광섬유 종단각도 효과를 이용한 관절각 측정

Effect of Modified Fiber Tip on Joint Angle Measurement

정 구 인* · 김 지 선* · 이 태 희* · 최 주 현* · 오 한 별* · 김 아 희* · 전 재 훈†
 (Gu-In Jung · Ji-Sun Kim · Tae-Hee Lee · Ju-Hyeon Choi · A-Hee Kim · Jae-Hoon Jun)

Abstract - The measurement of joint angle is important to evaluate the patient's disability. The modified fiber tip and light propagation of the developed fiber sensor were investigated to increase the range of angle detection. Different shapes of fiber tips were manufactured with a polishing machine to deliver light signal in various patterns. Output signals were analyzed to obtain joint angle change with inverse polynomial models. The measured joint angles were displayed with LabVIEW program and the reliability was tested by comparing with a commercial angle sensor. This method can be used in rehabilitation field to determine patient's progress.

Key Words : Angular sensor, Beam pattern, Goniometer, Modified tip, Optical fiber

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 증가하고 있다 [1]. 이러한 환자들의 신체 운동기능을 복원하기 위한 재활 치료를 돕기 위한 연구가 필요하다. 관절의 움직임은 재활 치료 및 스포츠에서 최적의 동작을 평가하기 위해 사용될 수 있다 [2]. 관절 각도를 정확하게 측정하는 것은 장애진단, 재활치료 뿐만 아니라 스포츠 의학 및 동작학습 분야에 있어 매우 중요하다 [3]. 이러한 이유로 관절 움직임을 측정하는 센서에 관한 연구들이 여러 분야에서 활발하게 수행되고 있다. 의료용 측 각도기(goniometer)는 측정이 간단하지만 관측자의 주관적 판단에 따라 측정치가 달라지고 데이터를 자동으로 저장할 수 없는 단점이 있다 [4]. 포텐시오미터(potentiometer)와 스트레인 게이지(strain-gauge)를 이용한 전자각도기(electro-goniometer)는 고가이며, 반복적 사용에 의해 정확도가 낮아질 수 있다 [5-6]. 적외선 카메라 기반 3차원 동작분석시스템(3-D motion capture system)은 객관적인 측정이 가능하나 매우 고가이며 카메라가 구비되어 있는 한정된 공간에서만 사용이 가능하다. 그리고 숙련된 검사자가 요구되고 매 실험마다 준비하는 시간이 오래 걸려 피험자가 불편함을 느낄 수 있다 [7-8]. 광섬유 자체의 굴곡에 의한 측정신호의 손실정도를 이용하여 각도를 측정한 방법이 소개되었으나 측정범위의 한계와 반복 사용 시 광섬유의 기

계적 변형에 의해 파손될 수 있다 [9].

본 연구의 목적은 기존 기술의 한계점을 극복하고 사용자 편의성, 경제성, 시스템의 내구성 등을 고려한 관절 각 변위를 정확하게 측정하는 것이다. 광섬유 종단각도 효과와 관절 중심축에서 벗어난 거리 조합을 이용하여 출력되는 빛의 형상을 분석하고, 측정 범위를 향상시킬 수 있는 조건을 연구하였다. 이러한 광학적 특성을 이용하여 관절 각 변위 측정에 적용할 수 있는 기술을 제시하고자 한다.

2. 본 론

2.1 광섬유의 특성

스넬의 굴절법칙에 의하면 빛은 한 매질에서 다른 매질로 입사하여 굴절할 경우, 입사면과 굴절면 사이에서 빛의 진행 속도가 달라지고, 이때 빛은 굴절률이 큰 쪽으로 진행하게 된다. 광섬유가 내부 전반사 조건을 만족해 전송할 수 있는 빛을 광원으로로부터 얼마나 많이 받을 수 있는지의 능력을 표현하는 개구수(numerical aperture, NA)는 식 (1)과 같이 정의한다. 또한 광섬유의 수광각과 밀접한 관계를 가진다. 공기와 광섬유 코어 사이에 스넬의 법칙을 사용하면 $n_{air}=1$ 이므로 식 (1)은 식 (2)와 같이 표현 될 수 있다. 그림 1에서 보는 것과 같이 끝면이 평평한 광섬유로 입사되거나 방출되는 빛의 각도는 2α 이다.

$$NA = n_{air} \sin \alpha = \sqrt{n_{core}^2 - n_{cladding}^2} \quad (1)$$

$$\alpha = \sin^{-1}(NA) \quad (2)$$

여기서, α 는 평평한 광섬유를 통해 빛이 입사되거나 방출되는 반각(half angle), n_{air} 는 공기의 굴절률, n_{core} 는 광섬유 코어의 굴절률, $n_{cladding}$ 은 광섬유 클래딩의 굴절률, NA는 광섬유 개구수를 의미한다.

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

E-mail : jjun81@kku.ac.kr

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

Received : May 20, 2014; Accepted : June 16, 2014

그림 1 광섬유에서의 빛의 입사 / 방출
Fig. 1 Beam path in optical fiber

그림 2(a)와 같이 종단면이 평평한 광섬유의 경우 각인면의 수직방향으로 주광축(그림 2, 화살표 방향)이 형성된다. 그러나 그림 2(b)와 같이 종단면이 특정 각도로 가공되면 출력광의 굴절각이 달라져 한쪽으로 치우친 형태로 빛이 공기중으로 출력되게 된다. 이러한 경우 광섬유 출력광의 굴절각은 식 (3)을 이용하여 구할 수 있다. 본 연구에서는 광섬유 종단각도 변화에 의한 비대칭적 빔 특성을 이용하여 관절 각 측정에 응용하였다.

$$\gamma = \sin^{-1}(n_{core} \sin \beta) - \beta \quad (3)$$

여기서, n_{core} 는 광섬유 코어의 굴절률, γ 는 광섬유 출력광의 굴절각, β 는 광섬유 종단면 각도를 의미한다.

그림 2 광섬유로 출력되는 빔의 형상의 예
Fig. 2 Example of optical fiber output beam profile

2.2 실험 재료 및 방법

그림 3은 광섬유 종단각도와 회전 중심축에서 벗어난 위치(off-center position) 조건을 사용하여 다양한 빔 형상을 획득하여 관절 각 변위 측정에 적용하기 위한 실험 방법을 보여준다. 가공된 광섬유의 반대편에 부착하여 사용된 광섬유용 발광다이오드(IF-E96, Industrial Fiber Optics Inc., USA)는 650 ~ 670 nm의 파장범위를 가진다. 광섬유와의 결합이 용이하도록 커넥터 처리가 되어 있어 빛을 광섬유 내로 효율적으로 전달할 수 있는 장점이 있다. 광신호를 전송하는데 사용된 광섬유 (BFL48-1000, Thorlabs, USA)는 스텝형 광섬유(코어의 굴절률 = 1.457, 클래딩의 굴절률 = 1.3756, 개구수 = 0.48)는 실리카 재질의 코어, 하드 폴리머 재질의 클래딩, 그리고 테프젤(tefzel)로 코팅되어 있다. 전체 직경은 1,400 μm , 코어의 직경은 1,000 μm , 클래딩을 포함한 직경은 1,035 μm 이다. 폴리싱 머신(6380.1D, ULTRAPOL, USA)을 사용하여 다양한 각도를 가지는 광섬유의 종단면을 제작하였다. 광 신호를 측정하는데 사용된

포토트랜지스터(ST-23G, Kodenshi Corp., Japan)의 감지 파장범위는 500 ~ 1,050 nm이다.

실험에 사용된 변수는 광섬유 종단면 각도($\beta = 0^\circ \sim 45^\circ$), 광섬유가 관절모델의 회전 중심축에서 벗어난 거리($x = 0, 2, 4 \text{ mm}$), 굽힘각($\theta = 0^\circ \sim 200^\circ$)이다.

광섬유 종단면이 회전 중심축에 위치($x = 0 \text{ mm}$)하면 굽힘각이 달라져도 광섬유 종단면과 센서 사이 거리 ($d = 5 \text{ mm}$)는 일정하게 유지된다. 그러나 광섬유 종단면이 회전 중심축에서 벗어난 거리($x = 2, 4 \text{ mm}$)에 위치하면 굽힘각에 따라 광섬유 종단면과 센서 사이 거리는 d' 으로 변화하게 된다. 식 (4)-(5)를 이용하면 off-center 위치에서 굽힘각 변화에 따라 달라지는 d' 을 예측할 수 있다.

$$d' = \sqrt{h^2 + (a-x)^2} \quad (4)$$

$$d' = \sqrt{(d \sin \theta)^2 + (d \cos \theta - x)^2} \quad (5)$$

여기서, a 는 광섬유가 회전 중심축에 위치할 때 센서 위치에서의 밑변 길이, x 는 off-center 거리, d 는 광섬유가 회전 중심축에 위치 할 때 광섬유 종단면과 센서 사이의 거리, d' 은 광섬유 종단면이 off-center 위치할 때 광섬유 종단면과 센서 사이의 거리, h 는 광섬유 굽힘각 위치에서 광섬유 종단면과 센서 사이의 수직 거리, θ 는 굽힘각을 의미한다.

그림 3 각도 측정을 위한 광섬유 센서 실험 방법
Fig. 3 The experimental design for optical fiber sensor

2.3 데이터 수집 및 모델링

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

실시간으로 각 변위를 얻기 위해 식 (6)과 같이 가로축 변수인 굽힘각과 세로축 변수인 포토트랜지스터 출력 전압을 역 변환하는 모델링 기법을 사용하였다. 역변환 모델링이 가능한 조건은 주어진 구간에서 계속적으로 증가 또는 감소하는 경향 (monotonically increasing or monotonically decreasing)을 보여야 한다[10].

$$X = A_0 Y^m + A_1 Y^{m-1} + \dots + A_n Y^0 \quad (6)$$

여기서, $A_0 \sim A_n$ 은 모델링 결과 얻어진 역 변환된 데이터의 계수값, X 는 굽힘각, Y 는 포토트랜지스터 출력 전압을 의미한다.

2.4 실험결과 및 고찰

그림 4는 다양한 종단 각도 광섬유($\beta = 0^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ, 30^\circ, 35^\circ, 40^\circ, 45^\circ$)를 사용하여 굽힘각 변화($\theta = 0^\circ \sim 200^\circ, 5^\circ$ 간격)에 따른 센서 출력신호 변화를 보여준다. 동일한 실험을 세 가지 off-center 위치($x = 0, 2, 4$ mm)에서 반복적으로 수행하였다. 광섬유 종단 각도와 off-center에 따라 출력되는 빔 형상과 피크가 검출되는 시점이 달라짐을 확인할 수 있다. 따라서 효과적인 광섬유 기반 각 변위 측정을 위해서는 광섬유 종단 각도와 off-center 거리를 모두 고려해야 한다.

(a) $x = 0$ mm

(b) $x = 2$ mm

(c) $x = 4$ mm

그림 4 굽힘각 변화에 의한 센서 출력신호변화

Fig. 4 The change of light signal by the joint angle

그림 5는 광섬유 종단각도($\beta = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$)와 off-center ($x = 0, 2, 4$ mm)에서 굽힘각 변화($\theta = 0^\circ \sim 200^\circ, 5^\circ$ 간

격)에 따른 센서출력 신호를 보여준다. 그림 6(a)의 $\beta = 0^\circ, x = 0$ mm의 경우 피크를 중심으로 좌우가 대칭적인 빔 형태(symmetric beam pattern)를 보인다. off-center ($x = 2, 4$ mm)에 의해 피크가 이동하고 끝면을 가공한 광섬유에서 보이는 비대칭적인 빔 형태(asymmetric beam pattern)를 보인다. 그림 6(b), 그림 6(c)의 다른 종단각도 조건에서 유사한 경향을 보이며 종단각도가 클수록 효과가 더 크게 나타난다. 또한 비대칭적 특성이 커질수록 피크의 크기는 감소하지만 측정 가능한 굽힘각 범위가 증가함을 확인할 수 있다. 이는 광섬유 출력광의 굴절각 변화와 거리에 따라 측정되는 광량 변화로 인한 것으로 사료된다. 즉, 종단각도와 off-center 모두 비대칭적 빔 형성의 원인이 됨을 알 수 있고, 두 변수를 적절히 조합하면 측정범위를 향상시킬 수 있다. 실험결과를 이용하여 관절 각 측정에 적용한다면 70° 의 측정범위를 보이는 $\beta = 30^\circ, x = 4$ mm 조합이 가장 적절한 것으로 사료된다.

(a) $\beta = 0^\circ$

(b) $\beta = 15^\circ$

(c) $\beta = 30^\circ$

그림 5 광섬유 종단각도와 off-center 거리 조합에 따른 측정범위 변화

Fig. 5 The detection range in various tip angle

그림 6은 그림 5(c)의 $\beta = 30^\circ, x = 4$ mm 조건에서 $\theta = 60^\circ \sim 130^\circ$ 에 대해 5차 다항식을 이용하여 역 변환 모델링

한 결과를 보여준다. 역변환 모델링은 계속적으로 증가 또는 감소하는 경향 (monotonically increasing or monotonically decreasing)을 보이는 영역에서 사용가능하다. 모델링 결과 R^2 는 0.9989, $p < 0.0001$ 로 추정된 회귀식은 통계적으로 유의함을 알 수 있다. 최종적으로 추정된 회귀식을 LabVIEW에 적용하여 실시간 각도 검출이 가능한 플랫폼을 구성하였다.

그림 6 5차 다항식 역변환 모델($\beta = 30^\circ$, $x = 4$ mm)

Fig. 6 Inverse model with 5th order equation($\beta = 30^\circ$, $x = 4$ mm)

그림 7은 광섬유 센서의 정확성을 검증하기 위한 것으로 관절 모델에 부착된 기준 각도기(PRM1, Thorlabs, USA)의 각도와 LabVIEW로 출력되는 각도를 보여준다. 제안된 각도 센서의 측정 범위는 70° , 평균 제곱근 오차(root-mean-square error, RMSE)는 $\pm 0.4095^\circ$ 로 나타났다. 기준 각도와 계산된 각도는 선형적인 관계를 가지며 두 각도의 상관관계는 $R^2 = 0.9989$, $p < 0.0001$ 로 유의함을 보인다.

그림 7 기준 각도와 LabVIEW 출력 각도 비교

Fig. 7 Reference joint angle versus calculated output angle with LabVIEW

3. 결 론

본 논문에서는 광섬유 센서를 이용하여 관절각도 측정이 가능한 새로운 모델을 제시하였다. 다양한 변수로 광섬유를 통해 출력되는 빛의 비대칭적 특성을 극대화 할 수 있는 방법을 확인하였다. 광섬유 종단면을 가공할 경우 출력광의 굴절각이 달라져 비대칭적 출력특성이 나타난다. 또한 off-center 조건을 이용하면 가공하지 않은 광섬유에서도 비대칭적 출력 특성이 나타나고, 가공된 광섬유의 경우 비대칭적 특성이 두드러진다. 이 두 가지 현상을 조합하여 사용하면 측정범위를 향상시킬 수 있다. 본 논문에서 제안된 광학

적 각도계의 측정 유효 범위는 $\theta = 60^\circ \sim 130^\circ$ 로 70° 범위를 측정할 수 있다. 관절 움직임 중에는 시상면(sagittal plane)을 따라 일어나는 발등쪽 굽힘(Dorsiflexion)과 발바닥쪽 굽힘(Plantar flexion)이 있다. AAOS(American Academy of Orthopaedic Surgeons)에 의하면 발등쪽 굽힘은 약 20° , 발바닥쪽 굽힘은 약 50° 정도의 관절 가동 범위를 가진다고 보고되고 있다 [11]. 현 단계에서 70° 의 측정범위를 가지는 광섬유 각도 센서는 발목관절 움직임 계측에 적용될 수 있을 것으로 판단된다. 본 연구의 최종 목표는 실시간으로 의료진과 피드백 할 수 있는 저가/소형의 시스템을 개발하는 것이다. 차후 연구를 통해 다수의 센서를 어레이 타입으로 적용하여 측정범위 향상 및 인체에 적용할 수 있는 최적의 디자인을 고안할 것이다. 또한 광섬유 각도 센서에 추가적으로 무선모듈을 장착하여 사용자 관절 움직임 정보를 실시간으로 원격 모니터링이 가능하도록 할 것이다. 제안 센서가 완성된다면 장애 진단, 재활치료, 동작학습, 스포츠 과학 분야 등에서 사용될 수 있다.

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] J. W. Kim, B. K. Lee, J. H. Hong, and G. M. Eom, "The Trend and Prospect of Silver/Rehabilitation Engineering," KIC News. vol. 11 no. 2, pp. 11-23, 2008.
- [2] A. J. Wixted, D. V. Thiel, A. G. Hahn, C. J. Gore, D. B. Pyne, and D. A. James, "Measurement of Energy Expenditure in Elite Athletes Using MEMS-Based Triaxial Accelerometers," IEEE Sensor Journal, vol. 7, no. 4, pp. 481-488, 2007.
- [3] D. S. Park and S. G. Lee, "A Review of the AMA Guides to the Evaluation of Permanent Impairment," Journal of the Korean Medical Association, vol. 52, no. 6, pp. 567-572, 2009.
- [4] D. B. Chaffin, G. Andersson, and B. J. Martin, "Occupational Biomechanics," 4th edition, New York:Wiley & Sons, 2006.
- [5] L. Tesio, M. Monzani, R. Gatti, and F. Franchignoni, "Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers," Clinical Biomechanics, vol. 10, no. 5, pp. 275-277, 1995.
- [6] A. Shiratsu and H. J. C. G. Coury, "Reliability and accuracy of different sensors of a flexible

electrogoniometer," Clinical Biomechanics, vol. 18, no. 7, pp. 682-684, 2003.

- [7] T. B. Moeslund, A. Hilton, and V. Krüger, "A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis," Computer vision and image understanding, vol. 104, no. 2, pp. 90-126, 2006.
- [8] J. Shotton, T. Sharp, A. Kipman, A. Fitzgibbon, M. Finocchio, A. Blake, M. Cook, and R. Moore, "Real-time human pose recognition in parts from single depth images," Communications of the ACM, vol. 56, no. 1, pp. 116-124, 2013.
- [9] P. Roriz, L. Carvalho, O. Frazão, J. L. Santos, and J. A. Simões, "From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review," Journal of biomechanics, vol. 47, no. 6, pp. 1251-1261, 2014.
- [10] 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 Transaction of KIEE, vol. 60, no. 10, pp. 1959-1965, 2011.
- [11] American Academy of Orthopaedic Surgeons, "Joint motion: method of measuring and recording," Churchill Livingstone, 1965.

저 자 소 개

정 구 인 (鄭求仁)

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

김 지 선 (金志宣)

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

이 태 희 (李泰姬)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2013년 ~ 현재 동대학원 석사과정 재학 중.

최 주 현 (崔朱鉉)

2013년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2013년 ~ 현재 동대학원 석사과정 재학 중.

오 한 별 (吳한별)

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

김 아 희 (金我熙)

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

전 재 훈 (田載燾)

1986년 고려대학교 화학공학과 졸업.
1993년 MS, Chemical Eng., Texas A&M University, USA
2001년 Ph.D., Biomedical Eng., Texas A&M University, USA
2004년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 교수.