

Angular Displacement Measurement Using Optical Sensor

정 구 인* · 김 지 선* · 허 동 훈^{§§§} · 유 환 동^{§§} · 임 성 환[§] ·
 최 주 현[§] · 이 정 환^{**} · 엄 광 문^{***} · 전 재 훈[†]

(Gu-in Jung · Ji-Sun Kim · Dong-Hun Hur · Hwan-Dong Yu · Sung-Hwan Lim ·
 Ju-Hyeon Choi · Jeong-Hwan Lee · Gwang-Moon Eom · Jae-Hoon Jun)

Abstract - Measuring the movement of joint angle of human body is very important clinically. Human joint angle displacement can be used to evaluate the degree of disease and disability. Also, we can determine the rehabilitation process with angular information. Conventional methods for measuring angular displacement are many weakness. The purpose of this study is to overcome the limitations of existing equipments by using optical method. For this reason, optical sensor system was used to correlate detected light signal with joint angle. Experimental results of the applied joint model in this study showed that joint angular displacement can be measured by optical signals. The suggested method is simple, durable, small, lightweight, convenient, and cost effective.

Key Words : Joint angle, Angle sensor, Infrared sensor, Mobility evaluation, Triangulation

1. 서 론

현대 사회가 고도로 발달함에 따라 인구의 고령화, 교통 사고, 산업재해 및 기타 안전사고, 스포츠 활동 중 부상 등으로 인한 신체기능장애 발생 비율이 날로 증가하는 추세이다. 운동에 의한 관절의 움직임은 정확하게 측정하는 것은 의료적으로 매우 중요하다. 이러한 관절각도 측정은 질병의 진단 및 장애 정도를 판단하는 기준, 재활치료 측면에서 치료 전·후의 회복정도를 평가할 뿐만 아니라 동작학습 및 컨디션 조절에 있어 매우 중요하다.

사람의 근력은 관절을 통해 일어나는데 근력의 결정요인으로 관절각도가 있다. 관절각도는 근육의 길이와 힘의 양을 결정한다. 관절각도에 따라 움직임이 달라지고, 근력 및 근활성도가 달라지기 때문에 신체의 운동 기능을 복원하기 위한 재활치료환자 또는 경기력 향상을 위한 운동선수들에

게 있어 이를 측정하고 비교 분석할 수 있는 측정 도구에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다[1]. 신체의 운동기능을 제어하는 경우 운동에 대한 피드백 제어가 필수적이고, 이를 위해서 관절의 움직임을 정확히 측정 할 수 있는 시스템 개발이 요구되고 있다. 이러한 요구를 충족시키기 위하여 인체의 움직임에 수반되는 관절각도 측정 시스템의 연구 및 개발이 여러 분야에서 이루어지고 있다.

기존의 측정 기술들의 한계점을 살펴보면, 병원에서 주로 사용되는 단순 기구형 관절각도 측정 장비인 의료용 측각도계(goniometer)는 측정이 간단하지만 각도기 눈금의 한계로 작은 각도에서는 관측자의 주관적 판단에 따라 측정치가 달라진다. 또한 데이터를 자동으로 디지털화하여 저장할 수 없다[2-4]. 전자각도기(electro-goniometer)는 장치의 정확성을 유지할 수 있는 수명이 정해여 있어 반복적 사용 시 내부 저항자재가 마모되어 측정치의 정확도가 낮아지는 경향을 보인다[5-6]. 그리고 관절 부위에 탈부착을 위한 번거로움이 존재한다[3-4, 7]. 회전각도 센서는 산업 등에서 많이 쓰이는데 이것은 전기의 흐름을 이용하는 방법이고, 전자기의 간섭을 받기 쉽다[8]. 전기용량 각도센서(capacitive angle sensor)는 무한대의 범위를 측정할 수 있지만 해상도가 낮다[9]. 가속도계(accelerometer)와 경사도계(gyroscope)를 이용한 방법은 운동학적으로 여러 변수의 각도를 알 수 있지만, 충격에 민감하고 데이터 처리 시 적분을 하는 과정에서 데이터 손실로 인한 부정확성이 존재한다[3-4, 10]. 카메라 기반의 3차원 동작분석시스템은 자료가 광범위하고 데이터의 질이 좋아 객관적인 분석이 가능하다. 그러나 장비가 매우 고가, 측정부위에 정확한 마커를 부착할 수 있는 숙련된 검사자가 요구, 실험 셋업 및 얻어진 데이터 분석에 많은 시간이 소요, 카메라가 구비되어 있는 한정된 공간 내에

* 정 회 원 : 건국대 의공학학과 박사과정
 건국대 의공학 실용 기술연구소
 ** 정 회 원 : 건국대 의공학학부 부교수
 건국대 의공학 실용 기술연구소
 *** 정 회 원 : 건국대 의공학학부 교수
 건국대 의공학 실용 기술연구소
 § 준 회 원 : 건국대학교 의공학학부
 §§ 비 회 원 : 서울아산병원 의공학팀
 §§§ 비 회 원 : 가톨릭대학 여의도성모병원 의공학팀
 † 교신저자, 정회원 : 건국대학교 의공학학부 부교수
 건국대 의공학 실용 기술연구소

E-mail : jjun81@kku.ac.kr

접수일자 : 2011년 5월 18일

최종완료 : 2011년 8월 31일

서만 사용이 가능한 단점이 있다[3-4, 11].

본 연구의 목적은 위의 유형의 대표 기술을 적용한 방법들의 한계점을 극복하고 사용자 편의성과 경제성, 시스템의 내구성 등을 고려하여 관절 각 변위를 정확하게 측정하고 평가하는 것이다. 인체 관절 각 변위를 효율적이고, 정확하게 측정하기 위해 인체 관절 모델을 제작하여 거리 변화에 수반되는 반사광 비율에 따른 광 신호의 차이로 각 변위를 검출하는 방법을 사용하였다. 빛을 이용한 방법으로 반복적인 사용에 따른 마모 및 변형이 없어 반영구적으로 사용할 수 있고, 장비의 크기를 해소하기 위해 적외선 발광다이오드와 위치검출소자가 결합된 약 가로 3cm, 세로 2cm의 소형의 적외선 센서를 사용하였다. 그리고 사용자가 느끼는 중량을 최소화하기 위해 무게는 3.6g 정도의 구성으로 설계하였다.

본 연구에서 접근한 새로운 광학적 방법은 기존의 측정 장비의 기계적, 기능적 결함을 개선할 수 있는 관절 각 변위 측정 시스템으로 사용 가능할 것으로 사료된다.

2. 실험 재료 및 방법

본 논문에서는 기존의 각 변위 측정 장비들의 단점을 보완하고, 관절 각도를 효율적으로 측정/평가하고 사용자가 편리하게 사용할 수 있도록 휴대가 용이한 광학적 방법의 각 변위 측정 시스템을 연구하였다.

그림 1은 실험에서 사용된 적외선 발광다이오드, 렌즈, CCD 센서가 한 개의 시스템으로 구성되어 있는 PSD(Position Sensitive Detector)기반의 센서(GP2Y0A41SK0F, Sharp)를 보여준다. 센서의 좌측이 발광소자, 우측이 수광소자이고, 각각의 소자 앞에 빛을 모아주는 렌즈가 장착되어 있고 전원(Vcc), 접지(GND), 출력(Vout)의 3개 단자로 구성되어 있다. Vcc 단자에 +5V를 공급하면 센서와 반사물의 거리에 대응하는 전압이 출력된다. 정전압 회로가 내장되어 있어 신호가 안정적이고, 가시광선을 차단하는 재질의 렌즈를 사용하여 외부 빛의 영향이 적다.

그림 2는 사용된 삼각 측량 방식의 적외선 센서의 거리출력 특성을 보여준다. 센서의 거리와 광 신호 특성곡선을 이용하여, 관절각도에 따른 광 신호의 변화를 선형적 구간이 있는지 확인 후 모델링하고 분석함으로써 이를 인체 관절각도 검출에 응용하는 방법을 연구하였다. 대부분의 광학식 센서는 거리가 멀어지거나, 반사물의 색에 따라 반사광의 강도가 감소하는 특성을 가진다. 반면에 실험에서는 반사광이 돌아오는 위치에서 거리를 분할하는 삼각 측량의 원리를 이용한 광학식 센서를 사용하였다. 적외선을 송신한 후 목표물에서 반사되어 돌아오는 각도를 측정하여 센서와 목표물의 거리를 측정한다. 이 방법은 각도를 이용하여 거리를 측정하는 방식이므로 반사되는 물체의 색에 따라 광량이 변화하는 것이 아니라 거리에 따라 반사되어 되돌아오는 전류의 비율로서 거리를 계산하므로 색에 따른 영향을 거의 받지 않고 정확한 값을 측정할 수 있는 장점을 가진다. 본 연구에서는 이를 이용하여 각 변위에 따라 실험에 사용된 적외선 센서와 반사체의 거리가 변할 때 수반되는 광 신호의 비율에 따른 전압의 변화를 이용하여 인체 관절 각도를 검출에 응용하는 방법을 연구하였다.

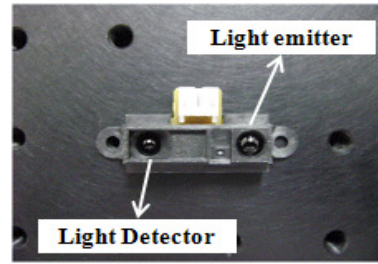


그림 1 실험에 사용된 적외선센서(GP2Y0A41SK0F, Sharp)
Fig. 1 The Infrared Sensor Used in the Experiment (GP2Y0A41SK0F, Sharp)

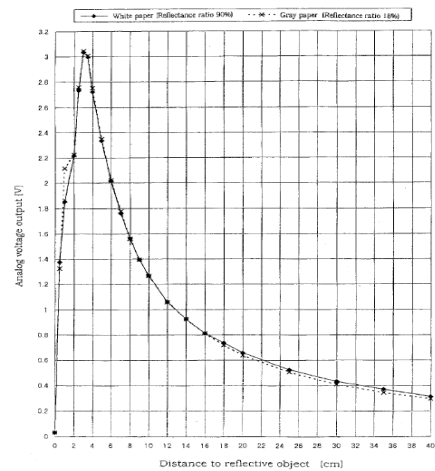


그림 2 실험에 사용된 센서의 거리출력 특성
Fig. 2 Distance characteristics of the sensor used in this experiment

그림 3은 관절각도 변화 시 센서의 부착거리와 부착각도에 따라 송신부에서 나오는 빛이 반사판에 부딪혀 되돌아오는 거리가 변하는 것을 이용하여 각 변위 측정에 적용시키기 위한 실험 셋업이다. 센서를 부착하기 위한 판(12cm×11cm)과 관절각도 변화 시 센서의 송신부에서 나온 신호가 수신부로 되돌아오기 위한 반사판(20cm×11cm)을 이용하여 굽힘/뺨 운동이 가능하도록 제작하였다. 이를 인체 관절모델로 가정하여 관절의 움직임에 수반되는 각도를 측정할 수 있도록 다양한 방법으로 실험하였다. 적외선 센서의 부착거리(S)는 인체 관절에 적용할 때 효과적인 부착위치를 결정하기 위한 것으로 0.5cm 간격, 5cm~11.5cm로 변화시키면서 실험하였다. 관절각도(θ)는 관절운동 시 굽힘각을 측정하기 위한 것으로 관절모델 중심에 부착된 각도기를 기준으로 하였었고, 5° 간격으로 30°~180°로 변화시킬 때 얻어지는 광 신호를 측정하였다. 이 때 기울기는 센서 쪽으로 가까워질 때가 30°, 멀어질 때가 180° 방향이다. 적외선 센서의 부착각도(ϕ)는 인체 관절모형에 적용 시 효과적인 부착 센서의 기울기를 검출하기 위한 것으로 센서 부착 각도는 45°, 60°의 두 가지 경우로 실험하였다.

여기서,

S : 적외선 센서의 부착거리

θ : 관절각도

ϕ : 적외선 센서의 부착각도

위의 실험 방법을 통해 송신부에서 나온 빛이 반사물에 부딪혀 되돌아오는 아날로그 신호를 DAQ board(NI USB-6088, National Instrument)로 받아 A/D 변환된 신호를 Labview 8.0(National Instrument)를 통해 저장하고, 저장된 데이터를 Matlab(R2008a, The Mathworks)을 사용하여 얻어진 결과 분석에 이용하였다.

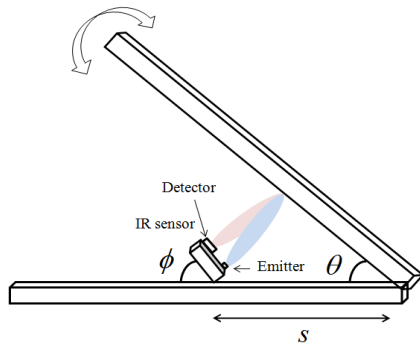
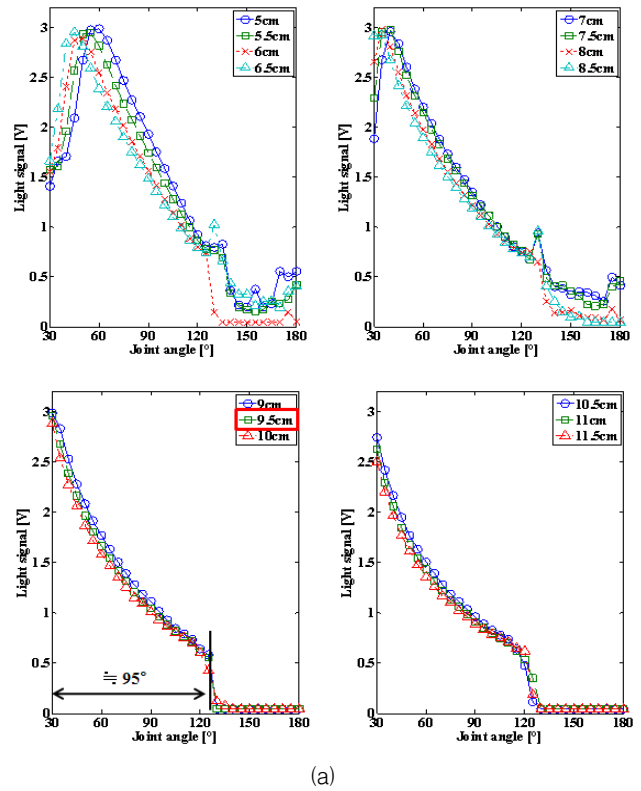


그림 3 연구에 사용된 관절모델 및 실험 모식도

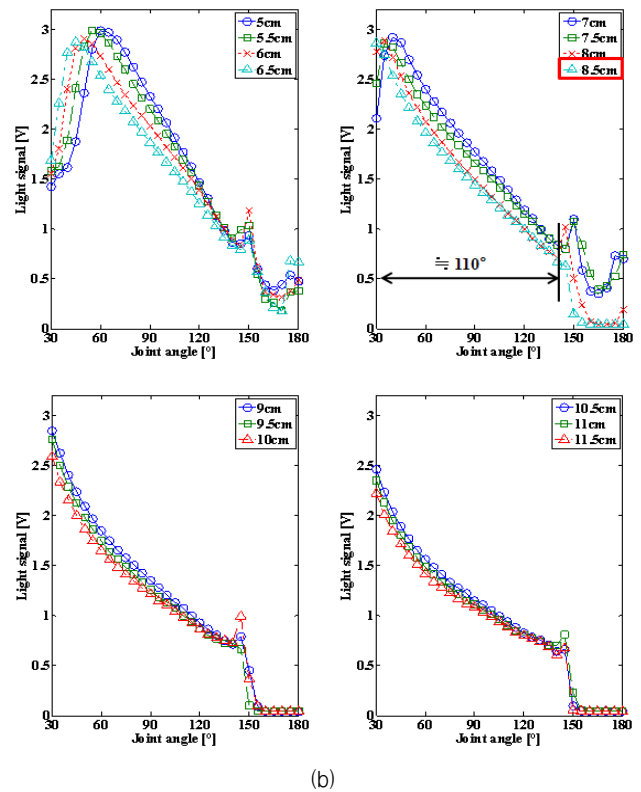
Fig. 3 Joint model and the experimental setup used in this study

3. 실험 결과 및 고찰

그림 4는 적외선 센서를 이용하여 각 변위를 측정하기 위하여 2절에서 기술한 방법으로 얻어진 결과를 보여주는 것이다. 그림에서 (a)와 (b)는 센서의 부착각도(45°, 60°)이고, 각각의 그래프의 범례(legend)는 센서의 부착거리이다. 이는 두 가지 경우의 센서 부착각도에서 다양한 센서 부착거리에 따른 광 신호의 변화에 따른 경향을 보기 위한 것이다. 결과를 보면 실험에 사용된 두 가지 부착각도의 5~8cm 거리에서 관절각도가 증가함에 따라 측정되는 광 신호의 크기가 증가했다가 감소하는 것을 볼 수 있다. 증감하는 구간이 발생하는 이유는 본문에서 기술하였듯이 4cm 이내에서는 출력이 증가하다가 4~30cm 구간에서는 계속 감소하는 경향의 출력을 보이는 사용된 센서 자체의 거리감지 특성에 기인한다. 이는 반사각을 이용하여 거리를 측정하는 센서의 특성으로 가까운 거리는 측정이 어렵기 때문이다. 반면에 부착각도 45°의 9~11.5cm, 60°의 8.5~11.5cm인 구간에서는 관절각도 증가에 따라 광 신호의 출력이 증가하는 구간 없이 계속 감소하는 경향을 보인다. 이는 센서가 감지할 수 있는 범위내로 신호가 들어왔다는 것이고, 각 변위 검출범위로 해석할 수 있다. 결과를 분석하면 센서의 부착거리가 증가함에 따라 측정가능한 각도의 범위도 향상되는 것을 볼 수 있다.



(a)



(b)

그림 4 센서의 다양한 부착거리에서 관절각도와 광 신호의 관계; (a) 센서부착각도: 45°, (b) 센서부착각도: 60°

Fig. 4 Joint angle VS Light signal at the sensor's varying distance; (a) Sensor attached angle: 45°, (b) Sensor attached angle: 60°

또한 동일한 부착거리에서도 센서가 부착된 각도에 따라 서로 출력되는 데이터의 경향이 달라진다. 이는 센서 부착 각도가 커짐에 따라 관절각도 변화 시 송신부에서 나오는 빛이 반사판에 도달하는 거리가 증가하기 때문이다. 이러한 이유로 같은 거리에서도 부착각도가 변함에 따라 측정범위가 커지는 것을 볼 수 있다. 이러한 특성은 인체의 굽힘 각 변위 측정 적용 시 측정하고자하는 관절부위에 따라 센서의 부착각도와 부착거리를 고려해야 하는 근거로 사용될 수 있다.

그림 5는 그림 4의 정보를 3차원으로 표현한 그래프로 두 가지 변수(센서의 부착거리, 부착각도)와 관절각도에 따른 광 신호의 변화의 경향을 전체적으로 보기위한 것이다. 동일한 부착각도에서는 센서의 거리가 멀어질수록, 같은 부착거리에서는 센서의 각도가 클수록 측정 가능한 각도의 범위가 향상되는 것을 볼 수 있다. 그러나 부착각도와 부착거리가 일정 이상이 되면 측정치의 범위는 향상되나 데이터의 해상도는 낮아진다. 따라서 측정에 용이한 적절한 부착거리 및 각도 선정이 필요하다.

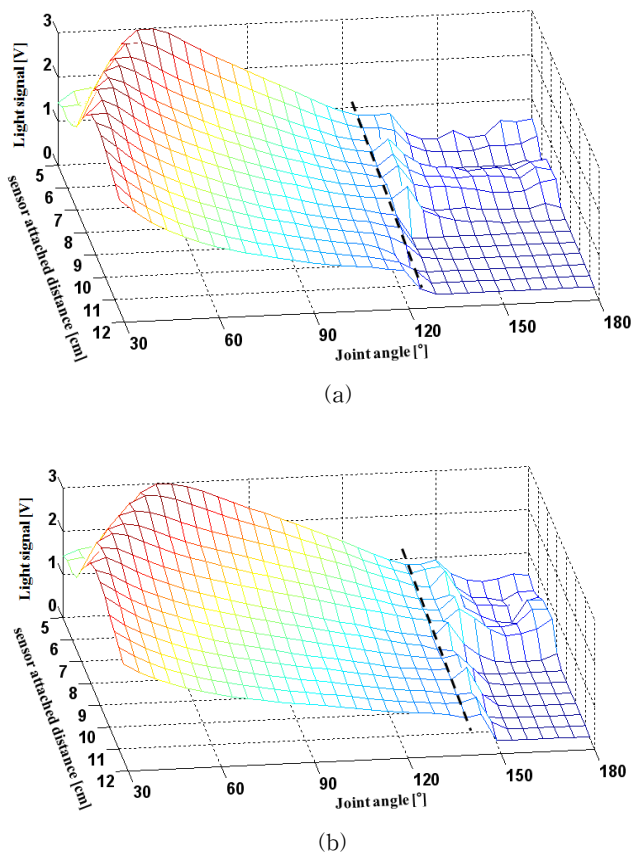


그림 5 두 가지 변수(센서의 부착거리, 관절각도)에 따른 광 신호의 변화; (a) 센서부착각도: 45°, (b) 센서부착각도: 60°

Fig. 5 Two variables (the sensor attached distance and joint angle) according to the change of light signals; (a) Sensor attached angle: 45°, (b) Sensor attached angle: 60°

얻어진 실험결과 데이터는 회귀분석(regression analysis)을 위해 매트랩을 사용하여 직선의 방정식(linear equation)으로 모델링하여 원 데이터와 흡사한 경향의 수식을 얻어내었다. 두 가지 방법의 모델링을 이용하여 실험에서 얻어진 데이터를 분석하였다. 첫 번째는 실험을 통해 획득한 데이터를 사용하여 (1)식으로 모델링한 방법이고, 이는 해당 각도에 따라 전압값이 출력되는 형태이다. 두 번째는 (1)식의 관절각도인 x변수와 광 신호의 크기인 y 변수를 역변환하여 모델링한 것으로, 이는 실험을 통해 전압값이 들어올 때 그에 상응하는 각도를 검출하기 위한 방법이다. (1)식의 x, y변수를 역 변환하여 (2)식으로 모델링할 수 있는 근거는 실험에서 얻어진 결과 데이터가 주어진 구간에서 계속적으로 감소(monotonically decreasing) 하는 경향을 보이기 때문에 광 신호와 관절각도가 뒤바뀐 (2)식과 같이 변환될 수 있다.

$$y = a_0x + a_1 \tag{1}$$

$$x = b_0y + b_1 \tag{2}$$

여기서, y: 광 신호 [V], x: 관절각도 [°]

$a_0 \sim a_1$: 모델링결과 얻어진 원 데이터의 계수값

$b_0 \sim b_1$: 모델링결과 얻어진 역 변환된 데이터의 계수값

그림 6은 실험을 통해 얻어진 결과를 바탕으로 측정범위가 넓고, 해상도가 높은 센서의 부착각도와 관절모델의 중심축으로부터 센서의 부착거리를 고려하여 매트랩을 사용하여 (1)식과 (2)식으로 모델링 한 결과를 보여주는 것이다. 이때 사용된 데이터는 센서 부착각도 60°, 센서의 부착거리 8.5cm이다. 이유는 그림 4의 결과에서 센서의 두 가지 부착각도인 45°와 60°에서 각각의 부착 센서의 거리에 따른 측정범위와 측정치의 해상도를 고려하였기 때문이다. 센서 부착각도 45°에서 센서의 부착거리가 9.5cm의 결과는 관절각도 변화에 따라 측정 데이터 간격이 커서 해상도가 좋은 편이지만, 약 95°의 측정 가능한 범위를 가진다. 그리고 부착 센서각도가 60°의 8.5cm는 45°에 비해 해상도는 약간 떨어지지만, 측정범위는 약 110°로 15°를 더 측정할 수 있는 장점을 가진다. 이러한 이유로 넓은 측정범위를 가지는 센서 부착각도 60°, 센서 부착거리 8.5cm의 데이터를 사용하여 모델링을 하였다. 모델링은 위에서 기술한 것과 같이 두 가지 방법으로 실시하였다. (1)식을 이용하면 각도 정보에 따라 해당되는 빛의 세기를 얻을 수 있고, (2)식을 이용한 결과를 이용하면 각 변위에 따라 센서로부터 얻어지는 전압값을 이용하여 실시간으로 각도정보가 출력될 수 있는 장점이 있다. 그림 6(a), (b)는 각 변위에 따른 광량 변화의 데이터를 원 데이터와 직선의 방정식으로 모델링 한 것이다. (1)식을 바탕으로 그림 6(a)의 각각의 계수를 찾아내고, (2)식을 이용하여 그림 6(b)의 계수를 찾아낸 결과수식을 그림과 함께 나타내었다. 모델링 결과 얻어진 원 데이터와 모델링을 통해 얻어진 회귀식(regression equation)의 적합도를 재는 척도인 결정계수(coefficient of determination, R²)는 각각 0.9754과 0.9754로 매우 높게 나타났다.

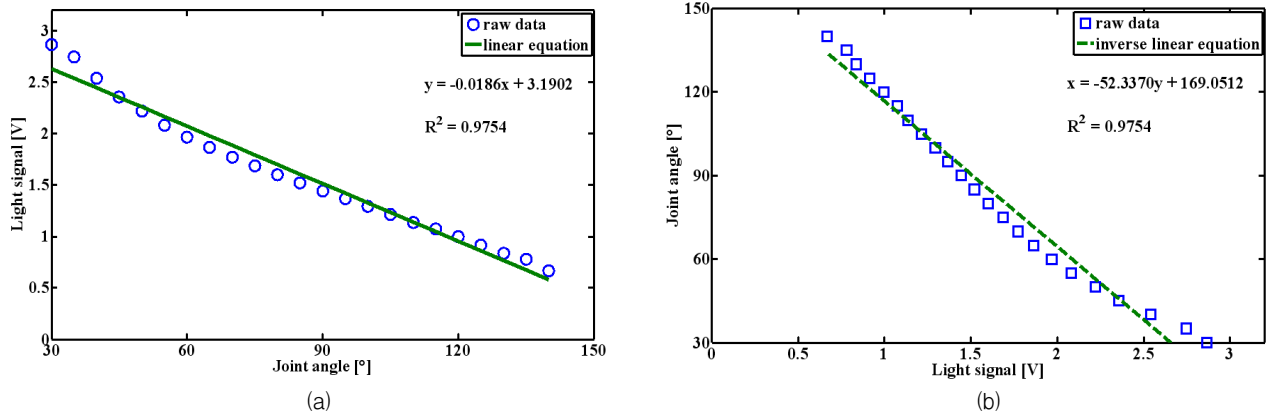


그림 6 직선의 방정식 모델링 결과(센서 부착각도: 60°, 센서 부착거리: 8.5cm); (a) 원 데이터 모델링, (b) 역변환 모델링
Fig. 6 Result of linear equation / inverse linear modeling(Sensor attached angle: 60° and Sensor attached distance: 8.5cm); (a) raw data with linear equation, (b) raw data with inverse linear equation

표 1 기존의 관절각도 측정기술과 제안된 광학센서 비교

Table 1 Comparison between previous angle technique with the suggested optical sensor

	측정방법	원리	단점	장점
기 존	의료용 측각도계	- 각도기 눈금을 육안으로 읽는 형태	- 고정된 자세에서만 측정가능 - 눈금의 한계로 작은각도(1도 단위 이하)에서는 관측자의 주관적 판단에 따라 측정치가 달라짐 - 측정치를 읽고 적는 형태 - 데이터를 자동으로 디지털화하여 저장할 수 없음	- 비교적 저가 - 비교적 쉬운 사용법
	전기저항 각도계	- 물리적 변형에 따른 저항값 변화(스트레인게이지) - 각도변화에 따른 도체접촉면적의 변화에 의한 저항값 변화(포텐시오미터)	- 고가 - 탈부착을 위한 번거로움 - 자유로운 운동을 제한(스트레인게이지) - 잦은 사용으로 인한 저항 마모로 장기간 사용 불가능(제한: 600,000 cycle)	- 높은 해상도 - 실시간 측정가능
	카메라 3차원 동작분석	- 부착된 마커의 좌표값을 영상처리하여 각도 측정	- 매우 고가 - 카메라 장비가 구비된 동작 분석실에서만 사용가능 - 숙련된 검사자 요구 - 고가의 전문 소프트웨어 요구 (EvaRT, Nexus 등) - 실험셋업 및 데이터 분석에 많은 시간 소요 - 측정부위에 마커를 부착하는 번거로움	- 매우 높은 해상도 - 매우 정확
본 연 구 제 안	광학센서	- 각도변화에 따른 광신호 변화량	- 탈부착을 위한 번거로움	- 저가, 소형 - 뛰어난 내구성 - 정확성, 높은 해상도 - 실시간 측정가능 - 사용하기 쉬움

본 연구의 실험결과는 1) 실제각도와 광신호 변화를 모델링하였고, 2) 관절각도 변수와 광신호의 크기 변수를 역변환하여 모델링한 것으로 이는 실험을 통해 광량 변화에 의한 전압값 변화를 측정하여 그에 상응하는 각도를 검출하였고 이론적 수식을 얻었다. 결과에서 제시된바와 같이 실제 각도와 비교 분석 및 모델링으로 본 광학센서를 이용한 방법은 실제각도와 높은 유의성을 보였고, 정확도와 해상도가 검증되었다.

표 1은 기존 관절각도 측정기술과 본 연구에서 제안된 광학센서를 이용한 측정방법을 비교한 표이다. 기존 기술은 마모, 고가, 한정된 공간, 전문가 요구 등의 단점이 있다. 본 연구에서 제안된 광학센서를 이용한 관절각도 측정방법은 기존 기술들의 단점을 개선하고 저가, 소형, 뛰어난 내구성, 정확성 및 해상도가 좋고 실시간 측정이 가능하고 조작이 간단하여 사용하기 쉬운 장점이 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 인체 관절 각 변위를 측정하기 위해 적외선 센서를 이용하여 각 변위 측정 시스템으로 적용 가능한 새로운 모델의 가능성을 제시하였다. 이는 광학적 특성을 이용하여 각 변위를 측정할 수 있는 새로운 방식으로 접근한 것에 의의가 있다. 사용된 센서는 반사광의 강도가 아닌, 반사각을 이용하여 거리를 감지하는 특성을 가진다. 즉, 거리에 따라 반사되어 되돌아오는 광이 센서의 PSD에 입사되는 각도에 따라서 발생하는 전류 비율로 거리를 계산하므로 반사물의 색에 따른 영향을 거의 받지 않고 정확한 값을 측정할 수 있다. 따라서 인체 관절 각 변위 측정 시 사람의 피부 또는 착용한 의복 등의 색에 따른 영향을 최소화 할 수 있다.

삼각측량방식의 적외선 센서를 사용하여 관절 각 변위 측정에 효과적으로 적용하기 위해 관절 모델을 제작하여 두 가지 부착각도에서 다양하게 부착센서의 거리를 다르게 하며 실험을 실시하였다. 이는 센서의 거리 위치와 각도를 고려하여 실제 관절에 적용하기 위한 가능성을 제시하기 위한 실험이다. 결과적으로 본 연구에서 사용한 방법으로 관절 각 변위를 측정할 수 있는 근거가 제시되었다. 실험 결과로부터 센서 부착거리와 부착각도에 따라 측정되는 각 변위의 정보 및 데이터의 해상도가 각각 다른 경향을 볼 수 있었다. 센서 부착각도가 커지고, 부착된 센서의 거리가 멀어짐에 따라 센서와 반사판 사이의 거리가 증가한다. 이로 인해 측정치의 범위가 향상되는 것을 볼 수 있었다. 그러나 변수에 따라 센서와 반사체 사이의 거리가 일정 이상이 되면 측정범위는 증가하지만 데이터의 해상도가 떨어지는 단점 역시 존재한다.

본 논문에서는 실험을 통해 얻어진 데이터 중 비교적 해상도가 좋고, 약 110°의 측정범위를 가지는 센서부착각도 60°, 부착거리 8.5cm의 결과를 사용하였다. 두 가지 방법으로 모델링하여 각도 정보에 해당하는 광량의 정보, 그리고 해당 각 변위에 따른 빛의 세기를 이용하여 최종적으로 각도를 검출할 수 있도록 분석하였다. 이는 얻어진 데이터가 계속 감소하는 경향을 띄기 때문에 관절각도인 x축과 광신호의 크기를 나타낸 y축의 정보를 역변환 할 수 있었다. 이

를 이용하면 각 변위에 따라 얻어지는 전압값을 이용하여 실제 각도정보를 확인 할 수 있다.

모델링 결과를 이용하면 약 110° 범위의 각 변위 측정에 적용이 가능하다. 예를 들어 인체의 발목으로 가정 하였을 때 발목이 지면과 수직일 때 90°로 설정하면 몸 쪽으로 운동할 때의 각도정보인 dorsiflexion은 60°를 측정할 수 있는 것이고, 몸 바깥쪽 운동 각도정보인 plantarflexion의 경우 50°를 측정할 수 있는 것이다. 즉, 110° 이내의 운동범위를 가지는 관절 부위에는 적용이 가능하나 더 큰 운동범위를 가지는 다른 관절 부위에는 적용이 불가능한 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 차후 연구로써 보다 넓은 범위를 측정할 수 있는 디자인 설계를 통해 해결할 수 있는 방법을 연구해야 할 것 이다. 그리고 본 연구에서 얻어진 실험 데이터를 이용한 모델링 결과를 사용하여 실시간으로 관절각도 변화에 따른 정보를 측정하고 분석하여 정확성을 평가하고 보정할 예정이다. 또한 연구에서 설정하였던 각각의 변수를 보다 세분화한 실험을 통해 측정범위와 측정치의 해상도를 높여 더욱 정량화된 데이터를 얻을 것이다.

본 연구의 결과를 바탕으로 추가적으로 연구를 한다면 임상에서 정상인과 비정상인의 각 변위를 분석, 의료적으로 관절각도에 따른 운동성을 평가, 재활치료에서 회복상태에 대한 상세한 정보를 획득하여 환자에게 효과적인 치료를 제시할 수 있는 근거로 사용, 신체 장애정도를 판단하는 기준, 하지마비환자의 FES 보행적용, 운동선수들의 움직임 분석 및 훈련의 성과를 측정하는 척도로 사용할 수 있는 시스템으로 적용할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 본 연구에서 제안된 방법은 사용이 편리, 소형/경량, 내구성이 있고, 시공간적 제약 없이 대형 병원뿐만 아니라 소형 병원 그리고 가정에서도 효율적으로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

“이 논문은 2010학년도 건국대학교의 지원에 의하여 연구되었음”

참 고 문 헌

- [1] 김지원, 박병규, 홍정화, 엄광문, “실버/재활 공학의 연구 동향 및 전망,” 한국공업화학회지 제11권 제2호, pp.11-23, 2008.
- [2] D. Marcuse, "Curvature loss formula for optical fibers," Journal of Optical Society of America, Vol. 66, No.3 pp. 216-220, 1976.
- [3] D.A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," 3rd edition, New York: Wiley & Sons, 2005.
- [4] D.B. Chaffin, G.B.J. Andersson, and B.J. Martin, "Occupational Biomechanics," 4th edition, New York: Wiley & Sons, 2006.
- [5] http://www.emgsrus.com/prod_access_goniometers.html
- [6] <http://www.ergotest.com/products/Goniometer/Goniometer.html>
- [7] V. Louis, P. Le-Huy, J.M. Andre, M. Abiognoli, and Y. Granjon, "Optical Fiber Based Sensor for Angular

Measurement in Rehabilitation," Systems Engineering in the Service of Humans, Vol. 1, pp. 153-157, 1999.

- [8] S.T. West, C.L. Chen, "Optical fiber rotary displacement sensor," Journal of Applied Optics, Vol. 28, No. 19, pp. 4206-4209, 1989.
- [9] R.D. Peters, "Capacitive angle sensor with infinite range," Review of Scientific Instruments, Vol. 64, No. 3, pp. 810-813, 1993.
- [10] R.E. Mayagonita, A.V. Nene, and P.H. Yeltink, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternate to optical motion analysis systems," Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 537-542, 2002.
- [11] M.R. Whittle, "Calibration and performance of a 3-dimensional television system for kinetic analysis," Journal of Biomechanics, Vol. 15, No. 3, pp. 185-196(1982).

저 자 소 개



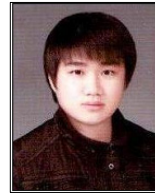
정 구 인 (鄭 求 仁)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2010년 동대학원 석사.
2010년 ~ 현재 동대학원 박사과정 재학 중.



유 환 동 (劉 奐 東)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2010년 ~ 현재 서울 아산병원 의공학팀 재직중.



임 성 환 (林 盛 煥)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업.



최 주 현 (崔 朱 鉉)

2009년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 재학중.



김 지 선 (金 志 宣)

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



이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업.
1994년 동대학원 석사.
2000년 동대학원 박사.
2004년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 부교수.



엄 광 문 (嚴 光 文)

1991년 고려대학교 전자공학과 졸업.
1996년 MS, 전자공학과 생체전자공학, Tohoku Univ., Japan.
1999년 Ph.D., 전자공학과 생체전자공학, Tohoku Univ., Japan.
2000년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 정교수.



허 동 훈 (許 東 勳)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2010년 ~ 현재 가톨릭대학교 여의도 성모병원 의공학팀 재직중.



전 재 훈 (田 載 燾)

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