

펄초 레이저를 이용한 OCT 시스템의 분해능 향상에 관한 연구

(A Study on the Improvement of Resolution of Optical Coherence Tomography System Using Femto-Second Laser)

양승국* · 박양하 · 장원석 · 오상기 · 김현덕

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

요 약

본 논문에서는 인체에 무해하며 고분해능의 단층영상과 저가격 및 소형으로 제작이 가능하여 전세계적으로 많은 연구가 진행중인 광영상 단층촬영기(Optical coherence tomography system : OCT)의 분해능 향상에 관한 것이다. 고분해능 단층영상을 얻기 위하여 펄초 레이저를 이용한 OCT 시스템을 구성하였다. 펄초레이저의 펄스폭을 측정하기 위하여 자체상관법(Autocorrelator function)를 이용하여 펄스폭을 측정하였으며, 이론식과 기준시편을 이용한 측정으로 실제 분해능을 측정하였다. 또한 SLD(superluminescent diode) 광원과의 비교분석을 통해 분해능이 약 1.5배 향상됨을 확인하였으며 단층영상 비교의 경우 보다 선명한 단층영상을 얻을 수 있을 것이다.

Abstract

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 obtain high resolution of OCT system, we configured OCT system using a femto-second laser. We measure the pulse width using autocorrelator function because a femto-second laser is ultra short pulse. And we measured the practical resolution using theoretical equation and the measurement of reference sample. It is confirmed that the proposed OCT system has 1.5 times higher resolution and more distinctive cross-sectional image than OCT system with SLD as a light source.

Key Words : OCT, Interferometers, Michelson, femto-second

1. 서 론

현재 계측장비는 의료 및 생물학 그리고 산업전반

에 걸쳐 다양하게 사용되고 있다. 특히 광학 기술의 발전과 레이저의 발명은 이러한 계측분야에 새로운 장을 마련하게 되었다. 기존의 의학 및 생명 분야에 서 중요한 계측장비로 사용되고 있는 의료 영상장비 들은 환자에 대한 정확한 진단과 치료를 위해 매우 중요하다. 현재 개발 및 상용화 되고 있는 장비로는 X선 촬영기(X-Ray), 초음파 촬영기, 전산화 단층촬영기(CT), 자기공장영상장치(MRI) 등이 사용되고

* 주저자 : 한국전기연구원 영상용융연구그룹
Tel : 031-500-4823, Fax : 031-500-4820
E-mail : opticalgyro@hanmail.net

접수일자 : 2004년 10월 7일
1차심사 : 2004년 10월 11일, 2차심사 : 2004년 11월 5일
심사완료 : 2004년 11월 15일

있다. 그러나 이러한 장비들은 인체의 유해성 문제와 장비의 가격 및 측정 분해능 등의 한계점을 가지고 있다. 이러한 단점을 해결하기 위하여 다양한 단층촬영기를 연구 중에 있다. 특히 1991년 MIT의 D. Huang에 의해서 처음 소개 되어 실시간으로 살아있는 조직 및 세포의 측정이 가능함을 언급함으로써 새로운 단층촬영기인 광영상 단층촬영기 개발에 급속한 발전을 가져오게 되었다[1-3].

OCT시스템의 기본구성으로는 큰 범주로 광원부, 간섭계부, 지연선로 및 스캐너부, 그리고 신호처리부로 나눌 수 있다. 여기서 광원부는 광원의 파장과 가간섭 길이 및 출력의 세기가 단층영상의 분해능 및 투과 깊이를 결정하며, 간섭계 구성은 검출 특성을 향상하기 위해 중요한 부분이다. 지연선로 및 스캐너부는 광경로의 일치를 통해 간섭신호를 발생하는데 샘플의 측정범위 및 측정속도를 결정한다. 마지막으로 신호처리부에서는 샘플 내부의 반사 및 산란을 통해 발생한 간섭신호를 필터 및 증폭등의 과정을 거친 후 단층영상을 얻을 수 있다. 본 논문에서는 넓은 대역폭과 높은 출력 에너지를 가지며 1,200~1,800[nm] 대역에서 가장 높은 투과도를 가지므로 1248[nm]의 파장을 가지는 펄스레이저를 이용함으로써 SLD와 EELED(Edge-emitting LED)가 가지는 단점을 보완하여 고분해능의 단층영상과 측정범위 향상을 통해 향상된 OCT시스템을 구성하고자 한다. 본 논문에서는 펄스레이저의 특성을 확인하기 위하여 간섭형 자체상관법을 이용하여 펄스폭을 측정하였으며, 분해능 향상을 확인하기 위하여 광섬유형태의 OCT시스템에 SLD와 펄스레이저의 두 광원을 이용하여 기준시편을 통한 검출신호의 비교 분석을 통해 분해능 향상 및 단층영상의 선명도를 확인하였다[4-6].

2. 펄스레이저 특성

펄스레이저는 모드잠금 기법으로 짧은 시간 간격의 펄스열로서 펄스초 광펄스를 발생시키는 기술은 색소레이저등을 중심으로 발전하였으며, 고체 내에서 고속으로 완화되는 현상이나 화학반응 운동연구 등의 이화학 분야에서 이용되어 왔다. 그러나 현

재에는 Ti : Sapphire 레이저나 파이버 레이저를 이용하여 펄핑시키는 고체 펄스초 레이저가 개발됨으로써 시스템이 간단하고 사용이 편리해졌다. 이러한 발전으로 인하여 물리학에서 고출력 레이저가 만드는 강한 전자기파가 물질과 상호작용의 경우에 발생하는 다양한 현상을 초강력장 분야에 활용되고 있으며, 가공분야에서는 가공하고자 하는 샘플에서 빛의 흡수에 의하여 발생한 열이 주변으로 전달되기 전에 가공이 끝나게 되어 가공부의 주변에 어떠한 손상이나 구조변화를 일으키지 않은 장점으로 인하여 초고정밀도 미세구조 가공이 가능하여 의학분야, 생명분야, 나노기술, 측정분야 등 다양한 분야에 응용되고 있다[7].

OCT 시스템의 광원으로 사용된 Cr : Forsterite 펄스초 레이저는 레이저 펄스폭이 ps~fs 정도가 되는 고출력 레이저이다. 이러한 fs의 펄스폭을 가지기 위하여 강한 세기의 빛이 매질을 통과할 때 매질의 굴절률이 빛의 세기에 따라 변화가 생기는 Kerr 효과를 이용한 Kerr lens 모드잠금 또는 자체모드잠금 방법을 이용하며, 충분한 비선형 효과를 얻기 위한 높은 펄스 파워와 모드잠금을 자발적으로 일으키기 위하여 군속도 분산용 프리즘을 이용하여 공진기의 길이에 변화를 주어 펄스초 레이저의 발전을 용이하게 하였다. 그림 1은 광원으로 사용된 펄스초레이저의 구성도이다[8].

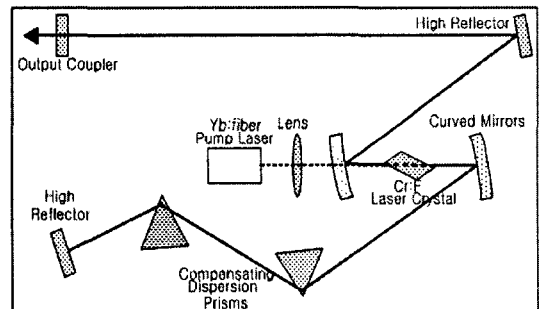


그림 1. 펄스초 레이저 구성도
Fig. 1. A diagram of femto-second laser

Cr : Forsterite 펄스초레이저의 펄스폭을 측정하기 위해서 현재의 계측 장비로는 fs의 짧은 펄스폭을 직접적으로 측정하기 어렵다. 따라서 펄스초레이저

의 펄스 측정에 일반적으로 사용되는 2차 조화파를 이용하는 간섭형 자체상관(Autocorrelation)법을 이용하여 측정하였다. 그림 2는 펄스폭 측정에 사용된 간섭형 자체상관 시스템 기본 구성도이다. 출력된 빔은 마이켈슨 간섭형 자체상관 실험장치로 입사되고 레이저 펄스를 빔스플리터를 이용하여 두개의 빔으로 나누게 되고 고정된 M1과 가변 가능한 M2로 보낸 후 반사되어 돌아오는 두 개의 펄스가 간섭을 일으켜 자체 상관을 일으킨다. 가변거울은 일정한 진동을 통해 충격파처럼 주기적으로 펄스를 만들어 주는 역할을 하는데 파형 발생기에 의해 구동되는 솔레노이드를 이용한 진동자가 부착되어 있어 광경로의 변화에 따라 시간 지연을 발생시키도록 되어 있다. 초점거울은 두개의 빔을 모아서 검출기로 보내는 역할과 분산을 없애주는 역할을 하며, 이때 비선형 결정에서 발생하는 이차조화파의 세기는 두 펄스의 광로차에 의한 증첩에 따라 달라지며, 이를 이용하여 펄스의 시간지연을 확인할 수 있다[9].

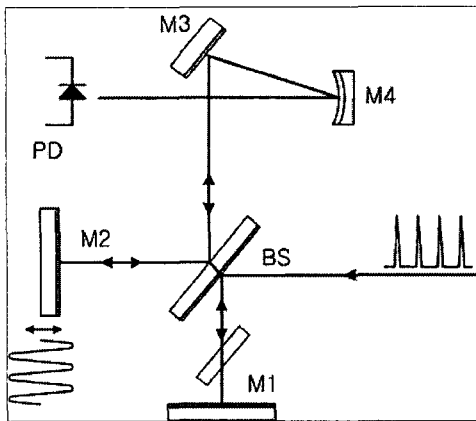


그림 2. 간섭형 자체상관 시스템 구성도
Fig. 2. A diagram of interferometer autocorrelator

측정방법으로는 두빔이 M4 거울에 초점이 일치하도록 고정한 후 가변거울 M2를 일정한 진동수로 진동하게 하고 오실로스코프로 자체상관이 일어나는지 확인한다. 빔의 경로 차가 일정할 때 M1에 달린 마이크로미터로 거리를 조절한 후 오실로스코프상의 자체상관의 반치폭을 마이크로미터기를 이용하여 측정한다. 측정된 펄스는 그림 3과 같이 측정되

었다. 측정된 거리는 반사거울을 통해 광이 왕복함으로써 수식(1)과 같이 간략한 수식으로 정의할 수 있다. 여기서 검출된 펄스형태를 가우시안 펄스로 가정하면 1.41을 나누어 주고, sech^2 형태로 가정하면 1.55로 나누어 줌으로써, 자체상관법에 의해 측정된 펄스폭 길이를 시간으로 변환 할 수 있다[10].

$$\Delta\tau[\text{fs}] = \left(\frac{2L[\text{m}]}{3 \times 10^8 [\text{m/s}]} \right) / (1.41 \text{ or } 1.55) \quad (1)$$

$$\approx \Delta L[\mu\text{m}] \times 4$$

자체상관법을 이용하여 측정된 펄스폭의 거리는 16[μm]였으며 sech^2 으로 가정하였을 경우 펄스폭은 약 64[fs]임을 확인하였다. 또한 중심파장과 반치폭을 측정하기 위하여 광스펙트럼 분석기를 이용하여 측정한 결과 그림 4와 같이 측정되었으며, 출력세기는 2[mW], 중심파장은 약 1250[nm], 그리고 $\Delta\lambda$ 는 40.4[nm]임을 확인하였다. 펄토초레이저를 OCT 시스템에 적용하였을 경우 단층영상의 분해능에 해당하는 가간섭 길이는 수식(2)로 정의할 수 있으며, 이론식에 의한 분해능은 약 17[μm]이며 중심주파수가 1,285[nm]이고 반치폭은 35.3[nm]인 SLD를 이용하여 계산식에 의한 분해능은 20.5[μm]이다[11].

$$l_t = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{c}{\Delta\nu} = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (2)$$

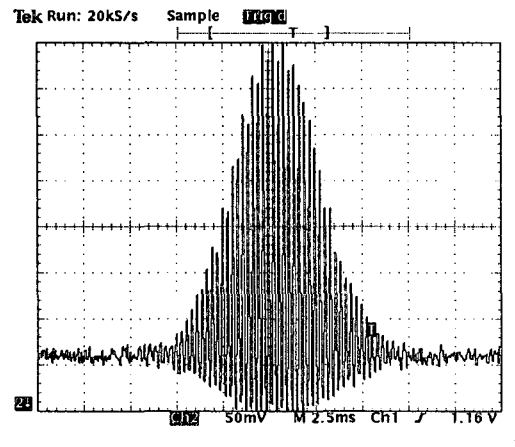


그림 3. 간섭형 자체상관 신호파형
Fig. 3. A Interferometric autocorrelation waveform

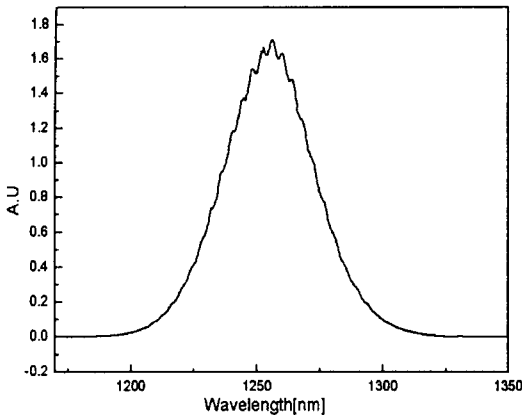


그림 4. Spectrum of femto-second laser
Fig. 4. 펄초레이저의 스펙트럼

3. OCT 시스템 구성 및 특성

OCT 시스템의 기본구성으로는 광섬유를 이용한 간섭계를 구성하였다. 이러한 간섭계는 자유공간상에서 구성된 간섭계보다 구성이 용이하며 소형으로 간섭계를 구성할 수 있다. 광원으로는 펄초 레이저를 이용하여 출력된 광을 집광장치를 통하여 광섬유 단면에 집광시켜 광섬유에서 입사된 광출력을 약 2[mW]로 하였다. 그림 5는 전체시스템의 구성도이다.

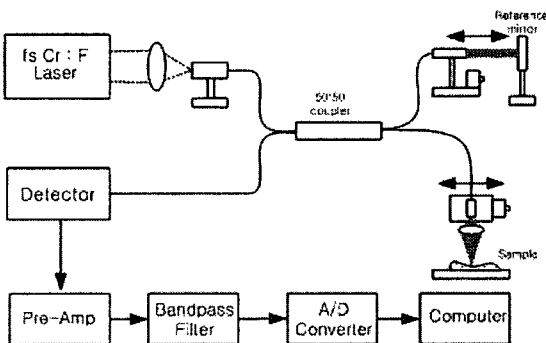


그림 5. OCT 시스템 구성도
Fig. 5. Configuration of OCT system

단일모드 광섬유를 이용하여, 광나뭇비가 50 : 50인 2x2의 광커플러를 이용하였다. 광지연 선로부는 샘플의 각 층에서 발생한 산란이나 반사광과 기준광

의 광경로 일치를 통해 발생하는 간섭신호에 의해서 샘플의 내부를 측정하게 되는데, 이러한 광경로의 일치를 위하여 가장 기본적인 기준거울이 부착된 스테이지가 스텝모터에 의해서 선형적으로 이동하는 방식을 이용하였으며, 측정 결과 이동속도는 최고 10[mm/s]이며, 최대 250[mm]까지 이동이 가능하다. 또한 기준거울은 광이 수직으로 입사시 1,100~1,500 [nm]에서 파장범위에서 99[%]이상의 반사율을 가진다. 수광부는 샘플에서 반사와 산란에 의해 되돌아온 광과 기준광과의 경로일치에 의한 간섭신호는 매우 미약하다. 이러한 신호를 검출하기 위해서 광검출기 감도가 뛰어나면 잡음특성이 우수한 800~1,700[nm] 측정범위의 NEW FOCUS사의 MODEL 2017을 사용하였다. 스캐너는 샘플의 한지점에 대한 측방향의 내부 신호검출 후 샘플의 2차원 단층영상을 얻기 위하여 횡방향의 이동을 위해 스텝모터를 이용하였으며 샘플의 면이나 크기가 고르지 않을 경우 측정된 위치에 대하여 정확한 초점을 유지하기 위하여 시준기(collimator)를 이용하였다. 광섬유간섭계를 통해 수광부에 검출된 신호는 약 7[dB]가 감쇠됨을 확인하였다. 이러한 손실원인으로는 광원부와 간섭계 연결시 발생하는 광커넥터 손실 및 지연선로부의 기준거울과 스캐너의 샘플에서 발생하는 광의 입출력 손실에 의해 발생한 값이다. 이러한 손실값은 샘플이 가지는 반사율과 산란율에 따라 다르게 나타난다. 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 간섭신호만을 검출하여 DAQ보드에서 디지털 신호로 변환한 후 영상처리프로그램을 통해 영상신호로 변환하게 된다.

4. 단층영상 및 특성

펄초레이저를 이용한 OCT 시스템의 측정 가능 분해능을 확인하기 위하여 기준시편을 이용한 분해능 측정을 통해 이론식과 일치함을 확인하도록 하였으며, SLD광원을 이용한 OCT 시스템과의 단층영상

특성을 비교하였다.

OCT 시스템의 분해능을 측정하기 위하여 150 μm 폭을 가진 커버글라스(Cover Glass)기판을 이용하여 양단면에서 검출된 간섭신호의 거리와 간섭신호의 폭을 비례적으로 계산하여 분해능을 얻을 수 있다. 그림 6(a)는 펄스레이저를 광원으로 사용하여 기준시편을 측정된 검출신호와 신호처리를 통한 단층영상으로서 비례식에 의한 측정결과 분해능은 약 18 μm 이며, 이론식에 의한 17 μm 과 비슷함을 확인하였다. 그림 6(b)는 SLD를 이용하여 분해능 측정 결과 약 25 μm 이며 계산식에 의한 값과 일치함을 확인하였다.

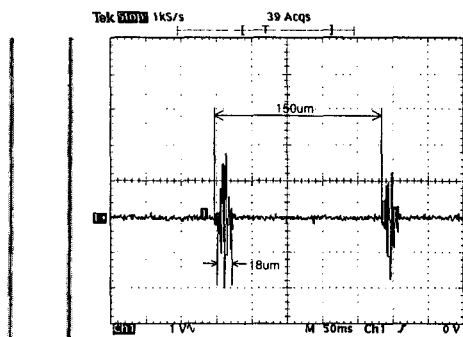
측정결과 펄스레이저의 측정분해능이 SLD 광원의 측정분해능보다 약 1.5배가 뛰어난 것을 확인할 수 있었다.

5. 결 론

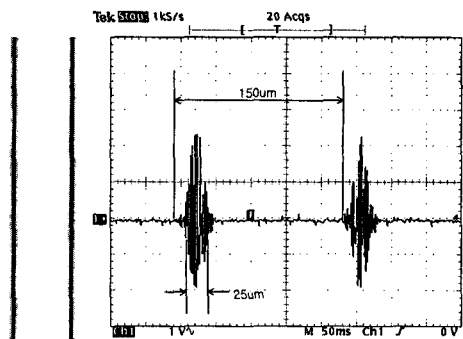
본 논문에서는 광섬유로 구성된 OCT 시스템의 단층영상 분해능을 향상시키기 위하여 펄스레이저를 광원으로 사용하였다. 펄스레이저의 펄스폭을 측정하기 위하여 자체상관법을 이용하여 측정하였으며 펄스폭은 약 64[fs]였다. 또한 광스펙트럼 분석기를 이용하여 측정된 결과 중심 파장이 1250[nm]이며 $\Delta\lambda$ 는 40.4[nm]로 측정되었다. 이러한 펄스레이저를 이용한 단층영상분해능의 이론값은 약 17 μm 였으며, 기준시편을 이용한 비례관계를 통한 실험에서 측정 가능한 분해능이 18 μm 임을 확인하였다. 또한 두 광원을 통한 비교분석 결과 펄스레이저의 분해능이 SLD 광원보다 분해능이 1.5배 향상됨을 확인하였다. 따라서 펄스레이저를 광원으로 사용한 OCT시스템의 경우, 기존의 SLD와 ELED를 사용한 광원보다 측정분해능이 뛰어나므로 보다 선명한 단층영상을 얻을 수 있으며, 또한 광출력의 세기가 높으므로 샘플의 측정범위를 향상시킬 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. C. Fujimoto, "Optical coherence tomography," Science, vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.
- [3] A. F. Fercher, C. K. Hitzinger, 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. Brezinski, B. E. Boump, G. J. Tearney, and J. C. Fujimoto, "Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography," Dev. Biol., 177, pp. 54-64, 1996.
- [5] 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.
- [6] L. Thrane, Optical Coherence Tomography(OCT) : A Review, IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics 5(4), 1205-1215 1999.
- [7] F. L. Pedrotti and L. S. Pedrotti, Introduction to Optics, Prectice-Hall International, Inc., 2. edition, 1996.
- [8] J. W. Goodman, Introduction to Fourier Optics (McGraw Hill, New York, 1988), chapter 2.



(a) 펄스 레이저



(b) SLD(Superluminescent diode)

그림 6. 광원에 따른 단층 영상 및 출력파형
Fig. 6. Tomography and output waveform for Optical source

펄토초 레이저를 이용한 OCT 시스템의 분해능 향상에 관한 연구

- [9] 강용훈, 홍경한, 남창희 “주파수 위상간섭계를 이용한 펄토초 레이저 필스의 시간적 특성 연구” 한국광학회지. 제12권 제3호 219-224, Jun 2001.
- [10] C. Iaconis and I. A. Walmsley, “spectral phase interferometry for direct electric-field reconstruction of ultrashort optical pulses,” Opt. Lett., vol, PP. 792-794, 1998.
- [11] 양승국, 박양하, 장원석, 오상기, 이석정, 김기문 “광섬유를 이용한 광영상단층촬영기 제작에 관한 연구” 조명전기설비학회지. 제18권 제4호 34-40, 2004.

◇ 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 전자의료기기 선임위축연구원.

박양하 (朴洋夏)

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

장원석 (張源碩)

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

오상기 (吳象基)

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

김현덕 (金炫惠)

1950년생. 1976년 동아대학교 전자공학과 졸업(학사). 1985년 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 1996년 경남대학교 대학원 전기공학과 졸업(박사). 현재 진주산업대학교 교수.