

관절각 측정을 위한 적외선 각도 센서 연구

Design of Infrared Angular Sensor for Human Joint Angle

오 한 별* · 김 지 선* · 김 아 희* · 고 봉 준* · 김 준 식* · 이 은 숙* · 최 주 현* · 전 재 훈†
(Han-Byeol Oh · Ji-Sun Kim · A-Hee Kim · Bong-Jun Goh · Jun-Sik Kim · Eun-Suk Lee ·
Ju-Hyeon Choi · Jae-Hoon Jun)

Abstract - Joint angle generally can be measured to check the recovery process in rehabilitation field. This paper suggests to measure joint angle with Infrared sensor based on triangulation principle. We performed various experiments to find the optimal condition of the sensor's attached distance, height, and angle. The results were compared with commercial goniometer for accuracy. The proposed infrared joint angle sensor can be effectively used in rehabilitation and sport science fields.

Key Words : Goniometer, Joint angle, Position sensitive detector, Rehabilitation, Triangulation

1. 서 론

문명의 발달로 인하여 생활방식이 기계화, 자동화되고 있으며, 이로 인해 활동량이 부족해지면서 관절이 약화되거나 쉽게 손상된다. 또한 예기치 못한 사고나 무리한 운동으로 인한 관절 부상은 매우 빈번하게 일어난다. 관절각도는 장애 판단 기준, 재활 치료에서 중요한 척도로 사용되고 있다[1]. 정확한 관절의 움직임을 측정하면 재활치료의 회복 정도를 평가할 수 있고, 효과적인 재활 프로그램의 개발, 동작학습을 통한 자세교정 등에 도움을 줄 수 있다[2]. 따라서 신체 기능 평가 및 복원, 스포츠 등에 활용하기 위한 목적으로 각도 센서에 관한 연구가 최근 활발하게 이루어지고 있다. 물리적 변형에 따른 저항 값 변화를 이용한 스트레인게이지(strain-gauge)와 각도변화에 따른 도체접촉 면적의 변화에 의한 저항 값 변화를 이용한 전기 저항 각도기(electro-goniometer)는 고가이고, 반복 사용 시 내부저항의 기계적 마모로 측정치의 정확도가 낮아질 수 있다[3-4]. 가속도계와 경사도계를 이용한 방법은 충격에 민감하고 데이터 처리 시 적분 과정에서 데이터가 손실 될 수 있다[5-6]. 부착된 적외선 마커의 좌표값을 영상 처리하여 각도를 측정하는 카메라 기반 3차원 동작 분석기기(3-D motion capture system)는 매우 고가이며, 측정

및 데이터 분석에 전문가가 요구된다. 또한 셋업과 데이터 분석에 많은 시간이 소요되고, 카메라 장비가 설치된 동작 분석실에 서만 사용이 가능하다[7-8].

본 연구의 목적은 기존 관절각도 측정방법들의 단점을 보완하고 경제성과 편의성 등을 갖춘 각도 센서를 연구하는 것이다. 본 논문에서는 삼각측량의 원리를 이용한 적외선 센서를 사용하여 관절 각도를 측정할 수 있는 새로운 방법을 고안하였다. 각도 센서로 적용하기 위해 다양한 실험을 통해 측정범위 및 해상도를 향상 시킬 수 있는 최적의 조건을 연구하였다. 물리적 변형, 저항의 마모가 없는 광학적 측정 방법으로 LabVIEW 프로그램을 적용하여 일반인도 쉽게 측정할 수 있도록 하였고, 역변환 수학 모델을 적용하여 실시간으로 각도 정보를 PC로 모니터링 할 수 있도록 디자인하였다. 또한 상업용 전자 각도기와 비교를 통해 제안된 광센서의 정확성을 검증하였다.

2. 본 론

2.1 실험재료

본 논문에서는 광센서를 이용하여 각 변위 측정에 적용할 수 있는 새로운 계측 장비를 연구하였다. 그림 1 (a)는 실험에 사용된 적외선 발광소자(IR LED)와 광검출기(light detector)가 하나로 구성되어 있는 삼각측량 기반 적외선 센서(GP2Y0A21YK, Sharp, Japan)를 보여준다. 센서는 적외선 발광소자, 광검출기, 전원(V_{cc}), 접지(GND), 출력(V_{out}) 등으로 구성된다. 사용된 센서는 안정적인 출력을 위한 정전압 회로와 외부 빛의 간섭을 최소화하기 위한 가시광 필터가 장착되어 있다. 센서의 측정범위는 10 ~ 80 cm, 4.5 ~ 5.5 V의 구동전압이 필요하고, 평균 소비 전류는 30 ~ 40 mA이다. 대부분의 광학식 센서는 거리가 멀어지거나, 반사물의 색에 따라 반사광의 강도가 감소하는 특성을 가진다.

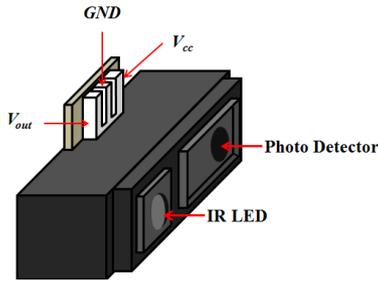
† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, BK21 Plus Research Institute of Biomedical Engineering, College of Biomedical and Health Science, Konkuk University, Korea

E-mail: jjun81@kku.ac.kr

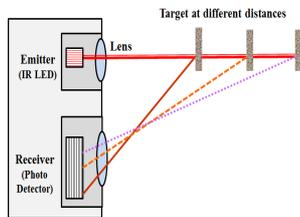
* Dept. of Biomedical Engineering, BK21 Plus Research Institute of Biomedical Engineering, College of Biomedical and Health Science, Konkuk University, Korea

Received : February 03, 2015; Accepted : April 23, 2015

그러나 사용된 센서는 그림 1(b)와 같이 반사광이 돌아오는 위치에서 거리를 분할하는 삼각측량원리를 기반으로 한다. 이 방법은 각도를 이용하여 거리를 측정하는 방식이므로 거리에 따라 반사되어 돌아오는 전류의 비율로 거리를 계산하여 물체의 색 또는 반사광의 세기에 따른 영향 없이 정확한 값을 측정할 수 있는 장점을 가진다[9].



(a) 적외선 센서



(b) 센서의 측정원리

그림 1 실험에 사용된 적외선 센서와 측정원리
Fig. 1 The IR sensor used in the experiment

그림 2는 센서와 반사물 거리변화에 따른 센서의 출력 신호를 보여준다. 센서의 출력 곡선을 보면 반사물이 가까운 거리에서는 출력값이 증가하고 일정 거리가 되면 계속적으로 감소하는 경향을 보인다. 본 연구에서는 이러한 변곡점이 나타나는 범위를 피해 변수를 정하였고 계속적으로 감소하는 부분을 이용하여 실험을 수행하였다. 관절각도가 달라질 때 거리가 변화하고 이에 따른 광신호의 변화를 이용하여 모델링하고 분석하여 이를 인체 관절각도 검출에 응용하는 방법을 연구하였다.

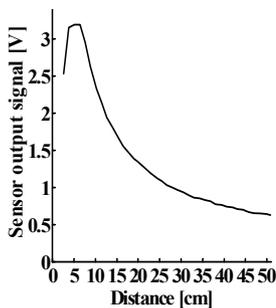


그림 2 반사 거리에 따른 출력 신호
Fig. 2 Output signal corresponding to the reflection distance

2.2 실험 방법

그림 3은 광학 센서를 이용하여 각도를 측정하기 위한 실험 셋업을 보여준다. 굽힘과 폼이 가능한 관절모형을 제작하여 다양한 실험을 통해 각 변위 측정을 위한 최적의 조건을 확인하였다. 실험에 사용된 변수는 센서 부착 기울기($\phi = 2.5^\circ \sim 7.5^\circ$), 회전 중심축으로부터 센서 부착 거리($d = 17 \text{ cm} \sim 21 \text{ cm}$), 센서 부착 높이($h = 4 \text{ cm} \sim 6 \text{ cm}$)이다. 각각의 조건에서 굽힘 각($\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$) 변화에 따른 출력 신호 변화를 측정하였다. 이는 각도 변화에 수반되어 달라지는 거리 변화를 이용한 것이다. 디지털 각도기(GR82302R, CemRed, Denmark)를 기준 각도기로 사용하였고 상업용 전자각도기(PS-2137, PASCO, USA)와 비교를 통해 제안된 각 변위 센서의 정확성을 검증하였다.

실험을 통해 얻어진 아날로그 신호는 데이터 수집 장치(NI USB-6008, National Instrument, USA)로 받아 A/D 변환된 신호를 LabVIEW (Version 2012, National Instrument, USA)를 통해 저장하였다. 저장된 데이터는 MATLAB (Version R2008a, Mathworks, USA)을 사용하여 얻어진 결과 분석 및 모델링에 이용하였다.

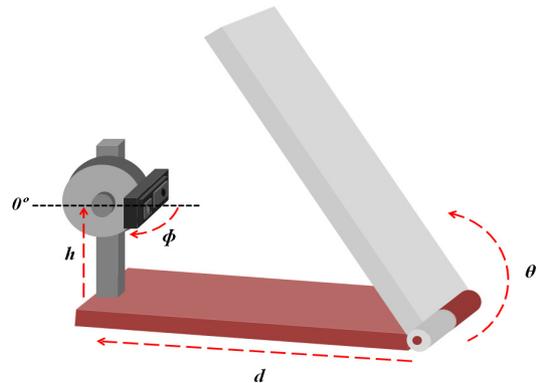


그림 3 관절모델을 이용한 실험방법
Fig. 3 Joint model and the experimental setup

2.3 실험 결과 및 고찰

그림 4~6은 다양한 센서 부착 거리($d = 17 \text{ cm} \sim 21 \text{ cm}$), 센서 부착 각도($\phi = 2.5^\circ \sim 7.5^\circ$)에서 굽힘각($\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$) 변화에 따른 센서 출력신호를 보여준다. 동일한 실험을 세 가지 센서 부착 높이($h = 4 \text{ cm} \sim 6 \text{ cm}$)에서 반복적으로 수행하였다.

그림 4는 센서 부착 높이 $h = 4 \text{ cm}$ 에서 센서 부착 거리(d), 부착 각도(ϕ)에 따른 출력 신호 변화를 보여준다. 그림 4(a) ~ (c)에서 센서 부착거리(d)가 회전 중심축과 가까워질수록 출력 신호의 피크와 기울기가 증가한다. 이러한 경향은 센서의 부착 각도(ϕ)가 감소할수록 두드러진다. 센서의 부착 높이 $h = 4 \text{ cm}$ 의 경우 대체적으로 굽힘각 $\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$ 에서 데이터의 기울기 변화가 관찰된다. 그러나 그림 4(c)에서 $d = 19 \text{ cm}, 21 \text{ cm}$ 의 경우, $\theta = 40^\circ \sim 100^\circ$ 에서 출력값이 불안정하고 $\phi = 7.5^\circ$,

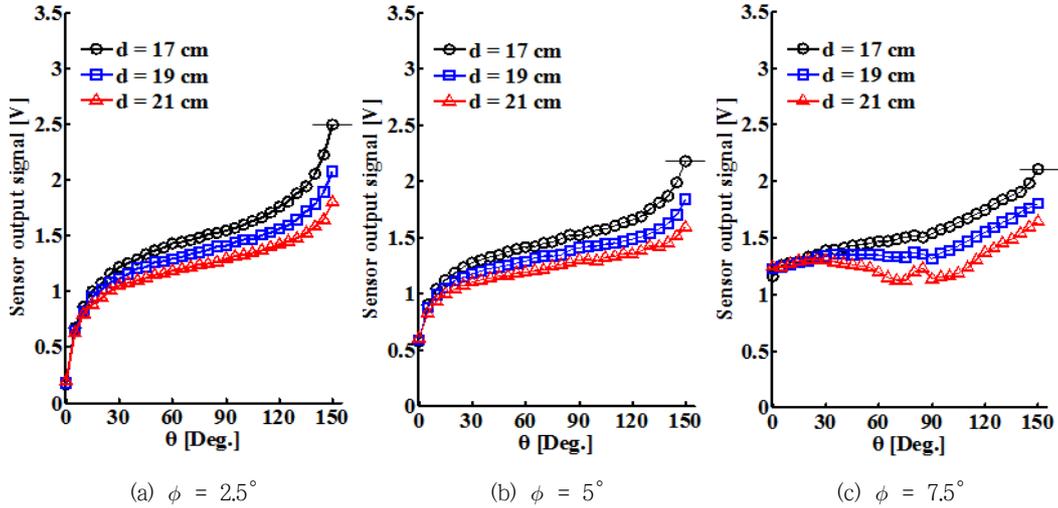


그림 4 센서 부착 거리, 부착 각도에 따른 출력 신호 변화 ($h = 4$ cm)

Fig. 4 Sensor output signal difference between sensor attached distance and angle ($h = 4$ cm)

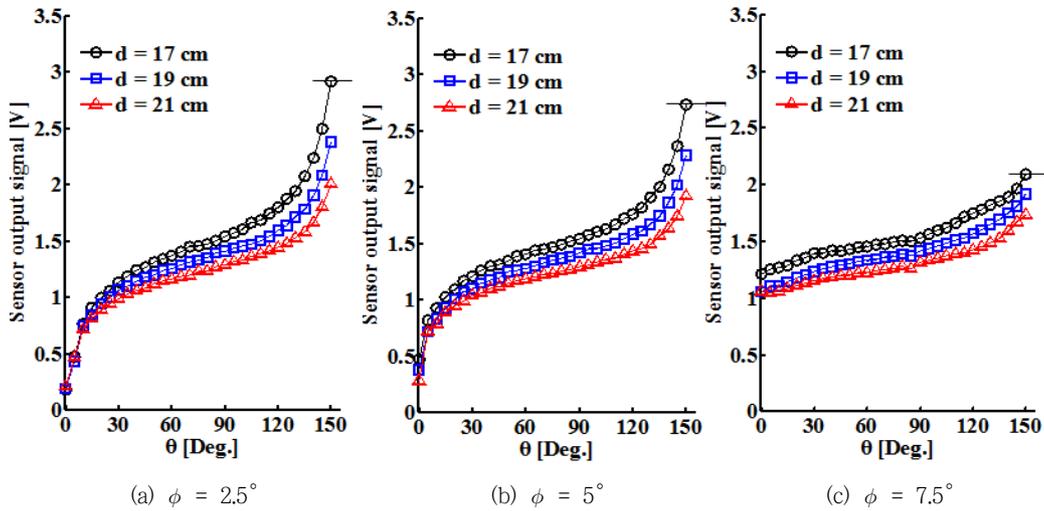


그림 5 센서 부착 거리, 부착 각도에 따른 출력 신호 변화 ($h = 5$ cm)

Fig. 5 Sensor output signal difference between sensor attached distance and angle ($h = 5$ cm)

$d = 17$ cm의 조건에서 굽힘각에 따른 센서 출력 신호의 전압값 차이가 크지 않다. 이러한 결과를 바탕으로 $h = 4$ cm에서 검출 신호의 피크와 기울기를 고려하였을 때 각도센서로 적용할 경우 부착각도 $\phi = 2.5^\circ$, $d = 17$ cm 조건이 최적으로 판단된다.

그림 5는 센서 부착 높이 $h = 5$ cm에서 센서 부착 거리(d), 부착 각도(ϕ)에 따른 출력 신호 변화를 보여준다. 그림 5(a) ~ (c)의 경우, 모든 조건에서 센서의 부착 각도(ϕ)가 감소할수록, 센서 부착 거리(d)가 중심축과 가까워질수록, 출력 신호의 피크와 기울기가 증가한다. 굽힘각 $\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$ 에서 데이터의 기울기 변화가 관찰된다. 전체적으로 $h = 4$ cm의 조건에 비해 센서 출력신호의 크기와 기울기가 증가함을 보였다. 그림 5(c)의 경우 굽힘각 변화에 따라 센서 출력신호가 선형적인 관계를 보이

나 다른 부착각도에 비해 상대적으로 전압값의 차이가 작다. $h = 5$ cm 조건에서 각도센서로 적용할 경우 출력신호의 기울기와 피크가 가장 큰 부착각도 $\phi = 2.5^\circ$, $d = 17$ cm 조건이 최적으로 판단된다.

그림 6은 센서 부착 높이 $h = 6$ cm에서 센서 부착 거리(d), 부착 각도(ϕ)에 따른 출력 신호 변화를 보여준다. 그림 6(a) ~ (c)에서 센서 부착거리(d)가 회전 중심축과 멀어질수록 출력 신호의 피크와 기울기가 감소한다. 이러한 경향은 센서의 부착 각도(ϕ)가 증가할수록 두드러진다. $h = 4$ cm, 5 cm의 결과와 마찬가지로 $h = 6$ cm 조건에서도 각도 센서로 적용할 경우 부착 각도 $\phi = 2.5^\circ$, $d = 17$ cm 조건이 최적으로 판단된다.

그림 4 ~ 6 각각 최적의 조건들 모두 굽힘각 $\theta = 0^\circ \sim$

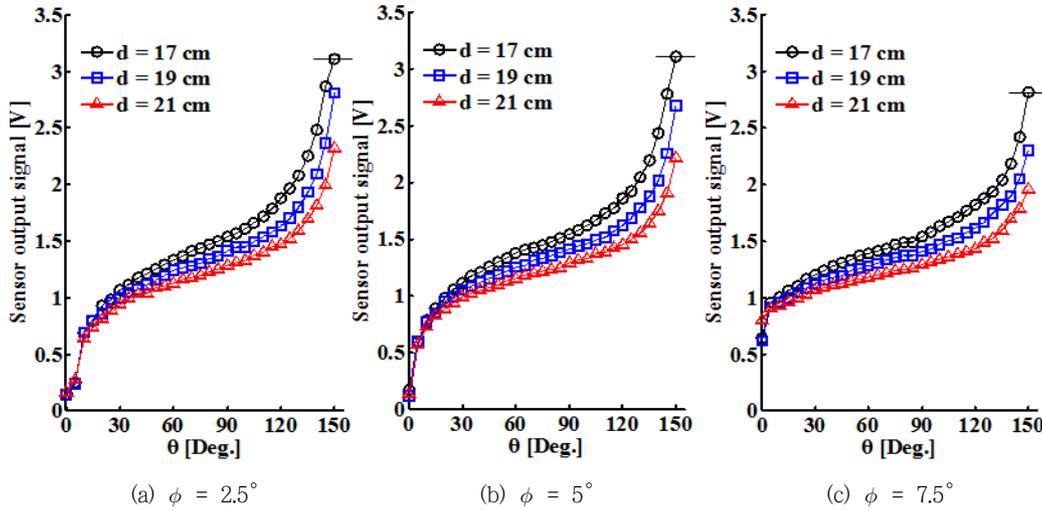


그림 6 센서 부착 거리, 부착 각도에 따른 출력 신호 변화 ($h = 6$ cm)

Fig. 6 Sensor output signal difference between sensor attached distance and angle ($h = 6$ cm)

150°까지 측정이 가능한 것으로 판단된다. 또한 센서 부착 거리 (d), 부착 각도(ϕ), 부착 높이(h)에 따라 센서 출력신호의 피크와 기울기가 달라지는 것을 확인할 수 있다. 관절모델의 굽힘각이 커질수록 센서의 출력이 커지고, 센서의 부착 각도와 부착 높이가 동일할 때 센서가 회전 중심축에 가까울수록 출력이 커진다. 이는 사용된 센서의 특성에 따라 센서와 반사체가 가까워질수록 출력이 증가하기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 굽힘각 측정 센서로 적용하기 위해서는 센서 부착 거리, 높이와 센서 부착 각도를 모두 고려해야 한다.

그림 7은 그림 4 ~ 6의 결과에서 굽힘각 변화에 따른 센서 출력신호의 피크와 기울기를 고려하여 각도 센서로 적합한 각각

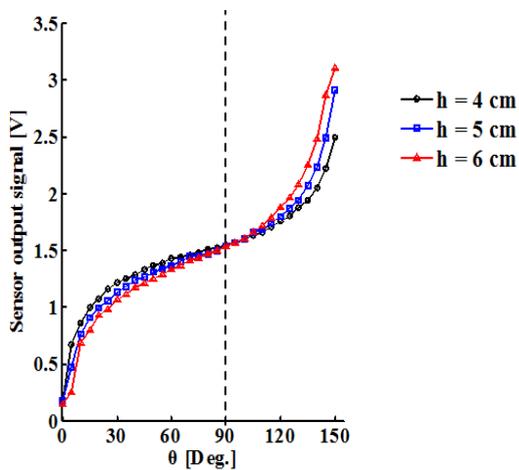


그림 7 부착 각도 $\phi = 2.5^\circ$, 부착 거리 $d = 17$ cm에서 출력 신호 변화

Fig. 7 Changes in sensor output signal when attachment angle $\phi = 2.5^\circ$ and attachment distance $d = 17$ cm

의 조건을 표현한 그래프이다. 센서의 부착 각도 $\phi = 2.5^\circ$ 와 부착 거리 $d = 17$ cm의 조건에서 각각 부착 높이 $h = 4$ cm, 5 cm, 6 cm이다. ϕ 와 d 가 동일할 때 90° 미만의 굽힘각에서 $h = 4$ cm의 전압값이 가장 크고 굽힘각 95° 이상일 때는 $h = 6$ cm에서 전압값이 가장 크다. 이러한 이유는 굽힘각이 90° 미만일 때 부착 높이 4 cm가 반사판과 센서의 거리가 가장 가깝고, 굽힘각이 95° 이상일 때 부착 높이 6 cm가 반사판과 센서의 거리가 가장 가깝기 때문인 것으로 판단된다. 각각의 조건에 대해 각도 센서로 적용하기 위해 수학적 모델링(식(1), 그림 8 참조)을 통해 최적의 조건을 확인하였다. 유의성으로 본 결과 $h = 4$ cm는 $R^2 = 0.9718$ ($p < 0.01$), $h = 5$ cm는 $R^2 = 0.9990$ ($p < 0.01$), $h = 6$ cm는 $R^2 = 0.9996$ ($p < 0.01$)로 나타났다. 결과적으로 센서 부착 높이 6 cm에서 가장 높은 유의성을 보였다. 따라서 $h = 6$ cm, $d = 17$ cm, $\phi = 2.5^\circ$ 가 최적의 조건으로 판단된다.

그림 8은 광센서 실험결과 중 $\phi = 2.5^\circ$, $h = 6$ cm, $d = 17$ cm 조건에서 $\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$ 에 대해 유리함수방정식(rational function)을 이용하여 역 변환 모델링한 결과를 보여준다. 역변환 모델링은 계속적으로 증가 또는 감소하는 경향 (monotonically increasing or monotonically decreasing)을 보이는 영역에서 사용가능하다[10]. 실시간으로 각 변위를 검출하기 위해서는 전압 신호를 각도로 환산할 수 있는 방법이다. 따라서 식(1)과 같이 X 변수인 굽힘각과 Y 변수인 센서 출력전압을 역 변환한 모델링 기법을 사용하였다. 모델링 결과는 $R^2 = 0.9996$, $p < 0.01$ 로 추정된 회귀식은 통계적으로 유의함을 알 수 있다. 최종적으로 추정된 회귀식을 LabVIEW에 적용하여 실시간 각도 검출이 가능하도록 구성하였다.

$$\theta = \frac{(A_0 V^n + A_1 V^{n-1} + \dots + A_n V^0)}{(B_0 V^n + B_1 V^{n-1} + \dots + B_n V^0)} \quad (1)$$

여기서, $A_0 \sim A_n$ 는 모델링 결과 얻어진 역 변환된 데이터 분자의 계수값, $B_0 \sim B_n$, 는 모델링 결과 얻어진 역 변환된 데이터 분모의 계수값, θ 는 굽힘각, V 는 적외선 센서 출력 전압을 의미한다.

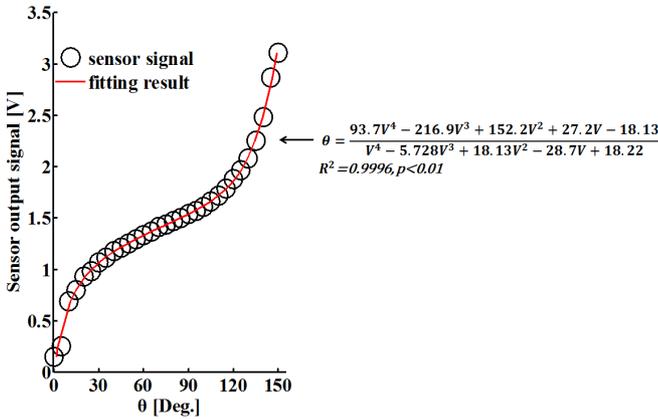
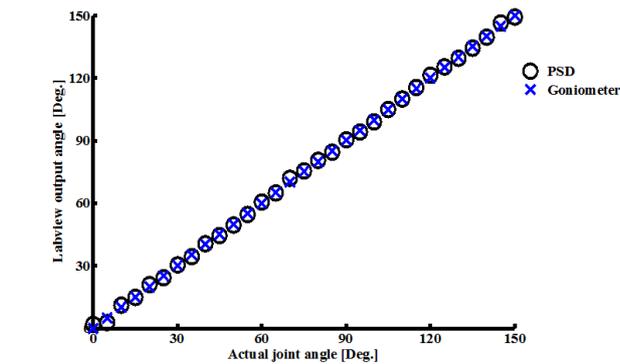
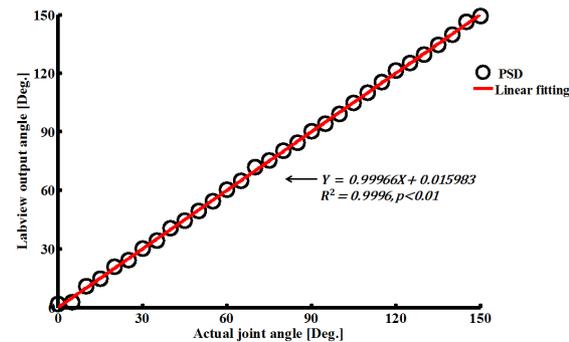


그림 8 유리함수 역변환 모델 ($\phi=2.5^\circ$, $h=6\text{cm}$, $d=17\text{cm}$)
 Fig. 8 Inverse model with rational function ($\phi=2.5^\circ$, $h=6\text{cm}$, $d=17\text{cm}$)



(a) 적외선 각도 센서와 상업용 전기 각도기 출력각도 비교



(b) 기준각도와 LabVIEW 출력각도

그림 9 제안된 광센서와 상업용 전기 각도기를 이용한 기준 각도와 LabVIEW 출력 각도의 상관관계

Fig. 9 LabVIEW display angle versus reference angle with optical sensor and commercial electro goniometer

그림 9(a)는 상업용 전기 각도기와 비교 실험을 통해 제안된 광센서의 정확도를 검증한 것으로 기준 각도와 LabVIEW로 출력되는 각도를 보여준다. 두 각도기에서 측정된 굽힘각이 거의 일치함을 보여주고 있다. 실험결과와 제안된 광센서의 평균 제곱근 오차(root-mean-square error, RMSE)는 $\pm 0.1391^\circ$ 로 나타났다. 그림 9(b)은 광센서의 정확성을 검증하기 위해 관절 모델에 기준 각도로 사용한 디지털 각도기의 각도와 LabVIEW로 출력되는 각도를 보여준다. 기준 각도와 광센서의 각도는 선형성을 보이고, 두 각도의 상관관계는 $R^2=0.9996$, $p < 0.01$ 로 유의함을 보였다.

실험을 통해 광량 변화에 의한 출력전압 변화를 측정하여 그에 상응하는 각도를 검출하였고, 이론적 수식을 얻었다. 이를 적용한 결과 제안된 각도 센서의 측정 유효 범위는 $\theta=0^\circ \sim 150^\circ$ 로 나타났다. 결과에서 제시된 것과 같이 실제 각도와의 비교 분석 및 모델링으로 본 광학센서를 이용한 굽힘각 측정 방법은 실제 각도와 높은 유의성을 보였고, 상용화된 전자각도기와의 비교를 통해 정확도를 검증하였다. 전기 각도기, 광센서 모두 기준 각도와 같이 변수 변화에 따라 계속되는 값이 선형성을 보인다.

3. 결 론

본 연구에서는 광학센서를 이용하여 관절 각 변위 측정 센서로 적용 가능한 새로운 모델을 연구하였다. 관절 모델을 제작하여 다양한 변수 실험을 통해 각 변위 측정을 위한 최적의 조건을 확인하였다. 실험 결과로부터 센서 부착 거리, 부착 높이, 부착 각도에 따라 측정되는 굽힘각의 범위 및 데이터 해상도가 각각 다른 경향을 보임을 확인하였다. 센서의 부착 높이가 높고, 부착된 센서의 거리가 중심축에서 가까울수록, 센서 부착 각도가 작을수록 측정 범위와 해상도가 높아짐을 확인하였다. 실험을 통해 광량 변화에 의한 출력전압 변화를 측정하여 그에 상응하는 각도를 검출하였고, 이론적 수식을 얻었다. 관절 각 측정을 위해 적외선 센서를 이용한 본 연구팀의 이전 연구[11]에서의 측정 범위는 $\theta = 30^\circ \sim 140^\circ$ 였다. 본 연구에서는 이전 결과보다 측정 범위를 향상시키기 위한 조건을 연구하였고, 다양한 변수 실험을 통해 얻어진 최적의 조건을 이용한 결과 $\theta = 0^\circ \sim 150^\circ$ 의 측정 유효범위를 보였다. 미국정형외과학회(American Academy of Orthopaedic Surgeons, AAOS)에서 제안된 각 관절별 정상 관절가동범위에 의하면 팔꿈치 관절의 굽힘(flexion) 각도범위는 $0^\circ \sim 150^\circ$, 펴(extension) 가동범위는 0° 이다. 무릎관절의 굽힘 가동범위는 $0^\circ \sim 135^\circ$, 펴 가동범위는 $0^\circ \sim 10^\circ$ 이다. 발목관절의 배측 굴곡(dorsiflexion) 가동범위는 평균 $0^\circ \sim 20^\circ$, 저측 굴곡(plantarflexion)은 $0^\circ \sim 50^\circ$ 이다[12]. 제안된 센서의 측정 유효 범위를 이용하면 팔꿈치, 무릎, 발목 관절의 움직임을 측정 할 수 있을 것으로 예상된다.

결과에서 제시된 것과 같이 실제 각도와의 비교 분석 및 모델링으로 본 광학센서를 이용한 방법은 실제 각도와 높은 유의성을 보였고, 객관성이 검증된 상업용 전기 각도기와의 비교를 통해 정확도를 검증하였다. 제안된 광센서는 상업용 전기 각도기와 유사한 정확성을 보였고 LabVIEW 프로그램을 이용하여 쉽게 관절 각 정보를 실시간으로 모니터링 할 수 있다. 차후 연구로서 보다

넓은 범위를 측정할 수 있는 조건에 대한 추가 연구를 수행할 예정이다. 인체에 적용할 수 있는 최적의 디자인을 고안하고, 적용 관절 부위에 대한 정보를 수집하여 측정 오차를 최소화 할 수 있는 방법을 고안할 것이다. 제안된 방법을 추가적으로 연구한다면 재활치료, 동작학습 및 일상생활에서 유용하게 사용될 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2010년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 2010-0023158).

본 연구는 한국연구재단을 통해 미래창조과학부의 미래유망 융합기술 파이오니어사업으로부터 지원받아 수행되었습니다 (No. 2011-0027920).

References

- [1] K. J. O'Donovan, R. Kamnik, D. T. O'Keefe, and G. M.m Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement," *Journal of biomechanics*, vol. 40, no. 12, pp. 2604-2611, 2007.
- [2] B. G. Steele, B. Belza, K. Cain, C. Warms, J. Coppersmith, J. Howard, "Bodies in motion: Monitoring daily activity and exercise with motion sensors in people with chronic pulmonary disease," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 40, no. 5, pp. 45-58, 2003.
- [3] C. Mancuso, G. De Toma, and R. Paradiso, "Wearable Electrogoniometer for Knee Joint Parameters Capture," In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, vol. 1, pp. 1055-1059, 2013.
- [4] A. A. Mohamed, J. Beyea, J. Landry, C. A. McGibbon, A. Sexton, and J. Baba, "Comparison of Strain-Gage and Fiber-Optic Goniometry for Measuring Knee Kinematics During Activities of Daily Living and Exercise," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 134, no. 8, 2012.
- [5] J. Cruse, "Constraints for Joint Angle Control of the Human Arm," *Biological Cybernetics*, vol. 54, no. 2, pp. 125-132, 1986.
- [6] S. E. Gu, W. J. Lee, and S. J. Lee, "An analysis of the anaerobic power and joint angle of the lower limbs in relation to seat height and pedal cleat location on a bicycle," *The Korea Journal of Sports Science*, vol. 22, no. 2, pp. 1349-1359, 2013.
- [7] C. A. Yucesoy, F. Ates, U. Akgun, and M. Karahan, "Measurement of human gracilis muscle isometric forces as a function of knee angle, intraoperatively," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 14, pp. 2665-2671, 2010.
- [8] S. H. Jung, "The Effects of elbow joint angle on the mechanical properties of the common extensor tendon of the humeral epicondyle," *KSME International Journal*, vol. 18, no. 4, pp. 582-591, 2004.
- [9] V. Debur, T. Arkhipova, G. Beskin, M. Pakhomov, V. Plokhotnichenko, M. Smirnova, and A. Solinc, "Position-sensitive detector for the 6-m optical telescope," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 513, no. 1-2, pp. 127-131, Nov. 2003.
- [10] G. I. Jung, J. S. Kim, T. H. Lee, J. H. Choi, H. B. Oh, A. H. Kim, G. M. Eom, J. H. Lee, S. C. Chung, J. R. Park, Y. J. Lee, H. J. Park, and J. H. Jun, "Development of an Optical Fiber Sensor for Angular Displacement Measurements," *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 24, no. 1, pp.771-780, 2014.
- [11] G. I. Jung, J. S. Kim, D. H. Hur, H. D. Yu, S. H. Lim, J. H. Choi, J. H. Lee, G. M. Eom, and J. H. Jun, "Angular Displacement Measurement Using Optical Sensor," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, vol. 60, no. 10, pp.1959-1965, 2011.
- [12] American Academy of Orthopaedic Surgeons, "Joint motion: Method of measuring and recording," Edinburgh : Churchill Livingstone., 2011.

저 자 소 개



오 한 별(Han-Byeol Oh)

2014년 건국대학교 의학교육부 졸업.
2014년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



김 지 선(Ji-Sun Kim)

2009년 건국대학교 의학교육부 졸업.
2011년 동대학원 석사
2011년~현재 동대학원 박사과정 재학 중.



김 아 희(A-Hee Kim)

2014년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2014년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



고 봉 준(Bong-Jun Goh)

2015년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2015년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



김 준 식(Jun-Sik Kim)

2015년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2015년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



이 은 숙(Eun-Suk Lee)

2015년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2015년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



최 주 현(Ju-Hyeon Choi)

2013년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2015년 동대학원 석사



전 재 훈(Jae-Hoon Jun)

1986년 고려대학교 화학공학과 졸업.
1993년 MS, Chemical Eng., Texas A&M University, USA
2001년 Ph.D., Biomedical Eng., Texas A&M University, USA
2001년~2004년 Research Associate, Biomedical Eng., VCU(MCV campus), USA.
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.