

---

# 초고속 OCT응용을 위한 위상변조 광지연단

황대석\* · 이영우\*

Phase Modulation Optical Delay Line for Ultrafast OCT Application

Daeseok Hwang\* · Young-Woo Lee\*

---

본 논문은 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었음

---

## 요 약

광위상변조기를 이용하여 OCT용 초고속 광지연단을 설계하고 수치해석을 수행하였다. 수치해석은 electro-optic 위상 변조기에 1310nm, 10ps의 펄스폭을 갖는 레이저 광원을 적용하여 수행하였다. 수치해석결과로 500MHz의 변조 주파수일때 19ps의 시간 지연을 얻었으며, 이는 기존의 기계적 검출 방식(수십kHz)의 OCT장치에 비해 1000배이상 빠른 검출이 가능할 것으로 예상된다.

## ABSTRACT

In this paper, we present the system design and numerical analysis of the ultrafast optical delay line using by optical phase modulator. The numerical analysis carried out with 1310nm, 10ps laser and electro-optic phase modulator. As the results of numerical analysis, we show a scanning rate of 0.5 GHz and a delay range of 19.0ps. Compare with mechanical delay line, the optical delay line has a high scanning speed and a high repetition rate

## 키워드

OCT, High Speed Scan, Phase Modulation

## I. 서 론

최근 의광학분야에 있어 OCT(Optical Coherence Tomography)는 매우 주목받는 기술중 하나이다. OCT는 기존의 의료분야 진단 기술인 X-Ray나 초음파에 비해 고 분해능의 단면 영상을 손쉽게 얻을 수 있다. 특히 근적외선을 이용한 OCT 영상의 장점은 가시광선이나 자외선에 비해서 피부 침투율이 좋고, X-ray에 의한 위험으로부터 피할 수 있다. OCT를 처음으로 생체에 적용한 실험은 MIT대학의 Fujimoto에 의해서

1991년에 처음 시도되었다[1]. OCT는 생체 조직에 있어서 내부 미세구조의 고해상도 단면 영상을 얻는데 특히 눈과 올챙이 같은 투명한 조직의 경우 2cm의 검사 깊이를 얻은 것이 보고됐다[2,3].

일반적으로 OCT는 수십  $\mu\text{m}$ 이하의 해상도로 기존의 X-Ray, CT, 초음파에 비해 매우 우수한 해상도를 갖는다. 그러나 OCT의 검출 속도는 기계적 방식의 경우 160mm/s, 100Hz의 반복률을 가진 galvanometer의 경우 30cm/s, 400Hz의 반복률을 가진 회전 거울 방식의 경우 20m/s로 저속 스캔인 단점이 있다[4]. 표 1에 OCT와

기존 생체 영상 획득 방법에 대한 비교를 보인다.

표 1. 생체 영상 획득 방법 비교  
Table 1. Comparison of biomedical imaging methods

	X-Ray	CT	MRI	Ultra Sound	OCT
측정광원	X-Ray	X-Ray	Magnetic Field	Ultra Sonic	Light Source
해상도	1mm>	1mm>	1~2mm	100um>	1um ~50um
투과력	단층 투과	단층 투과	단층 투과	10cm	5mm<
실시간 여부	불가능	불가능	불가능	가능	가능
접촉여부	비접촉	비접촉	비접촉	접촉	비접촉
가격	저가	고가	고가	저가	저가
장비크기	중형	중, 대형	대형	소형	소형
인체 유해여부	유해	유해	유해	무해	무해

본 논문에서는 우수한 해상도를 갖으나 기존 생체 영상 방식에 비해 검출 속도가 느린 OCT의 단점을 보완하고자 기존의 기계식 방식이 아닌 위상 변조기를 이용한 광학적 지연단을 제안한다

## II. 본 론

그림 1은 기본적인 OCT 장치의 구성을 나타낸다. 그림 1에서 광원에서 나온 광은 광분할기를 거쳐 지연단과 샘플로 나뉘게 된다. 지연단으로 입사된 광은 Mirror의 움직임에 의해 식 (1)과 같이 도플러 천이로 발생하게 된다.

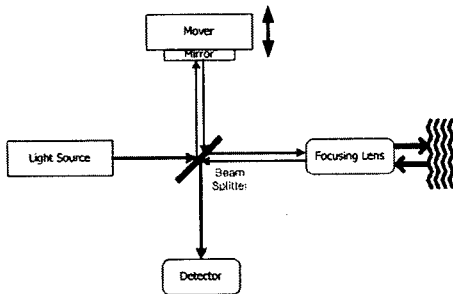


그림 1 기본적인 OCT 장치의 구성도  
Fig. 1 Schematic of Conventional OCT System

$$\Delta f = \frac{2v}{c} f \tag{1}$$

$c$  : 광속  
 $v$  : Mirror 속도  
 $f$  : 광 주파수

이때 발생한 주파수 천이된 광은 샘플로부터 돌아온 광과 상관을 일으켜 검출기에서 검출하게되고 최대 검출 속도는 식 (1)에서 얻어진 주파수 천이에 의해 결정된다.

$$v_s = \frac{\Delta \lambda}{\lambda^2} \Delta f \tag{2}$$

$\Delta \lambda$  : 광원의 파장 대역폭  
 $\lambda$  : 광원의 중심 파장

기존의 OCT 장치에서 기계적인 광 지연단을 대신 해 본 논문에서는 광 위상 변조기를 사용한 광학적 광 지연단을 제안한다. 그림 2에 제안된 초고속 광지연단의 기본 구성을 보인다.

그림 2에서 파장 1310nm, 펄스폭 10ps, 10GHz의 반복율을 갖는 근적외 광원을 사용하였다. 입사된 광은 1:2 광분할기를 거쳐 위상변조기와 대물 렌즈로 분할된다. 먼저 위상 변조기에서 변조 주파수에 의해 광 주파수가 천이되고, 대물 렌즈에서는 샘플에 신호광을 가한 후 샘플에서의 산란, 반사 되는 신호를 획득한다. 각각의 경로를 거친 광은 2:1 광결합기를 거쳐 검출기에서 검출된다.

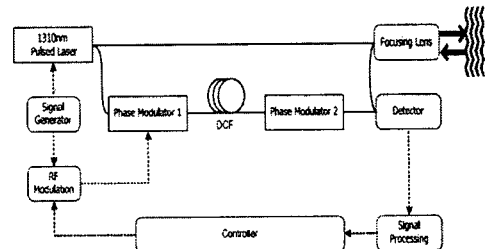


그림 2. 위상 변조 광지연단을 이용한 초고속 OCT의 구성도  
Fig. 2 Schematic of Ultrafast OCT using Phase Modulation Optical Delay Line

지연단으로 사용된 위상변조기에서 광 위상은 식

(3)과 같다.

$$\phi = \pi \frac{V}{2V_\pi} \sin(2\pi f_m t) \approx \pi^2 \frac{V}{V_\pi} f_m t \quad (3)$$

$f_m$  : 변조 주파수

$V$  : 위상변조기의 peak to peak 전압

$V_\pi$  : 위상변조기의  $\pi$  위상 변조를 위한 전압

위상변조기에 입사된 광위상 변화는 식 (4)와 같다.

$$\Delta\omega = \frac{d\phi}{dt} = \pi^2 (V/V_\pi) f_m \quad (4)$$

위상 변조기를 거친 광의 주파수는 식 (5)와 같이 천이된다.

$$\Delta f = \left( \frac{2\pi c}{\lambda^2} \right) \frac{1}{\Delta\omega} = \frac{2c}{\lambda^2} \frac{V_\pi}{V} \frac{1}{f_m} \quad (5)$$

광원으로부터 나온 광과 위상 변조기를 거친 광은 각각  $\Delta f$ 만큼의 주파수 차이를 갖게 되고 위상변조기를 거쳐 DCF(Dispersion Compensation Fiber)를 거치며 식 (6)과 같이 시간 지연이 발생된다.

$$\Delta\tau = \frac{D}{\Delta f} \quad (6)$$

그림 3은 위상 변조기에 변조 전압 입력에 대한 주파수 천이 및 주파수 천이에 대한 시간 지연을 보여준다. 또 그림 4는 500MHz에서 시간지연에 대한 각각의 펄스 열 및 각각의 펄스열의 시간지연을 보인다.

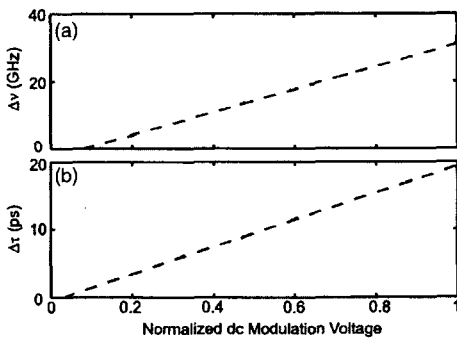


그림 3. (a) 변조 입력에 대한 주파수 천이  
 (b) 주파수 천이에 대한 시간 지연  
 fig. 3 (a) Frequency shift VS modulation input  
 (b) Time delay VS frequency shift

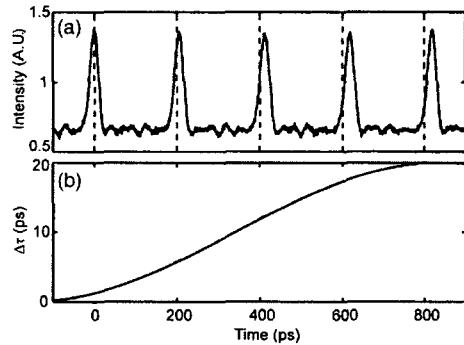


그림 4. (a) 시간 지연에 대한 펄스 열  
 (b) 펄스열(a)에 대한 시간지연  
 fig. 4 (a) Pulse train of time trace  
 (b) Time delay as function of time of (a)

### III. 결 론

본 논문에서는 초고속 OCT용 광지연단을 위해 광학적 광 지연단을 제안하고 수치해석을 하였다. OCT 초고속 광지연단을 electro-optic 위상 변조기에 1310nm, 10ps의 펄스폭을 갖는 레이저 광원을 적용하여 수행하였다. 수치해석결과로 500MHz의 변조 주파수일때 19ps의 시간 지연을 얻었으며, 이는 OCT장치에서 기존의 기계적 검출 방식(수십kHz)에 비해 1000배이상 빠른 검출이 가능할것으로 예상된다.

#### 감사의 글

본 연구는 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었음

#### 참고문헌

[1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," Science, vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.

- [2] M. R. Hee, J. A. Izatt, E. A. Swanson, D. Huang, C. P. Lin, J. S. Schuman, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography of the human retina," Arch. Ophthalmol., vol. 113, pp. 326-332, 1995.
- [3] S. A. Boppart, M. E. Brezinsk, B. E. Boump, G. J. Tearney, and J. G. Fujimoto, "Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography," Dev. Biol., vol. 177, pp. 54-64, 1996.
- [4] J. M. Schmitt, Optical Coherence Tomography(OCT) : A Review, IEEE J. of Selected Topics in Quantum Electronics., Vol 5, No. 4, pp. 1205-1215, 1999

## 저자소개

### 황대석(Daeseok Hwang)



2000년 2월 목원대학교 대학원 전자공학 전공(공학석사)  
2000년 3월-2002년 2월 (주)코닉스 연구원  
2002년 3월- 현재 목원대학교 대학원 IT공학과 박사과정

※관심분야 : 광통신 및 광계측

### 이영우(Young-Woo Lee)



1985년 2월 경희대학교 대학원 전자공학전공(공학석사)  
1990년 5월 일본 Keio University 전기공학 전공(공학박사)  
1990년 6월-1992년 2월 독일 Max-Planck 연구소 연구원

1992년 3월 - 현재 목원대학교 전자공학과 교수

※관심분야 : Biomedical Photonics