

광파이버 트랜스듀서에 의한 맥파의 무침습적 검출

박 승 환 · 정 동 명 · 민 흥 기 · 홍 승 홍

Noninvasive Detection of Radial Pulse Wave by Fiber-Optic Transducer

S. H. Park, D. M. Jeong, H. K. Min, S. H. Hong

- Abstract -

This paper describes an idea of design and construction for a radial pulse wave detector.

In acquiring arterial pulse signal noninvasively, a new combinational fiber-optic transducer was used which has a detecting part and a sensing part.

The mechanism of detecting part is composed of special form of structure that can detect changing pulses in contact with skin, and transmits arterial wall movements to the sensing part. It consists of elastic reflector and optical fibers, which are arranged in a fiber pair. Then, the intensity of the reflected light will be proportional to the displacement changed by inclined reflector.

Using this transducer, it expected to make a clinically useful tool for arterial pulse wave diagnosis, especially on the application of "MACK-CHIN" in the field of Korean traditional medicine, since this transducer has a simple structure and has an easy and clear signal acquisition method.

1. 서 론

동서의학을 불문하고 '맥(脈)'은 심혈관의 유동학적 특성에 대한 정보를 전해주는 중요한 진단수단이었다. 한의학에서 맥진은 4진(望診, 問診, 聞診, 脈診) 중의 하나로 발전하였는데, 신체 전반에 걸친 병리적인 면과 질병치료의 예후 판단 자료로 활용되고 있다.^{1,2)}

그러나, 한의학에서의 맥진방법은 시술자의 촉지(觸知)에 의하기 때문에 주관적인 면이 많이 내재

되어 있어서, 맥진 연구와 교육 등에 큰 어려움이 되고 있다. 따라서, 이러한 촉지에 의한 주관적인 정보를 시각화 시켜 객관화할 수 있다면, 맥의 진단 방법은 물론 그 분석에 이르기까지 많은 편리함을 줄 것이다.

맥진을 객관화 하기 위한 한 방법은 피검자로 부터 맥파를 얻어내어 분석하는 것이다.

맥파를 얻는 기법은 관혈적(invasive) 방식과 무침습적(noninvasive) 방식으로 크게 나누어진다. 스트레인 게이지를 이용한 압력 트랜스듀서(pressure transducer)로 직접 피검자의 혈관에 연결하여 검출해 내는 것과 같이 트랜스듀서를 인체내부에 삽입하여 얻는 관혈적 방식과는 달리, 무침습적인 방식은 피검자에게 고통과 부담을 주지 않고 측정될 수 있어서 이의 유효성이 크게 인식되어져 가고 있다.³⁾

무침습적인 방식에는 빛 등 투과성 파를 이용한

<접수 : 1989년 12월 11일>

인하대학교 전자공학과

Dept. of Electronic Eng., Inha Univ.

광학적 검출방식(투과성 파; 광전소자 외에 초음파나 마이크로웨이브 등에 의한 방식)과 맥동(脈動)이 피부를 통해 외부로 전달되는 것을 이용해 피부와 접촉하여 검출 해내는 기계적 변환방식(압전소자, 롯셀염 응용 센서, 반도체 압력 센서 등)이 있다. 전자는 빔의 생체 조직 및 혈액의 투과 특성이 문제가 되는 반면에 후자는 트랜스듀서의 피부접촉에 따른 맥동의 감지능력이 관건이다.

본 연구에서는 무침습적으로 맥파를 검출하기 위하여 새로운 방식의 조합형 트랜스듀서를 개발, 제작하여 유용성을 검토하였다. 트랜스듀서는 광파이버를 소재로 하고 있으며 크게 나누어 두 부분으로 구성된다, 즉 검출부(detecting part)에서 맥동을 피부와 접촉하여 기계적(mechanical)으로 검출해내고, 감지부(sensing part)에서 이 변화를 파이버 옵틱 방식(fiber-optic method)으로 감지하는 형태이다.

본 논문에서는 트랜스듀서의 설계 방안, 이를 사용한 시스템의 회로적 구성, 그리고 맥파의 검출과정과 결과를 고찰하였다.

2. 변위검출과 경사해석

2-1 변위와 출력특성

광파이버를 이용한 변위계의 출력특성 곡선을 광파이버 형태와 배열에 따른 상대 광강도의 관계로 비교한 「그림2-1」이다.^{5,6)} 「그림2-1」의 특성곡선에서 앞의 상승부(front slope)가 감도높은 선형적인 정밀측정에 이용되는 부분으로 선형성이 강조되는 트랜스듀서의 설계조건에 알맞다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 랜덤(random)형 번들 광파이버(bundle fiber)가 미소변위에 대한 광강도의 변화가 가장 커서, 혈압 측정용 카테타형 광파이버 트랜스듀서(fiber optic catheter transducer)에 응용되고 있다.⁷⁾ 본 트랜스듀서에서는 맥파 트랜스듀서에서 요구되는 수압범위를 감당해 낼 수 있도록 감지부의 배열을 파이버 페어(fiber pair)형으로 택해 구성하였다. 이것은 타 형태에 비해 거리에 대한 반사광강도가 가장 넓은 출력특성을 갖고 있다.

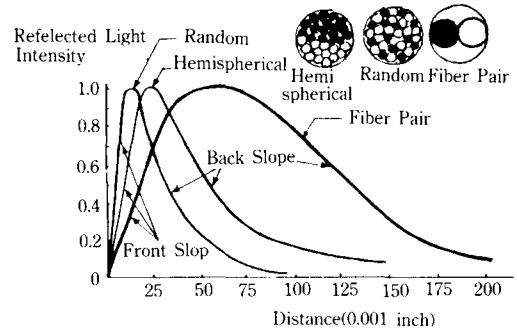


그림 2-1 파이버 형태에 대한 거리 대 출력의 비교

Fig. 2-1 Comparison of output vs distance for fiber types

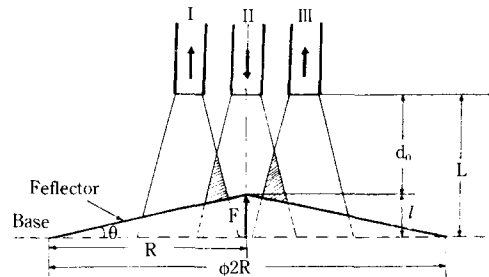


그림 2-2 트랜스듀서의 배치와 반사막에 의한 변위 검출 원리

Fig. 2-2 Principle of detection by reflecting diaphragm, and transducer arrangement

2-2 반사면의 경사해석

〈그림 2-2〉가 트랜스듀서의 감지부(sensing part)의 배치형태이다. 기준면의 반사막(reflector) 위에 투광파이버 II 를 중심으로 수광파이버 I, III가 대칭을 이루고 있다. 반사막은 신축성이 매우 좋은 박막으로 되어 있다. 〈그림 2-2〉와 같이 반경 R을 갖는 반사막 위에 파이버가 기준면에서 L만큼 떨어져 있고, 힘 F에 의해 길이 l만큼 변화하여 기준면과의 각이 θ 가 되었다면, 반사막이 경사짐으로 해서 평반사의 경우와 달리 광출력의 차가 발생하게 된다. 이를 구하기 위해 〈그림 2-2〉를 확대하여 〈그림 2-3〉에 나타내었다.

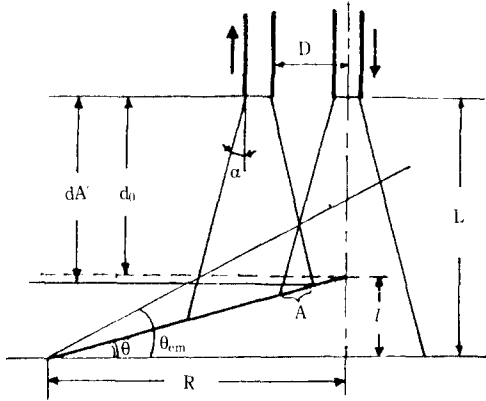


그림 2-3 반사막이 경사질때의 해석
Fig. 2-3 Analysis for inclined reflection.

수광파이버 I, III는 투광파이버 II를 중심으로 대칭을 이루고 있으므로 파이버 I, II에 대해서만 적용하게 된다.

수광파이버의 반사광 유효면적은 A인데, 출력을 반사유효면이 기준면에 평행한 A'로 $\cos\theta$ 배 하여 근사화했다. 투광, 수광파이버 거리를 D, 광범의 퍼짐각 α , 투광 파이버 앞면에서 부터 기준면의 중심 l점 까지를 d_0 라 하면 파이버 앞면에서 부터 반사유효면이 기준면에 닿는점 dA' 는⁶⁾

$$dA' = \frac{D \tan\theta + d_0}{1 + \tan\alpha \tan\theta} \quad (1)$$

따라서 반사면의 경사에 의해서 수광파이버간에 생기는 출력의 차는 외관상 거리의 차 Δl 로 환산하여 주어지게 된다. 즉, 광출력과 거리의 직선성으로부터,

$$\Delta l = (dA' - d_0) \cos\theta \quad (2)$$

(1)식으로부터

$$\begin{aligned} dA' - d_0 &= \frac{(d_0 + D \tan\theta) - d_0(1 + \tan\alpha \tan\theta)}{1 + \tan\alpha \tan\theta} \\ &= \frac{(D - d_0 \tan\alpha) \tan\theta}{1 + \tan\alpha \tan\theta} \end{aligned} \quad (3)$$

(3)을 (2)식에 대입하면

$$\Delta l = \frac{(D - d_0 \tan\alpha) \sin\theta}{1 + \tan\alpha \tan\theta} \quad (4)$$

여기에서,

$$l = R \tan\theta$$

$$d_0 = L - l = L - R \tan\theta$$

이것을 (4)식에 대입하면, (4)식의 분자는

$$\{D - (L - R \tan\theta) \tan\alpha\} \sin\theta$$

따라서

$$\Delta l = \frac{\{(D + R \tan\alpha \tan\theta) - L \tan\alpha\} \sin\theta}{1 + \tan\alpha \tan\theta} \quad (5)$$

단, $0 < \theta < \theta_{cm}$, $\theta_{cm} = \tan^{-1} \{ [L - D / (2 \tan\alpha)] / R \}$
 θ_{cm} 는 최대 유효 변화각도.

(5)식의 분자에서,

$\{(D + R \tan\alpha \tan\theta) - L \tan\alpha\} \sin\theta = 0$ 로 놓으면, D의 최적값은 $D = L \tan\alpha$ 으로 결정된다. 이 값은 광전달율에도 큰 영향을 미치므로 극히 제한적이며, 고정적이다.⁷⁾

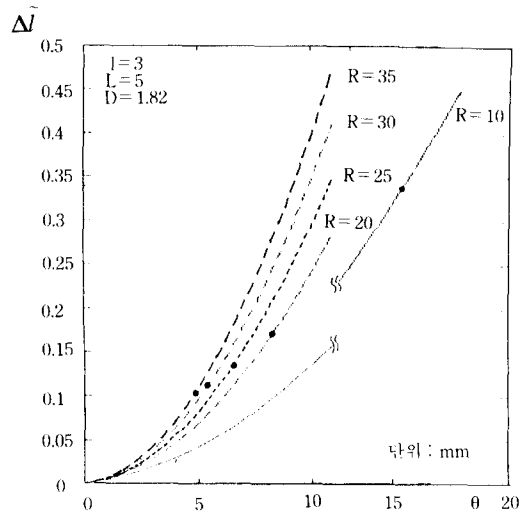


그림 2-4 R : 1 비율 증대에 따른 평반사 효과.
Fig. 2-4 Plane reflecting effect by a proportional increment of R : 1

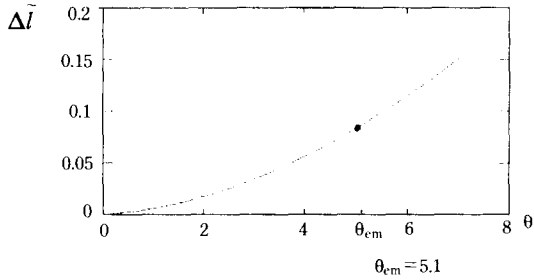


그림 2-5 경사각에 따른 보정 곡선의 예

Fig. 2-5 Curve which should be compensated in accordance with inclined angle.

l 는 $l < R \tan \theta_{em}$ 로서 그 값을 설정하면 된다. 또한, 정해진 유효변위폭 l 에 대해 $R : l$ 의 크기를 조정함으로써 광출력의 차를 완화시킬 수 있는데, 그 예를 <그림 2-4>에 보였다.

<그림 2-4>에 $R = 10\text{mm}, 20\text{mm}, 25\text{mm}, 30\text{mm}, 35\text{mm}$ 도 증대시켰을 때의 각도 θ 대한 광출력차 ΔI 를 나타내었다. $l = R \tan \theta$ 관계로 부터 동일 $l = 3\text{mm}$ 에 대한 최대 변화각도 θ 는 $16.7^\circ, 8.53^\circ, 6.84^\circ, 5.71^\circ, 4.9^\circ$ 이며, 이를 비교하여 R 의 증대에 따른 평반사효과를 보였다.

본 연구에서의 트랜스듀서는 $R = 25\text{mm}$ 로서 변화각도는 $0 < \theta < 5^\circ$ <그림 2-5>에 보정해야 하는 광출력차를 다시 예시하였다. 이 표에 따라 마이크로 컴퓨터에 의하여 광출력 오차를 보정하게 된다.

3. 트랜스듀서의 구성과 동작원리

<그림 4>에 본 트랜스듀서의 구성도를 보였다. 그 검출원리는 다음과 같다.

검출부는 맥검자를 사이에 두고 상위막(upper membrane), 하위막(lower membrane)이 한조를 이루고 있다. 상위막은 탄성을 갖는 고무막(rubber membrane)으로 맥검자가 혈관을 적당한 힘으로 눌러주는 역할을 한다. 피부에 접촉해 있는 맥검자가 혈관을 압축하면 혈관의 유동은 피부를 통해 맥검자에 전해지고, 맥검자는 그 힘으로 감지부의 반사 다이아프램을 노크한다. 맥검자 상하운동에 의한 노킹 정도에 따라 반사 다이아프램의 반사 각도가 변화된

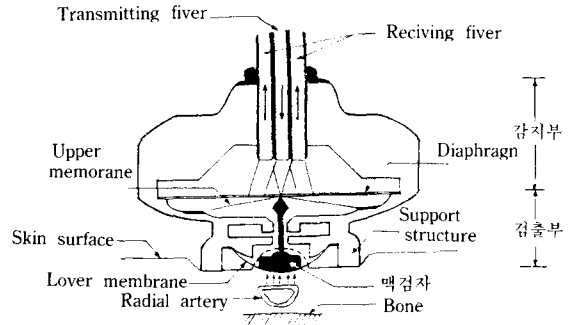


그림 3-1 맥파 검출을 위한 광파이버 트랜스듀서의 구성

Fig. 3-1 Construction diagram Fiber-optic transducer for radial pulse detection.

으로써 LED에서 발광되어 광파이버를 통하여 나온 빛이 산란하게 되는데, 수광파이버를 통해 들어온 빛만이 광검출소에 도달하게 된다. 하위막은 맥검자를 감싸 받쳐주는 역할과 함께 상위막의 탄성을 유지시켜 주는 역할을 한다.

여기에서 광의 감도를 증가시키기 위해 맥검자의 형태와 반사의 상태에 유의하였다. 맥검자 끝 부분의 첨예한 형태는 맥검자 전면에 걸친 혈관의 유동력을 한 점으로 모이도록 하여 반사각도를 더욱 예민하게 하였고 반사 다이아프램은 금속박판도 되겠지만, 팽팽히 당겨져 있는 상태의 신축성 있는 다이아프램으로 하여 감도증대의 효과를 얻었다.

4. 맥파 검출회로의 구성

그림 4-1은 맥파를 검출하기 위한 시스템의 전체 구성도이며 본 시스템의 주요 부분은 다음과 같다.

4-1 맥파검출부

트랜스듀서의 광원은 적색 LED를 사용하였으며, TTL 구동방식이다. 광전변환기는 광량에 대하여 직선적인 출력전류를 얻기위해서 포토다이오드와 연산증폭기를 직결시킨 회로를 사용하였다. 포토 다이오드의 단자를 단락하는 리드선에는 내부의 빛에 의해 생긴 전류(단락전류)가 그대로 흐르게하여 입

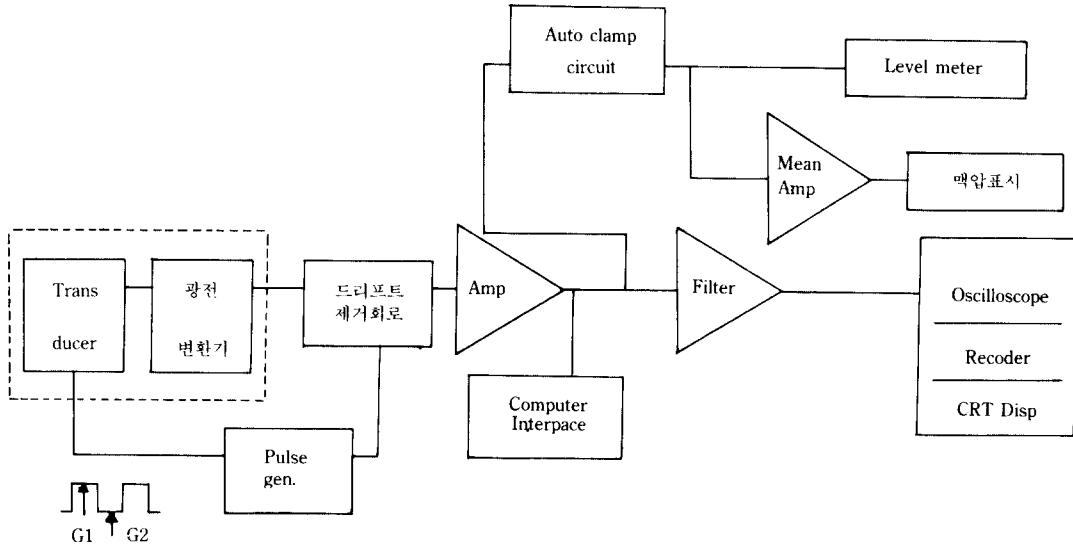


그림 4-1 맥파 검출을 위한 시스템 구성도.

Fig. 4-1 System block diagram for detection of pulse wave.

사광량에 직선적으로 비례하도록 전류전압 변환기를 연산증폭기로 구성한 것이다.^{9,10)}

광원은 펄스열로 구동하면 LED에 더 큰 전류를 흐르도록 할 수 있어서, 보다 더 큰 광출력을 얻는 등의 효과 외에 드리프트 제거회로와 동기시켜 구동할 수 있는 잇점이 있다.

4-2 드리프트 제거회로

센서의 신호는 레벨이 미세하고 더구나 측정점과 떨어져 있는 관계상 드리프트나 노이즈가 문제가 된다. 따라서 신호를 안정적으로 증폭하기 위해서는 드리프트 제거회로가 필요하다. 샘플 앤드 홀드회로를 이용하여 효과적으로 드리프트를 제거할 수 있는데, 이는 LED를 광원으로 구동하는 트랜스듀서 시스템의 장점이기도 하다. 즉, 광원 구동과 드리프트 제거회로를 같은 주기의 펄스로 구동함으로써, 광원 구동시 홀드(G1)한 값(신호 성분 + 오프셋과 드리프트를 포함하는 값)과 LED 광원의 무구동시 홀드(G2)한 값(오프셋이나 드리프트 성분)의 두 값을 차동 증폭기에 입력시켜 제거하는 것이다.

드리프트 제거회로는 입력증폭기가 심한 온도 드

리프트를 일으킨다해도 기준선(baseline)의 안정을 유지하는 효과도 있다.⁷⁾ 펄스는 10KHz로 구동하며, 펄스폭은 50us이다.

4-3 마이크로 컴퓨터부

ROM에 저장된 보정 테이블을 참조하도록 하여 변위각에 따라 발생하는 광출력차를 보정하는 역할을 수행한다. 이러한 보정테이블은 그림의 <그림 2-5>와 같은 도표에 의해 작성된다.

4-4 맥압 표시부

맥파의 파형만을 얻는것 외에도 정확한 파형정보를 위해서는 외압(derpressed force ; 파형을 검출하기 위해 트랜스듀서에 가한 압력)을 측정하는 것이 중요한데, 혈압 측정방식의 하나로 이러한 시도가 행해지기도 한다.¹¹⁾ 특히 한의학의 경우 맥진법에서 이 누름의 크기는 중요한 진단논리를 제공하는 것이며,¹²⁾ 외압(外壓)을 표시하는 것은 맥파검출 시스템을 조작하는 사람(operator)에게 맥파검출 정도를 알 수 있게 해주기 때문에 매우 유용하다. 이를 실현하기 위해서는 우선 트랜스듀서가 충분히 넓은 수압범위를

갓도록 해야 한다. 또한 이를 위한 추가적인 회로로 본시스템에서는 오토 클램프회로를 응용하였는데, 이 회로를 사용하는 것은 광전 변환기 출력의 맥과 신호가 신호와 무관한 dc성분을 포함하고 있으므로 이 dc성분을 제거하면서 신호 맥과 성분을 얻기 위해서이다.

이렇게 얻은 실효 신호 성분을 나누어, 하나는 그 대로 레벨미터(level meter)를 구동시켜 외압을 동적(dynamic value)으로 표시하고, 다른 하나는 mean amp를 통과시킨 평균외압의 정적인값(static value)을 LED 디스플레이로 표시한다.

5. 맥파검출 및 결과

맥파의 검출 부위는 요골동맥이 위치하는 손목상의 체표면이며 여기에 트랜스듀서를 부착하고, 구성된 시스템을 이용하여 검출하였다.

트랜스듀서는 광파이버 직경0.8mm,외경1.8mm, 빛 퍼짐 각도20C, 반사막 반경25mm, 파이버와 반사막과의 거리 L은 1mm, 반사막은 폴리비닐로 사용하였다. <사진 1>이 본 트랜스듀서의 외관이며, 20~30대의 학생(男)을 대상으로 본 트랜스듀서로 검출해낸 3인의 맥파를 <그림5-1>에 보였다.

<그림 5-1>은 입상에 있어서 중요한 진단논리를 제공하는 절흔(切痕)에 관한 정보가 확실하게 나타남을 알 수 있다. 이를 이용한다면, 구혈시간(驅血時間; ejection time)의 측정도 가능할 것이다.

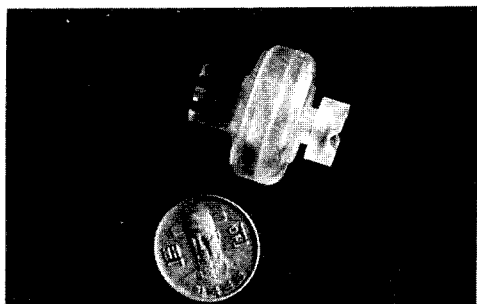


사진 1. 광파이버 트랜스듀서의 외관

Photo. 1 External appearance of fiber-optic transducer.

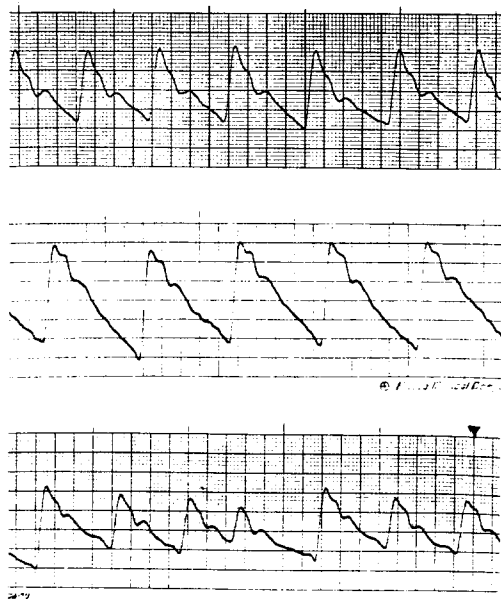


그림 5-1 파이버 옵틱 트랜스듀서에 의하여 측정된 맥파의 예.

Fig. 5-1 Example of radical pulse waves measured by

6. 결 론

광파이버가 갖는 장점(외부 전자기적 노이즈 면제성, 증가된 대역폭, 데이터 전송의 정확성, 고속성 등)중에서도 특히, 광파이버는 비전기적 소자이며, 고감도의 측정이 가능 함으로 피검자의 안전성이 중요시되는 의료분야에 그 응용이 오래전부터 확대되었다. 본 트랜스듀서에서도 파이버옵틱 방식(fiber-optic method)을 채택하여 피검자로 부터 간편하고 용이하게 맥파 정보를 얻을 수 있었다.

트랜스듀서의 감지부를 구성함에 있어서, 광파이버의 배열형태에 따른 반사막과의 경사해석을 통하여 트랜스듀서의 설계상 중요한 요소가 되는 D/L , θ_{cm} , Δ/L 의 값을 결정할 수 있었다. 이 값은 트랜스듀서의 최적설계에 이용될 수 있을 것이다. 또한 검출부에서는 맥검자에 의한 맥동 전달방식을 사용, 효과적으로 혈관의 유동을 감지부에 전달하는데 성공하였다.

본 트랜스듀서는 기존의 방식에 비해 구조 및 제작이 간단하면서도 맥파진단에 실효성이 충분한 신

호를 얻을 수 있었다. 광파이버를 소재로 했기 때문에 시스템 내에 별도의 아이소레이션(isolation)장치가 필요 없으며, 소형화, 어레이(array)형으로 제작이 가능하다. 구조면에서 검출부와 감지부로 구분 되어 있어서 반도체 압력센서에 비해 온도의 영향이 적다. 또한 명확하면서도 안정된 신호검출, 전기신호와와의 간섭문제 해결, 재현성 면에서 많은 가능성을 예견할 수 있었다. 본 논문에서는 이러한 시스템을 효과적으로 구현할 수 있도록 하는 광파이버의 설계 방향을 제시했으며, 그에 따른 시스템 구성 예도 들었다.

본 트랜스듀서는 맥진과 같이 주관성이 많이 내재되어 있어서 그 객관화가 시급한 한의학분야의 요구에도 응할 수 있을리라 기대된다. 현재 경희대 한방의료원에서 운용되고 있는 맥파기는 압전소자를 이용한 것인데, 아직 미분맥파를 얻고 있으므로 이의 대체가 가능하게 될 것이다. 임상실험을 통하여 지속적인 데이터 수집과 진단논리, 자동해석 등의 연구를 수행할 예정이다.

참 고 문 헌

- 1) 박영배, 최용태, “豫候 관찰 방법에 관한 문헌적 고찰(제1보) 内徑 素問을 중심으로”, 대한한의학회지, 제 5 권, 제 1 호, 1984.4
- 2) 이봉교 編述, 한방진단학, 경희대학교 한의과

대학, 1985

- 3) 홍승홍, “맥파 검출과 이의 유효성,” 전자공학회지, 제 15 권, 제 1 호, 1978.3
- 4) 仲村洋之, 田中博, 谷鳥一嘉, 古川俊之, “光トランスデューサを用いた脈壁面振動検出システムの開発”, 醫用電子と生體工學, Vol. 20, No. 2, Apr., 1982, pp. 117-121.
- 5) R.C.Hocberg, “Fiber-Optic Sensors”, IEEE Trans. Instr. and Measur. , Vol. IM-35, No.4, Dec. ,1986 pp. 447-450
- 6) 한국에너지연구소, 원자력시설에서의 광섬유 응용기술개발, 1988.1 신우사
- 7) 小林健二, 奥山博司, 加藤高昭, 安田力, “カテテル先端型血壓計への光ファイバ“の應用に關する研究”, 醫用電子と生體工學, Vol. 15, No. 7, Dec., 1977. pp. 465-472.
- 8) Tomkins, W.J.and Webster, J.G. ,ed., Design of Microcomputer Based Medical Instrumentation. Prentice Hall, 1981
- 9) Sensor Interfacing, No 4, The perfect application of optical sensor, 梅地 正 外 著
- 10) A. R. Luxmoore, Optical Transducer & Techniques in Engineering Measurement, Applied science publishers, 1983