee and Y. H. Kim, "Design of the Algorithm for gait evaluation of patients with hemiplegia using the acceleration data," Conference of The Institute of Electronics and Information Engineers, Jeju, South Korea, pp. 1190-1191.
- [6] C. H. Lee, S. C. Moon, T. K. Lim and S. G. Lee, "Development of a Foot Plantar Pressure Sensing System and Characteristic Analysis of the Sensing Signal along Gate Status," 2011 26th Institute of Control, Robotics and Systems Annual Conference, Gwangju, South Korea, pp. 654-659, 2011.
- [7] K. S. Song, W. Y. Lee, S. Y. Kang and E. H. Lee, "Study over analysis of in and outside toes walk with pressure analysis," Conference of The Institute of Electronics and Information Engineers, Jeju, South Korea, pp. 1233-1236, 2013.
- [8] http://www.eiric.or.kr/KeyDocs/tmp/FN_1512150182649.pdf, accessed on May 1st, 2016.
- [9] <http://www.yesyesno.com/talking-shoe/>, accessed on May 1st, 2016



유 인 환(In-Hwan Ryu)

2015년 - 현재 인하대학교 컴퓨터 정보공학과 석사과정
 2015년 2월 인하대학교 컴퓨터정보 공학과 졸업(학사)

Interest: robotics, digital signal processing



이 선 우(Sunwoo Lee)

2013년 - 현재 인하대학교 컴퓨터 정보공학과 학사과정

Interest: computer algorithm



정 현 기(Hyungi Jeong)

2013년 - 현재 인하대학교 컴퓨터 정보공학과 학사과정

Interest: human-computer interaction



변 기 훈(Kihoon Byun)

2015년 - 현재 인하대학교 컴퓨터 정보공학과 석사과정
 2015년 8월 인하대학교 통계학과 졸업(학사)

Interest: simultaneous localization and mapping, robotics



권 장 우(Jang-Woo Kwon)

2012년-현재 인하대학교 컴퓨터정보공학과 교수
 2006년-2012년 정보통신산업진흥원 인재양성단장
 1998년-2009년 동명대학교 컴퓨터공학과 부교수
 1996년-1998년 특허청 사무관
 1996년 8월 인하대학교 전자공학과 박사
 1992년 2월 인하대학교 전자공학과 석사
 1990년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업

Interest: human-computer interaction, signal processing, intelligent system