

흉부 CT 영상에서 폐 결절 검출을 위한 Log-polar Sampling기반 Voxel Classification 방법

최옥진* · 최태선**

Log-polar Sampling based Voxel Classification for Pulmonary Nodule Detection in Lung CT scans

Wook-Jin Choi* · Tae-Sun Choi**

요 약

본 논문에서는 voxel classification을 이용한 폐 결절 자동 검출 시스템을 제안한다. 제안하는 폐 영상 분석 방법은 크게 세 단계로 구성된다. 첫 번째 단계에서는 분석 대상 폐 영역을 분할한다. 그리고 두 번째 단계는 분할된 폐 영역 내에서 폐 구조물을 분할한다. 마지막으로 두 번째 과정에서 분할된 폐결절후보와 폐혈관 voxel을 대상으로 log-polar sampling을 이용한 특징 벡터를 만들고, 특징벡터를 입력 값으로 하여 support vector machine classifier를 이용하여 분석대상 voxel을 폐 결절 voxel과 비결절 voxel로 구분하여 폐 결절을 검출한다.

ABSTRACT

In this paper, we propose the pulmonary nodule detection system based on voxel classification. The proposed system consists of three main steps. In the first step, we segment lung volume. In the second step, the lung structures are initially segmented. In the last step, we classify the nodules using voxel classification. To describe characteristics of each voxel, we extract the log-polar sampling based features. Support Vector Machine is applied to the extracted features to classify into nodules and non-nodules.

Keywords : lung CT, nodule detection, voxel classification, CAD

1. 서 론

폐암은 사망률이 아주 높은 것으로 알려져 있다. 또한 폐암에 의한 사망자는 전체 암 사망자 중에서 높은 비중을 차지하고 있으며 폐암으로 인한 사망자의 비율은 증가하는 추세이다. 하지만

폐암의 주요소견인 폐결절을 조기에 진단하여 치료를 하면 다른 암에 비하여 예후가 좋은 것으로 보고되고 있다. 국립 암센터의 보고에 따르면 1기 폐암의 수술 후 5년 생존율은 60~70% 이지만 2기 수술 후 5년 생존율은 50% 밖에 되지 않는다 [1]. 따라서 폐결절을 조기에 검출하여 폐암을 진단하는 것이 폐암에 의한 사망률을 줄일 수 있는

* 광주과학기술원 기전공학부

** 교신저자 : 광주과학기술원 기전공학부

접수일자 : 2012년 1월 10 일, 수정일자 : 2013년 1월 21일, 심사완료일자 : 2013년 2월 3일

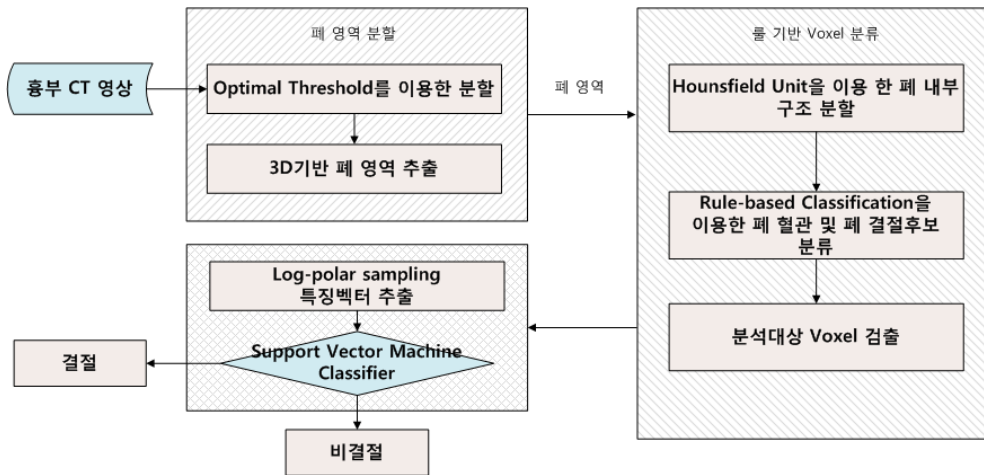


그림 1. Voxel classification을 이용한 폐 결절 자동검출 시스템.
 Fig. 1. Voxel classification based automatic pulmonary nodule detection system.

가장 중요한 방법이다.

폐결절의 조기 검출을 위해 X-ray나 CT영상을 판독하는 방법이 일반적이다. X-ray의 경우는 흉부의 여러 부분이 겹쳐서 보이기 때문에 폐결절을 조기에 진단하기가 어렵다. CT의 경우는 고해상도이며 삼차원으로 구성할 수 있어서 신체 내부의 구조를 명확히 구분할 수 있는 장점이 있다. 반면에 CT는 영상을 촬영할 때 X-ray에 비하여 많은 방사선에 노출되는 단점이 있지만 최근 CT 기술의 발전으로 X-ray영상 정도의 방사선량 사용하여 CT 영상을 획득 할 수 있는 저선량 CT가 개발 되어 낮은 방사선 피폭만으로 폐암의 조기진단에 사용되고 있다. 그리고 CT 영상의 경우 고해상도의 삼차원 영상을 제공할 수 있지만 환자 한명 당 100장 이상의 영상이 생성되어 진단을 하는데 많은 시간이 소요되기 때문에 피로로 인한 오류가 발생하는 문제가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 컴퓨터를 통한 보조진단(CAD)이 활발하게 연구 되고 있다 [2-8].

II. Voxel Classification을 이용한 폐 결절 자동검출 방법

본 논문에서는 흉부 CT영상에서 폐 결절 자동

적으로 검출하기 위하여 voxel classification을 이용한 폐 결절 자동검출 시스템을 제안한다. 그림 1은 제안하는 시스템의 순서도이다. 제안된 폐 결절 자동검출 방법은 크게 세부분으로 구성된다. 첫 번째 부분은 입력된 흉부 CT영상에서 폐 영역을 분할하는 부분이다. 그리고 두 번째 부분은 폐 영역 내부의 구조를 분석하여 배경, 폐결절, 폐혈관, 폐결절후보 영역으로 분할한다. 마지막으로 폐혈관과 폐결절후보 영역의 voxel에 대하여 voxel classification을 적용하여 폐 결절을 검출한다. 제안하는 시스템의 자세한 설명은 다음과 같다.

2.1. 흉부 CT 영상에서의 폐 영역 분할

폐 결절을 정확하게 검출하기 위해서는 폐 영역을 정확하게 분할하는 것이 중요하다. 특히 폐벽 근처의 결절은 정확하게 폐 영역을 분할하지 못할 경우 폐 영역에서 제외되어 검출에 실패할 가능성이 높다. 따라서 폐벽 근처에 존재하는 폐결절을 포함 할 수 있는 정확한 폐 영역 분할 방법을 제안한다.

폐 영역을 정확하게 분할하기 위해 전처리과정으로 입력된 흉부 CT 영상에 대하여 미디언 필터링 등과 같은 필터를 사용하여 노이즈를 제거한다. 또한 폐 영상을 원활하게 분석하기 위해

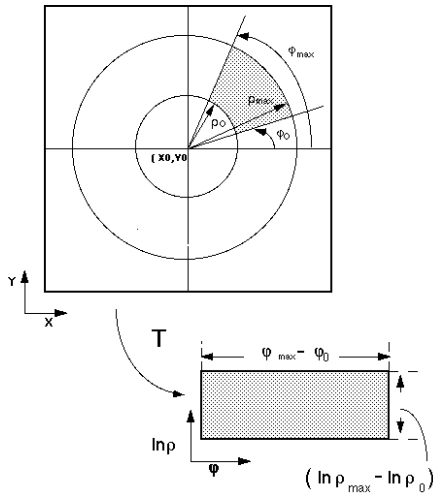


그림 4. Cartesian coordinate 기반의 영상에서 Log-polar sampling 방법.
Fig. 4. Log-polar sampling from Cartesian coordinate image.

voxel 사이즈를 일치시킨다. 이렇게 전처리가 된 흉부 CT 영상에서 밝기값 (Hounsfield Unit, HU)을 이용하여 어두운 부분인 폐 영역과 밝은 부분인 기타 신체 부분을 구분하기 위한 optimal threshold를 구한다. 정확한 threshold값을 구하기 위해 폐 영역과 신체영역이 고르게 분포되어 있는 가운데 슬라이스를 이용한다. 다음 단계는 optimal threshold 값을 이용하여 이진화 된 영상에서 초기 폐 영역을 3D connected component analysis 기법을 이용하여 분할한다 [13].

초기 폐 영역은 아직 내부에 홀 (hole)이 존재하기 때문에 이러한 폐 내부의 홀을 메워 주어야 한다. 본 논문에서는 기존의 2D 기반 필링 (filling) 대신 3D 기반 필링을 사용하였다. 기존의 2D기반 방법은 각각의 슬라이스 별로 홀 필링을 수행하였기 때문에 심장과 연결된 좌우 폐동맥의 경우 부분적으로 폐 영역에 포함되어 폐결절로 오인식 되었지만 3D 기반 방법은 좌우 폐동맥이 제거되어 오인식의 가능성이 줄어들었다. 그림 2는 흉부 CT에서 폐 영역을 추출하는 방법의 각 단계별 영상이다.

2.2. 폐 내부 구조 분할

본 논문에서는 폐결절을 검출하기 위하여 vox-

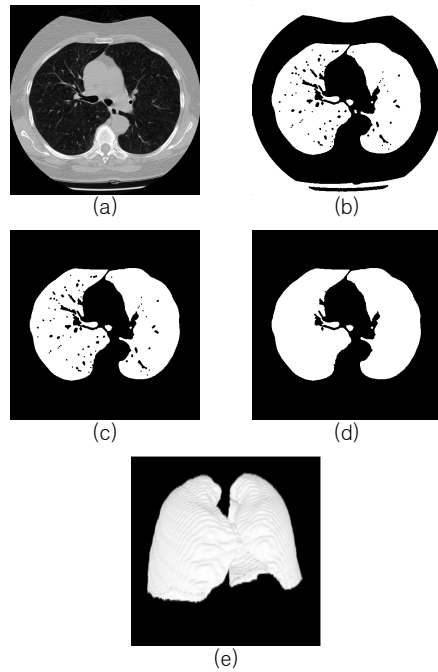


그림 2. 흉부 CT에서 폐 영역 분할, (a) 입력영상, (b) optimal threshold를 이용한 분할, (c) 3D connected component analysis 이용하여 추출한 초기 폐 영역, (d) 3D 홀 제거 (hole filling) 적용 후의 폐 영역, (e) 삼차원 복원된 폐 영역.
Fig. 2. Lung segmentation on pulmonary CT scans, (a) input image, (b) binary image after optimal thresholding, (c) the initial lung segmentation using 3D connected component analysis, (d) lung segmentation after 3D hole filling, (e) 3D reconstructed lung.

el classification방법을 제안한다. 하지만 폐 영역의 모든 voxel을 classification기법을 이용하여 분석하는 것은 많은 시간이 소요되기 때문에 효율적인 처리가 불가능하다. 따라서 효율적인 분석을 위해 흉부 CT영상의 밝기값 (Hounsfield Unit, HU)을 이용하여 폐 영역 내부를 어두운 부분 (폐 조직)과 밝은 부분 (혈관 및 폐 결절), 그리고 중간영역 (결절후보)으로 구분한다. 세 가지 영역 중에서 밝은 부분에 대하여 3D connected component를 구하고 기하학적 특징 값을 추출한다 [14]. 추출된 특징값을 기반으로 rule-based classification [13]을 이용하여 결절과 폐혈관을 구분한다. 이렇게 네가지 부분으로 분류된 각 영역은 다음 단계인 voxel classification에 입력 값으로

사용된다.

2.3. Voxel Classification 기반 폐 결절 검출

이전 단계에서 분류된 폐 영상의 voxel들은 분석에 사용되지 않는 배경, 폐결절 voxel과 분석이 필요한 폐혈관, 폐결절후보 voxel로 구분되었다. Voxel classification 단계에서는 분석이 필요한 폐결절후보와 폐혈관의 voxel들을 classification하여 폐 결절 voxel과 비결절 voxel로 구분한다. 분석이 필요한 voxel은 대체로 폐혈관의 일부분이거나 혈관과 폐결절이 만나는 지점에 분포한다. 또한 폐벽이나 폐간극 주변에도 분포되어 있다.

입력 voxel을 classification하기 위해서는 voxel들의 특성을 표현할 수 있는 특징 값이 필요하다. 본 논문에서는 voxel을 판별하기 위한 특징값으로 log-polar sampling을 이용한 방법을 제안한다. 그림 4는 Cartesian coordinate 기반의 영상에서 log-polar sampling을 이용하여 log-polar coordinate 영상으로 변환하는 방법에 대한 것이다.

본 논문에서는 log-polar sampling 특징값을 추출하기 위해 분석대상 voxel을 중심으로 하는 axial, sagittal, coronal의 세 가지 단면에 대한 영상을 사용하며, 각각의 단면에서 추출된 특징값을 이용하여 특징벡터를 생성한다. 생성된 특징벡터는 support vector machine (SVM) classifier를 이용하여 분석대상 voxel을 결절과 비결절로 분류한다.

V. 실험결과

본 논문에서 제안된 폐결절 자동검출 시스템을 검증하기 위하여 미국 국립 암센터 (NCI) 제작한 흉부 CT 데이터베이스인 Lung Image Database Consortium (LIDC)를 사용하였다 [15]. LIDC 데이터베이스는 총 84개의 케이스로 구성되어 있으며 각각의 케이스는 100~400개의 Digital Imaging and Communication(DICOM) 영상과 폐결절에 대한 전문의들의 주석이 포함된 XML 파일이 포함되어 있으며 많은 폐결절 자동검출 시스템의 연구에 사용 되었다 [11-14].

흉부 CT영상에서 제안된 방법을 이용하여 폐영역을 분리하였으며 분리된 폐영역 내부를 HU

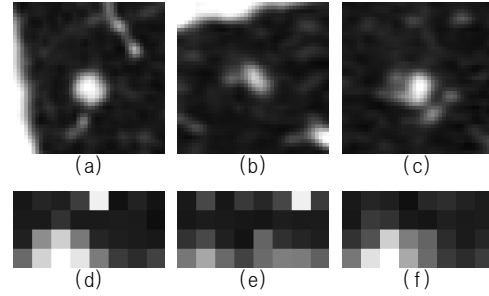


그림 5. 고립된 결절의 입력영상과 추출된 log-polar sampling 특징값 ((a,d) axial, (b,e) coronal, (c,f) sagittal 단면)
Fig. 5. The input images and the extracted log-polar sampling features of isolated nodule ((a,d) axial, (b,e) coronal, and (c,f) sagittal slices).

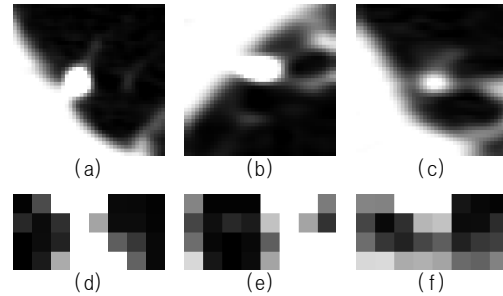


그림 6. 폐벽 근처 결절의 입력영상과 추출된 log-polar sampling 특징값 ((a,d) axial, (b,e) coronal, (c,f) sagittal 단면)
Fig. 6. The input images and the extracted log-polar sampling features of juxta-pleural nodule ((a,d) axial, (b,e) coronal, and (c,f) sagittal slices).

값과 rule-based classification을 이용하여 배경, 폐결절, 폐혈관, 폐결절후보 영역으로 구분하였다.

그리고 폐결절후보와 폐혈관 영역을 결절과 비결절로 구분하기 위하여 voxel classification을 적용하였다. 우선 log-polar sampling 특징값을 추출하기 위하여 입력영상으로 분석대상 voxel을 중심으로 $40 \times 40 \text{mm}$ 의 크기를 가지는 axial, sagittal, coronal의 세 가지 단면 영상을 사용하였다. 입력 영상들에 대하여 log-polar sampling을 적용할 때 ρ_0 는 2mm 이고 ρ_{\max} 는 20mm 이며, $\ln(\rho_{\max} - \rho_0)$ 는

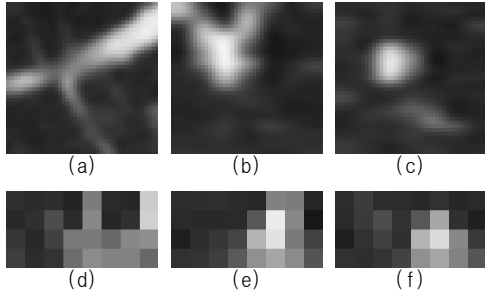


그림 7. 폐혈관의 입력영상과 추출된 log-polar sampling 특징값 ((a,d) axial, (b,e) coronal, (c,f) sagittal 단면)
 Fig. 7. The input images and the extracted log-polar sampling features of pulmonary vessel ((a,d) axial, (b,e) coronal, and (c,f) sagittal slices).

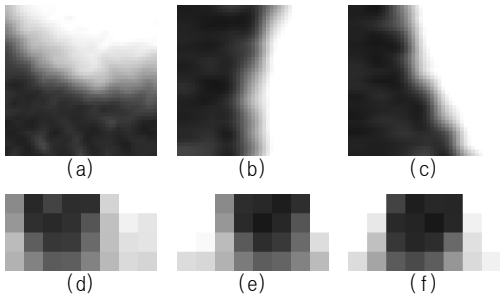


그림 8. 폐벽의 입력영상과 추출된 log-polar sampling 특징값 ((a,d) axial, (b,e) coronal, (c,f) sagittal 단면)
 Fig. 8. The input images and the extracted log-polar sampling features of pleura ((a,d) axial, (b,e) coronal, and (c,f) sagittal slices).

4단계로 분할하였다. 그리고 φ 는 360도를 8단계로 분할하여 4x8의 특징 값을 추출 하였다.

그림 5~6은 고립된 결절과 폐벽근처 결절에 대한 입력영상과 추출된 특징값이며, 그림 7~8은 폐혈관과 폐벽에 대한 입력영상과 추출된 특징값이다. 세 가지 단면별로 추출된 log-polar sampling feature를 사용하여 96차원의 특징벡터를 생성하였으며 SVM을 이용하여 폐결절과 비결절로 구분하였다.

본 논문에서는 SVM의 커널 function으로 radial basis function (SVM-r), polynomial function (SVM-p), Minkowski distance function (SVM-m) 을 사용하였다. 그리고 classifier의 검증을 위하여

k-fold cross-validation을 수행하였다 (k=7).

표 1. Voxel classification 결과.
 Table 1. The results of voxel classification.

	AUC	Accuracy	Sensitivity	Specificity
SVM-r	0.986	98.38%	96.10%	96.95%
SVM-p	0.963	91.13%	92.04%	90.22%
SVM-m	0.870	81.66%	85.90%	77.43%

표 1은 voxel classification의 결과이다. 본 논문에서는 classification의 결과를 분석하기 위하여 일반적으로 사용되는 area under receive operating characteristic curve (AUC), accuracy (정확도), sensitivity (검출률), specificity (특이성)를 사용하였다. 제안된 voxel classification방법은 SVM-r을 적용하였을 때 가장 높은 검출률을 나타냈다.

표 2. 폐결절 검출 결과 (SVM-r).
 Table 2. The performance of the proposed method (SVM-r).

p	AUC	Accuracy	Sensitivity	FPS/scan
폐결절후보 검출			98.37%	43.25
0.5	0.957	98.38%	94.53%	1.84
1	0.974	93.52%	92.20%	2.62
2	0.960	91.37%	89.38%	5.37

표 2는 전체 시스템의 검출 결과이며, 위양성 반응 (false positives, FPs)의 감소 정도를 분석하기 위하여 스캔당 위양성 반응(FPs/scan)을 측정하였다. 제안된 검출 시스템은 SVM-m을 제외하고 높은 검출률과 함께 낮은 위양성 반응이 검출되었다. 그림 9는 제안된 폐결절 자동검출 시스템의 free-response receiver operating characteristic (f-ROC) 그래프이다.

제안된 폐결절 자동검출 시스템은 폐결절후보 검출 과정에서 98.37%의 폐결절이 검출 되었으며 흉부 CT 스캔당 43.25개의 위양성 반응이 검출 되었다. 검출된 폐결절후보 영역과 폐혈관 영역의 voxel에서 추출된 특징벡터를 SVM으로 폐결절과 비결절로 구분 하였을 때 94.53%의 검출률을 보였

표 3. 폐결절 검출 CAD 시스템 비교.

Table 3. The performance comparison of the nodule detection CAD systems.

CAD 시스템	결절 크기	Sensitivity	FPS/scan
Dehmeshki et. al. (2007) [9]	3~20mm	90%	14.6
Suárez-Cuenca et. al. (2009) [10]	4~27mm	80%	7.7
Messay et. al. (2010) [11]	3~30mm	82.66%	3
Choi et. al. (2012) [13]	3~30mm	94.1%	5.45
제안된 방법	3~30mm	94.53%	1.28

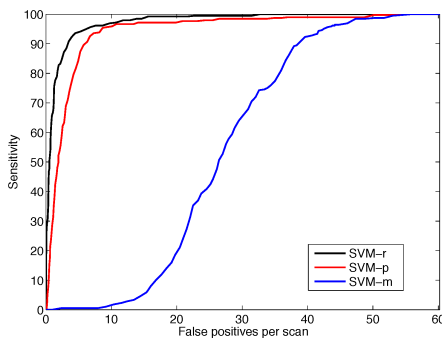


그림 9. Voxel classification을 이용한 폐결절 검출 시스템의 free-response receiver operating characteristic (f-ROC) 그래프.

Fig. 9. Free-response receiver operating characteristic (f-ROC) graph of the voxel classification based pulmonary nodule detection system.

으며 스캔 당 1.84개의 위양성 반응이 검출되었다.

표 3은 제안된 폐 결절 검출 시스템을 기존의 시스템과 비교한 것이다. 비교된 시스템 중에서 Messay et. al. (2010) [11]와 Choi et. al. (2012) [13]의 시스템은 본 논문과 동일한 LIDC 데이터 베이스를 사용하였다. 제안된 폐 결절 검출 방법은 기존의 방법에 비하여 높은 검출율을 나타냈으며 기존의 방법보다 낮은 위양성 반응이 검출되었다.

VI. 결 론

본 논문에서는 흉부 CT 영상에서 폐결절을 자동검출하기 위하여 voxel classification 기반의 폐 결절 자동검출 시스템을 제안하였다. 제안된 시스템은 흉부 CT영상에서 폐 영역을 분할하였으며, 폐 영역 내부의 voxel을 전치리를 통하여 1차 분

류한 후 최종적으로 voxel classification 기반 검출 방법을 이용하여 폐 결절을 검출하였다. 제안된 방법은 기존의 방법에 비하여 높은 검출율을 보였으며 반면에 위양성 반응은 감소되었다.

후 기

본 논문은 광주과학기술원 바이오광학영상센터의 지원으로 작성되었다.

참 고 문 헌

- [1] K-W Jung, Y-J Won, S Park, H-J Kong, J Sung, H-R Shin, E-CI Park, and J S Lee, "Cancer statistics in korea:incidence, mortality and survival in 2005", J Korean Med Sci, vol. 24, no. 6, pp. 995 - 1003, December 2009.
- [2] Q. Li, "Recent progress in computer-aided diagnosis of lung nodules on thin-section CT", Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 31(4-5), pp. 248-257, March 2007.
- [3] Sluimer, I., Schilham, A., Prokop, M., van Ginneken, B.: Computer analysis of computed tomography scans of the lung: a survey. IEEE Trans Med Imaging 25(4) pp. 385-405, April 2006.
- [4] S G Armato, M L Giger, C J Moran, J T Blackburn, K Doi, and H MacMahon, "Computerized detection of pulmonary nodules on CT scans", Radiographics, vol. 19, no. 5, pp. 1303 - 1311, January 1999.

- [5] M Brown, M McNitt-Gray, J Goldin, R Suh, J Sayre, and D Aberle, "Patient-specific models for lung nodule detection and surveillance in CT images", IEEE TMI, vol. 20, no. 12, pp. 1242 - 1250, December 2001.
- [6] D Paik, C Beaulieu, G Rubin, B Acar, R Jeffrey, J Yee, J Dey, and S Napel, "Surface normal overlap: a computer-aided detection algorithm with application to colonic polyps and lung nodules in helical CT", IEEE TMI, vol. 23, no. 6, pp. 661 - 675, June 2004.
- [7] Sumiaki Matsumoto, Harold L Kundel, James C Gee, Warren B Gefter, and Hiroto Hatabu, "Pulmonary nodule detection in ct images with quantized convergence index filter.", Med Image Anal, vol. 10, no. 3, pp. 343 - 352, June 2006.
- [8] A El-Baz, G Gimel'farb, R Falk, and M Abo El-Ghar, "Automatic analysis of 3d low dose CT images for early diagnosis of lung cancer", Pattern Recognition, vol. 42, no. 6, pp. 1041 - 1051, January 2009.
- [9] Jamshid Dehmeshki, Xujiang Ye, Xinyu Lin, Manlio Valdivieso, and Hamdan Amin, "Automated detection of lung nodules in ct images using shape-based genetic algorithm.", Comput Med Imaging Graph, vol. 31, no. 6, pp. 408 - 417, September 2007.
- [10] JJ Su'arez-Cuenca, PG Tahoces, M Souto, MJ Lado, M Remy-Jardin, J Remy, and J Jos'e Vidal, "Application of the iris filter for automatic detection of pulmonary nodules on computed tomography images", Computers in Biology and Medicine, 2009.
- [11] Temesguen Messay, Russell C. Hardie, Steven K. Rogers, A new computationally efficient CAD system for pulmonary nodule detection in CT imagery, Medical Image Analysis, Vol. 14, No. 3, pp. 390-406, June 2010.
- [12] 최옥진, 최태선, "흉부 CT영상에서 계층적 삼차원 블록 분석을 이용한 폐결절 검출", 한국정보전자통신기술학회논문지, 5권 1호, pp.13-19, April 2012
- [13] Wook-Jin Choi, Tae-Sun Choi, "Genetic programming-based feature transform and classification for the automatic detection of pulmonary nodules on computed tomography images", Information Sciences, Vol. 212, pp. 57-78, December 2012
- [14] Wook-Jin Choi, Tae-Sun Choi, "Automated Pulmonary Nodule Detection System in Computed Tomography Images: A Hierarchical Block Classification Approach", Entropy, Vol. 15, No. 2, pp. 507-523, February 2013
- [15] Armato, S.G., McLennan, G., McNitt-Gray, M.F., Meyer, C.R., Yankelevitz, D., Aberle, D.R., Henschke, C.I., Hoffman, E.A., Kazerooni, E.A., MacMahon, H., Reeves, A.P., Croft, B.Y., Clarke, L.P., Group, L.I.D.C.R.: Lung Image Database Consortium: developing a resource for the medical imaging research community. Radiology 232(3), September 2004, 739-748

저자약력

최 옥 진(Wook-Jin Choi)

학생회원



2006년 한국기술교육대학교
컴퓨터공학부
(공학사)

2008년 광주과학기술원
기전공학부
(공학석사)

2008년-현재 광주과학기술원
기전공학부 박사과정

<관심분야> 영상처리, 머신비전, 의료영상처리,
영상통신

최 태 선(Tae-Sun Choi)

종신회원



- 1976년 서울대학교 공과대학
전기공학과 (공학사)
- 1979년 한국과학기술원
전기및전자공학과
(공학석사)
- 1993년 뉴욕주립대학교
전기공학과 (공학박사)
- 1996년-현재 광주과학기술원
기전공학부 교수 재임
- 2000년 IEEE Third Millenimum
Medal 수상
- 2003년 대한전자공학회 해동상
수상

<관심분야> 영상처리, 머신비전, 의료영상처리,
영상통신