

CT 영상에서 결절성 폐암의 자동추출 및 체적계산

(Automated Detection and Volume Calculation of Nodular Lung Cancer on CT Scans)

김도연[†] 김진환^{**} 노승무^{***} 박종원^{****}
(Do Yeon Kim) (Jin Hwan Kim) (Seung Moo Noh) (Jong Won Park)

요약 본 논문은 컴퓨터단층촬영 영상에서의 자동화된 결절성 폐암의 추출 및 체적계산을 수행하였다. 배경으로부터의 흉부 분리 및 흉부로부터 폐영역으로의 분리를 위해 명암값 임계치 방법이 사용되었고, 폐 경계선 주위에 위치하는 폐암을 폐영역으로 포함시키기 위해 스캐닝-볼(Scanning-Ball) 알고리즘을 사용하였다. 폐영역으로부터 높은 명암값을 가진 부분만을 추출하는데, 이는 폐암, 혈관 또는 부분볼륨 중의 하나이다. 추출된 폐암 후보자중에서 폐암을 구별하기 위해 크기, 솔리드(Solid) 형태, 평균값, 표준편차, 픽셀의 빈도수와 명암값과의 상관계수가 사용되었으며, 식별된 폐암의 체적 및 원형율을 계산하였으며, 이를 내림차순으로 분류하였다. 19개 케이스, 총 621개 영상에 적용한 결과, 95%의 폐암추출 민감도를 가진다.

Abstract This paper describes automated methods for the detection of lung nodules and their volume calculation on CT scans. Gray-level threshold methods were used to segment the thorax from the background and then the lung parenchymes from the thoracic wall and mediastinum. A scanning-ball algorithm was applied to more accurately delineate the lung boundaries, thereby incorporating peripheral nodules contiguous to pleural surface within the segmented lung parenchymes. The lesions which have the high gray value were extracted from the segmented lung parenchymes. The selected lesions include nodules, blood vessels and partial volume effects. The discriminating features such as size, solid-shape, average, standard deviation and correlation coefficient of selected lesions were used to distinguish true nodules from pseudo-lesions. Volume and circularity calculation were performed for each identified nodules. The identified nodules were sorted in descending order of the volume. These method were applied to 621 image slices of 19 cases. The sensitivity was 95% and there was no false-positive result.

1. 서론

컴퓨터단층촬영(CT), 자기공명촬영(MRI) 장치 등과

같은 의료 기기를 이용하여 얻어진 인체 내부의 단면 사진을 사용하여 특정 장기의 분리, 종양 검출, 체적 계산 및 3D 재구성[1] 등과 같은 의료 영상 처리 기술은 치료나 수술을 위한 계획이나 방법 등을 결정하는데 매우 중요한 역할을 한다. 폐암은 5년 생존률이 14%에 그치는 치명적인 질병으로 조기 발견의 효과는 생존률을 높이는데 크게 도움이 되며, 컴퓨터단층촬영은 폐암을 효율적으로 발견할 수 있는 장치로서 일반적인 정기 검진시 컴퓨터단층촬영 장치 사용이 증가하고 있는 상황이다. 그러므로, 많은량의 영상 데이터중에서 폐암의 위치와 추출된 폐암의 체적계산을 수행하는 컴퓨터지원진단계통(CAD)으로부터 제공되는 정보는 방사선과 의사에게 많은 도움을 준다. 또한,

[†] 비 회 원 : 충남대학교 컴퓨터공학과
dykim2@crow.cnu.ac.kr

^{**} 비 회 원 : 충남대학교 진단방사선과 교수
michelan@hanbat.chungnam.ac.kr

^{***} 비 회 원 : 충남대학교 일반의과 교수
scungnoh@chungnam.ac.kr

^{****} 종신회원 : 충남대학교 정보통신공학과 교수
jwpark@crow.chungnam.ac.kr

논문접수 : 2000년 6월 19일

심사완료 : 2001년 6월 25일

촬영된 폐 영상에서 방사선과 의사들에 의해 폐암으로 진단되지 못하는 확률이 30%에 이르는 현실을 고려하여 볼 때 컴퓨터지원진단계통(CAD) 개발의 의미는 크다고 볼 수 있다. 본 논문에서는 흉부 CT 영상을 사용하여 전처리 과정, 폐 분리, 폐암 추출, 폐암 식별, 체적 계산 및 폐암분류 작업을 수행하였다(그림 1). 사용된 CT 영상은 GE사의 Hispeed Advantage 스캐너를 사용하여 촬영된 영상으로 19개 케이스, 621장으로 구성되어 있으며, 정상 및 비정상, 즉, 폐암을 가지고 있는 영상이다. 각각의 영상은 512 * 512 크기로서 픽셀의 크기는 한 바이트, 즉, 256개의 명암값을 가진다. 개발환경은 Intel celeron 266 MHz 프로세서를 사용하였고 리눅스(Linux) 운영체제하에 GNU C compiler 및 영상을 보기 위한 도구로는 XV(X window viewer)를 사용하였다[2].

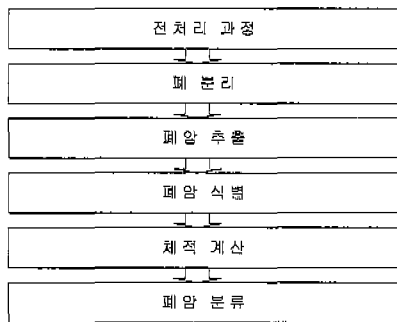


그림 1 폐암 검출 블록 다이어그램

2. 폐 분리

2.1 전처리 과정

CT 영상처리를 위해 DICOM 파일을 dicom2 유틸리티 [3]를 사용하여 raw 영상 포맷으로 중간 변환하고, DICOM 유틸리티[4]중의 하나인 raw2pgm을 사용하여 16 비트 PGM 파일 포맷으로 최종 변환하였다. DICOM 파일들은 일반적으로 긴 파일 이름을 가지는데, 프로그램에서 용이하게 처리 할 수 있도록 작은 파일 이름으로 변환하였으며, 변환된 PGM 파일은 512*512 크기의 영상 파일로, 하나의 픽셀을 표현하는데 16비트를 사용하며, 이로 인해 하나의 영상 파일의 크기는 약 512K 바이트 정도가 된다. 일반적으로 하나의 픽셀 표현에 8비트만을 사용하더라도, 영상 해상도에 지장이 없는 점을 감안하여, 영상 파일 크기를 약 256K 바이트로 줄여서 처리하였으며, 이로 인해 프로그램 처리 속도 향상 및 디스크 용량 절감효과를 가진다.

2.2 폐 분리과정

2.2.1 흉부 분리 및 이진영상 변환

본래 영상(그림 2)을 분석하여 보면, 환자의 몸통, 즉, 흉부를 감싸고 있는 어두운 가장자리 부분은 폐 분리의 관심 영역에 포함되지 않으므로 삭제한다. 특정, 명암값을 입력으로 하여, 이보다 작은 값을 가진 픽셀들을 영상 외부에서부터 시작하여 제거하며, 입력값보다 큰값을 가진 픽셀들일 경우에 흉부 분리를 멈춘다(그림 3). 흉부만 분리된 영상을 명암값의 빈도수를 사용하여 작성한 히스토그램을 분석하여 보면, 두 개의 봉우리, 즉, bi-modal 형태의 영상[5][6]인 것을 확인할 수 있는데, 이러한 형태의 영상은 두 개의 봉우리의 중간값인, 계곡(Valley)값과 비교하여 이상, 이하값으로 구성된 두 개의 영역으로 분리하여 이진 형태의 영상으로 변환한다[7](그림 4).



그림 2 본래 영상

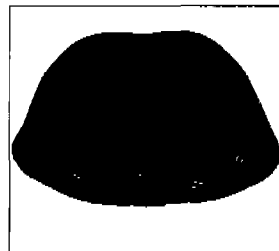


그림 3 흉부 분리 영상

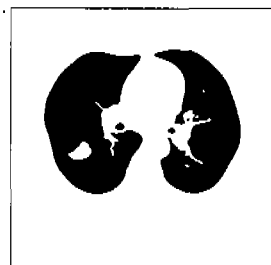


그림 4 변환된 영상

2.2.2 경계선 추출/추적 및 영상합성/경계선 두께조정

이진 형태로 변환된 영상을 분석하여 보면, 좌.우 폐 중앙에 위치하는 기관지를 볼 수 있는데, 이는 폐의 영역에서 제외되어야 하는 부분이며, 기관지 제거를 위한 사전 작업으로 변환된 영상의 외곽 경계선만을 추출한다(그림 5). 이진 형태로 변환된 영상의 경계선을 추출 한후, 좌.우 폐 중앙에 위치하는 기관지를 제거하기 위해 추출된 경계선을 따라 추적함으로써 좌.우 폐를 기관지로부터 분리할 수 있고 또한, 예상치 않은 노이즈를 제거할 수 있다(그림 6). 추적된 폐 경계선의 정확도를 확인하기 위해 본래 영상과 추적된 경계선과의 영상을 합성하여 사용하였으며, 좌.우 폐의 안과 밖을 인식하는 채우기 과정의 오차를 줄이기 위해 추적된 경계선의 두께를 조정하였다.

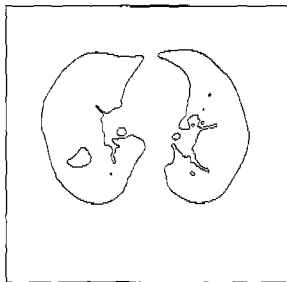


그림 5 경계선 추출

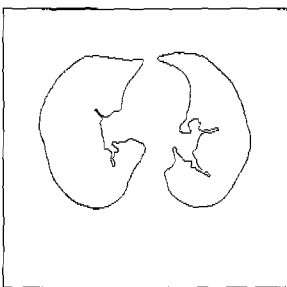


그림 6 기관지 및 노이즈 제거된 영상

2.2.3 경계선 채우기 및 폐 분리

추적된 경계선의 안쪽, 즉, 좌.우 폐만을 원래 영상에서 추출하기 위한 사전 작업으로 경계선 안쪽의 픽셀값 들을 특정 명암값으로 지정하여 좌.우 폐의 안과 밖을 구분하였다. 본래 영상에서 경계선 안쪽이 채워진 부분만을 좌.우 폐 부분으로 인식하여 폐 분리를 수행하였으며, 폐부분만 분리된 영상을 폐암 분리를 위한 입력 영상으로 사용하였다(그림 7).

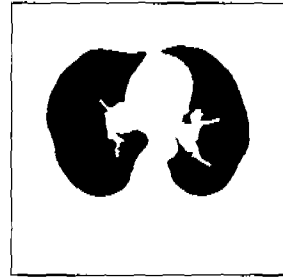


그림 7 폐 분리된 영상

2.2.4 경계선 확장 및 확장된 경계선을 이용한 폐 분리

일부 흉부 CT 영상에서 분리된 폐의 영상과 본래 영상을 비교하여 보면 폐의 경계선 주위에 폐암이 존재하는 경우가 있다. 위와 같은 영상에 명암값 임계치 방법을 사용하면 폐암의 명암값과 폐의 명암값의 현저한 차이로 인해, 폐암이 폐의 일부분으로 분리되지 않는 것을 알 수 있다. 폐암 분리 및 체적 계산을 위해서는 폐암부분이 폐의 일부분으로 간주되어야 하는데, 50*50 픽셀 크기의 원형에 가까운 팔면체의 마스크를 이용한 morphological 필터[7]를 사용하여 폐암부분을 폐의 일부분으로 포함, 확장시켰다(그림 8). 그림 8 에서와 같이 채워진 경계선 부분과 마스크가 지나간 부분을 제외한 부분이 새로이 확장된 폐의 일부인 것을 알 수 있는데, 이 부분에 해당되는 본래 영상을 확장된 폐 영상으로 사용한다.



그림 8 확장된 경계선 영상

```

PROCEDURE boundary expansion
initialize 50*50 mask
REPEAT UNTIL image scan is finished
    IF mask = subimage[50*50]
        set subimage area to predefined value
    ENDIF
ENDREP
END boundary expansion
    
```

3. 폐암 추출 및 분리

3.1 폐암 후보자 선출 및 폐암분석

방사선과 의사에 의해 확인된 폐암의 명암값을 분석하여 본 결과, 폐암 명암값의 분포가 110 에서 120 인 것을 판단할 수 있다. 폐암 후보자 선출을 위해 폐부분만 분리된 영상을 입력으로 하여, 명암값이 110 이상에서 120 이하인 값을 가지는 픽셀들만을 남기고 나머지는 영상에서 제거한다. 이 중에서 5*5 픽셀 크기 이상의 클러스터(Cluster)만을 폐암의 후보자로 선출하는데, 폐암 후보자로는 혈관, 부분블롭 및 폐암으로 구성된다. 일반적으로 X,Y 픽셀 크기가 0.5-0.7mm 임을 감안할 때, 추출하고자 하는 폐암의 최소 직경은 2.5-3.5mm가 되며, 최대 직경에 대한 제한은 없다. 19개 케이스, 621장 영상에서 선출된 후보자들의 각 픽셀들에 대한 표준편차를 구하여 분석하여 본 결과 표준편차 값이 25 보다 작은 클러스터들은 폐 내부에 존재하는 혈관들임을 알 수 있었고, 25 이상인 클러스터들은 부분블롭 및 폐암인 것으로 분석되었다. 부분블롭과 폐암과의 구별을 위해서는, 19개 케이스, 621장 영상에서 선택된 클러스터의 히스토그램을 이용하여 각 픽셀들의 빈도수와 명암값과의 상관계수를 구하고 분석하여 본 결과, 부분블롭

의 상관계수는 절대값이 1에 가까운 정상관 및 역상관의 특징을 가지며, 폐암의 상관계수는 0에 가까운 원형상관관계를 가지는 것으로 분석되었는데, 위와 같은 특징자들을 이용하여 폐암을 추출 및 분리하였다.

3.2 폐암 추출 및 분리

폐암의 후보자로 선출된 클러스터의 픽셀들에 대한 표준편차값이 25 이하인 값을 가지는 클러스터는 혈관으로 인식하였으며, 부분 블롭과 폐암 선별을 위해서는 부분블롭 및 폐암에 해당되는 각 10개의 클러스터들의 상관계수를 표본으로 하여 각기 상관계수에 대한 평균값을 구한다. 이후 선택되는 클러스터의 상관계수 값과 부분블롭 및 폐암의 표본 평균값과의 거리차이를 구하여 차이가 작은 쪽으로 분류한 후 표본의 평균값을 다시 계산하여, 다음 클러스터의 분류에 사용한다. 폐암으로 선택된 클러스터의 경계선 영상과 본래 영상을 합성하여, 폐암 분리 및 경계선의 정확도를 확인하였고(그림 9)(그림 10), 제적계산 및 폐암분류를 위해 폐암 클러스터만을 추출하였다.

4. 폐암 체적계산

4.1 폐암 식별

2차원에서 한 장의 영상에 하나 이상의 폐암이 존재할 경우에 연속되는 영상, 즉, 3차원에서 폐암의 위치정보 변화를 이용하여 하나 이상의 폐암으로 식별하였다.

PROCEDURE tumor identification

REPEAT UNTIL end of file

IF tumor = exist

mark tumor cluster

IF pixel exist >= 50% in same position of previous image

determine same tumor cluster

ENDIF

ENDIF

ENDREP

END tumor identification

4.2 체적/원형을 계산 및 폐암 분류

하나, 또는 하나 이상의 폐암이 존재할 경우 식별된 폐암의 체적 및 위치 확인을 위한 좌표를 각각 구하여 폐암 분류를 위한 자료로 사용하였다. 또한, 실제 측정된 둘레와 면적을 이용하여 예측된 둘레의 비율로 폐암의 원형율을 계산하였는데, 1의 값이 완전 원 형태이다. 하나, 또는, 하나 이상의 폐암을 식별과정을 통해 구별한 후, 계산된 체적을 이용하여 폐암을 체적이 큰 순서대로 분류하였는데, 이와 같은 자료는 방사선과 의사가 폐암전이 여부등을 판단하는데 사용된다.

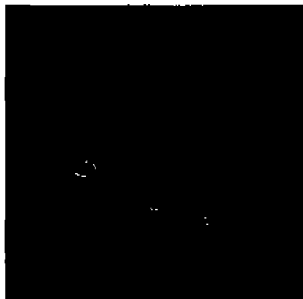


그림 9 폐암 분리 영상



그림 10 확장된 경계선을 이용한 폐암 분리 영상

5. 실험결과

폐암 추출 및 체적계산을 위해 흉부 CT 영상의 전 처리 과정, 폐 분리 과정, 폐암 추출 과정, 폐암 식별, 체적계산 및 폐암 분류 작업등을 수행하였다. 19개 케이스(Case), 621장 영상에 적용한 결과는 표 1과 같다. 하나이상의 폐암이 존재할 경우, 각각의 체적 및 하나의 폐암을 구성하는 영상 개수를 보여주고 있으며, 체적이 큰 순서대로 나열하였다. 방사선과 의사에 의해 확인된 41개의 폐암 중 2개의 false-negative(실제 폐암이지만 폐암으로 추출되지 않음)를 가지는 95%의 민감도(실제 폐암과 추출된 폐암의 백분율)로 폐암을 검출하였으며, false-positive(실제 폐암은 아닌데 폐암으로 추출됨) 폐암은 검출되지 않았다. 사용된 플랫폼은 Intel celeron 266 MHz 프로세서이고, 리눅스 운영체제에 GNU C를 사용하였으며, 실행시간은 각각의 영상에 대해 약 30초 정도로 수행된다.

표 1 폐암식별, 체적계산 및 분류 결과

환자ID	총영상개수	폐암이 검출된 영상 개수	검출 안된 영상 개수	식별된 폐암수	체적(mm3)
337757	26	2		1	914.06
376238	32	4		1	5472.55
434513	19	0			
483334	37	4		1	8762.25
495194	30	0			
516045	47	2	1	1	1593.75
534350	28	0			
554994	37	0			
190454	30	0			
196509	55	13		5	(참고 1)
374632	34	0			
384818	34	0			
462173	25	0			
559108	33	0			
561843	35	11	1	5	(참고 2)
578469	14	3		2	(참고 3)
580446	9	0			
583863	38	0			
592424	58	0			
	621	39	2		

(참고 1) : 1. 18785.32(5), 2. 13600.87(4), 3. 2779.16(2), 4. 2183.03(1), 5. 419.57(1)

(참고 2) : 1. 8717.59(5), 2. 1892.24(2), 3. 654.29(2), 4. 392.57(1), 5. 240.94(1)

(참고 3) : 1. 2149.11(2), 2. 1666.63(1)

(체적이 큰 순서대로 나열한 것이며, 괄호안의 숫자는 폐암이 발견된 영상의 개수임)

6. 기수행된 작업과의 비교 및 분석

폐, 폐암 분리 등을 수행한 기존의 작업들에서 적용한 방법, 폐암 분류 특징자 및 폐암검출 성능 등을 비교, 분석하여 본 논문에서 수행한 작업과의 상대적인 비교 지표로 사용하였으며, 성능 향상을 위한 후속 작업등을 파악할 수 있었다.

6.1 "A Ladder-Structured Decision Tree for Recognizing Tumors in Chest Radiographs" by Dana H. Ballard and Jack Sklansky[8]

일반적인 흉부 X-레이 사진을 디지털화하여, 영상 향상 등의 전 처리 과정을 거친 후, 경험적 탐색 및 에지 발견 등의 방법을 사용하여 폐의 경계선을 찾는다. 폐의 영역에 존재하는 원 형태를 찾기 위해 Hough 변환방법을 사용하고, 경계선 정제를 위해 동적 프로그램을 사용한다. 탐색된 후보자들 중에서 폐암을 구별하기 위해서, 노들(Nodule)과 고스트(Ghost) 구별을 위한 1단계와 노들 중에서 폐암을 구별하는 2단계로 나뉘어져 선별된다. 1단계 구별을 위한 특징자로 1) 중앙밀도/평균밀도 2) 기울기 밀도의 최대치 3) 공간 주파수 계수 4) 반경 5) 중앙으로부터 거리등이 사용되며, 2단계 구별을 위한 특징자로는 1) 경계선의 선명도 2) 요면 개수 3) 가장 큰 요면의 면적 4) 공간 주파수 계수 5) 반경 6) 중앙으로부터의 거리등이 사용된다. HP 2114B 컴퓨터를 사용하였고, 포트란(Fortran)으로 작성되었으며, 직경 2-4 cm의 비교적 큰 폐암 검출 성능은 좋은편이지만, 직경 2cm 이하 크기의 폐암 검출 성능은 좋지 않은 편이다.

6.2 "Computerized Detection of Pulmonary Nodules in Computed Tomography Images" by Giger ML, Bae KT, MacMahon H[9]

이차원의 CT 영상을 사용하여, 흉부 경계선 분리, 폐 경계선 분리, 4개의 명암값 임계치 방법을 사용하여 노들 후보자 선출 및 인접하는 영상과의 비교등을 거쳐 노들을 찾아내고, 이를 3차원으로 표시해준다. 노들 검출을 위한 특징자로는 1) 면적 2) 원형여부 3) 거리등을 사용하였다. VAX 11/750 컴퓨터를 사용하였고, 8개 케이스, 191장 영상에 적용하여 94%의 민감도, 케이스당 평균 1.25 false-positive 결과의 성능을 가진다.

6.3 "Computer aided diagnosis system for lung cancer based on helical CT images" by Okumura T, Miwa T, Kako j, et al.[10]

3차원 정보를 가지는 나선형 CT 영상을 사용하였으며, 명암값 임계치 방법을 이용한 폐 경계선 분리, 폐 경계선의 오목, 볼록한 두 접점을 연결하는 방법으로, 폐 경계선

을 확장하였고, 폐암과 혈관등의 후보지역을 선출하였다. 폐암 검출을 위한 특징자로는 1) 면적 2) 두께 3) 원형여부 4) 명암값 5) 분산 6) 위치등을 사용하였다. 450개 케이스, 15,750장 영상을 사용하였으며, 6개의 그룹으로 분류 적용한 결과, I-III(100%), IV(90%), V(76%), VI(87%) 성능을 가지며, 클러스터 I 은 케이스당 2.4 false-positive, 클러스터 II 는 케이스당 7.2 false-positive 결과의 성능을 가진다.

6.4 "Computerized Detection of Pulmonary Nodules on CT Scans" by Armato SG III, Giger ML, Moran CJ, MacMahon H, Blackburn JT, Doi K [11]

3차원 정보를 가지는 나선형 CT 영상을 사용하였으며, 흉부 경계선 분리, 폐 경계선 분리, rolling-ball을 이용하여 폐 경계선을 확장하였다. 36개의 명암값 임계치 방법을 사용, 3차원 형태로 영상을 구성하였고, 이를 폐의 조직으로 그룹화하여, 이 중에서 노들 후보자를 선출, 분류하는 방법을 사용하였다. 노들 검출을 위한 특징자로는 1) 체적 2) 구형체 3) 반경 4) 최대 원형체 5) 최대 밀집도 6) 최대 편심률 7) 명암값 평균 8) 명암값 표준 편차 9) 명암값 임계치 값등을 사용하였다. 17개 케이스, 493장 영상에 적용하여, 70% 민감도에 영상당 평균 3개의 false-positive 결과의 성능을 가진다.

본 논문에서는 명암값 임계치 방법을 사용하여 흉부 경계선 분리, 폐 경계선 분리 및 스캔-볼을 이용하여 폐 경계선을 확장하였다. 분리된 폐 영역을 입력으로 하여, 혈관, 부분블롭 및 폐암등의 후보자를 선출하였다. 폐암 구별을 위한 특징자로는 1) 크기 2) 밀집도(hollow/solid) 3) 평균 4) 표준편차 5) 상관계수등을 사용하였다. 2차원에서 추출된 폐암을 3차원 상에서 각기 다른 폐암으로 식별하였고, 각각의 체적, 위치 확인을 위한 좌표 및 원형율을 계산하였고, 체적이 큰 순서대로 분류하였다. 19개 케이스, 621장 영상에 적용하여 95% 민감도에 false-positive는 존재하지 않는 결과의 성능을 가진다.

7. 결론

CT, MRI 등을 통해 얻어지는 영상을 처리하는 의료 영상 처리기술은 치료나 수술을 위한 계획이나 방법 등을 결정하는데 매우 중요한 역할을 하는데, 본 논문에서는 폐암 추출 및 체적계산을 위해 흉부 CT 영상의 전 처리 과정, 폐 분리 과정, 폐암 추출 과정, 폐암 식별, 체적계산 및 폐암 분류 작업등을 수행하였으며, 이와 같은 결과들은 환자의 진료나 치료 등의 의료업무에 도움이 될 것으로 판단된다.

다. 19개 케이스, 621장 영상에 적용하여 95% 민감도에 false-positive는 존재하지 않는 결과의 성능을 보여주었다. 차후 민감도를 높이는 방법으로는, 폐암이 존재하는 영상과 인접하는 영상의 동일한 위치를 후보지역으로 처리하는 방법과, 폐암부분을 폐의 영역으로 완전하게 포함되도록 갈비뼈의 좌표를 B-Spline, 또는 이의 변형인 catmull-rom spline을 이용하여 연결하는 방법을 사용하면, 민감도 향상이 기대될 것으로 생각된다.

참고 문헌

- [1] Jayaram K. Udupa and Gabor T. Herman, "3d Imaging in Medicine," pp.3-5, CRC Press, 1991.
- [2] John Bradley, "XV : Interactive Image Display for the X Window System," pp.2-65, version 3.10a, 1994.
- [3] Information Processing Engineering Dept., "DICOM2 Installation and Usage Manual," UTC, France.
- [4] NEMA Draft Standards, "Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)," Part 1-14.
- [5] Scott E. Umbaugh, "Computer Vision and Image Processing," pp.197-215, Prentice-Hall, Inc, 1998.
- [6] Dana H. Ballard and Christopher M. Brown, "Computer Vision," pp.181-184, Prentice-Hall, Inc, 1982
- [7] J.R.Parker, "Algorithms for Image Processing and Computer Vision," pp.69-108, John-Wiley & Sons, Inc, 1997.
- [8] Dana H. Ballard and Jack Sklansky, "A Ladder-Structured Decision Tree for Recognizing Tumors in Chest Radiographs," IEEE Transactions on Computer, Vol. c-25, No.5, pp.503-513, 1976.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] Armato SG III, Giger ML, Moran CJ, MacMahon H, Blackburn JT, Doi K, "Computerized Detection of Pulmonary Nodules on CT Scans," RadioGraphic, Volume 19, pp.1303-1311, 1999.



김도연

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

김 진 환

1988년 2월 충남대학교 의과대학 졸업, 의학사. 1998년 2월 전북대학교 대학원 졸업, 의학박사. 1995년 2월 ~ 현재 충남대학교 의과대학 진단방사선과 조교수.



노 승 무

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



박 중 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