

## 광파이버를 이용한 관절각 센서의 개발

이현희 · 임승관 · 정호춘 · 이태호 · 진달복  
(원광대학교 전자공학과)

### The development of joint angle sensor using optical fiber

Lee Hyeon-Hee, Lim Seung-Kwan, Jeong Ho-Chun,  
Lee Tea-Ho, Chin dal-bok  
Dept. of Electronic engineering, wonkwang university

#### Abstract -

The main purpose of this paper is to develop sensing device of joint angle using loss of optical fiber.

The source of light to optical fiber is infrared rays diode, and receiver is a photo transistor

The bent angle of optical fiber is measured with rotary encoder, and The change of voltage due to the loss of light is measured with micro computer PIC16C74

The sensing device may be used to Functional Electrocal stimulation(FES) System for Rehabilitation patient.

#### 1. 서 론

현대 사회가 고도로 발달함에 따라 교통사고나 산업재해 기타 안전 사고들로 인한 신체마비나, 뇌졸중에 의한 일측마비 또는 전신마비 환자들이 날로 증가하는 추세이다. 그래서 이러한 환자들의 재활을 돕기 위한 연구가 활발히 진행되고 있는데 특히 전기 자극등에 의한 마비된 신체의 운동기능을 복원하기 위한 연구가 이루어지고 있다. 신체의 운동기능을 제어하는 경우 운동에 대한 피드백 제어가 필수적인데, 이를 위해서 관절의 움직임을 정확히 감지 할 수 있는 센서의 개발이 요구되고 있다.

이러한 요구를 충족시키기 위하여 인체 관절각 센서의 연구 및 개발이 여러분야에서 이루어지고 있는데 본 논문에서는 무게가 가볍고 인체에 착용이 간편하며 전계 및 자계의 잡음에 강한[1] 광파이버를 이용한 관절각 센서의 개발에 대한 내용을 기술하고자 한다.

#### 2. 광파이버의 특성 고찰.

##### 2.1 광파이버의 구조와 전파원리.

광파이버는 일반적으로 유리를 가늘게 섬유상으로 방사한 것으로 굴절율이 높은 중심층(코어)과 굴절율이 낮은 외층(클래드)으로 구성되어 있다. 광신호는 코어와 클래드의 경계에서 전반사를 반복하

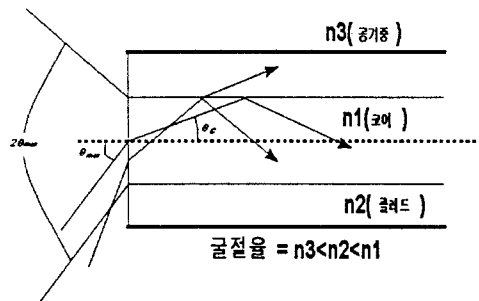


그림2. 입사된 광의 전파원리

면서 코어안에 가두어져서 전해진다.

굴절율이 높은 매질내의 광선은 여러각도로 굴절율이 낮은 매질과의 경계면에 닿는다. 여기서 광선은 통상 일부는 투과하고 일부는 반사한다. 그러나 광선의 입계각보다 큰 각도로 경계면에 닿으면 투과하는 일없이 모든 광선이 전반사에 의하여 빛을 진행시킨다.

광파이버의 기본적 성질을 표시하는 광학파라미터로서는 코어와 클래드의 굴절율의 차이를 표시하는 비굴절율차, 광파이버에의 광의 입사 또는 광파이버로 부터의 광의 출사에 관계하는 수광각, 개구수, 코어내의 굴절을 분포 형상을 표시하는 굴절율 분포계수, 광전반 모우드수에 관계하는 규격화 주파수 등이 있다.

광파이버내에서의 도파현상을 고찰하기 위하여 코어내를 전파하는 광선중에서 광파이버의 축과 만나는 광선 즉, 자오광선(meridional ray) 만을 생각하면 그림2에서 비굴절율차  $\Delta$ 는 코어의 굴절율  $n_1$ , 클래드의 굴절율  $n_2$ 를 사용해서 다음식으로 정의 된다.

$$\Delta = \frac{n_1 - n_2}{n_1} \quad \text{식 1}$$

일반적으로 비굴절율차  $\Delta$ 가 클수록 광이 코어내에 들어가기 쉽게된다. 수광각  $2\theta_{max}$ 은 그림2에서 가리키는 바와 같이 코어와 클래드의 경계면에서

전반사하는 조건으로 구해진다. 공기의 굴절율  $n_3 = 1$ 로 할 때, 공기와 코어의경계면에 있어서 입사각  $\theta_{max}$  과 굴절각  $\theta_c$ 의 관계는 Snell의 법칙으로부터 다음 식으로 나타낸다.

$$n_3 \sin \theta_{max} = \sin \theta_{max} = n_1 \sin \theta_c \quad \text{식 2.}$$

한편 전반사의 임계각  $\theta_c$ 는 Snell의 법칙으로부터 다음과 같이 구해진다.

$$n_1 \cos \theta_c = n_2 \quad \text{식 3.}$$

$$\begin{aligned} \sin \theta_c &= \sqrt{1 - \cos^2 \theta_c} = \sqrt{\frac{n_1^2 - n_2^2}{n_1^2}} \\ &= \sqrt{\frac{n_1 + n_2}{n_1} \cdot \frac{n_1 - n_2}{n_1}} \approx \sqrt{2\Delta} \end{aligned} \quad \text{식 4.}$$

통상 코어와 클래드의 굴절율은 1.5보다 조금 작은 값으로서, 굴절율차는  $(n_1 + n_2)/n_1 \approx 2$ 의 근사가 행하여지고 있으며 0.01정도이다. 따라서  $\theta_{max}$ 은 다음 식으로 구해진다.

$$\sin \theta_{max} = n_1 \sin \theta_c \approx n_1 \sqrt{2\Delta} \quad \text{식 6.}$$

$\theta_{max}$ 의 값이 작을 경우에는 수광각  $2\theta_{max}$ 은 다음의 식에서 근사가 얻어진다.

$$2\theta_{max} \approx 2\sin \theta_{max} = 2n_1 \sqrt{2\Delta} \quad \text{식 7.}$$

광빔의 광파이버에의 입사각이  $\theta_{max}$ 보다 크게 되면 코어와 클래드의 경계면에 있어서 전반사의 조건이 만족되지 않으므로 대부분의 광은 코어로부터 클래드로 빠진다.[3][5]

## 2.2 광파이버의 감쇄

광파이버는 여러가지 원인으로 인하여 신호의 감쇄현상이 나타나는데 표 1에 나타내었다.

본 논문에서는 광파이버의 물리적 휘어짐에 따른 신호의 손실을 고찰한다.

표 1. 광파이버의 감쇄 요인

손실 요인	본질적인 손실	Si-O 결합의 적외흡수 영향
	손실기구	전자천이에 의한 자외흡수 영향
	실질 손실	굴절율의 흔들림에 의한 레일리 산란
	불순물의 흡수	물(OH)의 분자진동에 의한 흡수
	흡수	천이금속 이온에 의한 흡수
구조적 불완전	구조적 불완전	코어, 클래드간 경계의 흔들림
	불완전	접속의 불완전 파이버의 휘어짐(물리적)

어떤 모우드로 전파하고 있는 광의 각도  $\theta$ 를 그림 3에서 나타내었다. 도파로가 굽으면 전반사의 각도가  $\theta$ 와는 달리  $\theta'$ 와 같이된다. 즉, 각도가 다른 다른 모우드로 변환되며 이 현상을 모우드 변환이라고 한다.

$\theta'$ 가 전반사각  $\theta_c$ 이상이 되면 그 광선은 차단되어 방사손실로 된다.[2][5]

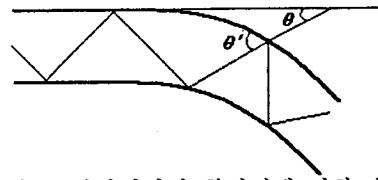


그림 3. 광파이버의 휘어짐에 의한 손실

## 3. 관절각 센서의 설계

광파이버를 사용할 때에는 전기 신호를 광으로 광을 전기 신호로 변환하는 과정을 고려해야만 한다. 광파이버 내를 저 손실로 통과하는 빛의 파장대는  $0.85\mu m \sim 1.55\mu m$ 로 알려져있다.[3]

광원으로는 일반적으로 레이저(LASER)와 발광다이오드(LED)를 쓰는데 레이저의 종류는 Nd-Yag 등의 고체 레이저, GaAlAs 등의 반도체 레이저, 기체 레이저등이 있으며, 사용되는 환경과 조건에 따라 선택되어 사용된다. [III]

발광다이오드는 레이저에 비해 광파이버 내에 내장되는 광파워 레벨이 낮고 변조 속도도 낮으므로 저속 즉 다중도가 높지 않은 단거리 통신에 사용된다. 발광다이오드가 레이저에 비해 우수하다고 기대되는 것은 긴 수명과 경제성과 고신뢰성이다.

광 통신에 사용되는 종류로는 알루미늄 갈륨비소(AlGaAs) 발광다이오드(중심파장:  $850 \pm 20nm$ , 스펙트러축:  $40nm$ )와 인듐 갈륨비소(InGaAs) 발광다이오드(중심파장:  $1,300 \pm 30nm$ , 스펙트러축:  $120nm$ )가 있다.[3][6]

수광부 소자로는 포토 다이오드와 애벌란시 광검파기가 일반적인데 사용파장에 따라서 다른것을 사용한다.

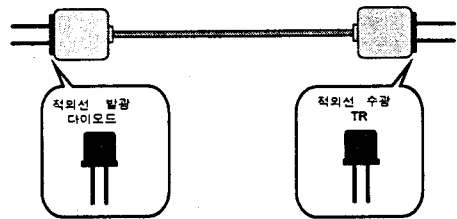


그림 4. 광파이버 센서 구조

본 논문에서는 그림4에서와 같이 접속 커넥터는 자체 개발하였고 발광소자로는 적외선다이오드 EL-7L을 사용하였고, 수광소자로는 포토 트랜지스터 ST-7L을 사용했다. 재원은 표2와 같다.

관절각을 측정하는 센서로는 플라스틱 광파이버를 쓰고 위에서 언급한 발광소자와 수광소자를 사용하여 그림 4와 같이 설계하였다.

이때 파이버의 각을 정확히 측정하기 위하여 엔코더를 파이버의 휘어지는 축에 연결하고, 로터리

표2. EL-7L과 ST-7L의 재원

	Peak wavelength	Spectral bandwidth 50%
EL-7L	940 nm	50 nm
	Peak wavelength	Spectral sensitivity
ST-7L	800 nm	480~1,000 nm

엔코더 에서 나오는 펄스를 세어서 1도의 각을 측정하였다.

파이버의 양쪽은 끈은 축을 사용하여 고정시키고 파이버의 가운데 부분만 휘어지도록 하였다.

EL-7L로써 전기 신호를 광으로 변환하여 광파이버에 넣고 파이버를 1도씩 변화를 주면 휘어진 부분에서 빛의 손실이 있어서 수광부의 ST-7L은 손실되고 남은 양 만큼의 빛이 수신되게되고 이것을 전기 신호로 변환시킨다. 변환된 신호는 1,000배 정도 증폭할수있는 증폭기에서 신호를 증폭한다.

4 실험 및 고찰.

3.1 계측부의 설계

광파이버의 휘어짐에 따른 빛의 손실과 전압의 변화는 A/D 변환기에 의해 디지털화되고 이것을 각으로 환산한다. 그림 5에 시스템 구성도를 나타내었다.

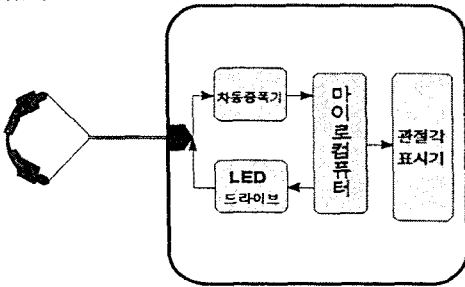


그림 5. 시스템 구성도

여기에서 사용된 마이크로 컴퓨터는 마이크로 칩사의 PIC16C74를 사용하였다.

PIC16C74에는 A/D변환기가 내장되어 있으므로 프로그램에 의하여 A/D 변환을 할수 있고 분해능은 8비트이고, 16μsec의 변환시간을 가진다.[7]

광파이버의 각을 측정하기위해서 로터리 엔코더의 펄스를 세는데 이 값 또한 PIC16C74 카운터를 이용하여 계수한다.

로터리 엔코더는 360도 회전하는데 400개의 펄스를 만들며 30:1의 기아비를 가지므로 360도 회전할 때 12,000개의 펄스를 출력한다. 1도에 약 33개의 펄스가 출력되고 PIC16C74에서는 33개의 펄스가 입력되었을 때의 A/D 결과값을 표시부에 출력한다.

3.2 표시부의 설계.

PIC 16C74에서 출력되는 신호는 LCD에 표시를

한다. 실험에 사용된 LCD는 16\*2 라인이고 LCD 드라이브가 모듈화된 LM16\*212를 사용하였다.

데이터는 8비트로 전송하게끔 설계되었으며, 현재의 광파이버 각과 빛의 손실로 인해 변화하는 전압값이 표시된다. 그 데이터는 그림6에 나타내었다.

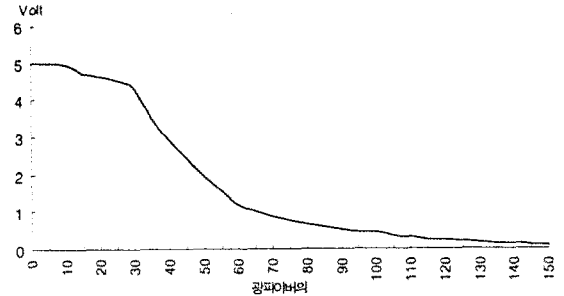


그림 6. 광파이버의 각과 전압의 관계

이 실험은 광파이버의 각에 따른 전압값을 표시하지만 실제 인체에 광파이버를 착용시키고 이러한 실험이 되지않는다.

즉, 광파이버가 휘어짐에따라 손실된 빛의 전압값을 검출함으로써 그때의 광파이버가 휘어진 각을 정량적으로 표시한다.

그러므로 마이크로 컴퓨터에서 다시한번 데이터 처리를 한다. 입력된 전압값을 테이블처리하여 각으로 환산하여 출력하게 된다.

엔코더를 제거하고나서 광파이버를 인체의 한부분 발목에 부착시키고 실험한 결과를 그림7에 보았다. 그림6과 그림7을 비교해 보면 거의 같은 결과치를 보이고 있다.

5. 결 론

본 논문은 인체의 관절각을 측정하는 시스템의 개발로써 광파이버의 물리적 휘어짐에 의한 신호의 손실을 측정함으로써 관절의 각을 측정한다.

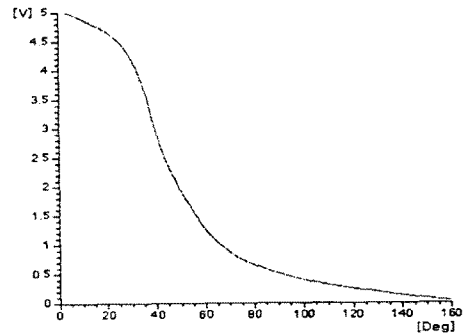


그림7. 발목에 광파이버를 부착시키고 측정된 결과

광파이버를 센서로써 선택한 이유는 무게가 가볍고, 착용이 간편하며, 뇌해나 누화등에의한 전계와 자계로부터의 간섭을 받지않아하기 때문이다.[2]

본 논문에서는 먼저 광파이버의 특성을 고찰하면

서 광파이버내에 적외선다이오드(EL-7L)로 전기를 빛으로 변환하여 넣어주었고 포토 트랜지스(ST-7L)를 사용하여 빛을 전기로 변환하여 수광하였다.

광파이버가 휘어질때의 각을 엔코더로 측정하였고 그때의 빛의 손실에 의한 전압값의 변화를 측정하여 데이터를 마이크로 컴퓨터 PIC16C74에서 테이블 처리 하였다. 이러한 데이터들은 LCD에 표시하도록 되어있으며 광파이버의 현재 휘어진 각과 전압값을 표시하도록 하였다.

광파이버를 인체에 부착시키고 실험한 결과 엔코더에서 측정한 각과의 비교에서 거의 같은 결과치를 얻을 수 있었다.

이 실험에 의해 개발된 광파이버 센서는 하지마비환자나 일측마비환자, 사지마비 환자등에서 운동기능을 복원하기위한 FES 시스템(기능적전기자극 시스템)과 그 외의 여러 피드백 시스템에서 적용할 수 있으며 운동선수의 운동 모션을 분석할수 있는 수단으로 사용이 가능하며 로봇의 관절각의 제어와 같은 유사한 부문에 적용이 가능할것으로 사료된다.

### [참 고 문 헌]

- [1] 尹賀健一,末松安晴,趙成俊, "光 파이버通信入門", 동양과학사, 1985년.
- [2] 野田健一, "레이저와 光파이버通信",기전연구소, 1993년.
- [3] 이강호, "광통신개론", 한국이공학사, 1993년.
- [4] 전자과학편집부, "光파이버의 基礎", OHM사, 1981년.
- [5] D.A.Krohn, "FIBER OPTIC SENSORS FUNDAMENTALS AND APPLICATIONS SECOND EDITION", Instrument Society of america, 1992
- [6] 夕間和生, "光후フワイバセソサ",情報調??, 1986년.
- [7] "PIC16C74 DATA SHEET", Microchip Inc,