

# FES보행중의 피드백제어를 위한 관절 각도계측 시스템 개발

論 文

58-1-32

## Development of Joint Angle Measurement System for the Feedback Control in FES Locomotion

文基旭\*·金哲承\*\*·金智源\*\*\*·李載浩\*·權柳利\*·姜同院\*·姜坤§·金耀翰§§·嚴光文†  
(Ki-Wook MOON·Chul-Seung KIM·Jea-Ho Lee·Yu-Ri Kwon·Dong-Won Kang·  
Gon Khang·Yo-Han Kim·Gwang-Moon EOM)

**Abstract** - The purpose of this study is to develop a minimally constraint joint angle measurement system for the feedback control of FES (functional electrical stimulation) locomotion. Feedback control is desirable for the efficient FES locomotion, however, the simple on-off control schemes are mainly used in clinic because the currently available angle measurement systems are heavily constraint or cosmetically poor. We designed a new angle measurement system consisting of a magnet and magnetic sensors located below and above the ankle joint, respectively, in the rear side of ipsilateral leg. Two magnetic sensors are arranged so that the sensing axes are perpendicular each other. Multiple positions of sensors attachment on the shank part of the ankle joint model and also human ankle joint were selected and the accuracy of the measured angle at each position was investigated. The reference ankle joint angle was measured by potentiometer and motion capture system. The ankle joint angle was determined from the fitting curve of the reference angle and magnetic flux density relationship. The errors of the measured angle were calculated at each sensor position for the ankle range of motion (ROM) -20°~15 degrees (dorsiflexion as positive) which covers the ankle ROM of both stroke patients and normal subjects during locomotion. The error was the smallest with the sensor at the position1 which was the nearest position to the ankle joint. In case of human experiment, the RMS (root mean square) errors were  $0.51 \pm 1.78$  (0.31 ~ 0.64) degrees and the maximum errors were  $1.19 \pm 0.46$  (0.68 ~ 1.58) degrees. The proposed system is less constraint and cosmetically better than the existing angle measurement system because the wires are not needed.

**Key Words** : FES, Locomotion, Foot Drop, Hall Sensor, Magnet, Joint Angle, Gait Events, Magnetic Flux Density

### 1. 서 론

기능적 전기자극(Functional Electrical Stimulation)이란 사고 혹은 질병 등으로 인하여 뇌나 척수 등의 중추신경계통에 손상을 입어 더 이상 자의적으로 조절할 수 없게 된 말초의 운동신경이나 근육에 직접 인공적인 전기 자극을 가하여 근육 수축을 유발함으로써 기능적으로 유용한 동작을 만들어 내는 방법이다[1][2][3]. FES를 이용한 보행은 편마비 환자의 보행에 있어 하지의 운동기능을 회복할 수 있는 효과적인 방법으로 알려져 있다[4]. 이러한 FES 보행에서는 보행이벤트(gait event)를 실시간으로 파악하여 전기자극을 on/off 하여 근육수축을 제어하는 방식이 일반적으로 사용된다[5].

하지만, on/off 제어는 다음과 같은 문제점들을 가진다. on/off 제어의 경우 단순히 자극의 시작과 끝만을 제어하

로 환경의 변화에 따른 자극패턴의 변화가 불가능하여 불필요하게 강한 자극을 주게 된다. 따라서 비효율적이며 최대 자극에 따른 근피로(muscular fatigue)를 쉽게 유발한다. 또한 일정한 자극이 주어지므로 근력의 증가나 감소에 따른 적합한 자극의 인가가 불가능하다.

따라서 on/off 제어보다는 관절각도의 변화를 실시간으로 피드백하여 원하는 각도와 비교를 통해 전기자극의 세기를 조절하면, 환경의 변화나 근육속성의 변화에 효과적으로 대처할 수 있다[6]. 이러한 방법은 편마비 환자의 FES 보행시 하지에 불필요하게 큰 자극이 인가되는 것을 방지할 수 있으며, 따라서 근피로에 의해 근력의 저하가 쉽게 오는 것을 방지할 수 있다[7].

이러한 피드백제어를 위해서는 관절 각도를 정확하게 계측할 수 있는 시스템이 필요하다. 본 연구에서는 편마비환자(hemiplegia)의 침족(footdrop)보행을 개선하기 위한 FES 시스템을 대상으로 하여, 발목관절(ankle joint) 각도를 실시간으로 계측할 수 있는 시스템을 개발하고자 한다.

사람의 움직임이나 보행 중의 발목관절 각도를 계측하기 위해서는 고니오미터(goniometer)와 포텐시오미터(potentiometer)를 사용하는 것이 일반적이다[8]. 고니오미터와 포텐시오미터는 측정이 간단하지만[9] 관절부분에 탈부착하기가 불편하고 정확한 탈부착을 위해 긴 시간이 소요되며, 센서와 계측장치 사이에 긴 선이 필요하므로 사용자의 자유

† 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授,  
建國大 醫學實用技術研究所 工博

E-mail : gmeom@kku.ac.kr

\* 非會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部

\*\* 正會員 : 高麗大 學校

\*\*\* 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 博士課程

§ 非會員 : 慶熙大 電子情報大 東西醫療工學科

§§ 非會員 : 建國大 學校 忠州病院

接受日字 : 2008年 6月 16日

最終完了 : 2008年 12月 17日

스러운 보행을 제한하며, 외관이 좋지 않아 사용자의 거부감을 유발하는 등의 단점을 가지고 있다[10].

본 연구에서는 이러한 단점을 최소화하기 위해, 무선이기 때문에 저구속적인 자석과 홀센서를 사용하여[11] 발목관절 각도를 계측하는 시스템을 개발하고, 그 성능을 분석하고자 한다.

## 2. 방 법

### 2.1 계측 시스템

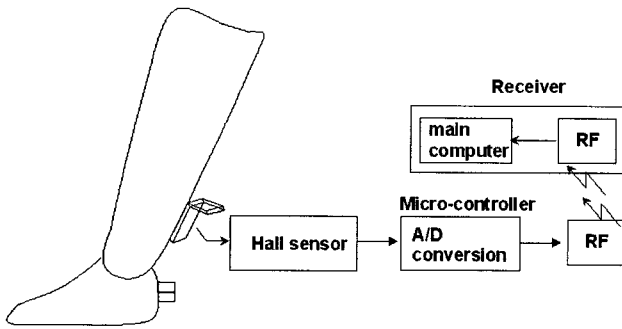


그림 1 전체 시스템 구성도  
Fig. 1 Distribution of the whole system

Fig. 1은 시스템의 전체 구성도를 나타낸다. 정강이(shank)부위에 단축 홀센서 (A1395, Allegro) 2개를 부착하여 자석에서 발생하는 자기장을 홀센서로 계측하였다. 계측한 센서신호를 마이크로프로세서(ATmega8535L, Atmel)에서 AD변환하고 RF(nRF2401, Nordic, 3V/10.5mA (TX))로 무선 전송하여 메인 컴퓨터에 저장하였다. 이 시스템을 FES보행에 적용할 경우, 메인 컴퓨터 대신 전기자극기의 마이크로프로세서가 이 신호를 수신하게 된다.

### 2.2 자속밀도 분포를 이용한 센서 부착위치 결정

자속밀도는 자석으로부터의 방향과 거리, 자석의 크기에 따라 많은 영향을 받으므로 적절한 홀센서의 부착위치를 선택하기 위하여 실험환경 주변의 일정범위 내(10\*10 cm)에서 자속밀도의 분포를 계측하였다. Fig. 2는 단축 홀센서 2개와 자석을 이용하여 족관절모델 주변의 자기장의 방향과 자속 밀도를 계측한 결과를 나타낸다. 화살표의 방향이 자석에서 발생하는 자기장의 방향을 나타내고, 화살표 아래의 숫자는 그 지점에서의 자속밀도 값[gauss]을 나타낸다. 자속밀도의 크기는 홀센서와 자석의 계측 거리가 짧을수록 크고, 자기장의 방향은 자석의 중심에선 연직방향으로, 모서리로 갈수록 수평방향으로 퍼져나가는 것을 확인할 수 있다. ②번은 족관절 각도가 0°인 지점으로서 Fig. 3의 족관절모델의 A(정강이)가 B(족부)와 수직을 이루는 경우이다. 그림에서 상호 직각인 ①~③ 위치의 화살표는 홀센서의 센싱축을 나타낸다.

본 연구에서 사용한 단축 홀센서는 최대 165(gauss) 범위 내의 자속밀도를 계측할 수 있다. 그러므로 홀센서와 자석의 거리가 너무 가까우면 포화(saturation)한다. 반면에 거리가

멀어지면 각도의 변화에 따른 자속밀도의 변화가 작기 때문에 관절각도를 추정하기가 어렵다. 따라서 본 연구에서는 Fig. 2에서 계측된 자기장의 방향과 자속밀도를 바탕으로 자석의 최대자속밀도가 165(gauss)범위 내에서 계측되고, 민감도가 큰 2번 위치(Fig. 3, position 2)를 기준으로 정강이 종축방향 거리를 증감하여 Fig. 1에 표시된 것과 같이 1번 위치(position 1)부터 4번 위치(position 4)까지 결정하였다. Fig. 2의 i~iv의 원호는 각각 Fig. 3의 position 1~4의 궤적을 나타낸다. Table 1은 위에서 결정된 각 부착위치의 관절의 중심으로부터의 종축거리를 나타낸다. 관절의 중심과 자석의 수평거리는 6cm로 하였다.

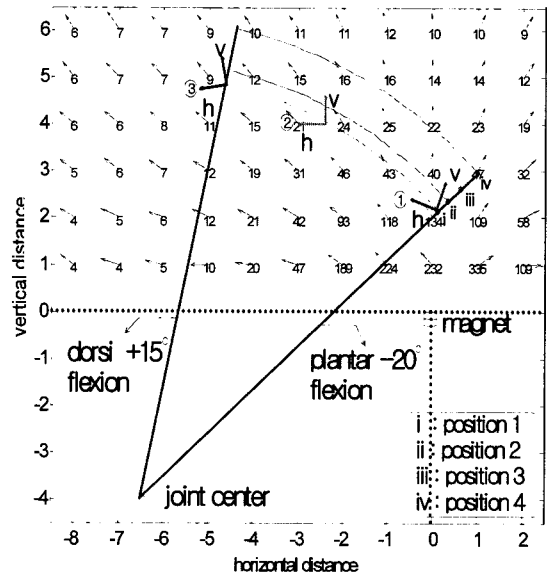


그림 2 홀센서를 이용하여 계측한 자속밀도분포와 족관절 모형에 부착된 홀센서의 궤적(①~③)  
Fig. 2 Distribution of the magnetic flux density and the trajectory of hall sensors attached on ankle joint model(①~③)

표 1 관절 중심에서 센서 부착위치까지의 종축거리  
Table 1 Longitudinal distance between joint center and each position of sensor attachment

position	1	2	3	4
a [cm]	8	8.5	9	9.5

### 2.3 시스템 성능 평가

#### 2.3.1 족관절 모델 평가

Fig. 3은 관절각도 계측시스템의 성능평가를 위하여 하지를 모방하여 제작한 족관절모델을 나타낸다. 모델의 A부분은 하지의 정강이(shank)부분으로서 피험자의 실측 데이터를 이용하여 b = 2.5cm로 제작하였다. 모델의 B부분은 족부(foot)를

나타내며 우측 위쪽에 자석이 부착된 부분이 뒤꿈치(heel)상부, 좌측이 발끝(toe)쪽이다. 족관절 각도는 등쪽굽힘(dorsiflexion) 방향을 +로 하였다. B 위에는 자석(NdFeB) 2개를 부착하고, A 위에는 단축 홀센서 2개를 부착하였다. 또한 발목관절에 해당하는 모델의 중심부에 포텐시옴터(Potentiometer, J50S, copal)를 부착하여 기준각도를 추출하였다.

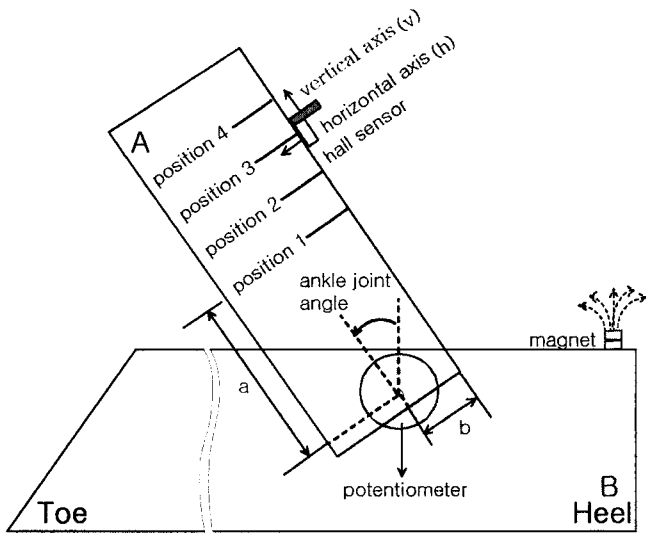


그림 3 관절각도 계측 실험을 위한 족관절모델  
 Fig. 3 Ankle joint model for the experiment of joint angle measurement

Fig. 3의 자석위에 표시되어 있는 화살표와 같이 자기장은 자석의 중심에선 연직방향을 향하고 모서리로 갈수록 수평면으로 퍼지는 경향이 있기 때문에 일반적 위치에서의 자기장(magnetic field)은 수평축과 수직축성분을 측정하여 그 벡터 합을 통해 구할 수 있다[8]. 따라서 본 연구에서는 단축 홀센서 2개의 센싱축이 직각이 되도록 정강이 모델 A의 후면에 부착하였다.

편마비환자 보행 중의 관절 각도범위(range of motion : ROM)는 (-20°~+10°)[12]이지만, 실제 FES보행 시에는 관절각도가 정상인 보행 중의 ROM(-15°~+15°)[13]과 유사하게 변경될 수 있다. 따라서 편마비환자와 정상인의 ROM을 포함하는 -20°~+15°에 대하여, 센서로부터 추정된 각도의 오차를 산출하였다. 실제 실험에서는 각도오차 계측의 ROM에 여유를 두어, 센서 신호의 계측 범위를 바닥쪽굽힘(Plantar Flexion) -30°부터 등쪽굽힘(Dorsi Flexion) +20°로 결정하였다. 이 구간을 모델 B는 고정한 상태에서 모델 A가 왕복 운동하여 자속밀도를 계측하였으며, 동시에 포텐시옴터를 이용하여 족관절모델의 A와 B 사이의 기준각도를 계측하였다. 센서 값으로부터 관절각도를 추정하기 위해서, 기준각도와 자속밀도의 관계를 커브피팅하고, 이 식을 이용하여 센서 측정치에 해당하는 관절각도를 산출하였다.

족관절모델이 바닥쪽굽힘을 하면 정강이에 해당하는 모델 A에 부착되어 있는 홀센서의 위치가 Fig. 2의 ①번 쪽으로

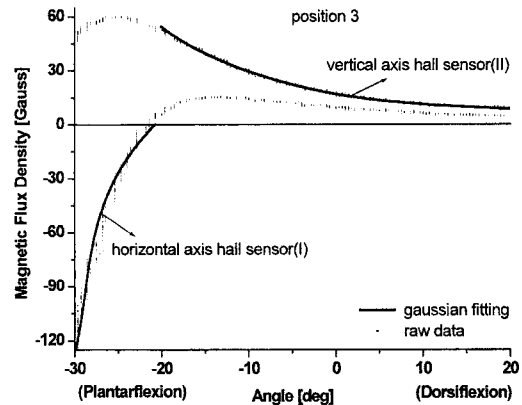


그림 4 족관절모델의 홀센서 계측 데이터와 피팅곡선 (position 3)

Fig. 4 Raw data of hall sensor and fitting curve (position 3)

이동을 하며, 바닥쪽굽힘이 더욱 진행 될수록 수평축센서의 센싱축(h)과 자석에서 발생하는 자기장의 방향이 일치하게 된다. 따라서 이러한 범위에서는 수평축 방향의 센서가 자석의 자기장에 민감하다. 또한 센서와 자석의 거리는 가까워지므로 각도의 작은 변화에도 자속밀도 값은 크게 변한다. 반면에 족관절모델이 등쪽굽힘을 하면 홀센서는 ③번 쪽으로 이동하고, 이 범위에서는 수평축센서와 비교하여 수직축센서가 자석의 자기장에 더욱 민감하다. 이러한 상황을 고려하면 두 방향의 홀센서를 모두 이용하는 것이 효과적이다.

계측된 자속밀도를 이용하여 관절각도를 산출하기 위해서는 자속밀도를 독립변수로 하고 족관절각도를 종속변수로 하는 관계식이 필요하다. 본 연구에서는 두 개의 홀센서를 사용하여 자속밀도를 계측하였으므로, 두 개의 피팅곡선이 산출된다. Fig. 4는 3번 부착위치에서 두 개의 홀센서를 이용하여 계측한 자속밀도와 피팅곡선을 나타낸다. 각 센서에서 계측된 값이 서로 다른 개형을 보이므로, 동일한 피팅 함수를 적용하지 않고, 수평축방향의 센서에서 계측된 값은 3차 다항(polynomial)함수, 수직축방향의 센서에서 계측된 값은 3차 지수(exponential)함수를 이용하여 피팅하였다.

두 개의 피팅곡선중 민감도가 큰 경우를 사용하여 각도를 추정하기 위해, 사용할 센서를 선택할 기준이 필요하다. Fig. 4와 같이 수평축센서의 경우 자속밀도가 0이하인 부분의 민감도가 높고, 수평축센서의 자속밀도가 0이상인 경우에는 수직축 센서의 민감도가 크다. 따라서, 수평축센서의 자속밀도가 0이 되는 지점을 경계로 하여, 수평축 센서의 자속밀도가 0이하인 경우에는 수평축 센서의 피팅곡선을 이용하여 각도를 산출하고, 이와 반대로 수평축 센서의 자속밀도가 0이상인 경우에는 수직축센서의 피팅곡선을 이용하여 각도를 산출하였다.

2.3.2 인체 적용 평가

위에서 제시한 시스템의 성능평가를 위하여 3인(나이 : 27.3±1.5, 키 : 172±4, 몸무게:65.3±4.2)의 건강한 정상인을

대상으로 인체에 적용하였다. 실제 인체에 적용하였을 경우에는 신체조건에 차이로 인하여 족관절모델을 이용하여 결정한 4개의 위치와 비교하여 오차가 발생하였다. 따라서 인체 적용 평가는 3개(position1~position3)의 위치에서만 실험을 실시하였다. 포텐시ومي터는 인체에 부착하기 어려우므로 모션캡처카메라 장비(Motion Analysis Corp. Santa Rosa, CA USA)를 이용하여 인체 발목의 움직임을 측정하여 기준각도를 추출하였다. 족관절모델과 동일한 관절 각도 범위에서 발목을 왕복운동하여 자속밀도를 계측한 후, 동일한 피팅곡선 결정 방법을 적용하여 각도를 산출하였다.

### 3. 결 과

#### 3.1 족관절 모델 실험 결과

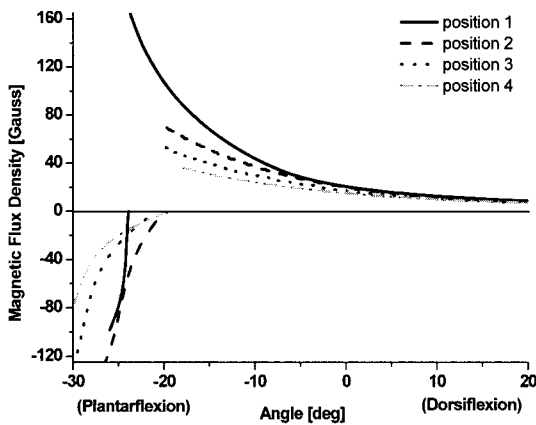


그림 5 홀센서 계측 데이터와 피팅곡선(족관절모델)  
Fig. 5 Raw data of hall sensor and fitting curves

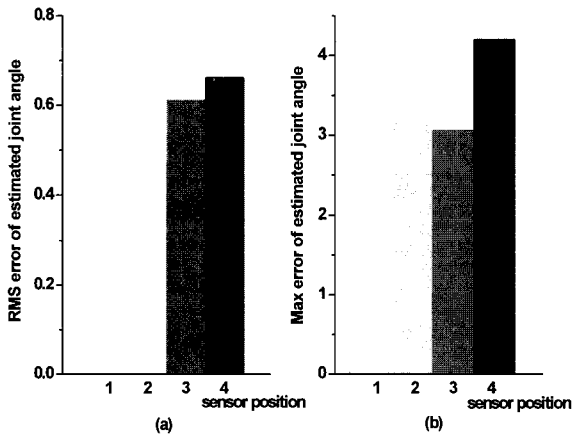


그림 6 4개의 부착위치에서 추정된 각도의 RMS오차(a)와 최대오차(b)  
Fig. 6 RMS error and Max error of estimated joint angle at each of 4 positions

Fig. 5는 족관절모델을 이용하여 4개의 부착위치에서 피팅 한 결과를 모두 나타낸다. 1번 위치가 다른 위치들과 비교하여 홀센서와 자석의 거리가 가장 가깝기 때문에 각도변화에 따른 자속밀도 값의 변화가 가장 큰 것을 확인할 수 있다.

Fig. 6은 각 부착위치(position1 ~ 4)에서 피팅 곡선을 이용하여 계산한 발목관절 각도의 RMS오차(RMS error, a)와 최대오차(Max error, b)를 나타낸다. RMS오차와 최대오차를 고려하였을 경우에 1번 위치가 가장 작게 계측되었다. 1번 위치에서의 RMS오차는  $0.48^\circ$ 였고, 최대오차는  $2.80^\circ$ 였다.

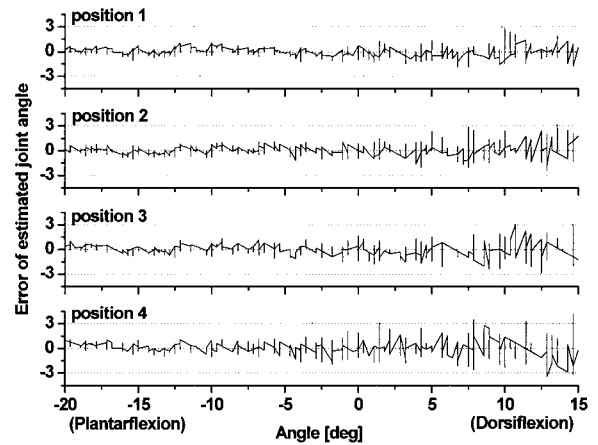


그림 7 4개의 부착위치에서 오차 분포  
Fig. 7 Distribution of joint angle error at each of 4 positions

Fig. 7은 각 부착위치에서의 오차분포를 나타낸다. 4번 위치에서는 약  $12^\circ$ 에서 최대오차( $4.19^\circ$ )가 계측되었고 1번 위치에서는 약  $10^\circ$ 에서 최대오차( $2.80^\circ$ )가 계측되었다. 모든 위치에서 바닥좁굽힘 방향의 오차가 작고 등쪽굽힘 방향으로 갈수록 오차가 커지는 경향을 보인다.

#### 3.2 인체 실험 결과

Fig. 8은 3인의 피험자 중 피험자1의 3개의 부착위치에서 피팅 한 결과를 모두 나타낸다. 족관절모델과 마찬가지로 1번 위치가 다른 위치들과 비교하여 각도변화에 따른 자속밀도 값의 변화가 가장 큰 것을 확인할 수 있다.

Fig. 9는 각 부착위치(position1 ~ 3)에서 피팅 곡선을 이용하여 계산한 발목관절 각도의 RMS오차(RMS error, a)와 최대오차(Max error, b)를 나타낸다. 인체에 적용한 경우에도 족관절 모델과 마찬가지로 1번 위치에서의 RMS오차와 최대오차가 작게 검출되었다. 인체에 적용하여 계측한 1번 위치에서의 RMS오차의 평균값은  $0.51^\circ \pm 1.78^\circ (0.31^\circ \sim 0.64^\circ)$ 였다. 최대오차는  $1.19^\circ \pm 0.46^\circ (0.68^\circ \sim 1.58^\circ)$ 였다.

Fig. 10은 각 부착위치에서의 오차분포를 나타낸다. 3번 위치에서는 약  $4^\circ$ 에서 최대오차( $2.02^\circ$ )가 계측되었고 1번 위치에서는 약  $9^\circ$ 에서 최대오차( $0.68^\circ$ )가 계측되었다. 족관절모델과 마찬가지로 모든 위치에서 바닥좁굽힘 방향의 오차가 작고 등쪽굽힘 방향으로 갈수록 오차가 커지는 경향을 보인다.

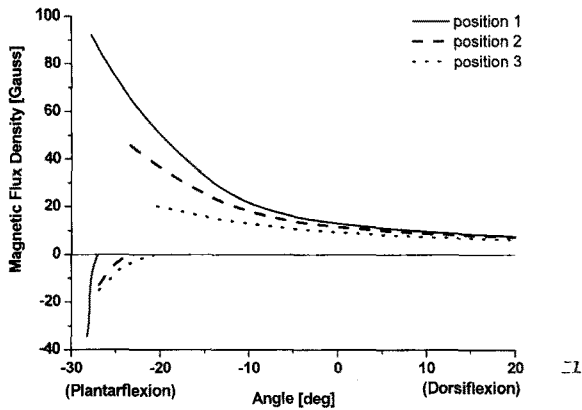


그림 8 발목의 홀센서 계측 데이터와 피팅곡선 (subject1)  
 Fig. 8 Raw data of hall sensor and fitting curves

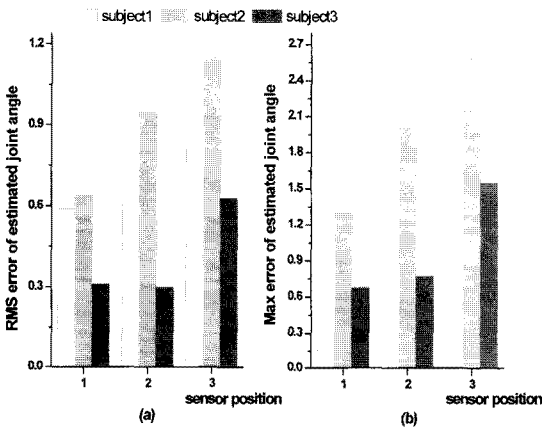


그림 9 3개의 부착위치에서 추정된 각도의 RMS오차(a)와 최대오차(b)  
 Fig. 9 RMS error and Max error of estimated joint angle at each of 3 positions

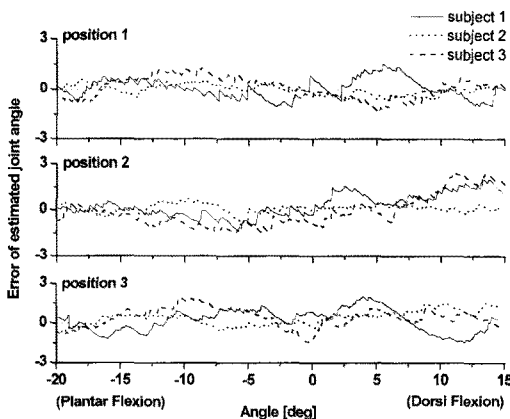


그림 10 3개의 부착위치에서 오차 분포  
 Fig. 10 Distribution of joint angle error at each of 3 positions

다. 족관절모델과 인체적용 결과 모두 1번 위치에서의 오차가 작게 검출되었다.

#### 4. 고찰

등쪽굽힘에서 오차가 커지는 원인으로서는, 발목이 등쪽굽힘 방향으로 진행될수록 홀센서와 자석사이의 거리가 멀어지게 되어 Fig. 5와 같이 관절각도의 변화에 따른 자속밀도의 변화가 작아서 노이즈의 영향이 상대적으로 커지기 때문인 것으로 판단된다.

인체에 적용하여 실험한 결과의 최대오차가 족관절모델의 최대오차보다 작게 계측되었다. 이러한 이유는 족관절모델의 경우에는 기준각도로 사용한 포텐시ومي터의 분해능(2.7°)이 인체에 적용하기 위하여 사용한 모션 캡처 카메라의 분해능(0.32° : 실제 분해능(1mm)과 관절각도와 마커의 거리(18cm)를 이용하여 환산한 값)과 비교하여 크기 때문인 것으로 판단된다.

1번 위치에서 홀센서와 자석의 거리가 근접하므로 자속밀도의 크기가 다른 위치와 비교하여 크다. 따라서 noise의 영향이 작아 족관절모델과 인체 적용 결과 모두 오차가 작게 검출되었다.

본 연구에서 제안한 시스템은, 족관절모델과 인체에 적용한 경우 모두 RMS오차는 작으나 일부 구간에서의 오차가 크고, 피험자에 따라 체형이 다르므로 각도-자속밀도의 관계를 피험자별로 보정(calibration)해야 하는 제한점을 가지고 있다. 그러나 편마비환자에게 FES를 인가하여 보행을 시도할 경우, 문제가 되는 것은 바닥쪽 굽힘 방향의 족하수(foot drop)이므로 정밀하게 센싱하여야 할 구간은 등쪽굽힘보다 바닥쪽굽힘이다. 따라서 등쪽굽힘에서의 오차는 큰 문제가 되지 않을 것으로 사료된다. 또한 피험자별 보정은 FES보행에서 반드시 이루어져야 하는 것으로서, 임상적용에서 약간의 부담을 더하는 정도인 것으로 판단된다. 본 연구에서 제안하는 시스템은 무선이므로 이전에 제시된 관절각도 계측 방법과 비교하여 구속적이지 않으며, 보행에 제한을 가하지 않고, 실내에서도 사용이 가능한 장점이 있다. 또한 외형상 거부감이 작을 것으로 기대된다.

#### 5. 결론

본 연구에서는 편마비 환자의 FES보행 시 관절 각도를 실시간으로 피드백하여 하지에 적절한 자극을 인가하기 위하여 관절 각도계측 시스템을 개발하였고, 족관절모델의 편마비 환자 및 정상인의 보행범위 내에서 계측한 1번 위치에서의 발목 관절각도의 RMS오차는 0.48°가 계측되었고, 최대오차는 2.80°가 계측되었다. 인체에 적용하였을 경우에는 RMS오차는  $0.51 \pm 1.78^\circ$  ( $0.31^\circ \sim 0.64^\circ$ )가 계측되었고, 최대오차는  $1.19 \pm 0.46^\circ$  ( $0.68^\circ \sim 1.58^\circ$ )가 계측되었다.

#### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원(02-PJ3-PG6-EV03-0004)으로 수행되었습니다.

참 고 문 헌

[1] Alojz, Kralj, Tadej, Bajd, Gon, Khang, "Functional Electrical Stimulation," Ryomoongak, 1995

[2] Pappas, I. P. I., Keller, T., Mangold, S., Popovic M. R., Dietz, V., Morai M., "A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole" IEEE Sensors Journal, Vol.4, No.2, pp. 268-274, 2004.

[3] Kovetic, R, Marsolais, E. B., "Synthesis of Paraplegic gait with Multichannel Functional Neuromuscular Stimulation," IEEE tans. Rehab. Eng., Vol. 2, pp. 66-79, 1994.

[4] G.M. Eom, T. Watanabe, N. Hoshimiya, G. Khang, "Gradual potentiation of isometric muscle force during constant electrical stimulation." Med. Biol. Eng. Comput., 2002, 40, 137-143

[5] D. Graupe and K. H. Kohn, "Functional neuromuscular stimulator for short-distance ambulation by certain thoracic-level spinal-cord-injured paraplegics," Surg, Neurol., Vol. 50, no. 3, pp.202-207, Sept. 1998.

[6] Colborne GR, Olney SJ, "Feedback of joint angle and EMG in gait of able-bodied subjects." Arch Phys Med Rehabil. 1990 Jun;71(7):478-83

[7] 박래준, 최상준, 조미숙, 조정선, 이윤미, 조용호, 박소현, "족저근막염 환자의 미세전류발생 신발 착용이 족부 근피로 및 통증 완화에 미치는 영향," 대한물리치료학회지, Vol. 18, No. 1, pp. 1-10, 2006

[8] P. T .Kolen., J. P. Rhode., P. R. Francis., "Absolute angle measurement using the earth-field-referenced hall effect sensors," J. Biomechanics, Vol. 26, No.3, pp.265-270, 1993

[9] Philip R. Troyk., Robert J. Jaeger., Michael Haklin., James Poyezdala., Thomas Bajzek., "Design and implementation of an Implantable goniometer" IEEE Trans. Biomedical Eng, Vol. BME-33, No.2, 1986.

[10] T. Nakamura, T. Kusuhara, and Y. Yamamoto, "Impedance characteristics and data processing for analysis of human movement," Proc. XII Int. Conf. Elect, Bio-Imp., pp.641644, Oslo, Norway, 2001.

[11] R. Nienhuis., J. M. Siegel., "Analysis of head movement and position using hall effect devices", Physiology & Behavior, vol. 45, pp.199-203, 1989

[12] Gerald F. Harris., Peter A. Smith., Richard M. Marks., "Foot and ankle motion analysis," Clinical treatment and technology, pp.131-143, 2006

[13] Jessica Rose., James G. Gamble., "Human Walking", Williams & Wilkins, pp.31-32, 1993

저 자 소 개



문기욱(文基旭)

1980년 4월 7일생. 2007년 2월 건국대 의공학부 졸업(학사). 2007년~현재 동대학원 석사과정.



김철승(金哲承)

1976년 7월 13일생. 2008년 2월 건국대 일반대학원 의공학학과 졸업(박사). 2008년~현재 고려대학교



김지원(金智源)

1980년 8월 2일생. 2008년 2월 건국대 일반대학원 의학과 졸업(석사). 2008년~현재 동 대학원 의학과 박사과정



이재호(李載浩)

1980년 8월 2일생. 2006년 2월 건국대 의공학부 졸업(학사). 2008년 2월 건국대 일반대학원 의학과 졸업(석사).



권유리(權柳利)

1986년 7월 16일생. 현재 건국대학교 의공학부 학사과정



강동원(姜同院)

1982년 1월 14일생. 2007년 2월 건국대 의공학부 졸업(학사). 2007년~현재 동대학원 석사과정.



**엄 광 문 (嚴 光 文)**

1969년 3월 17일생. 1991년 2월 고려대 전자전산공학과 졸업(학사). 1996년 3월 東北大(日本) 전자공학과 생체전자공학대학원 졸업(석사). 1999년 3월 東北大(日本) 전자공학과 생체전자공학대학원 졸업(공박). 1993년 9월~1994년 3월 일본

Tohoku Univ. 연구생. 1999년 4월~2000년 2월 일본 과학기술진흥재단 Research Associate. 2000년 3월~현재 건국대학교 의료생명대학 의학공학부 부교수, 2000년 3월~현재 건국대학교 의공학 실용기술연구소 책임연구원.

Tel : 043-840-3764, Fax : 043-852-8056

E-mail : gmeom@kku.ac.kr



**김 요 한 (金 耀 翰)**

고려대학교 의학석사, 의학박사  
현재 건국대학교병원 흉부외과 과장



**강 곤 (姜 坤)**

1975년 10월 16일생. 1988년 6월 Stanford Univ.(U.S.A) 기계설계학과 졸업(박사). 2001년~ 현재 경희대학교 전자정보학부 동서의료공학과 교수