3축 가속도 센서 기반의 무선 진동 측정 시스템

유주연¹ · 박근철¹ · 전아영¹ · 김철한² · 김윤진³ · 노정훈¹ · 전계록^{1,+}

Wireless Vibration Measurement System Using a 3-Axial Accelerometer Sensor

Ju Yeon Yoo¹, Geun Chul Park¹, Ah Young Jeon¹, Cheol Han Kim², Yun Jin Kim³, Jung Hoon Ro¹, and Gye Rok Jeon^{1,+}

Abstract

In this study, a compact wireless vibration measurement system was developed using a 3-axial accelerometer in order to evaluate the vibration stimulation system. A low power microprocessor chip integrated with 2.4 GHz RF transceiver was used for the wireless data communication. To evaluate the system, the frequencies and accelerations from the vibration stimulation system were measured using an LVDT sensor and a vibration measurement system. The average frequency difference by the measurement system was less than 0.1 Hz, and the standard deviation of frequencies estimated by the LVDT sensor and the accelerometer was below 0.08 Hz. The developed system was applied to access a vibration stimulation system for the future study. The average acceleration difference of the central and peripheral point of the stimulation system was less than 0.0005 g (1 g=9.8 m/s²), and the standard deviation of the acceleration was below 0.004 g, which shows the usefulness of the wireless vibration measurement system.

Keywords : Wireless, Vibration measurement, 3-axial accelerometer

1. 서론

최근 Rubin등은 기계적으로 인가된 자극에 의해 골 형성율이 인가된 자극의 진동 주파수와 가속도의 크기에 따라 다른 양상을 나타냄을 관찰하였고, “고주파 저스트레인 진동 자극이 골의 형태학적 변화 양상에 밀접한 연관성을 지닌다.”고 보고하였다[1-3]. 이와 같은 연구를 진행하기 위해서는 진동 자극 시스템과 아울러 진동하는 생체의 주파수 및 가속도를 정확하게 측정할 수 있는 측정시스템이 필요하다.

현재까지는 진동 자극 시스템에 인가된 진동 주파수 및 진동 가속도를 정확하게 측정하기 위한 장비로는 레이저 디지털 측정 장비가 있다. 이 측정 장비는 정확한 진동 주파수를 측정할 수 있는 반면에 장비의 가격이 고가이고 위치에 따라서 설치의 제약을 받는 경우가 많다는 단점이 있다[4, 5].

최근 마이크로 센서 시스템의 발달로 물리적 화학적 현상을 전

기적 신호로 변환하는 단순 기능만을 가진 기존 센서와는 달리 보다 고도화된 구조를 가진 스마트 센서가 나오게 되었다. 스마트 센서는 일반적으로 신호를 감지하는 센서 기술, 통신 네트워크 기술, 데이터 처리 기술을 바탕으로 하여 설치환경의 제약을 받지 않고 정밀한 측정이 가능하게 되어 제어의 비용 절감, 유지보수의 용이성 그리고 접근의 용이성 등의 장점을 가지고 있어[6, 7] 많은 분야에 적용되고 있다. 그 중에서도 MEMS(microelectromechanical system) 형태의 가속도 센서는 산업용으로는 장비의 진동측정에 사용하고 있고, 의료용으로는 낙상과 실시간 보행 분석, 활동 모니터링 등 많이 이용하고 있기 때문에[8-10] 진동 자극 시스템의 측정에 필요한 요구를 만족시키는 스마트 센서라고 할 수가 있다.

본 연구에서는 기기의 진동 계측이나 구조물의 진동계측에 이용할 수 있는 MEMS 3축 가속도 센서를 이용하여 진동 자극 시스템의 진동 주파수와 가속도를 측정할 수 있는 무선 진동 측정 시스템을 개발하였다.

2. 무선 진동 측정 시스템의 구현

2.1 진동 계측부

무선 진동 측정 시스템에 있어 기본적인 진동 계측부는 3축 가

¹ 부산대학교 의학전문대학원 의공학협동과정(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University)

² 명자전자 기업부설연구소(Myung-ja Electronics Research Institute)

³ 부산대학교 의학전문대학원 가정의학교실(Department of Family Medicine, School of Medicine, Pusan National University)

⁺Corresponding Author : grjeon@pusan.ac.kr

(Received : Nov. 1, 2010, Revised : Feb. 10, Mar. 16, 2011,

Accepted : Mar. 17, 2011)

속도 센서(BMA150, Bosch Sensortec Co., Germany)를 사용하여 구현하였다. BMA150은 x, y, z의 3축 가속도신호를 동시에 출력하고, 가속도 범위를 ± 2 , ± 4 , ± 8 배의 중력가속도단위($g=9.8 \text{ m/s}^2$)로 선택이 가능하다. 또한 저전압, 저전력으로 동작하며 아날로그/디지털 출력을 선택할 수가 있고, 소형이면서 저비용으로 구입도 용이하였다.

2.2 무선 송수신부

유선통신을 이용하여 데이터를 측정하는 경우 무선 통신을 이용할 때와 비교하여 데이터의 손실이 적기 때문에 보다 정확하게 데이터를 획득할 수 있지만 움직이는 물체에 측정을 위한 배선이 연결되는 것은 측정 오차를 가중시킨다. 따라서 본 시스템은 측정하는 진동 주파수와 가속도 신호를 소형, 저전력으로 구동할 수 있는 회로를 사용하여 무선통신을 이용하여 전송하도록 설계하였다. 무선 통신부는 데이터를 전송하는 송신부와 데이터를 수신하는 수신부로 구성하였다.

송신부에서는 3축 가속도 센서에 의해 획득한 데이터를 8051 core를 기반으로 구현된 SoC 칩인 nRF24LE01(NORDIC Semiconductor Co., Norway)에 내장된 8-bit MCU (microprocess control unit)으로 데이터를 획득하고 처리하여 2.4 GHz 무선 통신 송신부를 통하여 전송하였다. 데이터 획득 모듈의 전원은 소형화 및 효율을 고려하여 소형 직류-직류변환기(DC-DC Converter) 소자인 MCP1252(Microchip Technology Co., USA)를 사용하였다. 수신부에서는 전송 받은 데이터를 컴퓨터로 전송하기 위하여 CP2102(Silicon Laboratories Co., USA) 칩을 사용하여 UART(universal asynchronous receiver and transmitter) 통신을 할 수 있게 설계하였다. 본 연구에 의해 구현된 무선 진동 측정 시스템의 구성도와 사용된 부품들의 특징을 Fig. 1과 Table 1에 각각 나타내었다.

Fig. 1. The configuration of wireless vibration measurement system.

Table 1. Specification of devices used for vibration measurement system

Model(size)	Specification
BMA150 (3 × 3mm)	<ul style="list-style-type: none"> Low current consumption(200 μA) Switchable range via serial digital interface ± 2, ± 4, $\pm 8 \text{ g}$($g=9.8\text{m/s}^2$)
nRF24LE01 (5 × 5mm)	<ul style="list-style-type: none"> Enhanced ShockBurst™ link layer support in HW Fast micro-controller(8051 core) Low current consumption(13.3 mA)
MCP1252 (5 × 5mm)	<ul style="list-style-type: none"> Low Power, Low Noise(80 μA, 3V) Power Efficiency high(80-90 %)
CP2102 (5 × 5mm)	<ul style="list-style-type: none"> On-chip voltage regulator: 3.3V output(26 mA)

본 연구에서 개발된 무선통신 기반의 소형 진동 측정 시스템의 실물사진을 Fig. 2에 보였다. Fig. 2의 (a) 진동 측정 시스템의 수신부이고 (b)는 송신부를 나타낸다. 실제 제작한 진동 측정 시스템의 송신부 크기는 $25 \times 45 \text{ mm}^2$ 이므로 Fig. 3에 있어 (d) 부분에 장치되었다.

Fig. 2. The developed small size vibration measuring devices based on the wireless communication; (a) receiver, (b) transmitter.

Fig. 3. Photograph of vibration stimulation system; (a) animal experiment case, (b) upper body of vibration stimulation system, (c) LVDT sensor, and (d) vibration measurement device.

2.3 소프트웨어부

진동 측정 시스템의 데이터 획득하고 분석하기 위하여 LabView(LabView 2009, National Instrument Co., USA)를 이용하여 신호 처리 프로그램을 개발하였다. 위치 측정의 기준으로 LVDT(LDC500C, RDP Electrosense Co., USA) 센서를 사용하였고, 개발한 진동측정시스템에서의 가속도 센서와 각각 주파수 및 가속도를 전송 처리하는 프로그램으로 구성되었다.

(a)

(b)

Fig. 4. Data acquisition programs; (a) data acquisition program using LVDT sensor, (b) data acquisition program using tri-axial accelerometer.

Fig. 4의 (a)는 LVDT 센서를 이용한 데이터 획득 프로그램으로 1차적으로 1 kHz 저역통과필터 회로를 통과한 데이터들을 실시간으로 획득되도록 하였다. 그리고 획득된 데이터는 IIR(infinite impulse response) 60 Hz 저역통과필터로 노이즈를 제거한 후 디스플레이 되도록 하였다. 또한, 필터를 거친 신호를 미분하여 가속도 변화를 나타내었으며, 가속도의 변화 값으로 주파수를 측정하도록 하였다. Fig.4의 (b)는 x, y, z의 3축 가속도 신호 변화를 실시간으로 측정하여 디스플레이 되도록 하였고, 실시간으로 획득된 가속도 신호의 변화 값에서 주파수를 측정하도록 하였다.

3. 검증 방법

3.1 검증 프로토콜

무선 진동 측정 시스템의 유용성을 평가하기 위하여 다음과 같이 실험을 진행하였다. 진동 자극 시스템에 인가하는 주파수 및 가속도를 설정하기 위하여 타 연구자들에 제시된 실험 프로토콜에서 많이 사용하였던 주파수와 가속도를 토대로 평가를 수행하였다. 타 연구자에 의해 실험에 사용된 진동 시스템에 인가하는 주파수 및 가속도를 Table 2에 정리하였다[1, 11-15]. 이를 바탕으로 17 Hz, 30 Hz, 45 Hz, 50 Hz의 진동 주파수와 0.3 g, 0.6 g, 1 g, 2 g의 가속도를 진동 자극 시스템에 인가하여 측정 시스템을 평가하였다.

Table 2. The vibration frequency and acceleration proposed by other researchers

Researcher	Subject	Frequency(Hertz)	acceleration(1g=9.8 m/sec ²)
J. Flieger	Wistar rats	50 Hz	2 g
CT. Rubin	Sheep	30 Hz	0.3 g
R. Garman	C57BL/6J	45 Hz	0.3 or 0.6 g
C.Y.Ko	SD rats	17 Hz	1 mmpeak-peak
		30 Hz	
		45 Hz	
H.J.Jung	SD rats	45 Hz	0.3 g
C.Y.Ko	SD rats	45 Hz	1 mmpeak-peak

측정값을 비교평가 할 수 있도록 정밀하게 위치를 측정할 수 있는 LVDT 센서를 진동 자극 시스템에 부착하고 측정된 위치로부터 각각 40회 반복 측정한 후 진동 주파수와 가속도의 크기를 도출하고 3축 가속도계의 측정값과 비교·검토 함으로써 진동 측정 시스템의 정도를 평가하였다. 주파수와는 달리 진동 가속도의 경우는 크기가 큰 진동판의 경우 분할진동이나 좌우요동이 발생할 수 있어서 기준값과 일치가 어렵기 때문에 추가적으로 진동 측정 시스템을 설치하여 그 차이를 통계적인 기법을 적용하여 평가하였다.

3.2 통계방법

개발된 시스템의 유용성을 평가하고자 사용된 통계 프로그램은 MiniTAB 16.0(Minitab, Inc., USA)과 SPSS 18.0(IBM SPSS Co., USA)을 사용 하여서 분석하였다. 통계적인 파라미터는 평균(mean), 표준편차(SD, standard deviation), 상관분석법인 독립표본 t-검정을 이용하여 비교 분석하였다. t-검정은 일반적으로 두 실험군의 평균값의 차이를 보는데 사용하는 방법이지만 이 실험에서는 측정치의 일치를 위하여 조정하는데 사용하였다.

4. 실험 결과

4.1 주파수 분석 결과

LVDT 변위 센서와 진동 측정 시스템을 사용하여 40회의 반복 측정으로 데이터를 획득한 후 측정된 주파수의 평균, 표준편차, t-검정 등을 분석하여 제작한 시스템의 유용성을 평가하였다.

첫 번째, 주파수별 평균 및 표준편차를 살펴보면 Fig. 5와 같다.

Fig. 5. Mean and standard deviation of frequency; (a) 17 Hz, (b) 30 Hz, (c) 45 Hz, and (d) 50 Hz.

평균 및 표준편차를 살펴보면 평균의 경우에는 두 센서에서 측정한 주파수의 값을 비교한 결과는 최소 0.01 Hz 에서 최대 0.1 Hz 차이로 유사함을 확인 할 수 있었다. 그리고 표준편차의 결과를 살펴보면 0.08 Hz 이하로 분포하는 것으로 나타났다. 두 번째, t-검정을 LVDT 센서의 측정결과와 3축 가속도 센서에서 측정된 주파수의 결과를 비교 · 분석한 결과 Table 3에 제시하였다.

Table 3. Frequency measurement t-test

Activation frequency	17 Hz	30 Hz	45 Hz	50 Hz
LVDT Mean	17.00 Hz	30.00 Hz	45.00 Hz	50.00 Hz
Vibrator Mean	17.08 Hz	30.10 Hz	45.08 Hz	50.02 Hz
LVDT Variance	2.73×10^{-5}	2.60×10^{-4}	1.9×10^{-4}	3.53×10^{-4}
Vibrator Variance	2.60×10^{-3}	2.53×10^{-3}	6.80×10^{-3}	1.46×10^{-3}
t value (p<0.05)	2.02 7.13×10^{-12}	2.01 2.11×10^{-8}	2.02 5.58×10^{-7}	2.00 0.004169

주파수 측정에 있어서 t-검정 결과를 살펴보면 양 측정치 모두 인가 주파수와 일치된 값을 측정함을 알 수 있다. 분산에 비해서 평균치 오차가 상대적으로 크기 때문에 통계적인 t 값이 크게 나타났다. 이것은 시스템의 주파수 측정이 매우 정밀하다는 것을 알 수가 있고 한편 일치되어야 하는 주파수 측정에 있어서 미소하지만 평균치에 있어 개발된 무선 진동 측정 시스템의 주파수 측정이 LVDT와 차이가 발생하는 문제는 소프트웨어로 판단하는 측정 주기가 정확하게 인가 주파수의 한 주기와 일치하지 못하여 발생하는 오차로 평가된다.

4.2 진동 자극 시스템의 평가

중력가속도를 기준으로 가속도 크기가 일치되도록 조정된 2세트의 진동 측정 시스템을 진동 자극 시스템의 두 지점에 부착하여 가속도의 차이가 없는가를 측정하였다. 측정값은 통계적인 기법으로 분석하여 시스템의 uniform stimulation 을 평가하였다.

첫 번째, 두 센서에서 획득한 가속도의 평균 및 가속도의 결과를 살펴보면 Fig. 6으로 나타낼 수 있다.

Fig. 6. Mean and standard deviation of acceleration; (a) 0.3 g, (b) 0.6 g, (c) 1 g, and (d) 2 g.

2세트의 진동 측정 장치로 측정된 가속도의 평균을 비교한 결과 0.0005 g 차이로 유사함을 확인 할 수 있었다. 그리고 표준편차의 결과는 0.004 g 이하로 분포하는 것으로 나타났다. 이러한 결과들은 진동 측정 시스템의 가속도 측정이 정밀하게 계측됨을 확인 할

수 있었고 진동 자극 시스템의 진동판 양측에 인가되는 가속도의 차이가 없는 것을 확인하였다. 그리고 t-검정 통해서 2세트의 진동 측정 시스템들의 결과값을 비교해보면 Table 4로 정리할 수 있다.

Table 4. Acceleration measurement t-test

Activation acceleration	0.3 g	0.6 g	1 g	2 g
t value (p<0.05)	-2.010 (p=0.045)	-1.968 (p=0.049)	1.973 (p=0.049)	-1.966 (p=0.049)

가속도 측정에 있어서 t-검정 결과를 살펴보면 2세트의 진동 측정 시스템의 측정치가 차이를 유의확률 p 값이 0.05 미만인 될 때까지 데이터 획득을 하였다. 0.0005 g 의 차이로서 진동인가 시스템에 있어 유의한 오차가 있다고 볼 수 있으나 그 절대치는 계기 오차 수준 미만임을 알 수 있다. 따라서 진동 자극 시스템의 정도를 평가함에 있어 본 연구에서 구현한 무선 진동 측정 시스템 2세트를 사용하여 위치에 따른 가속정도가 충분함을 평가할 수 있었다.

5. 결론

본 논문에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 무선 진동 측정 시스템을 구현하였다. LVDT 센서가 부착된 진동 자극 시스템을 이용하여 측정 주파수와 가속도의 정도를 확인하였다. 가속도 신호에서 주파수를 측정하는 데에 있어서는 정확한 주기를 판별하는 소프트웨어의 한계로 최대 0.3 % 정도의 오차를 발생하였다. 가속도의 경우는 중력가속도를 이용하여 충분한 정확도를 얻을 수 있었다. 본 연구에서 개발한 진동측정기를 동물 실험용 진동 자극 시스템의 진동판 중심부와 외각의 두 곳에 부착하여 가속도의 차이를 평가하는데 적용하였으며, 통계적 분석을 이용하여 유의수준 5 % 미만에서 0.0005 g 정도의 차이를 파악하였다.

본 연구에서 구현한 3축 가속도 센서를 이용한 무선 진동 측정 시스템은 주파수와 가속도를 측정함에 있어 충분한 정확성을 가지고 있으면서도 다양한 설치 상황에 편리하게 적용할 수 있었다.

감사의 글

이 논문은 2009년도 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구입니다. (No. 22009-0087028)

REFERENCES

- [1] CT. Rubin, LE. Lanyon, Kappa Delta Award paper, "Osteoregulatory nature of mechanical stimuli: function as a determinant for adaptive remodeling in bone", *J. Orthop. Res.*, vol. 5, pp. 300-310, 1987.
- [2] CT. Rubin, SM. Turner, S. Bain, C. Mallinckrodt and K. McLeod, "Low mechanical signals strengthen long bones", *Nature*, vol. 412, pp. 603-604, 2001.
- [3] CT. Rubin, G. Xu and S. Judex, "The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by bridf exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli", *The FASEB Journal*, vol. 15, pp. 2225-2229, 2001.
- [4] JW. Song, *The principle and application of the accelerometer*, C&I, Seoul, pp. 28-32, 2003.
- [5] 윤현주, "레이저 진동측정장비!! 그 시작과 진화!!", 한국소음진동공학회, 제16권, 제4호, pp. 75-82, 2006.
- [6] Erwin, Peiner, Dirk Scholz, Klaus Fricke, Andreas Schlachetzki, and Peter Hauptmann, "Microelectromechanical vibration sensor with optical interconnects", *Journal of Microelectromechanical System*, vol. 7, no. 1, pp. 56-61, 1998.
- [7] M. Ziani, M. Bennouna, M. Amamou and M. Barboucha, "The smart sensor design in Industrial processes applications", *10th Mediterranean Electrotechnical Conference, IEEE*, vol. 1, pp. 115-118, 2000.
- [8] SK. Park and JR. Yang, "Recent research trends on Bio-MEMS", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 19, no. 4, pp. 259-270, 2010.
- [9] DU. Jung and WY. Chung, "Postrure and activity monitoring using a 3-axial accelerometer", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 16, no. 6, pp. 467-474, 2007.
- [10] GT. Kang, KT. Park, GR. Kim, BC. Choi, DK. Jung, "Real time gait analysis using acceleration signal", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 18, no. 6, pp. 449-455, 2009.
- [11] J. Flieger, Th. Karachalios, L. Khaldi, P. Raptou, and G. Lyritis, "Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats.", *Calcif Tissue Int*, vol. 63, pp. 510-514, 1998.
- [12] R. Garman, G. Gaudette, L.R. Donahue, C. Rubin, and S. Judex, "Low-level accelerations applied in the absence of weight bearing can enhance trabecular bone formation.", *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, pp. 732-740, 2007.
- [13] CY. Ko, TW. Lee, DG. Woo, HS. Kim, HA. Kim, BY. Lee, and DH. Lim, "Effect of whole body vibration on trabecular bone in OVX rats", *Korean J. Phys. Anthropol*, vol. 20, no. 4, pp. 301-309, 2007.
- [14] CY. Ko, TW. Lee, DG. Woo, HS. Kim, BY. Lee, and DH. Lim, "Effect of whole body vibration on osteoporotic trabecular bone of rats-compared with the effect of

actonel”, *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, vol. 25, no. 5, pp. 148–154, 2008.

[15] HJ. Jung, KW. Kwon, and JK. Oh, “The effect of

whole-body vibration exercise on prevent of osteoporosis in ovariectomized rats.”, *Korean Society of Exercise Physiology*, vol. 16, no. 3, pp. 263–270, 2007.

유 주 연(Ju Yeon Yoo)

- 2008년 2월 : 동서대학교 전자공학과 (공학사)
- 2010년 8월 : 부산대학교 의공학 협동과정 (공학석사)
- 2010년 9월 ~ 현재 : 부산대학교 의공학 협동과정 박사과정
- 관심분야 : 프로그래밍언어, 임베디드시스템

박 근 철(Geun Chul Park)

- 2002년 2월 : 부경대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
- 2004년 2월 : 고려대학교 전자정보공학과 (공학석사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의과대학 의공학협동과정 박사과정
- 관심분야 : 생체신호계측, 생체신호처리

전 아 영(Ah Young Jeon)

- 2006년 2월 : 인제대학교 의생명대학 의용공학과 (공학사)
- 2008년 2월 : 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의공학 협동과정 박사과정
- 관심분야 : 생체신호처리

김 철 한(Cheol Han Kim)

- 1984년 2월 : 부산대학교 물리학과 (이학사)
- 2001년 8월 : 동아대학교 전기공학과 (공학석사)
- 2007년 2월 : 부산대학교 전자공학과 (공학박사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 명지전자 기업부설연구소 소장
- 관심분야 : 생체신호계측, 신재생에너지

김 윤 진(Yun Jin Kim)

- 1984년 2월 부산대학교 의과대학 (의학사)
- 1987년 2월 연세대학교 의학석사
- 1992년 9월 연세대학교 의학박사
- 2003년 3월 ~ 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 부교수
- 관심분야 : 의학물리, 의광학, 로봇틱스

노 정 훈(Jung Hoon Ro)

- 1984년 2월 부산대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 1986년 2월 부산대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2001년 2월 부산대학교 대학원 물리학과 (이학박사)
- 2003년 3월 ~ 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 부교수
- 관심분야 : 의학물리, 의광학, 로봇틱스

전 계 록(Gye Rok Jeon)

- 1978년 2월 : 부산대학교 전기기계공학과 (공학사)
- 1981년 2월 : 부산대학교 전자공학과 (공학석사)
- 1985년 5월 ~ 현재 : 부산대학교 의과대학 교수
- 1993년 2월 : 동아대학교 공과대학 전자공학과 (공학박사)
- 1999년 12월 ~ 현재 : 부산대학교 의공학 협동과정 주임교수
- 관심분야 : 생체계측, 모델링 및 시뮬레이션