

# 복부 CT 영상에서 신장암의 자동추출

## (Automatic Detection of Kidney Tumor from Abdominal CT Scans)

김도연<sup>†</sup> 노승무<sup>\*\*</sup> 조준식<sup>\*\*\*</sup> 김종철<sup>\*\*\*</sup> 박종원<sup>\*\*\*\*</sup>  
 (Do Yeon Kim) (Seung Moo Noh) (June Sik Cho) (Jong Chul Kim) (Jong Won Park)

**요약** 본 논문은 복부 컴퓨터단층촬영(CT) 영상에서의 자동화된 신장 및 신장암 추출에 관한 연구를 수행하였다. 필름으로 보관된 복부 CT 영상을 디지털화 하여 영상분석을 수행하였으며, 명암값에 의한 임계값(Gray-Level Thresholding) 처리 기법을 사용하여 신장만을 분리하였다. 신장암의 샘플영상에 대한 텍스처(Texture)분석 결과를 토대로, 대표적인 통계적 모멘트 값인 평균 및 표준 편차값을 동질성 시험 기준으로 삼아 신장암의 SEED를 선택하였다. 선택된 SEED의 중앙 픽셀을 시작점으로 하여, 명암값을 동질성 시험기준으로 사용한 영역확장(Region Growing) 방법을 적용하여 신장암을 추출하였다. GE사의 Hispeed Advantage CT 스캐너를 사용하여 촬영된 9개의 예, 총 113매 영상을 Lumisys LS-40 필름 디지털라이저로 디지털화 하여 적용한 결과, 85%의 신장암 추출 민감도를 가진다.

**키워드** : 의학영상처리, 컴퓨터지원진단계통, 신장암, 텍스처분석, 영역확장.

**Abstract** This paper describes automatic methods for detection of kidney and kidney tumor on abdominal CT scans. The abdominal CT images were digitalized using a film digitizer and a gray-level threshold method was used to segment the kidney. Based on texture analysis results, which were perform on sample images of kidney tumors, SEED region of kidney tumor was selected as result of homogeneity test. The average and standard deviation, which are representative statistical moments, were used to as an acceptance criteria for homogeneous test. Region growing method was used to segment the kidney tumor from the center pixel of selected SEED region using a gray-level value as an acceptance criteria for homogeneity test. These method were applied to 113 images of 9 cases, which were scanned by GE Hispeed Advantage CT scanner and digitalized by Lumisys LS-40 film digitizer. The sensitivity was 85% and there was no false-positive results.

**Key words** : Medical Image Processing, CAD(Computer Aided Diagnosis), Kidney Tumor, Texture Analysis, Region Growing.

### 1. 서론

컴퓨터단층촬영(CT), 자기공명촬영(MRI) 장치 등과 같은 의료기기를 이용하여 얻어진 인체 내부의 단면 사진을 사용하여 특정 장기의 분리, 종양 검출, 체적 계산

및 3D 재구성[1] 등과 같은 의료영상 처리기술은 치료나 수술을 위한 계획이나 방법 등을 결정하는데 매우 중요한 역할을 한다. 현재의 진단은 의료인들의 전문적인 지식과 경험에 의해 시작적으로 이루어지고 있지만, 컴퓨터지원 진단계통(CAD)과 같이 컴퓨터를 이용하여 진단을 한다면, 시간단축, 진단의 정확성 및 많은 양의 영상 데이터를 처리할 수 있다. 본 논문에서는 복부 CT 영상을 사용하여 CT 필름 디지털화, 영상분석, 신장추출, 텍스처분석, 신장암의 SEED 선택 및 분리된 신장영상을 사용하여 자동으로 신장암을 추출하는 작업을 수행하였다(그림 1). 사용된 CT 영상은 GE사의 Hispeed Advantage 스캐너를 사용하여 촬영된 영상으로 9개의 예, 113매로 구성되어 있다. 필름으로 보관된 CT 영상

† 정 회 원 : 충남대학교 컴퓨터공학과  
 dykim2@crow.cnu.ac.kr  
 \*\* 비 회 원 : 충남대학교 일반의과 교수  
 seungnoh@chungnam.ac.kr  
 \*\*\* 비 회 원 : 충남대학교 진단방사선과 교수  
 jscho@cnuh.co.kr  
 \*\*\*\* 종신회원 : 충남대학교 정보통신공학과 교수  
 jwpark@crow.chungnam.ac.kr  
 논문접수 : 2002년 4월 18일  
 심사완료 : 2002년 8월 27일

을 Lumisys LS-40 필름 디지털라이저로 디지털화 하였으며, 픽셀의 크기는 한 바이트로서 256개의 명암값을 가진다. 개발환경으로 Intel P4 1.5 GHz 프로세서를 사용하였고 리눅스(Linux) 운영체제하에 GNU C compiler 및 영상을 보기 위한 도구로서 XV(X window viewer)를 사용하였다[2].

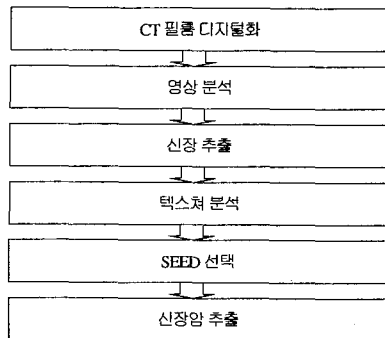


그림 1 신장암 추출 블록 다이어그램

## 2. 신장 추출

### 2.1 CT 필름 디지털화

필름으로 보관된 CT 영상을 처리하기 위해 Lumisys LS-40 필름 디지털라이저[3]를 사용하여, 14 inch \* 17 inch 크기의 CT 필름을 디지털화 하였다. 스캔에 의한 한 개의 영상파일의 크기는 2048 pixels \* 2500 lines 으로 픽셀의 크기는 12 비트로 표현된다. 일반적으로 디지털화된 한 개의 영상파일에는 12 ~ 16장의 슬라이스 영상이 있으며, 신장 및 신장암 추출에 사용되기 위해 각각 한 개의 슬라이스 영상이 되도록 파일을 분할하였다. CT 영상에 따라 뷰(view) 범위가 다른 관계로 각각의 슬라이스 영상파일의 크기는 428\*428, 448\*448, 548\*548 중의 하나로 분할하였다. 그리고, 픽셀의 크기는 12 비트로 표현되었는데, 이를 상위와 하위 2 비트를 잘라내어 8비트로 조정하였으며[3], 이로 인해 프로그램 처리 속도 향상 및 디스크 용량에 대한 절감효과를 갖게 되었다. 또한 Lumisys LS-40 필름 디지털라이저는 하드웨어 고유의 영상 파일 포맷을 가지고 있어, 이를 일반적인 UNIX 계열의 플랫폼에 사용하기 위해 PGM(Portable Gray Map) 파일 포맷으로 변환하여 사용하였다.

### 2.2 영상 분석

각각의 슬라이스 영상(그림 2)을 분석하여 보면 다음

과 같이 세가지 영역으로 구분할 수 있다. 첫째, 환자 복부를 감싸고 있는 가장자리의 어두운 부분, 둘째, 가장자리의 어두운 부분과 비교하여 볼 때 상대적으로 밝은 환자의 몸통부분 및 슬라이스 영상에 대한 정보를 표현한 문자 부분, 셋째, 환자의 몸통부분에서도 좀 더 밝은 척추 및 신장 부분으로 구별된다. 위와 같은 영역 구분은 명암값의 빈도수를 사용하여 작성된 슬라이스 영상의 히스토그램 분석(그림 3)에서도 확인할 수 있다[4]. 히스토그램의 왼쪽에 위치하는 첫 번째 봉우리는 슬라이스 영상에서 가장자리의 어두운 부분을, 두 번째 봉우리는 환자의 몸통 및 문자부분을, 마지막 봉우리는 신장 및 척추 부분인 것을 알 수 있다. 비록 마지막 봉우리의 빈도수가 적지만, 두 번째와 세 번째 봉우리의 계곡(Valley) 부분에 해당하는 중간값을 사용하면 슬라이스 영상에서 환자의 신장 및 척추만을 추출해 낼 수 있다[5-7].



그림 2 분할된 복부 CT 영상

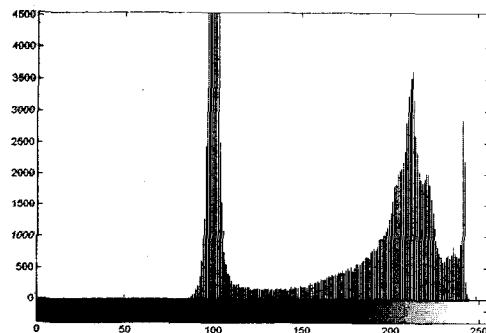


그림 3 복부 CT 영상에 대한 히스토그램

### 2.3 신장 추출

슬라이스 영상의 분석결과를 바탕으로 하여, 슬라이스 영상의 히스토그램에서 두 번째, 세 번째 봉우리의 계곡

부분에 해당하는 중간값을 취하여 환자의 신장 및 척추만의 영상을 획득한다(그림 4). 인체의 해부학적 정보인 척추 좌, 우에 신장이 위치하는 점을 이용하여, 슬라이스 영상의 중간에 위치한 척추를 제거한다. 또한, 신장 및 척추만 남겨진 슬라이스 영상 좌, 우에 접근하여 한 쌍의 신장만을 선택한 영상을 획득한다(그림 5). 신장암을 추출하기 위해 신장만을 먼저 추출하는 이유는, 신장암은 신장내부, 또는 신장의 경계와 인접한 부분(신장암으로 인하여 정상인의 신장경계 보다 커진 경우)에 존재한다는 일반적인 사실을 이용하기 위함이다. 추출된 신장만의 슬라이스 영상은 신장암 추출용 SEED 선택을 위한 템플릿 영상으로 사용된다.

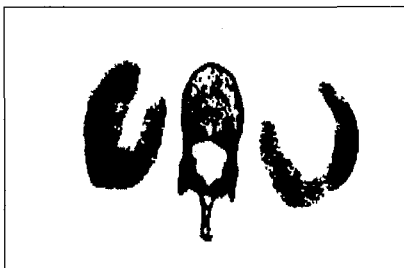


그림 4 신장 및 척추 영상

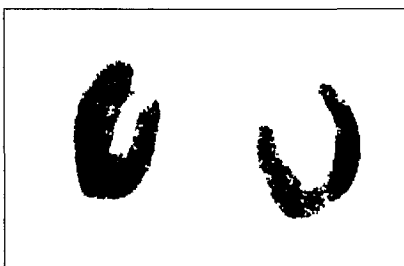


그림 5 추출된 신장 영상

### 3. 신장암 추출

신장암 추출을 위해 30\*30 윈도우 크기의 신장암 샘플 영상을 사용하여 명암값의 비율을 신장암 추출의 특징자로 사용하여 처리해 보았다. 처리결과 50% 정도의 민감도로서, 만족스런 결과를 얻지 못하여 다음과 같이 텍스처 분석을 통한 통계적 모멘트를 특징자로 사용하여 신장암을 추출하였다.

#### 3.1 텍스처 분석(Texture Analysis)

신장암 추출을 위해 먼저 신장암의 샘플 영상을 사용하여 다음과 같은 텍스처 분석을 수행하였다[8]. 촬영된

2개의 예에서 임의로 10장의 신장암 샘플 영상을 30\*30 윈도우 크기로 작성하여, 각각의 샘플 영상에 대해 평균값 및 표준 편차값을 계산하였다. 계산된 상기 두값의 평균값을 신장암 추출을 위한 특징자로 사용하였는데, 이는 일반적인 텍스처 분석에서 사용되는 대표적인 통계적 모멘트로서, 명암값에 의한 임계값 처리 기법으로 객체 분리가 어려운 형태의 영상에서 특정 객체를 추출하기 위한 방법이다. 일반적으로 우측 신장은 간장과 경계를 이루어 복부 CT 영상에 나타나는데, 신장암과 간장을 확실히 구별하기 위해, 간장에 대한 샘플 영상 작성 및 텍스처 분석을 수행하였다. 계산된 통계적 모멘트들의 평균값들을 신장암 추출에 사용하기 위한 특징자의 범위에서 배제하는 방법을 사용함으로써 간장을 신장암의 일부로 인식하는 오류를 줄일 수 있었다. 위와 같은 텍스처 분석은 MS Window 환경하에 Matlab 5.3을 사용하여 수행하였다.

#### 3.2 SEED 선택

신장암의 텍스처 분석에서 얻어진 통계적인 모멘트 값에서 간장의 텍스처 분석값을 배제한 모멘트 값을 신장암의 SEED 영역을 선택하는 특징자로 사용하였다. 2.3절에서 추출된 신장 영상을 템플릿으로 하여, 신장내부 및 신장경계영역을 30\*30 윈도우 크기의 영상으로 분할하였는데, 일정간격으로 중첩되도록 하였다. 중첩, 분할된 각각의 영상에 대해 텍스처 분석에서 사용된 모멘트 값을 구하고, 신장암의 구별을 위해 3.1절에서 구해진 특징자로 사용되는 모멘트 값과 비교하여, 선택영역 범위 내에 들어오게 되면 이의 분할된 윈도우 영역을 신장암의 일부로 판단하는 방법을 사용하였다. 위와 같은 방법은 좌,우 신장 모두에 대해 동일하게 적용되었고, 2차원 형태로 영상을 처리하였는데, 신장암 추출 향상을 위해 각 케이스별로 3차원 형태로 영상을 구성, 중간에 선택되지 않은 신장암을 추가로 선택할 수 있도록



그림 6 선택된 신장암 SEED

하였다. 2차원 형태로 선택된 SEED들을 3차원으로 구성하고, 동일한 좌표에 위치하는 다수의 SEED들을 신장으로 간주하여, 이 좌표와 거리가 먼 SEED들을 제거하였으며, 신장으로 인식된 SEED의 좌표에서 중간에 선택되지 않은 SEED들을 인접한 슬라이스 영상의 SEED 좌표와 동일한 위치에 SEED가 존재하는 것으로 간주하여 처리하였다(그림 6).

### 3.3 신장암 추출

신장암을 추출하기 위하여 신장으로 선택된 30\*30 윈도우 크기 SEED의 중간점을 시작점으로 하여 영역확장(Region Growing) 방법을 사용하였다[8]. 일반적으로 영역확장은 시작 픽셀(또는 블록)에서 시작하여 인접 픽셀(또는 블록)에 대해 명암값, 텍스처 또는 칼라를 사용하여 동질성 여부에 대한 시험을 수행하고, 시험 결과에 따라 동일한 영역으로 포함시키거나 배제시키는 방법이다. 명암값이나 칼라를 사용하여 동질성 시험을 할 경우에는 픽셀단위로, 텍스처를 사용한 동질성 시험은 블록단위로 수행된다. 위와 같은 영역확장 방법은 임의의 영상에서 특정 객체의 영역을 분리하기 위해 사용되는 일반적인 방법이다. 일반적으로 CT 영상은 칼라영상이 아닌 명암값을 갖는 영상이므로, 본 연구에서는 텍스처 값과 명암값을 사용하여 영역확장 방법을 적용하여 보았다. 첫째로, 텍스처 값을 사용한 영역확장 방법으로 신장의 SEED로 선택된 30\*30 윈도우 크기 영상의 중

간 블록인 10\*10 윈도우 크기의 블록을 시작점으로, 동일 크기의 인접 블록에 대해 동질성 시험을 수행하였으며, 시험 기준은 신장암 SEED 선택에 사용된 모멘트 값을 그대로 사용하였으나, 영역확장의 결과는 만족스럽지 못하였다. 둘째로, 명암값을 사용한 영역확장 방법으로, 신장암의 SEED로 선택된 30\*30 윈도우 크기 영상의 중간 픽셀을 시작점으로 인접 픽셀에 대해 동질성 시험을 수행하였으며, 시험 기준은 30\*30 윈도우 크기의 신장암 SEED내의 명암값을 파악하여, 일정 범위 내에 들어오는 픽셀들을 동일 영역으로 포함시켰다(그림 7). 두 가지 영역확장 방법의 적용 결과 성능이 좋은 명암값을 사용하여 신장암의 일부인 SEED에서 시작하여 신장암 전부를 추출하였다(그림 8).



그림 7 추출된 신장암 영상

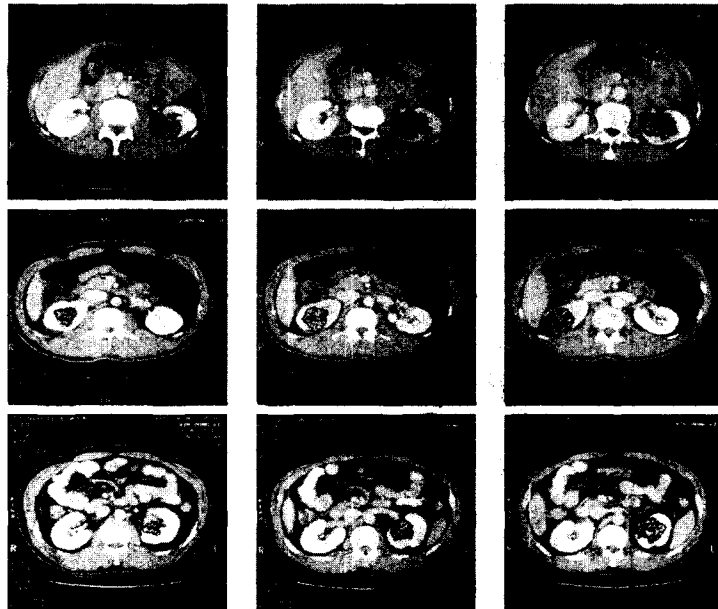


그림 8 신장암 추출 결과 영상

4. 실험결과

복부 CT 영상을 사용하여 CT 필름 디지털화, 영상분석, 신장 추출, 텍스처 분석, 신장암의 SEED 선택 및 분리된 신장 영상을 사용하여 신장암을 추출하는 작업을 수행하였다. 9개의 예, 113매의 영상에 적용한 결과는 표 1과 같다. 환자 ID, 총 영상 갯수, 추출 및 추출되지 않은 영상 갯수로 분류하였다. 방사선과 의사에 의해 확인된 65개의 신장암 중 10개의 false-negative(실제 신장암 이지만 신장암으로 추출되지 않음)를 가지는 85%의 민감도(실제 신장암과 추출된 신장암의 백분율)로 신장암을 검출하였으며, false-positive(실제 신장암은 아닌데 신장암으로 추출됨)는 없었다. 신장의 추출 결과를 분석하여 보면, 신장이 추출되지 않은 이유로 인한 경우와 기준 모멘트 값을 벗어나는 두 가지 경우로 구분하여 볼 수 있다. 첫째로, 신장이 추출되지 않은 이유는 신장 전체가 신장암으로 되어 있어 신장 추출이 불가능한 영상이 대부분이고, 둘째로 기준 모멘트 값을 벗어나는 경우이다. 필름으로 보관된 CT 영상을 디지털화 하여 사용함으로써, DICOM[9] 파일 형태로 된 CT 영상을 처리한 결과보다는 낮은 것으로 판단되며, 케이스마다 또는 필름마다(일반적으로 하나의 케이스에 3~4장의 필름으로 구성) 인화 상태가 서로 달라서 낮은 결과를 나타낸 것으로 판단된다. 본 연구에서 수행한 신장암 추출 용도의 컴퓨터지원 진단계통(CAD)은 비교 대상이 될만한 기존의 연구 결과가 없어 직접적인 비교분석은 불가능하지만, 폐암추출의 경우와 비교해 볼 때, 비록 높은 민감도를 가지는 경우도 있지만(90~95%의 민감도)[10-11], 여타 결과(70~75%의 민감도)[12-13]보다는 우수한 성능을 가지는 것으로 판단된다. 사용된

플랫폼은 Intel P4 1.5 GHz 프로세서이고, 리눅스 운영체제에 GNU C를 사용하였으며, 실행시간은 각각의 영상에 대해 약 2초 정도로 수행된다.

5. 결론

CT, MRI 등을 통해 얻어지는 영상을 처리하는 의료 영상 처리기술은 치료나 수술을 위한 계획이나 방법 등을 결정하는데 매우 중요한 역할을 한다. 본 논문에서는 신장암 추출을 위해 복부 CT 필름을 디지털화 하여 신장 추출 및 신장암 추출 작업을 수행하였으며, 이와 같은 결과들은 환자의 진료나 치료 등의 의료업무에 도움이 될 것으로 판단된다. 9개의 예, 113매 영상에 적용하여 85% 민감도에, false-positive는 없는 결과의 성능을 보여주었다. 신장 전체가 신장암으로 되어 있는 경우와 CT 필름을 디지털화 하여 사용한 이유로 인하여, 높은 민감도를 가지는 폐암 추출의 경우[10-11]에 비하여 그 결과가 만족스럽지는 못하지만, DICOM 파일 형태로 된 CT 영상을 사용한다면 민감도의 향상이 이루어질 것으로 판단되며, 향후 3D 영역확장 등과 같은 3차원 신장암 추출 알고리즘을 개발한다면 완벽하게 신장암 추출이 이루어질 것으로 판단된다.

참고 문헌

[1] Jayaram K. Udupa and Gabor T. Herman, *3D Imaging in Medicine*, p. 3-5, CRC Press, 1991.  
 [2] John Bradley, *XV : Interactive Image Display for the X Window System*, p. 2-65, version 3.10a, 1994.  
 [3] Lumisys, Inc., *LSDT Software Functions Library Reference Guide*, P/N 0066-022, Rev. 10, 1999.  
 [4] M.J. Calotto, "Histogram Analysis Using a Scale-Space Approach", *IEEE Transaction on PAMI*, pp. 121-129, 1987.  
 [5] Scott E. Umbaugh, *Computer Vision and Image Processing*, p. 197-215, Prentice-Hall, Inc, 1998.  
 [6] Dana H. Ballard and Christopher M. Brown, *Computer Vision*, p. 181-184, Prentice-Hall, Inc, 1982  
 [7] J.R.Parker, *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*, p. 69-108, John-Wiley & Sons, Inc, 1997.  
 [8] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, *Digital Image Processing*, p. 458-465, 503-518, Addison-Wesley, 1992.  
 [9] NEMA Draft Standards, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*, Part 1-14.  
 [10] D.Y. Kim, J.H. Kim, S.M. Noh, J.W. Park, "Automated Detection and Volume Calculation of Nodular Lung Cancer on CT Scans", *Journal of*

표 1 신장암 추출 결과

환자ID (일련번호)	총영상 갯수	신장암을 가진 영상 갯수	추출된 영상 갯수	추출 안된 영상 갯수
0001	17	16	13	3
0002	10	4	3	1
0003	12	7	7	0
0004	17	5	4	1
0005	15	8	8	0
0006	8	3	2	1
0007	10	6	2	4
0008	10	8	8	0
0009	14	8	8	0
	113	65	55	10

KISS :Computing Practices, Volume 7, Number 5, pp. 451-457, 2001, 10.

- [11] Giger ML, Bae KT, MacMahon H, "Computerized Detection of Pulmonary Nodules in Computed Tomography Images", Investigate Radiology, Volume 29, Number 4, pp. 459-465, 1994.
- [12] Okumura T, Miwa T, Kako j, et al, "Computer aided diagnosis system for lung cancer based on helical CT images", Proceedings of Medical Imaging by SPIE, Volume 3034, pp. 975-984, 1997.
- [13] Armato SG III, Giger ML, Moran CJ, MacMahon H, Blackburn JF, Doi K, "Computerized Detection of Pulmonary Nodules on CT Scans", RadioGraphic, Volume 19, pp. 1303-1311, 1999.



박 종 원

1979년 2월 충남대학교 전자공학과 졸업, 공학사. 1981년 2월 한국과학기술원 전산학과 졸업, 전산학 석사. 1991년 8월 한국과학기술원 전산학과 졸업, 전산학 박사. 1995년 ~ 현재 충남대학교 공과대학 정보통신공학과 정교수. 관심분야는

영상처리, 병렬처리, 의공학



김 도 연

1986년 2월 충남대학교 계산통계학과 졸업, 이학사. 2000년 2월 충남대학교 정보통신공학과 졸업. 정보통신공학 석사. 2000년 3월 ~ 현재 충남대학교 컴퓨터공학과 박사과정. 관심분야는 영상처리.



노 승 무

1976년 2월 충남대학교 의과대학 졸업, 의학사. 1992년 2월 전북대학교 대학원 졸업, 의학 박사. 1990년 8월 ~ 현재 충남대학교 의과대학 일반외과 부교수.



조 준 식

현재 충남대학교 의과대학 진단방사선과 충남대학교병원 진료처장. 관심분야는 복부영상, 중재적치료, 영상처리.



김 종 철

1979년 2월 서울대학교 의과대학 졸업, 의학사. 1987년 8월 조선대학교 대학원 졸업, 의학석사. 1991년 2월 중앙대학교 대학원 졸업, 의학박사. 1989년 2월 ~ 현재 충남대학교 의과대학 진단방사선과 교수.