

손목운동 측정을 위한 손목 자기장 센서의 모델링 및 캘리브레이션

여희주
대전대학교 전자공학과

Modeling and Calibration of Wrist Magnetic Sensor for Measuring Wrist Gesture

Hee-Joo Yeo
Department of Electronic Eng., Daejin University

요약 최근 웨어러블 장치와 IoT 기술들이 다양하게 개발 및 상용화되면서, 이에 발맞추어 다양한 종류의 센서들이 개발되었고, 이런 새로운 종류의 센서들이 실생활에서 다양하게 접목되면서 다양한 응용 제품들이 개발되어 왔다. 새로운 센서 기술들이 현실화되면서 의학분야에서도 많이 적용되고 있으며, 특히 자기장 센서는 의학분야에서 다양한 목적으로 활용되어져 왔다. 본 논문에서는 소형의 영구자석과 이를 측정하기 위한 자기장 센서를 활용하여 손목의 재활 훈련이나 운동량을 측정하는 모델과 방법을 제시하고자 한다. 자석과 자기장 센서 사이에는 전기적인 선들의 연결이 없이도 자석과 자기장 센서 사이의 자기장을 측정할 수 있어, 이렇게 측정된 자기장 값들을 실제 자석과 자기장 센서간의 거리로 환산하여 측정할 수 있는 장점이 있다. 하지만, 자기장의 특징은 그 자체만으로도 비선형적인 자기장이 생성되기 때문에, 자기장 센서 패드와 손목동작의 비선형 모델로 인하여, 아주 복잡한 모델과 많은 계산이 요구하게 된다. 따라서 본 논문에서는 이런 구현상의 어려운 단점들을 보완하고 정확한 자기장센서 데이터를 측정하기 위하여, 손에 설치된 자석과 손목에 설치된 자기장 센서를 모델링하고 캘리브레이션하는 방법을 제안한다.

Abstract Recently, as various wearable devices and IoT technologies have emerged and been applied to real applications, various sensors have been developed to satisfy their purposes and applied. In even In medical applications, IoT technologies have been applied gradually, and particularly, magnets and magnetic sensors have already been playing an important role in the medical industry. In wrist rehabilitation, this kind of sensor technology has enabled us to easily and conveniently measure wrist movement and gestures because there are no tangled lines required between the magnet and sensor. However, one of the drawbacks is that nonlinear output is generated because of the characteristics of a magnetic field. Also, the movement of the wrist joint involves small bones, and so it is not easy to simply model the movement. In order to resolve these issues and accurately measure sensor data, a calibration procedure is inevitable in the measurement. Thus, this paper proposes a practical model and simple calibration methods for measuring the distance between a magnet and a magnetic sensor.

Keywords : Wearable, Magnet, Wrist, Sensor, Calibration

*Corresponding Author : Hee-Joo Yeo(Daejin University)

email: hjyeo@daejin.ac.kr

Received February 27, 2020

Accepted April 3, 2020

Revised April 3, 2020

Published April 30, 2020

1. 서론

IoT 기술과 센서 기술이 발전함에 따라, 이들 기술들이 우리 생활에 깊숙이 응용이 되고 있는 실정이다. 특히, 의료분야는 환자의 안전과 생명을 다루기 때문에, 사람을 대신해서 정확한 데이터를 얻기 위해서 여러 가지 센서들이 응용되고 있다[1]. 이제는 의료분야에서도 로봇에 사용되는 기술들이 현실속에서 응용되고 있으며, 이미 의료분야에서는 실제 자기장 센서를 응용한 많은 제품들이 이미 개발 및 상용화되어져 왔었다[8]. 특히 자기장을 사용하는 장치로서는 대표적으로 자기공명영상(MRI)이 있고, 현재는 아주 소형화된 의료장비들에 개발 및 상용화되고 있는 추세이다. 이런 추세와 기술 발전속에서 복잡한 동작들을 [2]와 같이 실제 시스템에 적용하고 있다. 로봇이나 시스템을 제어하거나 조정하기 위해서, [3-5]와 같이 실제로 사람의 손을 모델링하거나 컨트롤하여 사용하는 경우가 많다. [6, 9]와 같이 컴퓨터 입력장치들을 사람의 편리와 용이성을 높이기 위해서 사람에게 직접 착용할 수 있게 개발되었다. 웨어러블 장치들이 많이 개발되면서, [10]에서는 실제로 사람에게 적용하여 얼마나 실생활에서 용이한지를 측정하는 방법을 제시하였다. 최근 [7]에서는 근전도(EMG)센서와 압력센서(pressure sensing) 방법을 사용하여 손의 동작이나 운동을 측정하기 위한 방법을 제시하였으나, 이를 지원하기 위한 장비나 시스템이 복잡하여 비용이나 환경에 제약이 많았다.

본 논문에서는 자석과 자기장 센서를 간단한 구조로 설계하여, 손목에 관련된 재활운동에 적용할 수 있도록 개발하였다. 하지만, 자석과 자기장 센서를 실제 적용시에 여러 가지 장점들이 존재하지만, 자기장이라는 비선형적인 데이터를 사용하기 위해서는 복잡한 장비나 계산시스템이 필요하기 때문에, 현실적으로 소용화 장비에서 간단히 응용하기에는 어렵고, 또한 실제 구현 시에는 여러 가지 해결해야할 문제와 제약들이 존재한다.

따라서, 본 논문에서는 이런 문제점들을 인지하고 해결하기 위하여, 정확한 손목운동 데이터를 손쉽게 얻기 위해서 비선형 특성을 고려한 간편하고 고속의 캘리브레이션(calibration) 방법을 개발하였다.

2. 시스템 구성

본 논문의 하드웨어적인 시스템 구성은 기본적으로 자석(1개 또는 4개 등으로 확장 가능한 구성), 자기장

(GMR : Giant Magnetoresistance, 이하 GMR) 센서, 중앙처리장치(Atmega128 CPU : Central Processing Unit, 이하 CPU)로 구성되어 있다. 자석은 손에 설치가 되는데, 4개 자석들이 손등, 손바닥, 손 왼쪽 및 오른쪽에 각각 설치된다. 자석을 손에 직접 붙여도 되지만, 장갑 같은 것을 사용하여 간접적으로 용이하게 장갑위에 설치하였다. GMR 센서는 8개를 사용하여 센서 패드에 각각 설치되어 있고, 이 센서는 증폭기를 사용하여 값을 증폭하였다. 증폭된 센서 데이터는 ADC(analog-to-digital converter)를 통해 아날로그 신호를 디지털로 바꾸어 CPU에 전달되어 처리하였다. 이때 센서 패드는 손목주변에 감아서 설치하였다.

2.1 하드웨어 구성

본 논문에서는 손의 재활운동이 목적이나 시스템 제어를 위한 목적으로 손의 정확한 운동 및 동작(gestures)을 분석하는데 도움을 줄 수 있는 시스템 및 방법 제공을 목적으로 한다. 이런 재활의 목적을 달성하기 위해서는, 최대한 손의 움직임에 영향을 주지 않고, 환자가 의식을 하지 못할 정도의 장비가 요구된다. 특히 손에 부착되는 센서 및 장비들이 손의 운동이나 동작에 방해해서는 안되기 때문에, 최대한 간단한 구조의 형태로 제공하여야 한다.

이와 같이 영구자석(permanent magnet)을 사용하는 이유는 외부의 파워나 선이 전혀 필요 없으며, 크기도 소용화 할 수 있으며, 설치마저도 용이한 장점들이 존재한다. 하지만, 단점으로는 이런 자석에 의해서 발생하는 자기장의 세기는 비선형 형태의 데이터를 발생하고, 이런 비선형 데이터를 처리하기 위해서는 복잡한 자기장 계산식을 유도하여야 한다. Fig. 1(d)와 같이 손에 부착된 자석이 손목이 운동함에 따라 발생하는 자기장을 측정하기 위해서 GMR 센서(AA004, NVE Co, Eden Prairie)가 사용되었고, 손목 주위에는 8개의 GMR 센서가 센서 패드에 배치되어 있다.

2.2 소프트웨어 구성 및 캘리브레이션

본 논문에 사용된 소프트웨어는 CPU(ATmega 128)에서 운용될 수 있게 프로그래밍이 되었고, 모든 프로그램은 C로 짜여져 있다. 실시간 운영체제(RTOS)는 사용하지 않았고, 운영체제 없이 베어메탈(bare metal) 펌웨어로만 구성하였다. 최종 결과 값은 시리얼통신(USART)를 통해서 컴퓨터로 전달하여 데이터를 축적하였다.

캘리브레이션을 개발하기 위해서는 본 논문의 시스템에서 존재하는 여러가지 비선형 요소들을 이해하여야 하는데, 크게는 1) 사람 손목의 형태와 손목의 비선형적인 움직임과 2) 자기장 필드의 비선형 데이터 등이 존재할 수 있는데, 이를 자세히 구분하면 아래와 같은 요인들로 요약될 수 있다.

- 비선형 자기장 데이터
- GMR 센서패드의 설치나 위치가 비선형 구조
- GMR 센서가 발생하는 데이터가 코사인(cosine) 값의 변경(falloff)
- 사람마다 손목이나 위치가 달라지는 구조

위와 같은 비선형 요소들을 본 논문의 목적에 맞게 계산의 용이성을 위해서 간략화하였고, 본 논문에서는 최종 비선형 데이터를 캘리브레이션을 통해서 해결하고자 한다. 또한 위와 같은 효과들을 극대화하기 위해서 인접한 3개 센서를 동시에 사용하여 센서값들을 캘리브레이션한다. 따라서 1개의 센서를 사용할 때보다 좀 더 안정된 값을 취할 수 있게 하였다.

3. 시스템 구현 및 결과

3.1 손목 운동의 기구학적 모델링

Fig. 1 (a)와 같이 손목을 해부학적으로 보면, 손목에 여러 개의 뼈들이 손목관절 운동에 관여하기 때문에, 손목의 실제 운동들은 여러개의 뼈들이 관련된 아주 복잡한 구조가 된다. 이와 같이 복잡한 구조를 정확히 모델링하기 위해서는 복잡한 수식과 계산량이 필요하기 때문에, 시스템이 복잡해질 수밖에 없다. 하지만, Fig. 1 (b)와 같이 본 논문에서는 계산의 용이성을 위해서 기계의 조인트(joint)로 단순 모델링을 하고, 이러한 구조를 통해서 캘리브레이션하는 방법을 제안한다. 본 캘리브레이션에 사용될 대표적인 손목의 네가지 동작들은 래디얼, 울너, 플렉션, 익스텐션 (Radial, Ulnar, Flexion, Extension)으로 각각 나눌 수 있고[1], 이와 같은 분류는 실생활의 손목의 재활운동에 많이 활용되고 있다. 본 논문에서는 이와 같은 손목의 4가지 운동을 쉽게 이해하기 위해서 좀 더 간략한 Fig. 1 (b)의 조인트 구조를 통하여, 각각 요(Yaw)와 피치(Pitch)로 정의하였다. 이런 구조적인 관점에서 Fig. 1 (c)에 자석과 센서 패드의 설치방법이 도시화되어 있다.

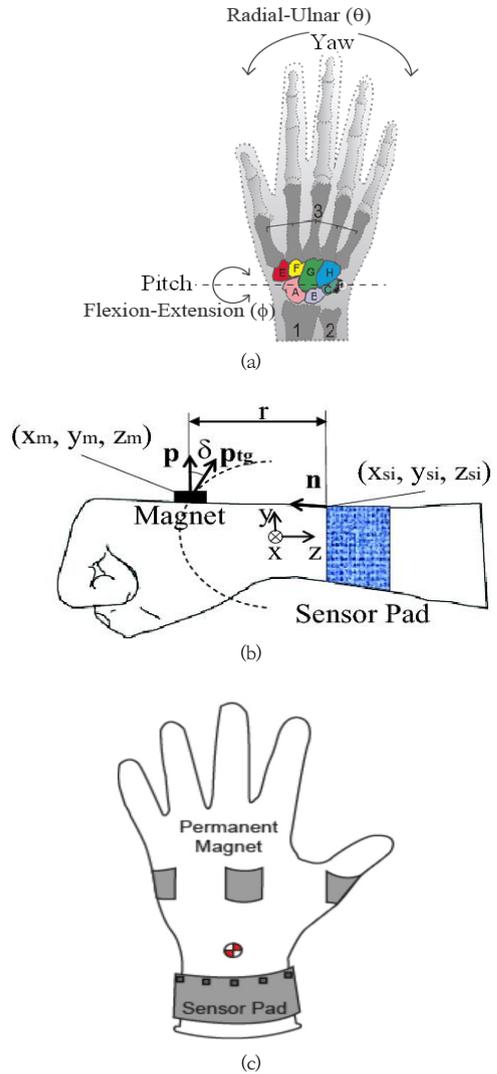


Fig. 1. Hand anthropotomy model and the installation of magnet and sensor pad.

(a) Four representative wrist gestures, such as flexion, extension, radial and ulnar. (b) Installation of magnet and sensor pad. (c) Installation of 4 magnets and sensor pad on hand.

3.2 캘리브레이션 방법

캘리브레이션의 핵심 포인트는 센서 패드와 자석의 설치 위치를 정확하게 판단 및 이해하는 것이 목적이다. 하지만, 센서 패드의 설치 위치는 사용자의 손목 크기나 여러번 사용함에 따라 수시로 조금씩 바뀔 수 있기 때문에, 미리 예측하거나 계산이 불가능하다. 따라서 캘리브레이션 과정을 통해서 현재에 최적의 설치 위치에 대한 정보를 정확하게 얻어야 한다. 캘리브레이션은 사용 직전에

하거나 또는 사용자가 센서 패드의 위치가 변경되었을 때 수시로 적용해도 된다.

대표적인 손목의 네가지 동작인 플렉션(0°), 익스텐션(180°), 래디얼(90°), 울너(270°)은 각사용자에 의한 상대적인 수직적인 각도를 나타내고 있고, 사용자에게 따라서 조금씩은 달라질 수는 있다. 이들의 동작의 센서 패드에 대응하는 위치를 각각 앞(I_F), 뒤(I_B), 좌(I_L), 우(I_R)로 표시하고, 이들과 센서 패드와의 관계를 나타내면 Fig. 2 (a)에 도시되어 있다.

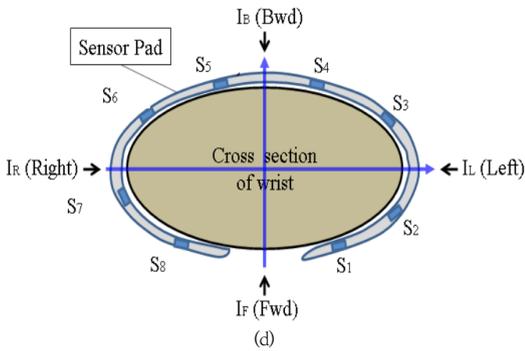
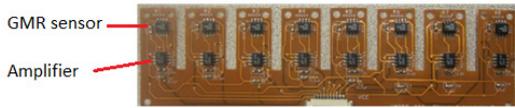
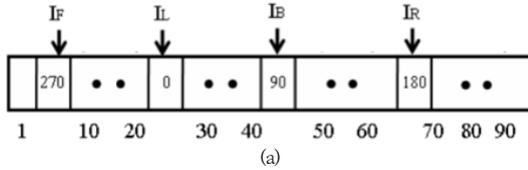


Fig. 2. Sensor pad and installation on wrist. (a) The relationship of four representative gestures and sensor pad (including 8 magnetic GMR sensors). (b) Magnetic GMR sensor pad. (c) The sensor pad installed on wrist. (d) Cross section of the wrist with sensor pad.

센서 패드에는 8개의 GMR 센서가 설치되어 있고 각각 $S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_6, S_7, S_8$ 라고 할 때 Fig. 2 (c, d)와 같이 설치되어 있으며, 센서 간의 실제 거리는 10mm로 디자인되어 있고, 계산의 편의성을 위해서 10으로 설정하고 계산하였다. 따라서 이런 설정값에 의해서 8개의 센서의 초기의 위치는 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80에 설치되었다. Fig. 2 (b)에서 센서 패드의 구조를 자세히 보면, GMR 센서들 사이에는 공간을 주어서 직접 연결되지 않았는데, 이는 착용시에 편안함과 손목을 움직일 때 영향을 주지 않도록 디자인하였다. 하지만, 이런 장점에 비해서, 이런 구조 때문에 GMR 센서의 위치가 예측이 힘들어 지고, 사람마다 쉽게 달라지기 때문에, 실제 계산상에서는 여러 가지 문제점을 야기하게 된다.

캘리브레이션시에 손목을 움직이게 되면 GMR 센서가 자기장의 변경을 측정하게 되고, 노이즈나 측정의 오류를 최소화하기 위해서, 모든 센서 값들은 Eq. (1-4)와 같이 이동평균필터(moving average filter)를 사용하여 사전 계산처리(preprocessing)를 하였다.

$$\mu_F(N, k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_k(i), k = 1, \dots, 8 \quad (1)$$

$$\mu_B(N, k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_k(i), k = 1, \dots, 8 \quad (2)$$

$$\mu_L(N, k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_k(i), k = 1, \dots, 8 \quad (3)$$

$$\mu_R(N, k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_k(i), k = 1, \dots, 8 \quad (4)$$

Where, μ denotes average value, N denotes the number of moving average filter sampling ($N=5$ used), k denotes k^{th} out of 8 GMR sensors. F denotes forward, B denotes backward, L denotes left and R denotes right gesture.

Eq. (1-4)을 사용하면 센서들이 노이즈에 강한 필터링된 센서값들을 구할 수 있게 되고, 이 필터링된 센서값을 가지고, Eq.(5-8)을 사용하면 가장 우세한 센서의 위치를 알 수 있게 된다.

$$\mu_F(N, k_{MAX}) = \max(\mu_F(N, k)), k = 1, \dots, 8 \quad (5)$$

$$\mu_B(N, k_{MAX}) = \max(\mu_B(N, k)), k = 1, \dots, 8 \quad (6)$$

$$\mu_L(N, k_{MAX}) = \max(\mu_L(N, k)), k = 1, \dots, 8 \quad (7)$$

$$\mu_R(N, k_{MAX}) = \max(\mu_R(N, k)), k = 1, \dots, 8 \quad (8)$$

이렇게 선택된 우세한 센서를 중심으로 양쪽(-1, +1)에 존재하는 2개의 센서값들을 이용하여, 총 3개의 센서값을 선택해서 평균값을 구하는 Eq. (9)를 Eq. (10-13)에 각각 적용하여 센서값들의 합(Ω)을 구한다.

$$E_X(i) = \mu_X(N, k_{MAX} - i) \quad (9)$$

$$\Omega_F = E_F(-1) + E_F(0) + E_F(1) \quad (10)$$

$$\Omega_B = E_B(-1) + E_B(0) + E_B(1) \quad (11)$$

$$\Omega_L = E_L(-1) + E_L(0) + E_L(1) \quad (12)$$

$$\Omega_R = E_R(-1) + E_R(0) + E_R(1) \quad (13)$$

Where, k denotes k^{th} out of 8 GMR sensors, E denotes average, Ω denotes the sum and F denotes forward, B denotes backward, L denotes left and R denotes right gesture.

이런 합(Ω)들을 이용하여 각각의 동작에 대해, 선택된 3개의 우세한 센서값과 위치를 이용하여, 먼저 Eq. (14)에 적용하여 각각 센서의 우세 비율값들을 구한다. 어떤 센서가 우세하여 선택될지를 비율에 의해서 선택되고, 이 3개의 값들은 확률과 같이 총합은 1이 된다. Eq. (15)에서 이 우세비율 값들은 각각의 센서 위치에 곱해지면 각각 센서의 위치를 비례적으로 구할 수 있다. 이렇게 구해진 Eq. (14)와 (15)를 Eq. (16-19)을 사용하여 실제의 자석의 위치들을 좀 더 정확하게 구할 수 있다.

$$R(X, i) = E(X, i) / \Omega_X \quad (14)$$

$$Loc(X, i) = d \times (k_{X, MAX} - i) \times R(X, i) \quad (15)$$

$$I_F = Loc(F, -1) + Loc(F, 0) + Loc(F, 1) \quad (16)$$

$$I_B = Loc(B, -1) + Loc(B, 0) + Loc(B, 1) \quad (17)$$

$$I_L = Loc(L, -1) + Loc(L, 0) + Loc(L, 1) \quad (18)$$

$$I_R = Loc(R, -1) + Loc(R, 0) + Loc(R, 1) \quad (19)$$

Where, d ($d=10$ used) denotes the distance between sensors.

I_F, I_B, I_L, I_R 은 캘리브레이션된 센서의 합(Ω)을 가지고 선형보간법(linear interpolation)을 사용하여 좀 더 정확한 위치를 얻을 수 있게 각각의 동작에 대해서 실제의 위치값들을 구한 값이다.

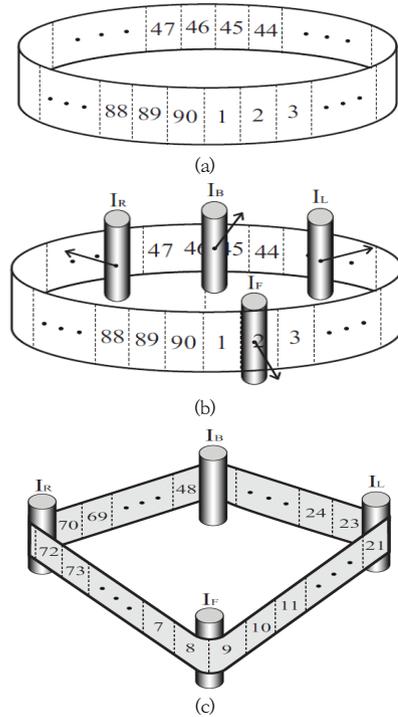


Fig. 3. Calculating I_F, I_B, I_L, I_R with calibration.

(a) Sensor pad mapped to round pad model scaled from 1 to 90. (b) Initially unknown positions of I_F, I_B, I_L, I_R before calibration. (c) Positions of I_F, I_B, I_L, I_R determined after calibration.

3.3 캘리브레이션 테스트 및 결과

본 논문에서는 복잡하고 비선형적인 데이터들을 대체하기 위해서, 간단한 손목의 모델링을 통하여 위에서 설명한 바와 같이 손쉽게 캘리브레이션을 할 수 있는 방법을 제시하였고, 캘리브레이션을 통해서 GMR 센서 패드에서 자석의 상대적인 위치와 값들을 구할 수 있었다. 이런 자석의 상대적인 위치와 값들은 손목이 움직일 때 발생하는 GMR 센서 데이터들을 보정 및 계산을 하여 움직임 측정하였다.

동일한 사람이 센서 패드를 착용할 때나 사용하면서 손목의 움직임 때문에, GMR 센서 패드의 변동이 생기는 것이 관측되었으며, 이는 캘리브레이션의 중요성을 다시 한번 인지시켰다. 이와 같이 동일한 사람에 대해서 오랫동안 측정해 본 결과 I_F, I_B, I_L, I_R 의 위치가 최대 $\pm 5\text{mm}$ 의 오차를 보이기도 했다. 따라서, 이런 문제점을 보완하기 위해서 처음 착용시와 여러번 사용한 후에는 새로이 캘리브레이션을 수행하여 센서 패드의 오차를 최소화하였다.

캘리브레이션을 통해서 얻어진 I_F, I_B, I_L, I_R 의 값들을 통해서 실제 자석의 위치를 계산하였고, 특히 움직임이 가장 명확한 운동인 앞(forward)과 뒤(backward) 손목 운동을 했을 때 데이터를 분석하였다. 데이터를 분석하기 위해서, 카메라를 통해서 구한 실제 움직임의 경로와 본 논문의 방법을 사용하여 구한 결과값들을 비교해 본 결과 Fig. 4에서와 같이 상당히 일치함을 보였다.

Fig. 4 (a)의 데이터를 분석해보면 샘플링 당 최대 $\pm 1.5\text{mm}$ 정도의 오차범위 내에 존재하지만, 이런 오차를 고려하고도 손목 운동의 움직임을 측정하는 데는 전혀 문제가 없었다. 특히 이런 오차는 손목운동의 시작점과 끝점이 실제 측정한 데이터와 카메라 사이에 설치상의 오차가 많이 영향을 준 것으로 보였고, 실제 전체 손목 운동 경로는 그림과 같이 거의 일치하였다.

Fig. 4 (b, c)과 같이 손목이 왼쪽, 오른쪽으로 움직일 때, 왼쪽과 오른쪽에 각각 설치된 자석들을 통해서 캘리브레이션된 GMR 센서값들을 사용해서 손목운동을 분석하였는데, 왼쪽과 오른쪽의 운동 경로를 명확하게 판단할 수 있었다. 또한, Fig. 4 (d)에서는 여러 개의 자석들과 센서가 동시에 운영되는 동작인 손목의 원형 운동에 대해서도, 측정된 데이터를 통해서 명확하게 손목 운동을 측정할 수 있었다.

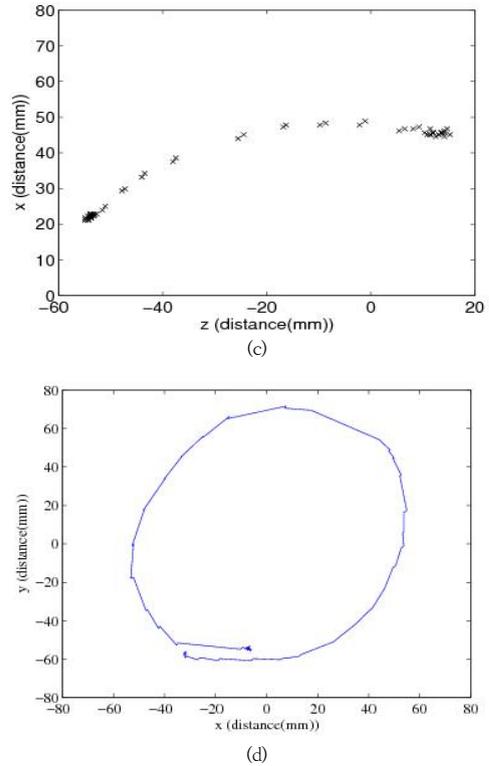
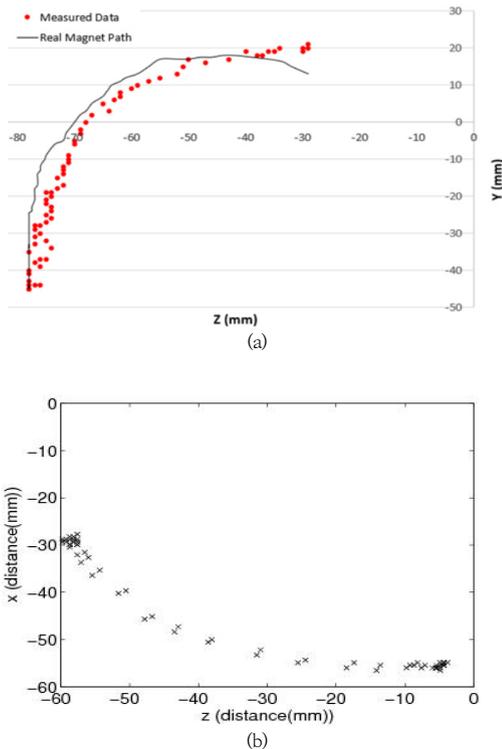


Fig. 4. Comparison of camera captured motion trajectory and sensor data after calibration. (a) Measured data calculated after calibration and the real wrist gesture trajectory obtained from camera. (b) Left movement gesture (c) Right movement gesture (d) Circular movement gesture

본 시스템의 사용성(usability) 실험을 위해서 본 시스템에 대해서 전혀 알고 있지 않은 대상자들 중에서 5개의 그룹을 만들어서 몇 번만에 실제의 타겟 손목운동을 완성하는지를 테스트 하였다. Fig. 5 결과와 같이 대부분의 5개 대상자 그룹에서 1-5번 시도 중에 성공을 하여, 사용성이 상당히 높은 것으로 입증되었다.

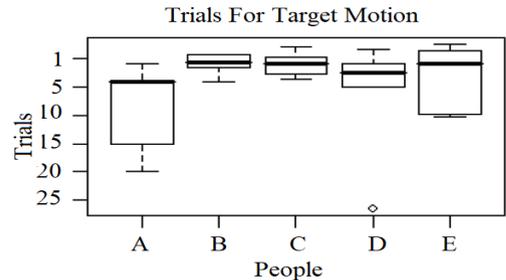


Fig. 5. Trial test for target motion over 5 random people groups, indicating A, B, C, D, and E. Each group contains 10 people.

4. 결론

본 논문을 통해서 손목 운동의 재활에 도움을 줄 수 있는 새로운 시스템 방법을 제공하였고, 이런 시스템을 구현함에 있어서 발생하는 복잡한 모델이나 계산식의 문제점들을 해결하였다. 실제 손목운동을 할 때 자석과 GMR 센서와의 관계와 여기서 발생하는 데이터에 대해서 고찰하였고, 이를 소형의 컴퓨터(CPU)를 사용하여 전체시스템을 웨어러블하게 적용 가능한 방법을 제시하였다. 복잡한 모델이나 계산식이 없어도 충분히 손목의 움직임을 손쉽게 측정할 수 있었고, 빠르면서 간단한 모델링과 수식을 통해서 손목의 운동들을 손쉽게 측정할 수 있었다.

따라서 복잡한 수식의 모델이나 비선형적인 데이터를 사용하지 않고서도, 자석과 GMR 센서를 사용하여 시스템을 웨어러블하게 소형화시켰으며, 간단하면서 실용적인 캘리브레이션 방법을 통해서 실제 손목 재활의 목적을 달성할 수 있는 새로운 방법을 제시하면서 실현 가능성을 보였다.

References

- [1] Bin Shi, et al., "Wearable Ankle Robots in Post-stroke Rehabilitation of Gait : A Systematic Review," *Neuro-robot*, 2019.
DOI: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00063>
- [2] E. Shamma and Mauricio de Oliveira, "Motion planning for the Snakeboard," *The International Journal of Robotics Research*, 2006.
DOI: <https://doi.org/10.1177%2F0278364912441954>
- [3] R. Murphy, "Human-robot interaction in rescue robotics," *IEEE Systems, Man and Cybernetics*, vol. 34, no. 2, May 2004.
DOI: <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2004.826267>
- [4] L. Shook and D. Akin, "Evaluation of various hand controllers for use by a space-suited subject," 31st International Conference on Environmental Systems, July 2001.
DOI: <https://doi.org/10.4271/2001-01-2203>
- [5] Thuong Huang, et al., "Passive Deformable Haptic Glove to Support 3D Interactions in Mobile Augmented Reality Environments," *IEEE/ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, 2013.
DOI: <https://doi.org/10.1109/ISMAR.2013.6671793>
- [6] Y. Kim, B. Sok, and S. Lee, "A new wearable input device: Scurry," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 52, no. 6, pp. 1490-1499, Dec. 2005.
DOI: <https://doi.org/10.1109/TIE.2005.858736>

- [7] J. McIntosh, C. McNeill, and M. Fraser, "Practical Hand Gesture Classification with Wrist-Mounted EMG and Pressure Sensing," *Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2332-2342, May 2016.
DOI: <https://doi.org/10.1145/2858036.2858093>
- [8] <https://www.ansys.com/solutions/solutions-by-industry>
- [9] Vivian Genaro and Kelly Caine, "Micro interactions and Multi dimensional Graphical User Interfaces in the Design of Wrist Worn Wearables," in *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, Dec 2016.
DOI: <https://doi.org/10.1177/1541931215591370>
- [10] S. Parikh, R. Rao, S. Jung, V. Kumar, J. Ostrowski, and C. Taylor, "Human robot interaction and usability studies for a smart wheelchair," in *Proc. IEEE/RJS Int'l Conf. on Intelligent Robots and Systems*, Las Vegas, Nevada, pp. 3206-3211, 2003
DOI: <https://doi.org/10.1109/IROS.2003.1249650>

여 희 주(Hee-Joo Yeo)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한양대학교 전자공학(공학사)
- 1990년 2월 : 한양대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1997년 2월 : 한양대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1997년 3월 ~ 현재 : 대진대학교 전자공학과 교수

<관심분야>

모터제어, 다중로봇시스템의 협조제어, 임베디드시스템