무선 센서를 활용한 요추 가동 범위의 실시간 3차원 측정

Real-time 3-Dimensional Measurement of Lumbar Spine Range of Motion using a Wireless Sensor

정 우 혁, 지 혜 미, 박 재 현*
(Woohyuk Jeong¹, Haemi Jee², and Jaehyun Park¹)

¹Inha University

²University of Ulsan

Abstract: Lumbar spine range of motion has been used to measure of physical and functional impairment by various tools from a ruler to 3D kinematic devices. However, pre-existing tools have problems in either movement or accuracy and reliability limitations. Accurate devices are limited by fixed space whereas simple devices are limited in measuring complex movements with less accuracy. In order to solve the location, movement and accuracy limitations at once, we have developed a novice measurement device equipped with accelerometer sensor and gyroscope sensor for getting three-dimensional information of motion. Furthermore, Kalman filter was applied to the algorithm to improve accuracy. In addition, RF wireless communication was added for the user to conveniently check measured data in real time. Finally, the measurement method was improved by considering the movement by a reference point. An experiment was conducted to test the accuracy and reliability of the device by conducting a test-retest reliability test. Further modification will be conducted to used the device in various joints range of motion in clinical settings in the future.

Keywords: wireless sensor network, low power network, U-healthcare, lumbar spine measurement

1. 서론

무선 센서 네트워크는 소형화, 경량화 및 저전력으로 구현할 수 있다는 장점으로 인하여 다양한 응용분야에서 사용되고 있다. 이들 응용분야 중 하나는 인체의 움직임을 측정하는 분야로서, 다리, 팔, 척추, 목, 어깨 등 인체의 각 관절과 관절에 연결된 부분의 움직임을 정밀하게 측정하여 신체의 이상 여부를 진단하는데 사용될 수 있다.

특히 최근에는 건강에 대한 관심의 증가로 사회 운동을 지속적으로 하는 인구가 늘어나고 있으나, 신체조건에 맞지 않는 무리한 운동과 잘못된 습관으로 인해 척추 질환이 증가하고 있는 추세이다. 척추는 경추, 흉추, 요추, 천추, 미추의 다섯 부분으로 분류되는데, 이 중 요추는 허리에 해당된다. 요추 관련 질환에는 요추관 협착증, 요추 추간판 탈출증(허리 디스크), 요추 염좌, 요통 등이 있으며, 이러한 요추 질환은 운동요법을 통한 재활치료가 중요한데, 이때 요추의 가동 범위(Range of motion)는 질환의 정도를 판단하는 중요한 지표로 사용된다. 요추의 가동 범위는 그림 1과 같이 기준점에서 굴곡(flexion), 신전(extension), 좌/우 측굴(lateral bending), 좌/우 회전(rotation)의 여섯 방향의 각도를 측정함으로써 얻을 수 있다.

요추의 관절가동범위(ROM) 측정은 척추의 임상적 평가에 사용되며 장기간 동안 척추의 가동성 변화를 관찰하는데 매우 중요하다. 척추는 크게 6가지 가동범위를 가지고 있으므로 3차원적 평가는 단면적인 평가보다는 동적(dynamic) 평가를 통해 척추의 메커니즘을 검사할 수 있게 해준다. 또한 최종 가동범위로 단면적 검사를 실시하는 것은 신체의 자연적인 신체의 움직임과 움직임 과정 중 다양한 검사 변수(parameter)를 통해 더 정확한 임상적 진단을 내릴 수 있다[1]. 정적 상태에서 확인될 수 없는 문제들을 동적 상태에서 확인할 수 있으며 이는 집중적(targeted)이며 향상된 치료적 전략을 세울 수 있도록 해준다[2]. 예를 들어 요통이 있을 경우 보행 시 속도와 각도의 변화와 함께 정적 상태에서 확인 되지 않는 문제들이 확인될 수 있으며 이는 운동 근육 제어의 문제를 반영할 수 있다[3-5]. 다방면으로의 관절가동범위는 요통뿐만 아니라 퇴행성질환, 척추측만증, 등은 물론 척추 손상 후 수술적 치료 전, 후 진단적 목적으로 사용될 수 있다[6,7,8].

요추의 가동 범위는 여러 방법으로 측정되고 있는데, 현재 가장 많이 사용되고 있는 측정 방법은 Tape ruler 혹은 Goniometer를 사용한 방법이다. 이러한 도구들은 관절의 각도를 직접적으로 측정하는 장치이다. Tape ruler나 Goniometer는 비용이 저렴하고 간편하게 측정할 수 있다는 장점이 있지만, 여러 가지 단점들이 존재한다. 먼저 측정자가 육안으로 측정하므로 정확성과 신뢰성이 떨어진다는 단점과 복합적 움직임을 측정하지 못한다는 단점이 있으며, 또 멈춘 자세를 유지해야만 측정이 가능하다는 단점이 있다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2012. 5. 15., 수정: 2012. 6. 14., 채택확정: 2012. 6. 30.

정우혁: 인하대학교 정보통신공학과(whjeong@cmcl.org)

지혜미: 울산대학교 의과대학 의과학과(amyjeez@gmail.com)

박재현: 인하대학교 정보통신공학부(jhyun@inha.ac.kr)

※ 본 논문은 인하대학교 교내연구비에서 지원하여 연구하였음.

그림 1. 요추 가동 범위의 측정 방향.

Fig. 1. The directions of lumbar range of motion.

이러한 단점들을 보완하기 위해 광학적 방법(optical method), 방사선 사진술(radiographic method), 전자기적 방법(electromagnetic method) 등 여러 가지 방법이 제안되었다. 하지만 광학적 방법은 복잡하고, 시간이 많이 소요되며, 고가일 뿐만 아니라 공간적인 제한점이 있다는 단점이 있다. 또한 방사선 사진술은 복잡하며, 건강에 해가될 수 있다는 단점이 있다. 마지막으로 전자기적 방법은 정확하고 비교적 저렴하다는 장점이 있지만 금속에 영향을 받기 때문에 보정에 시간이 소요되고 복잡하다는 단점이 있다[9].

본 연구는 소형 무선 센서 네트워크 기술을 이용하여, 인체의 동작을 실시간으로 측정하고 이를 의학적 진단과 치료의 기본 자료로서 사용하는 응용 방법에 관한 연구이다. 인체 동작을 측정하는 하드웨어를 설계하고, 이로 부터 측정된 데이터를 처리하는 소프트웨어를 설계함으로써 전체 시스템을 구성하였다. 그리고 구성된 시스템을 이용하여 실제 피험자를 대상으로 실험을 진행하였다.

II. 하드웨어 구성

하드웨어는 정보를 측정하여 RF 무선 통신으로 전송하는 센서 보드와 정보를 수신하고 가공하여 컴퓨터로 재전송하는 데이터 처리 장치로 나누어 구성하였다. 센서 보드는 Pitch, Roll 방향의 각속도를 측정하는 2축 각속도계(gyroscope) 센서와 yaw 방향의 각속도를 측정하는 1축 각속도계 센서, 그리고 x축, y축, z축 방향의 가속도를 측정하는 3축 가속도계(accelerometer) 센서로 구성하였다.

그림 2. 하드웨어 블록다이어그램.

Fig. 2. Block diagram of the hardware.

그림 3. 시스템 구성도 및 흐름.

Fig. 3. Block diagram and flow of the system.

그림 2는 무선 센서 노드의 구성도이다. 저전력 무선 센서 노드를 구현하기 위하여 Texas Instruments 사의 CC430F6137을 사용하였다. CC430 계열은 저전력 무선 통신을 위한 SoC (System-on-Chip)으로, MSP430 SoC에 CC1101 기반의 Sub-1-GHz RF Transceiver Core를 결합한 MCU로서 3개의 주파수 대역을 지원한다[10]. 단일칩(single-chip) 구조로 구현함으로써 소형화와 적은 소비전력을 구현할 수 있었으며, 최소한의 외부 회로로서 RF단을 구성하였다.

요추의 관절가동범위(ROM)를 정확하게 측정하기 위하여 3축 가속도계 센서와 함께 3축 각속도계 센서를 사용하여 6-DOF 센서를 구성하였다. 본 시스템에서 사용한 가속도 센서로는 Analog Devices사의 ADXL345 가속도계 센서를 사용하였으며 각속도 센서로는 ST Micro사의 LPR550AL과 LY550ALH를 각각 Pitch, Roll 및 Yaw 방향의 각속도 측정에 사용하였다. 이들 센서의 측정 범위는 최대 ± 500 $^{\circ}/s$ 이며 측정된 신호는 외부 High-pass filter를 통해 노이즈가 감쇄되고, 내부 증폭기를 통해 4배 증폭된 신호로 출력된다. 증폭된 신호는 각속도 변화에 따라 1 $^{\circ}/s$ 당 2 mV씩 증가되거나 감소되어 출력되도록 하드웨어를 구성하였다.

III. 소프트웨어 구성

1. 소프트웨어 구성

본 논문에서 구현한 무선 센서 네트워크는 인체의 움직임을 계측하여 이를 무선으로 전송하는 시스템이다. 전체 시스템의 소프트웨어 구성을 보면 그림 3과 같다. 각 센서 노드의 MCU는 주기적으로 ADC와 SPI에 연결된 센서로부터 가속도와 각속도를 측정하여 센서 네트워크를 통하여 중앙노드에 전송하고, 중앙노드는 각 센서들로부터 수집된 데이터를 유선으로 PC에 연결하여 데이터 분석이 가능하도록 구성되어있다. 각 노드는 측정된 센서 값으로부터, 요추의 움직임을 계산하게 되는데 자세한 방법은 다음 절에서 설명한다. 또한 측정된 데이터는 운동오차와 적분오차 등이 포함되어 있으므로, Kalman filter를 이용하여 오차를 제거한 후 중앙노드로 보내주게 된다.

본 시스템에서 사용하는 네트워크는 다른 일반 센서 네트워크와는 달리 다양한 밴드 사이에 호환성을 유지할 필요가 없으므로, MCU에서 제공하는 RF 무선 통신 Protocol을 사용하여, 소형화와 소모 전력의 최적화를 달성하였다. 본 시스템에서 사용하는 데이터 Packet은 CC430 MCU에서 제공하는 그림 4와 같은 형식을 사용하여 구현하였다[10]. Preamble 4 Bytes, Sync word 4 Bytes, Length field 1 Byte, Address field 1 Byte, Data field 7 Bytes, CRC-16 2 Bytes로 총 19 Bytes의 크기로 Packet을 생성하였다. Data rate는 38.4kBaud/s로 구현하였다. Packet 내의 Pay-load는, 자신의 채널 번호로 char형 1 Byte와 세 방향의 각도로 signed float 형 각 2 Bytes씩 6 Bytes로 총 7 Bytes로 구성하였다.

2. 요추 가동범위 측정

요추의 가동범위는 가속도계 센서로부터의 직선 운동 범위와 각속도계 센서로부터의 회전 변위를 가지고 6-DOF로 측정된다. 우선 직선 운동 변위를 측정하기위해서 가속도계 센서로부터 측정되는 정적(static) 가속도와 동적(dynamic) 가속도 중 정적 가속도를 중력에 대한 상대 각도로 변형하여 구해야 하는데 이는 식 (1), (2), (3)과 같이 구할 수 있다[11]. 수식에서 각도 ρ , ϕ , θ 는 그림 5에서 보이는 것과 같이 각각 X, Y, Z 축과 이루는 상대 각도를 의미한다.

$$\rho = \tan^{-1} \left(\frac{A_X}{\sqrt{A_Y^2 + A_Z^2}} \right) \quad (1)$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{A_Y}{\sqrt{A_X^2 + A_Z^2}} \right) \quad (2)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{A_X^2 + A_Y^2}}{A_Z} \right) \quad (3)$$

그림 4. CC430의 Packet 형식.

Fig. 4. The packet format of CC430 MCU.

요추 회전변위는 각속도계 센서로부터의 각속도를 시간(s)에 대해서 적분하여 구할 수 있는데 각속도계 센서는 각속도가 0 %일 때 0이 아닌 Zero-rate level 전압을 출력한다. 그러므로 순간 출력 값 V_i 를 구하기 위해서는 각속도계 출력 값에서 Zero-rate level 값을 빼서 구한다.

$$V_i = V_{gyro} - V_{zero-rate} \quad (4)$$

각 센서 노드에서 사용하는 전원인 Alkaline Battery는 시간이 지나면서 전압이 감소하게 되므로 이를 기준으로 AD 변환을 할 경우, 센서값이 지속적으로 변화하게 된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 각속도계 센서에서 일정하게 출력되는 기준 전압 V_{ref} 를 사용하여 양자화 간격을 계산하였다. V_{ref} 를 측정된 결과 LPR550AL에서는 1.242V로, LY550ALH에서는 1.231V로 측정되었다. 둘 중 LPR550AL의 ADC에 의해 양자화 된 측정값 $D_{ref(pr)}$ 을 사용하여 양자화 간격 V_{digit} 를 계산하였다.

$$V_{digit} = 1.242 V / D_{ref(pr)} \quad (5)$$

이제 V_i 값과 Sensitivity로부터 순간 각속도 ω_i 를 구할 수 있다. D_{gyro} 와 $D_{zero-rate}$ 는 MCU의 ADC에 의해 양자화된 V_{gyro} 와 $V_{zero-rate}$ 이다.

$$\begin{aligned} \omega_i &= \frac{V_{instant}}{Sensitivity} \\ &= \frac{(V_{gyro} - V_{zero-rate})}{2 \times 10^{-3} V} \circ / s \\ &= \frac{(D_{gyro} - D_{zero-rate}) \times V_{digit}}{2 \times 10^{-3} V} \circ / s \\ &= \frac{(D_{gyro} - D_{zero-rate}) \times 1.242 V / D_{ref(pr)}}{2 \times 10^{-3} V} \circ / s \end{aligned} \quad (6)$$

순간 각속도 ω_i 를 적분하면 순간 각도 θ_i 를 구할 수 있다. 적분에 사용된 시간 변화량 Δt 는 MCU의 16-Bit Timer로부터 이전 ADC와 현재 ADC의 간격을 측정하여 사용하였다. 최종적으로 현재 각도 θ_k 는 식 (7)과 같이 이전 각도 θ_{k-1} 에 순간 각도 θ_i 를 더함으로써 구하였다.

$$\theta_k = \theta_{k-1} + \theta_i = \theta_{k-1} + \int_{t-\Delta t}^t \omega_i(t) dt \quad (7)$$

그림 5. X,Y,Z축과 이루는 상대 각도.

Fig. 5. Three axial angle of a accelerometer sensor.

적분 방법에 있어 노이즈에 의한 오차는 수식 (8)과 같이 Runge-kutta 방법을 적용하여 감쇄시켜 사용하였다.

$$I_k = \frac{1}{6} \times \int_{t-\Delta t}^t [i_{k-3}(t) + 2 \times i_{k-2}(t) + 2 \times i_{k-1}(t) + i_k(t)] dt \quad (8)$$

정리하면 현재 각도 θ_k 를 구하기 위한 식은 (9)와 같다.

$$\theta_k = \theta_{k-1} + \frac{1}{6} \times \int_{t-\Delta t}^t [\omega_{i_{k-3}}(t) + 2 \times \omega_{i_{k-2}}(t) + 2 \times \omega_{i_{k-1}}(t) + \omega_{i_k}(t)] dt \quad (9)$$

3. Kalman filter를 사용한 각도 보정

가속도계 센서는 병진 운동(translational motion)에 의해 편류(drift) 오차가 발생하고, 각속도계 센서는 적분 과정에서 편류 오차가 발생한다. 본 연구에서는 이러한 오차를 줄여 정확도를 향상시키기 위해 Kalman filter를 적용하였다. Kalman filter는 Time update와 Measurement update를 재귀적으로 반복하며 feedback 형태로 process를 평가하는데, Time update는 Priori-estimate를 구하는 과정이고 Measurement update는 Priori-estimate로부터 향상되어진 Posteriori-estimate를 구하는 과정이다[12]. Time update의 Input u_{k-1} 로 각속도계 센서로부터 측정된 각속도를 사용하였고, Measurement update의 Actual Measurement z_k 로 가속도계 센서로부터 구한 각도를 사용하였다. Noise Covariance Q는 Process noise $w_\theta = 0.015$, $w_{gyro} = 0.07$ 을 사용하여 구하였고, R은 Measurement noise $v_{acc} = 0.353$ 를 사용하여 구하였다.

그림 6은 두 센서로 측정된 X축 각도를 나타낸 그래프

그림 6. 센서 측정 (각도) 그래프

Fig. 6. Resulting graphs of the experiment using sensors.

들이다. 첫 번째 그래프인 Gyro(x)는 노이즈는 적지만 중력 가속도를 계산한 각도와 비교했을 때 적분 과정에서 누적 오차가 다소 있다는 것을 확인할 수 있다. 두 번째 그래프인 Acc(x)는 움직임에 의한 노이즈가 많다는 것을 확인할 수 있다. 반면에 세 번째 그래프인 Kalman filter를 적용한 결과 Kalman(x)는 노이즈가 적으면서도 가속도계 센서의 각도와 비교했을 때 최종 각도의 오차도 발생하지 않는다는 것을 확인할 수 있다.

IV. 실험 결과

1. 연구 대상

본 연구는 요통을 포함한 근골격계 질환이 없으며 자발적으로 연구에 참여한 수술적 치료 및 약물복용을 하지 않는 건강한 1 대학 학생들로 대상으로 하였으며, 대상자들의 평균 나이는 23.1 ± 2.5 세였으며 체질량지수(BMI)는 $23.1 \pm 2.5 \text{ kg/m}^2$ 이었다.

2. 연구 방법

요추 움직임의 정확한 측정을 위하여 요추의 절대적 이동경로가 아닌 척추로 부터의 상대적 움직임을 측정하는 것이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 요추의 움직임을 측정하는 기준으로 천추를 선정하여, 그림 7에서 보이는 것과 같이 두 개의 센서를 요추와 천추에 부착하여 두 센서 보드에서 측정된 각도의 차이를 계산하여 요추의 가동 범위를 측정하였다.

모든 연구 대상자들의 설문문을 통해 건강상태를 확인한 후 연령, 성별, 체중 및 신장을 측정하고, 6방향의 (굴곡, 신전, 좌/우 측굴, 좌/우 회전)의 관절 운동 범위를 줄자와 측정기기를 동시에 사용해 1회 검사한 후 30분 휴식 후 동일한 방법으로 2회 검사를 실시하였다. 측정은 측정자간 오차를 고려해 숙달된 1명의 운동전문가에 의해 수행되었다. 모집된 총 대상자는 총 31명이었으며 이중 줄자와 기기를 동시에 사용해 측정된 대상자는 14명이었다.

그림 7. 센서 노드 부착 위치.

Fig. 7. Attachment of the sensor nodes to human's back.

표 1. 측정 방법 간 상관관계 (n = 14).

Table 1. Correlation between measuring methods (n = 14).

Variables	Ruler (Mean±SD)	Device (Mean±SD)	ICC (ruler)	ES (ruler)	CC (ruler vs. device)	p (ruler vs. device)
Trunk flexion 1	-1.4±12.3	78.9±14.2	.99*	.05	.62	.018
Trunk flexion 2	0.2±11.6	79.4±12.8			.57	.035
Trunk extension 1	11.3±2.6	31.5±12.7	.91*	.06	.78	.001
Trunk extension 2	11.4±2.5	32.6±12.1			.72	.005
Right side bending 1	20.5±1.9	24.4±5.3	.90*	.45	.67	.009
Right side bending 2	21.1±1.3	25.1±5.5			.72	.005
Left side bending 1	20.6±2.0	22.4±5.8	.87*	.28	.66	.011
Left side bending 2	21.1±1.6	23.1±5.7			.73	.003
Right rotation 1	8.4±2.0	17.5±4.9	.89*	.61	.15	.616
Right rotation 2	9.7±2.4	18.4±4.2			.23	.434
Left rotation 1	8.9±1.7	19.9±5.0	.70*	.36	-.18	.547
Left rotation 2	9.5±1.6	20.7±5.2			.14	.638

BMI: body mass index, * = $p < .001$, CC = correlation coefficient between measurement types of ruler and device,

ICC = inter-class correlation coefficient between ruler trials, ES = effect size between ruler trials

요추의 움직임을 측정하기 위해 수동 관절 운동 범위를 측정하였다. 수동 관절 운동범위는 줄자를 이용하여 해부학적 자세 0°를 시작자세로 하였다. 요추의 관절 운동 범위(range of motion)는 그림 1과 같이 기준점에서 굴곡(flexion), 신전(extension), 좌/우 측굴(lateral bending), 좌/우 회전(rotation)의 여섯 방향의 각도를 측정하였다. 측정 시 대상자들의 최대 가동범위를 측정하기 위해 모든 가동범위에서 관절의 올바른 가동범위를 반복 확인 한 후 측정하였다. 전 반 굴곡은 발목을 모으고 무릎을 굽히지 않은 상태에서 측정 판에 선 후 바닥을 기준으로 3번째 손가락의 끝부분과의 거리를 바닥점을 0을 기준으로 측정하였다. 후반 신전은 동일한 자세에서 C7번 가시돌기와 상후방장굴곡(posterior superior iliac spine)을 기준으로 후방으로 최대 신전하는 거리의 차이를 측정하였다. 좌우측굴은 동일한 자세 0°에서 측면으로 최대 굴곡한 거리를 측정하였다. 마지막으로 좌우회전은 하체가 움직이지 고정된 양손을 어깨에 모은 후 고정된 의자에 앉아 우회외의 경우 좌측 후방 쇄골 융기(posterior clavicular prominence)에서 반대편 우측 대전자(greater trochanter)까지의 거리를 측정한 후 척추를 중심선으로 상지를 우측으로 최대한 회전한 후 동일한 위치에서 회전 거리를 측정한 후 회전 전과의 거리 차를 기록하였다. 좌회전도 동일한 방법으로 측정하였다.

3. 측정 결과

통계 분석은 Windows용 SPSS 11.5 version을 이용하였다. 연구 대상자의 일반적인 특성과 각 관절 운동 범위의 특성은 기술 통계를 이용하였으며 Spearman 상관관계를 실시하여 측정 방법간의 상관관계를 확인하였다. 또한 반복 측정된 결과의 내적 일치도(interclass correlation)를 확인하기 위해서 Cronbach's- α 를 실시하였다. 두 변수 간의 관계의 강도의 척도를 확인하는 효과크기(effect size) 검증을 실시하였다. 통계적 유의성 검정을 위한 p value는 0.05로 하였다.

두 방법으로 연구 대상자의 관절가동범위를 측정한 결과는 표 1과 같다. 두 측정 방법 간의 상관성을 확인하기 위해 상관관계(CC)와 이에 대한 유의성을 확인하였으며 줄자

를 이용한 기존 측정방식의 내적 일치도(ICC)를 확인하여 검사에 대한 신뢰성을 확인하였다. 두 방법 간의 관계는 0.4 이상이었지만 우측과 좌측회전의 경우 두 방법 간의 유의한 상관 관계가 확인되지 않았다. 기기로 반복 측정된 결과의 내적 일치도의 경우 0.94이상의 높은 반복측정 일치도를 보였으며 이는 줄자를 이용한 기존 방법보다 더 높은 일치도를 확인 할 수 있었다. 특히 이러한 경향은 좌우회전 결과에서 더 명확히 확인할 수 있었다(표 2). 기기로의 반복측정 결과의 동일성을 확인하기 위해 효과크기(Effect size)를 계산하였다. 효과크기는 모든 항목에서 0.3 이내의 값을 보였으며 특히 굴곡과 신전의 경우 각각 0.1과 0.2, 좌우측 굴곡의 경우 0.22와 0.25, 그리고 좌우회전의 경우 0.16과 0.21을 확인할 수 있었다. 반면 줄자를 이용한 측정치의 경우 굴곡과 신전의 경우 0.05와 0.06의 매우 낮은 효과크기를 보였지만 좌우측과 좌우회전의 경우 좌측굴곡(0.28)을 제외하고 모두 0.3이상의 효과크기를 보였다.

일반적으로 상관계수(CC)가 0.4 - 0.6일 경우 상관관계가

표 2. 기기 반복 측정치의 내적 일치도 (n = 31).

Table 2. Inter-class correlation (n = 31).

Variables	Device (Mean±SD)	ICC	Effect size
Trunk flexion 1	79.7±11.9	.97*	.10
Trunk flexion 2	80.8±11.1		
Trunk extension 1	25.7±10.8	.97*	.20
Trunk extension 2	27.7±9.9		
Right side bending 1	22.7±5.3	.96*	.25
Right side bending 2	24.0±5.0		
Left side bending 1	20.6±5.1	.95*	.22
Left side bending 2	21.7±4.7		
Right rotation 1	18.7±5.7	.95*	.21
Right rotation 2	19.8±5.3		
Left rotation 1	20.45±6.0	.94*	.16
Left rotation 2	21.4±5.8		

* = $p < .001$, Cronbach- α between trials,

ICC = interclass correlation coefficient between trials

있으며, 0.6-0.8은 상관관계가 높다, 0.8 이상은 상관관계가 매우 높다고 평가되며 내적 일치도(ICC)의 경우 0.9 이상은 높은 신뢰도(reliability)를 뜻하므로 본 연구에서 좌우회전을 제외하고 모든 관절가동범위에서 두 측정 방법간의 상관관계는 0.4 이상이 확인되었다. 내적 일치도(ICC)의 경우 모든 결과에서 0.9 이상의 높은 상관성을 보였다. 본 연구에서 좌우회전의 경우 상관도가 낮아 나오는 것은 반복 측정 시 자이로센서의 축 방향 정렬이 변화하였기 때문이며, 이를 보정하기 위하여 중력센서 등의 추가가 필요할 것으로 판단된다. 효과크기(effect size)는 두 측정치의 평균과 표준편차를 통해 이내는 확인하는 방법으로 일반적으로 0.2 이내일 경우 동일함, 0.3 이내일 경우 약간 큼, 0.5 이상일 경우 큼의 기준으로 평가된다. 표 2에서 보이는 것과 같이 정확성을 반영하는 내적 일치도(ICC)와 효과크기(ES)의 경우 기존의 측정 방법보다 기기로 측정할 경우 높은 일치도를 확인할 수 있다.

V. 결론

요추(lumbar spine)의 가동 범위(range of motion)는 허리 질환 정도를 판단하는 중요한 지표로 사용됨에도 불구하고, 현재에는 Goniometer 등을 이용한 수동 측정이 많이 사용된다. 그러나 이런 수동 측정 방법은 정확성이 떨어질 뿐 아니라, 복합적 움직임 측정이 불가능하며, 측정 기간 동안 자세를 유지해야 된다는 단점이 있다.

본 논문은 저전력, 초소형 무선 센서를 활용하여 계측의 정확성을 높임과 동시에, 신체의 다양한 복합적 움직임을 측정할 수 있는 방법과 적용 예를 제시하고 있다. 본 연구에서 사용된 센서 노드는 각속도계 및 가속도계 센서를 활용하여 6축의 움직임을 실시간으로 측정하고, 초저전력 MCU와 센서 네트워크를 통하여 실시간으로 신체의 움직임을 모니터링할 수 있게 해준다. 특히 복수 개의 센서 노드를 부착함으로써, 측정대상의 상대적인 움직임을 측정할 수 있게 되어 허리질환의 진단에 활용될 수 있음을 보였다.

참고문헌

- [1] P. Allard, I. A. F. Stokes, and J. P. Blanchi, *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, Human Kinetics, 1995.
- [2] J. K. Lee, G. T. Desmoulin, A. H. Khan, and E. J. Park, "Comparison of 3D spinal motions during stair-climbing between individuals with and without low back pain," *Gait & Posture*, vol. 34, pp. 222-226, Jun. 2011.
- [3] S. Khodadadeh, S. M. Eisenstein, B. Summers, and J. Patrick, "Gait asymmetry in patients with chronic low back pain," *Neuro-Orthop*, vol. 6, pp. 24-27, 1988.
- [4] F. J. Keefe and R. W. Hill, "An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients," *Pain*, vol. 12, pp. 153-161, 1985.
- [5] C. D. Spinklink, M. M. Hutten, H. J. Hermens, and B. O. Greitemann, "Assessment of activities of daily living with an ambulatory monitoring system: a comparative study in patients with chronic low back pain and nonsymptomatic controls," *Clinical Rehabilitation*, vol. 16, no. 1, pp. 16-26, Jan. 2002.
- [6] P. Chan, H. Wong, and J. Goh, "The repeatability of spinal motion of normal and scoliotic adolescents during walking," *Gait & Posture*, vol. 24, no. 2, pp. 219-228, Oct. 2006.
- [7] C. Goodvin, E. J. Park, K. Huang, and K. Sakaki, "Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 44, no. 12, pp. 1061-1075, Nov. 2006.
- [8] R. Cooper, C. Cardan, and R. Allen, "Computer visualization of the moving human lumbar spine," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 31, pp. 451-469, 2001.
- [9] R. Y. Lee, J. Laprade, and E. H. Fung, "A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion," *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, pp. 817-824, Feb. 2003.
- [10] Texas Instruments, *CC430 Family User's guide (SLAU259B)*, Texas Instruments, 2010.
- [11] K. Tuck, *Tilt Sensing Using Linear Accelerometers*, Freescale Semiconductor, 2007.
- [12] G. Welch and G. Bishop, *An Introduction to the Kalman Filter*, Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, 2006.

정 우 혁

2012년 인하대 정보통신공학부 학사. 2012년~현재 동 대학원 정보통신공학과 석사과정 재학중. 관심분야는 무선 센서네트워크, 임베디드시스템, 헬스케어.

지 혜 미

1988년 UC Irvine 생물학과 학사. 2006년 서울대학교 대학원 체육교육과 석사. 2012년 울산대학교 의과대학 의과학과 박사 수료. 관심분야는 운동처방, 근골격계 질환, 의공학.

박 재 현

1986년 서울대학교 제어계측공학과 학사. 1988년 동 대학원 석사. 1994년 동 대학원 박사. 1995년~현재 인하대학교 정보통신공학부 교수. 관심분야는 임베디드시스템, 실시간네트워크.