

OCT 시스템의 SNR 향상을 위한 간섭계 개선에 관한 연구

(A Study on the Interferometer Configuration for Improvement of Signal-to-Noise Ratio of Optical Coherence Tomography System)

양승국* · 박양하 · 장원석 · 오상기

(Sung-Kuk Yang · Yang-Ha Park · Won-Suk Chang · Sang-Ki Oh)

요 약

본 논문은 인체에 무해하며 고분해능의 단층영상과 저가격 및 소형으로 제작이 가능하여 전세계적으로 많은 연구가 진행되고 있는 광영상 단층촬영기(Optical coherence tomography system : OCT)에 관한 것이다. 이러한 OCT 시스템은 검출되는 신호가 매우 미약하여 신호처리 및 영상화에 많은 어려움을 가지고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 간섭계의 개선을 통해 신호대 잡음비(Signal to noise ration : SNR)가 향상되도록 하였다. OCT 시스템의 SNR 향상을 위하여 광원의 입력단에 광서클레이터를 첨가하여 광원부에서 손실되는 단층영상신호를 검출할 수 있도록 간섭계를 개선하였다. SNR 특성평가로는 시뮬레이션을 통한 비교 분석과 기준 샘플의 측정값을 통해 확인하였다. 또한 측정된 데이터의 실시간 영상화를 위한 영상처리 프로그램을 구성하였다. 시뮬레이션 결과로는 개선된 마이켈슨 간섭계가 약 10[dB] 개선됨을 확인하였으며, 기준시편을 이용하여 측정한 결과로는 약 5[dB]가 개선됨을 확인하였다. 개선된 마이켈슨 간섭계를 이용한 OCT 시스템이 보다 높은 대비도로 인해 선명도가 뛰어난 단층을 영상을 얻을 수 있음을 확인 하였다.

Abstract

As a noninvasive imaging method, optical coherence tomography system has been extensively studied because it has some advantages such as imaging of high resolution, low cost, and compact size configuration. In order to improve the SNR of OCT system, two types of interferometers were configured and then, we compared simulation with measurement of reference sample. In the OCT system is configured with Michelson interferometer, the contrast of cross-sectional image is reduced with low SNR detection which is due to loss of feedback interference signal from light source part. Also, in order to image measured data with real time, image processing program is constructed. From results of simulation, it is confirmed that improved Michelson interferometer is improved about 10[dB] with a 50 : 50 fiber coupler. And from the measurement of reference sample, about 5[dB] is improved with a 50 : 50 fiber coupler. It is confirmed that the OCT system is configured with the improved Michelson interferometer which has a good distinctive cross-sectional image due to higher contrast.

Key Words : OCT, Interferometers, Michelson, tomography

* 주저자 : 한국전기연구원 영상응용연구그룹

Tel : 031-500-4823, Fax : 031-500-4820

E-mail : opticalgyro@hanmail.net

접수일자 : 2004년 4월 30일

1차심사 : 2004년 5월 12일

심사완료 : 2004년 7월 29일

1. 서 론

에테르의 존재를 확인하기 위해 고안된 마이켈슨 간섭계는 현재에 이르러 계측 및 측정분야에 적용됨으로써 많은 센서 및 계측 장비의 발전에 커다란 공헌을 하였다. 특히 1991년 MIT의 D. Hung에 의해서 처음 소개 되어 실시간으로 살아있는 조직 및 세포의 측정이 가능함을 언급함으로써 새로운 단층촬영기인 광영상단층촬영기(Optical chherence tomography system : OCT) 개발에 급속한 발전을 가져오게 되었다[1-3].

OCT시스템은 기존에 단층촬영기가 가지고 있는 인체의 유해성 문제와 장비의 가격 및 측정분해능 등을 해결할 수 있으며, 다음과 같은 장점을 가지고 있다. 첫째, 비절개적인 방법을 통하여 실시간으로 생체 내부의 단층 촬영이 가능하다. 둘째, X-ray처럼 생체 이온화를 야기시키지 않으므로 인체에 무해하다. 셋째, 극초단 펄스 레이저를 광원으로 사용하면 초음파 단층촬영기를 훨씬 능가하는 sub-micro 급 고분해능 영상을 얻을 수 있다. 넷째, 특정한 파장을 사용하여 기능이 추가된 fMRI(Functional magnetic resonance imaging : fMRI)처럼 기능적 정보를 얻어낼 수 있으며, 이는 화학적인 구성성분의 분석에도 이용이 가능하다. 다섯째, 다른 영상계로는 분석해 내기 어려운 부드러운 조직 간의 차이를 구분해낼 수 있으므로 보다 정밀한 영상을 얻을 수 있다. 마지막으로, 광섬유를 이용하여 시스템을 구성하는 경우 소형으로 제작할 수 있으므로 이동성에 큰 장점을 지닐 수 있다[4].

본 연구에서는 광섬유를 이용한 OCT 시스템의 간섭계 개선을 통하여 SNR 향상을 위한 것이다. SNR특성을 확인하기 위하여 시뮬레이션을 통한 이득특성과 기준시편을 이용한 비교 분석을 하였다. OCT 시스템의 SNR 향상을 통해 단층영상의 선명도 및 샘플의 측정범위를 향상 할 수 있다.

2. OCT 시스템의 기본원리

OCT 시스템의 기본원리는 마이켈슨 간섭계에서 발생하는 가간섭 특성을 이용한 것으로서 일반적으

로 자유공간상에서의 구성과 광섬유를 이용한 간섭계로 나눌 수 있다.

그림 1과 같이 자유공간상의 마이켈슨 간섭계의 구성도를 이용하여 기본원리를 설명하면 대역폭이 넓은 광원의 광이 빔스플리터를 통과한 후 두 갈래로 나누어진다. 하나의 광은 기준거울로 진행하고, 다른 광은 측정할 샘플로 진행한다. 기준거울과 샘플에서 반사된 각 광은 빔스플리터를 통해 합쳐져서 검출기로 돌아오게 된다. 검출기로 돌아온 광은 샘플 내의 반사광과 기준거울 위치에 따른 반사광의 광경로가 일치하였을 경우 샘플 내부에 대한 각 지점의 반사계수 차이에 의해서 발생한 간섭신호세가 발생하게 된다[5].

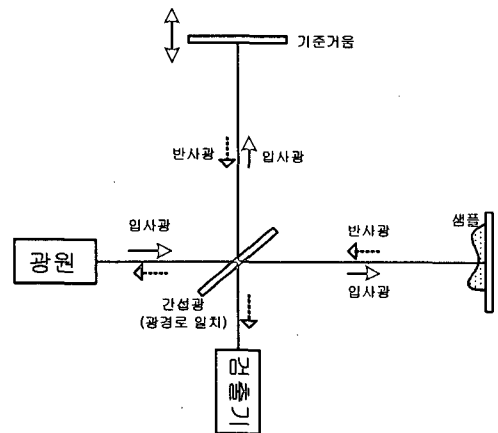


그림 1. OCT 시스템의 기본 개념도
Fig. 1. A diagram of simple OCT system

이러한 간섭신호세기에 대하여 신호처리 기법을 적용함으로써 샘플 내부의 단층영상을 얻을 수 있게 된다.

OCT 시스템에서 검출기에서 검출되는 신호는 수식(1)과 같이 주어진다.

$$I_t = \rho(P_r + P_s + P_x + 2\sqrt{P_r P_s} \cos(k_0 \Delta l)) \quad (1)$$

여기서 ρ 는 검출기 응답성, P_r 은 간섭계의 광지연 선로부의 기준거울에서 반사되어 포토검출기에 순간적으로 검출된 광세기이다. P_s 는 기준광과 함께 간섭된 샘플로부터 산란된 포토검출기에서 광세기의

OCT 시스템의 SNR 향상을 위한 간섭계 개선에 관한 연구

일부분이다. P_s 는 기준광이 걸맞지 않은 간섭계의 샘플링으로부터 반사된 포토검출기에서의 광세기이다. 또한 k_0 는 광원의 중심파수이고, Δl 은 기준경로와 샘플링의 경로차이이다. 검출신호는 검출신호 I_s 는 ac 형태이고 이고, I_s 의 간섭항으로써 수식(2)와 같이 주어진다[6][7].

$$I_s = 2 \sqrt{P_r P_s} \cos(k_0 \Delta l) \quad (2)$$

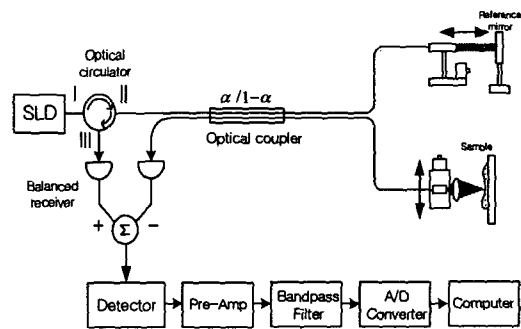
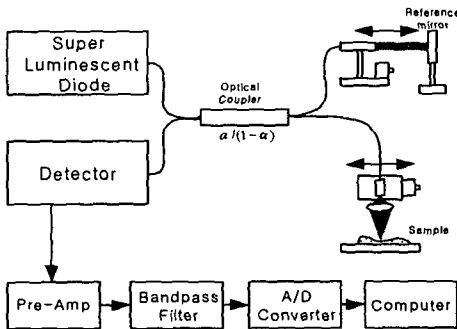
3. OCT 시스템 구성 및 특성

OCT시스템의 구성에서 단층영상의 분해능과 투과 깊이는 광원의 대역폭과 출력의 세기에 의해 결정된다. 따라서 광원으로는 넓은 대역폭에 따른 출력세기가 높은 SLD(Superluminescent diode)를 사용하였으며 중심 주파수가 1,285[nm] 이고 반치폭(Full-width-half-maximum : FWHM)이 35.3[nm]이며 260[mA]의 주입전류 약 2.7[mW]출력세기를 가지는 러시아 SUPER RUM사의 상용제품을 사용하였다. 수광부는 샘플에서 반사 및 산란광에 의해 되돌아온 광과 광지연선로부의 기준거울에 반사된 광에서 발생된 간섭신호는 매우 미약하므로 검출감도가 뛰어나며 잡음특성이 우수한 800~1,700[nm] 측정범위를 가지는 NEW FOCUS 사의 MODEL 2017을 사용하였다. 광지연 선로부는 샘플에서 발생한 산란 및 반사광과의 광경로 일치가 필요하다. 이러한 광

경로 일치를 위하여 기준거울이 부착된 스테이지가 스텝모터에 의해서 선형적으로 이동하는 방식을 이용하였다. 또한 기준거울은 광이 수직으로 입력시 1,100~1,500[nm]에서 파장범위에서 99[%]이상의 반사율을 가진다. 스캐너는 샘플의 한지점에 대한 측방향의 내부 신호검출 후 샘플의 2차원 단층영상을 얻기 위하여 횡방향 이동을 위해 스텝모터를 이용하였다.

신호처리는 광검출기에 검출된 간섭신호가 광전변환을 통해 전기적 신호로 변환된다. 검출된 신호는 DC 신호성분에 AC 신호성분이 포함되어 있는 형태이며 잡음과 높은 주파수의 간섭신호가 혼합된 소신호로 검출된다. 이러한 신호를 필터와 증폭을 통해 간섭신호의 포락선 형태만을 검출하여 A/D컨버터를 이용하여 디지털화된 신호를 이용하여 단층영상을 나타낸다.

단일모드 광섬유를 이용한 간섭계 구성에서 기존의 마이켈슨 간섭계는 샘플로부터 되돌아온 단층내부신호인 간섭신호는 광커플러를 통해 다시 광원부와 수광부로 나누어지게 되어 아주 미약한 신호를 검출부에서 검출하게 되는 싱글검출방식으로서 SNR이 매우 작다. 따라서 SNR을 높이기 위해서 입력광이 그 이웃의 한 단자에서만 출력광으로 나오는 광서큘레이터를 이용함으로써 광원부에서 손실되는 단층영상신호를 수광부에서 모두 검출하는 발란스 검출방식을 이용함으로써 SNR을 향상하도록 하였



a) 마이켈슨 간섭계
a) michelson interferometer

b) 개선된 마이켈슨 간섭계
b) Improved michelson interferometer

그림 2. OCT 시스템 구성도
Fig. 2. Configuration of OCT system

다. 또한 광커플러 나눔비에 따른 영상특성을 측정하기 위해 광커플러의 나눔비에 대한 특성을 측정하기 위하여 10 : 90~90 : 10 에서 10[%로씩 나눔비를 변화한 광커플러를 이용하여 측정하였다. 그림 2 는 OCT 시스템의 각각에 간섭계에 대한 구성도를 나타낸 것이다.

4. 간섭계 구성에 따른 계산값에 의한 이득 특성

개선된 간섭계의 SNR 특성을 확인하기 위하여 수치해석을 통하여 비교 분석하였다. SNR은 수식(3)과 같이 정의 할 수 있다.

$$SNR = \langle I_s^2 \rangle / \sigma_s^2 \quad (3)$$

위의 수식(3)으로부터 수광부가 하나인 싱글검출 방식의 검출전류식은 수식(4)와 같이 정의한다.

$$\langle I_s^2 \rangle = 2\rho^2 P_r P_s \quad (4)$$

발란스 검출방식에서는 전체 신호 포토전류는 각각검출기에서 포토전류의 합이다. 그래서 평균신호 검출은 수식(5)와 같이 된다.

$$\langle I_s^2 \rangle = 8\rho^2 P_r P_s \quad (5)$$

수식(4), (5)와 같이 발란스 검출방식 즉 개선된 마이켈슨 간섭계의 경우 약 2개의 검출기에서 검출되는 신호의 평균화를 통해 4배의 SNR특성이 개선됨을 수식에서 확인 할 수 있다.

수식 3에서 σ_s^2 는 잡음신호의 평균값으로서 잡음원의 종류로는 크게 부하저항 내에서 불규칙적인 전류변화에 의해 발생하는 수신기 잡음과 자유전자와 정공의 불규칙한 생성과 재결합에 의해 전자의 도달시간이 불규칙하게 발생함으로써 나타나는 산탄잡음, 광원의 공진기내에서 발생하는 자연적인 방사와 유도방출된 광 신호사이의 간섭으로부터 발생하는 초과 세기잡음으로 나눌 수 있다. 이러한 잡음값들

은 이론식 및 소자특성을 통해 적용할 수 있다[8].

기본 마이켈슨 간섭계에서의 광커플러의 나눔비가 50:50인 경우 각각의 신호원은 수식(6)과 같이 정의 할 수 있다.

$$P_r = P_o R_r / 4, P_s = P_o R_s / 4, P_x = P_o R_x / 4 \quad (6)$$

광지연선로부에서의 반사세기인 P_r 은 광원의 출력세기 신호인 P_o 가 광커플러를 통하여 절반으로 나누어지며, 광지연선로부의 기준거울 반사율에 의해 반사된 후 다시 되돌아오면서 절반으로 나누어진 광이 기준거울에 대해 검출되는 광량이다. 여기서 수신기 잡음은 일반적으로 열잡음에 의해서 결정되는 것으로 부하저항 내에서 불규칙적인 전류변화에 의해 발생한다. 또한 샘플과 기준거울에 의한 광경로 일치로 인하여 발생하는 간섭신호인 P_s 는 입력광신호와 샘플의 간섭산란을 R_s 로 나타낼 수 있고 간섭이 일어나지 않는 샘플에서의 반사신호세기 R_x 는 입력광신호와 샘플에서의 간섭이 일어나지 않는 산란을 R_x 의 관계식으로서 각각의 신호원에 대한 관계식으로 정리된다. 광커플러의 나눔비에 따른 신호원의 관계식은 수식(6)의 관계식에 광커플러의 나눔비를 추가하면 수식(7)과 같이 정의 할 수 있다.

$$P_r = P_o R_r \alpha (1 - \alpha), P_s = P_o R_s \alpha (1 - \alpha), P_x = P_o R_x \alpha (1 - \alpha) \quad (7)$$

여기서 수신잡음 강도는 상수이고, 산탄잡음세기는 R_x 에 비례한다. 초과 포톤잡음은 R_x^2 에 비례하는 반면에 $\langle I_s^2 \rangle$ 은 R_x 에 비례한다. 따라서 초과 포톤 잡음은 높은 R_x 값에 크게 영향을 받으며 수신잡음은 매우 낮은 R_x 값에 의해 크게 영향을 받는다.

개선된 마이켈슨 간섭계의 광커플러비 나눔비가 50 : 50인 경우 각각의 신호원은 수식(8)과 같이 정의 할 수 있고, 광커플러의 나눔비에 따른 관계식은 수식(9)와 같이 정의 할 수 있다. 여기서 T_x 는 광서클레이터 추가시 발생하는 삽입손실로서, 측정에 의하면 삽입손실은 약 0.7[dB] 이다. 그리고 3개 단자에 대하여 입력력을 병행하므로 손실값은 제곱을 가진다.

$$\begin{aligned} P_r &= P_o R_r T_c^2 / 4, \quad P_s = P_o R_s T_c^2 / 4, \\ P_x &= P_o R_x T_c^2 / 4 \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} P_r &= P_o R_r \alpha^2 T_c^2, \quad P_s = P_o R_s (1 - \alpha)^2 T_c^2, \\ P_x &= P_o R_x (1 - \alpha)^2 T_c^2 \end{aligned} \quad (9)$$

마이켈슨 간섭계의 간섭비에 따른 신호대 잡음비를 계산하기 위해서 위의 신호원 관계식과 잡음의 관계식을 이용하여 Matlab 프로그램을 통한 시뮬레이션을 하였다[9].

그림 3은 광커플러의 나뉠비에 따른 시뮬레이션의 결과값을 비교하여 나타낸 그림이다. 여기서 X축은 광커플러의 나뉠비를 나타내는 것으로 1에 가까워 질수록 광지연선로부로 광나뉠비가 증가함을 의미하며, Y축은 시뮬레이션에 의한 신호대 잡음비의 이득을 나타낸 것이다. 시뮬레이션 결과에 의하면 개선된 마이켈슨 간섭계가 전체적으로 10[dB] 정도 개선됨을 확인 할 수 있었다.

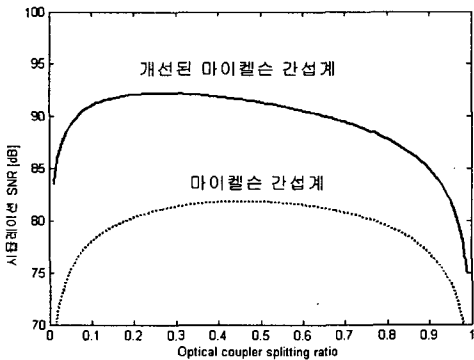


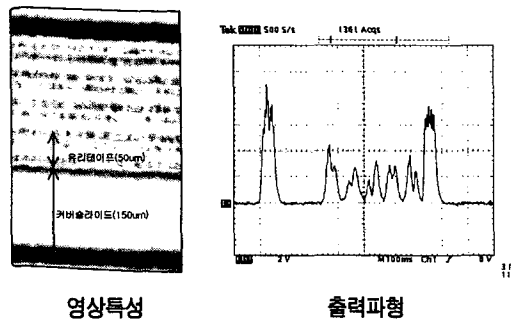
그림 3. 간섭계 구성 따른 시뮬레이션 SNR
Fig. 3. Simulation of SNR for Interferometer

5. 기준샘플의 측정에 의한 이득 특성

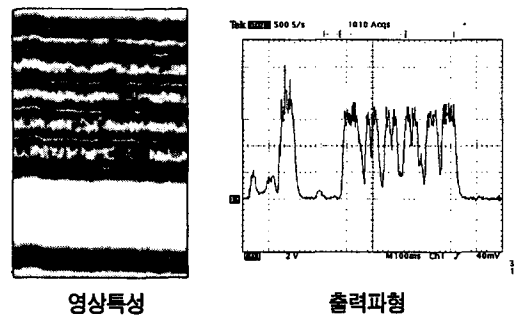
각각의 간섭계에 따른 OCT 시스템을 구성한 후 실제 시스템의 이득 특성을 살펴보았다. 먼저 기준 샘플로는 150[μm]의 폭을 가진 cover glass에 50[μm]의 폭을 가지는 유리테이프를 5장 붙여 광커플러의 나뉠비에 따른 이득 특성을 각각 측정하였다.

그림 4는 각각의 간섭계 구성에서 광섬유 커플러의 나뉠비가 50 : 50인 경우 기준시편의 단층영상과 동일한 지점에서 검출된 파형을 나타낸 것이다. 개선된 마이켈슨 간섭계의 영상특성이 뛰어난 것을 확인할 수 있었다.

그림 5는 2가지 간섭계 구성에서 기준시편과 광커플러 나뉠비의 변화에 따른 SNR의 측정값을 나타낸 것이다. 측정결과 측정곡선은 시뮬레이션에 의한 값과 유사하였으며, 약 5[dB]가 개선됨을 확인할 수 있다. 그러나 시뮬레이션과 기준시편을 통한 전체 이득의 차이의 원인으로는 광섬유 결합시 컨넥터에서 발생하는 손실값과 광지연선로부 및 스캐너부의 광섬유 입출력 단자에서 발생하는 손실값을 시뮬레이션 계산시 고려하지 않은 결과이며, 또한 나뉠비에 따른 광커플러의 교환시 정렬에 의한 오차로 사료된다.



(a) 마이켈슨 간섭계



(b) 개선된 마이켈슨 간섭계

그림 4. 간섭계 따른 영상 및 출력파형
Fig. 4. image and output waveform for interferometers

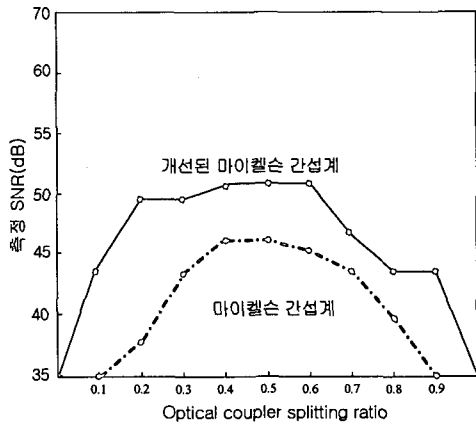


그림 5. 간섭계 구성 따른 측정 SNR
Fig. 5. Measurement of SNR for Interferometers

6. 결 론

본 논문에서는 OCT 시스템의 SNR 향상을 위하여 광원의 입력단에 광서클레이터를 첨가하여 광원 부에서 손실되는 단층영상신호를 검출할 수 있도록 간섭계를 개선하였다. SNR 특성을 확인하기 위하여 시뮬레이션을 통한 이득특성과 측정값에 의한 이득 특성을 비교 분석하였다. 시뮬레이션을 통한 비교특성에서 개선된 마이켈슨 간섭계가 전체 평균이득이 약 10[dB] 이상 개선됨을 확인하였으며, 기준시편을 통한 측정값에서는 5[dB] 이상 개선됨을 확인하였다. 시뮬레이션과 측정값에 의한 이득차이는 시뮬레이션시 각각의 간섭계에서 발생하는 전체 컨넥터 손실과 샘플에 대한 반사계수 광지연선로부 및 스캐너 부의 광입출력단자에서 발생하는 손실값에 대한 오차로 사료된다.

개선된 마이켈슨 간섭계형 OCT 시스템은 SNR 향상으로 인하여 단층내부를 보다 선명하게 측정할 수 있으며, 샘플에 대한 측정 범위도 향상될 수 있을 것이다.

References

(1) D. J. M. Schmitt "Optical Coherence Tomography (OCT): A Review" IEEE J. Select. Topict Quantum Elec tron. vol.5,pp 1205-1215, 1999.
(2) 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.
(3) A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, W. Drexler, G. Kamp, and H. Sattmann, "In vivo optical coherence tomography," Amer. J. Ophthalmol., vol. 116, pp. 113-114, 1993.
(4) 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., 177, pp. 54-64, 1996.
(5) F. L. Pedrotti and L. S. Pedrotti, Introduction to Optics, Prectice-Hall International, Inc., 2. edition, 1996.
(6) J. M. Schmitt, A. Knüttel, and R. F. Bonner, "Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry," Appl. Opt Lett., vol. 32, pp. 6032-6042, 1993.
(7) L. Thrane, Optical Coherence Tomography(OCT) : A Review, IEEE Journal of Selected Topicts in Quantum Electronics 5(4), 1205-1215 1999.
(8) Oliver, B. M., "Signal-to-Noise Ratios in Photoelectric Mixing," Processing of the IRE. 49 : 1960-1961, 1961.
(9) Andrew M. Rollins and Joseph A. Izatt " SNR analysis of conventional and optimal fiber-optic low-coherence interferometer topologies" SPIE proceeding vol. 3915 pp. 60-67, 2000.

◇ 저자소개 ◇

양승국 (梁承國)

1974년 7월 30일생. 1997년 진주산업대학교 전자공학과 졸업(학사). 1999년 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 졸업(석사). 2004년 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 졸업(박사). 현재 한국전기연구원 영상응용 위촉선임연구원.

박양하 (朴洋夏)

1962년 1월 8일생. 1984 동아대학교 전자공학과 졸업(학사). 1986년 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 1990년~현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 선임연구원.

장원석 (張源碩)

1973년 1월 25일생. 1997 한양대학교 전자공학과 졸업(학사). 1999년 한양대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 연구원.

오상기 (吳象基)

1953년 4월 26일생. 1977년 조선대학교 전자공학과 학사. 1979년 조선대학교 전자공학과 석사. 1994년 원광대학교 통신공학 박사. 1983년 8월~현재 한국전기연구원 책임연구원.