

# 디지털 래디오 그래픽 영상에서의 흉부 노들 검출에 관한 연구

고석빈 · 김종효 · 이태수 · 박광석 · 민병구

## — A Study on the Lung Nodule Detection in Digital Radiographic Images —

Seok B. Ko, Jong H. Kim, Tae S. Lee, Kwang S. Park, Byoung G. Min,

### — Abstract —

An automatic lung nodule detection algorithm was applied for digital radiographic images using Bit Slice Processor. In this algorithm, signal enhancing filtering and signal suppressing filtering were performed on the given digital chest image, respectively. Then we got the difference image from these filtered images, and bi-level island images were obtained by applying various threshold values. From the island images, we decided the suspicious nodules using size and circularity test, and marked them to alert radiologists. The performance of the algorithm was analyzed with respect to the size, contrast and position of digitally synthesized nodules. This method presented 45.8% of true positive ratio for the nodules of 10mm in diameter with 12-16 pixel value differences.

### 요 약

디지털 래디오 그래픽 영상에 대하여 차 영상을 이용하는 방법으로 흉부노들을 자동적으로 검출하는 알고리즘을 실현하고, 5-15mm 크기로 합성된 노들에 대해서 노들의 크기, 위치 및 콘트라스트의 변화에 대한 알고리즘의 성능을 분석하였다. 본 알고리즘에서는 신호 강조 필터와 신호 억제 필터를 사용하여 차영상을 획득하고 그 차영상에 여러 임계값을 적용함으로써 얻은 각각의 섬영상에 대하여 섬의 크기와 원형도를 조사함으로써 노들로 추측되는 부위를 결정하였다. 본 검출시스템은 노들의 콘트라스트가 12-16 일때 직경이 10mm인 노들에 대해서 45.8%의 검출율을 나타내었다.

## 1. 서 론

흉부질환의 원인중 중요한 한가지인 흉부노들(pulmonary nodule)을 검출하는 경우에, 그 영상시스

<접수: 1989년 6월22일>

서울대학교 의학대학 의공학교실

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

본 연구는 1989년도 서울대학교 병원 임상연구비 보조에 의하여 이루어 졌음.

템의 성능은 그 시스템에 의한 영상의 판독 결과로부터 결정되는 오독률(missing rate)로 판단된다. 판독에 있어서의 오차는 false positive 오차와 false negative 오차로 구분할 수 있으며, 이것은 의용영상의 특질상 false negative 오차로 대표될 수 있다. 현재까지의 연구에 의하면 X선 흉부영상에서의 오독률은 약 20-30%에 이르며, 이들 false negative 오차들은 검색(scanning), 인식(recognition) 그리고 결정(decision making) 오차들로 구분되며, 각각 30%, 25%, 45%의 오차발생 요인으로 작용하고

있다.<sup>1)</sup> 흉부영상이 주어졌을 때, 그 영상을 검색하는 방법은 판독자의 개인적 경험과 임상정보(clinical information)로 부터 결정된다. 노둑과 같은 비정상적인 부위를 포함하고 있는 영상을 검색할 때, 그 비정상적인 부위에 주의를 갖지 못하고 지나칠 경우에 검색오차가 비롯된다. 검색단계에서 노둑의 인근 부위에 관심을 갖게 되더라도 그 부위를 특징짓는 특성(feature)을 발견하지 못하면 그 부위를 지나치게 되며, 인식오차가 이에 해당된다. 일단 특정부위의 특성이 인식되어진 후에는 그 특성이 비정상적인 병리학적 원인에서 비롯된 것인지, 혹은 정상조직들간의 상호작용으로 발생한 현상인지를 판단해야하며, 이 과정에서 나타나는 오차가 결정오차로, 비정상적인 부위로 잘못 결정하면 false positive 오차가, 그 반대일 경우는 false negative 오차가 발생하게 된다. 위의 세가지 단계모두 판독자의 경험을 바탕으로 하며, 그 경험은 크게 노둑과 같은 검출하려고 하는 대상에 대한 지식과 정상조직들에 대한 지식으로 이루어진다. 따라서 컴퓨터를 사용하여 진단을 하려고 하는 경우에, 판독자의 주관적인 결정 방법을 어떻게 구현할 것인가가 최대의 문제이며, 동시에 한계로 작용하게 되고 현재까지의 연구로는 이 문제를 해결하지 못하고 있다. 그러나 검색 및 인식 단계에서는 결정 단계에 비해 상대적으로 용이하게 알고리즘을 구현할 수 있으며, 그 결과로써 검색 및 인식단계에 해당하는 오차의 감소효과를 기대할 수 있다. 노둑을 포함하고 있는 흉부영상은 노둑성분, 임의의 잡음배경(random noise background) 성분, 정상조직(anatomic structure) 성분의 세가지 성분의 합으로 이루어진다. 정상적인 조직으로 이루어지는 영상이 임의의 잡음영상과 더해질 때 발생하는 상호작용으로 인해 비슷한 형태를 갖는 화소의 모임(pixel cluster)이 만들어지고, 정상 조직과 노둑간의 상호작용으로 인해 노둑의 형태가 변화되기도 한다.<sup>2)</sup> 이같은 영상의 모델을 바탕으로 하여 노둑성분을 신호성분으로, 그 주위의 성분들인 정상조직성분과 임의의 잡음배경성분으로 이루어져 노둑성분을 감싸며 진단을 어렵게 만드는 성분은 구조적 잡음성분(structured noise)으로 정의하며, 이같은 영상의 해석을 바탕으로 노둑영상과 구조적 잡음 영상의 분

리를 목표로 하는 노둑검출 알고리즘이 기대되어 왔다.<sup>3)</sup>

기존의 알고리즘들은 주로 선형필터를 이용하여 얻은 가장자리(edge) 정보로 부터 영상의 각 영역에서의 여러가지 특성(크기, 위치, 화소값 등)을 구하고, 그 값을 바탕으로 노둑으로 추측되는 부위를 결정하는 방법으로 만족할만한 결과를 얻지 못하였으며, 이는 앞에서 언급한 영상내의 정상조직에 의한 영향으로 분석된다.<sup>4), 5), 15), 16)</sup>

H.L.Kundel은 시간차를 가진 두장의 원영상의 차이를 비교함으로써 두 장에 공통으로 존재하는 구조적 잡음성분을 제거하고, 노둑성분을 얻는, 즉, 차영상(difference image)을 이용하는 방법의 가능성을 제시하였으나 실제 영상에 적용되기는 불가능하였다.<sup>3)</sup> 이후에 K.Do이 한장의 원영상으로부터 노둑성분, 즉 신호성분을 강조한 영상과 이를 억제한 영상을 각각 구하고, 이 두 영상의 차를 구함으로써 구조적 잡음성분을 제거하고 그 결과 영상으로부터 노둑으로 의심되는 부위를 결정하였다.<sup>8)</sup>

일반적으로 의학영상해석(medical image analysis) 알고리즘이 실제 임상에서 유효하게 사용되려면, 처리된 영상이 실시간으로 원 영상과 함께 판독자에게 제시되어야 하고, 그러기 위하여서는 의학영상처리용 하드웨어가 부가된 워크스테이션이 요구된다. 본 논문에서는 차영상을 이용하여 디지털 래디오 그래픽 영상에서 흉부 노둑을 검출하고, 이 알고리즘을 비트 슬라이스 신호처리기(Bit Slice Signal Processor)를 사용하여 구현함으로써 의용 워크스테이션의 한 모델을 제시하였으며, 동시에 차영상을 이용한 노둑검출 알고리즘의 유용성을 밝혔다.

## 2. 흉부 노둑의 검출

흉부노둑은 폐영역에서 지름을 측정할 수 있을 만큼 뚜렷한 경계(margin)를 갖고 있는 병소(focus)로 정의되며, 결핵(tuberculosis)이나 진폐증(pneumoconiosis) 등에서 발견되는 많은 수의 작은 노둑군과 구별하여 단일의 병소를 지칭한다. 또한 석회화(calcification)와 공동화(cavitation) 현상도 포함하여 큰 경우는 지름이 5-6cm인 병소까지도 포

합한다.<sup>9), 10)</sup>

### 2-1 크기가 검출에 미치는 영향

C.A.Kelsey 등은 10mm, 15mm 지름의 pseudo-lesion의 경우에는 44%, 5mm 경우에는 8%의 정확도를 나타냄을 보였다. 또한 실제로 임상 데이터 상에서도 노들 중에서는 2-3mm 크기의 노들들을 검출할 수 있지만, 폐암을 유발시키는 경우에는 지름이 10mm가 되기까지는 거의 검출할 수 없음을 볼 수 있다.<sup>1), 2)</sup>

### 2-2 위치가 검출에 미치는 영향

폐가 지니는 해부학적 구조 때문에 노들이 폐의 어느 부위에 위치하는가가 노들이 검출율에 영향을 미친다. C.A.Kelsey 의 실험에서는 심장음영 부분, 즉 왼쪽 아래부분에서의 검출율이 낮고, 왼쪽 윗 부분에서의 검출율이 가장 높았으며, Capp 등에 의한 실험에서는 역시 왼쪽 아래부분에서 가장 낮은 검출율을 나타내었으며, 오른쪽 윗부분에서 가장 높은 검출율을 나타내었다. 이들의 실험결과가 틀리는 원인에 대해서는 알려져 있지 않으나, 심장 음영부분에서의 검출이 가장 어렵고 폐 상부에서 높은 검출율을 보임을 알 수 있다.<sup>11)</sup>

### 2-3 콘트라스트가 미치는 영향

콘트라스트가 검출에 미치는 영향은 노들경계상의 경사(gradient)와 함께 노들 주위의 구조들의 영향이 어떻게 검출에 나타나는가를 의미한다. 즉, 경계가 희미할수록, 콘트라스트가 줄어들수록 그에 비례해서 검출의 정확도는 줄어든다. 이는 또한 노들 주위의 구조적 잡음이 어떻게 검출에 영향을 미치는가를 보여주는데, 즉 노들과 겹쳐서 보이는 해부학적 구조들은 경계선을 흐릿하게 만들며, 겹쳐져 있지 않은 주위에 있는 구조들은 영상을 전체적으로 복잡하게 함으로써 검출을 어렵게 만든다.<sup>13)</sup>

### 2-4 경계(margin)가 미치는 영향

일반적으로 악성종양은 주위의 조직으로 불규칙하게 성장함으로 인해, 양성 종양에 비하여 흐릿하고 불규칙한 경계를 나타낸다. 그러나 이는 질병의

종류에 따라서 변하며, 일반적인 규칙이라고 할 수 없다. 폐암의 경우는 약 70%가 불규칙한 경계를 나타낸다.<sup>9)</sup>

## 3. 흉부 노들 검출 알고리즘

### 3-1 차 영상의 획득

본 논문의 노들 검출 알고리즘은 그림. 1과 같다. 먼저 노들부위를 둘러싸면서 노들의 검출을 어렵게 하는 구조적 잡음을 제거하기 위하여 신호강조영상(signal enhanced image)과 신호억제영상(signal suppressed image)을 구하고, 그 두 영상의 차를 얻는다. 이중에너지방법(dual energy method)이나 디지털 혈관 조영장치(digital subtraction angiogram, DSA)에서도 두 영상의 차를 구하지만, 여기서는 한번 얻은 영상(single projection image)으로부터 두 장의 영상을 얻은후에 두 영상의 차를 구한다는 점에서 앞의 경우들과는 구별된다. 신호 강조 영상을 얻기 위해서 신호성분, 즉 노들의 크기 및 형태에 대응하는 정합필터(matched filter)를 설계하였다. 앞에서 밝힌 바와 같이 악성 종양, 특히 폐암의 경우에는 경계가 뚜렷하지도, 일정한 형태를 취하지도 않고 있으나, 늑골이나 혈관등의 다른 해부학적인 구조물들에 비해서 원형이므로 이를 기준

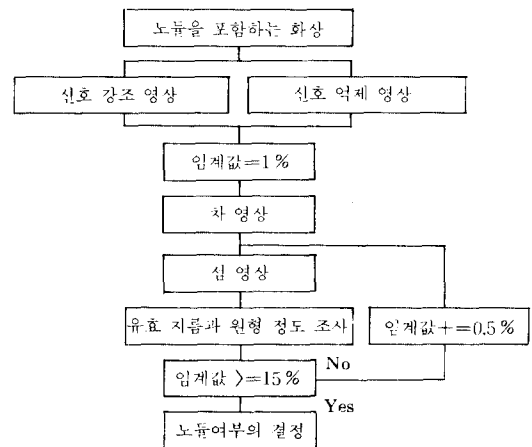


그림 1. 노들 검출 알고리즘

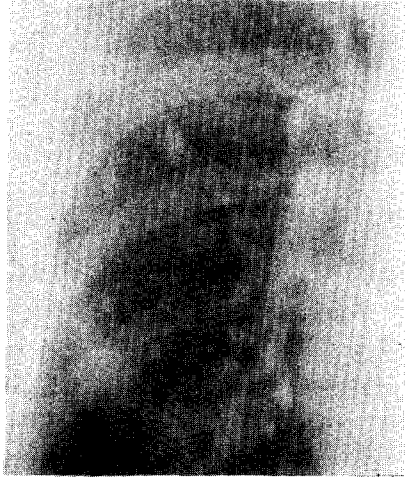


그림 2. 노들을 포함하고 있는 DR 영상

신호로 설계하였으며, 포물면형의 콘트라스트를 갖도록 하였다. 신호 억제 영상을 얻기 위해서는 12mm×12mm 크기의 평균화 필터(average filter)를 설계하였다. 이 두 영상을 단순히 감산함으로써 차 영상을 획득 하였다. 그림. 2는 노들을 포함하고 있는 화상을 나타낸다.

앞에서 얻은 차 영상은 정상적인 조직 성분이 대부분 제거됨으로 인해 거의 비슷한 화소값을 갖게되므로 원화상과 비교해 볼 때 다이내믹 레인지(dynamic range) 가 훨씬 줄어든다. 그러나 이때 노들 성분에 해당하는 화소값은 히스토그램상에서 상위레벨 부분에 위치하게 된다. 따라서 적당한 임계값이 선정되면, 주어진 임계값 이하의 조직부위와 노들로 추측되는 부위로 이루어지는 이치 영상(bi-level image) 을 얻을 수 있다. 그림. 3과 4는 각각 상위 4%와 8% 임계값을 주었을 경우의 이치 영상을 나타낸다. 이와같이 섬형체의 영상을 섬(island) 영상이라 부르기로 한다. 노들은 일반적으로 원형에 가까우며, 임계값의 변화에 대하여 섬의 크기가 급격히 변화하지 않는 특성이 있고, 정상적인 조직은 혈관의 교차점에서와 같이 임계값의 변화에 대하여 섬의 외형이 연속성으로 인해 임계값이 증가함에 따라 크기가 급격히 증가하는 경향이 있다. 본 알고리즘에서는 이 차이점을 이용하여 다음과 같이 규칙을

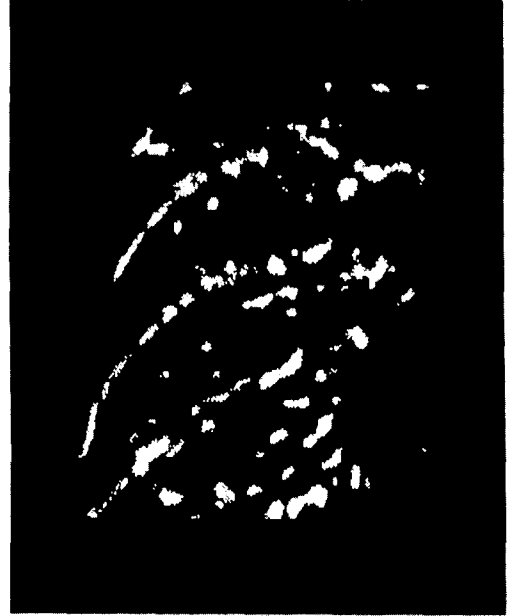


그림 3. 임계값 4%일 경우의 섬 영상



그림 4. 임계값 8%일 경우의 섬 영상

정하고, 이에 의해서 각 섬의 노들 여부를 결정하였다.

- i) 유효 지름이 20mm 이상이면 노들이 아니다.
- ii) 유효 지름이 2-12mm 내에서 연속해서 4번 이상 임계값 변화에 따른 원형도가 0.5이상 이면 노들이다.
- iii) 유효 지름이 9-18mm 내에서 연속해서 2번 이상 임계값 변화에 따른 원형도가 0.7이상 이면 노들이다.

유효지름(effective diameter)과 원형도(circularity) 를 식(1)과 같이 정의한다.

$$\text{유효지름} = 2 \times \left[ \frac{\text{섬의 면적}}{\pi} \right]^{1/2}$$

$$\text{원형도} = \frac{\text{유효 지름을 갖는 원과 겹치는 면적}}{\text{섬의 면적}} \quad (1)$$

이후, 임계값을 변화시키면서, 각각의 섬 영상의 섬에 대해서 유효 지름과 원형도를 조사하여, 그 값으로부터 노들여부를 결정한다. 그림. 5는 위의 규칙에 의하여 결정된 노들을 차 영상에 표시하고 있다.

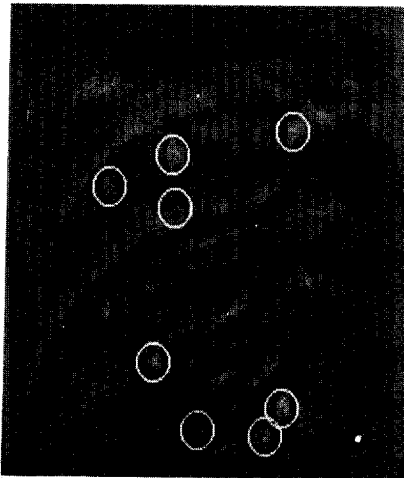


그림 5. 결정된 노들

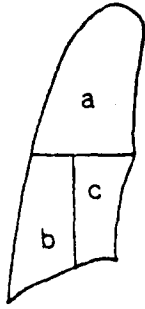
#### 4. 실험결과 및 검토

DR(Digital radiography) 시스템으로 촬영한 흉부 영상을 입력영상으로 사용하였다. 본 DR 시스템은 1024×1024×8 비트의 해상도를 가지고 있

며, 화소의 크기는 0.5mm×1.0mm이다.<sup>14)</sup> 이 1024×1024 영상중에서 황경막이하 부분을 제외한 오른쪽 세 부분의 256×256 화소의 영상을 알고리즘에 적용시켰다. 신호 강조 영상과 신호 억제영상을 얻는 두 필터를 비트 슬라이스 IC를 사용하여 구현한 프로세서를 사용하여 구현하였고, 영상표시 장치로 Vectrix사의 Pepe graphic unit를 사용하였다. 실제 노들 대신에 컴퓨터를 이용하여, 시뮬레이션된 노들이 검출 알고리즘의 평가에 사용될 수 있음이 R.H.Sherrier 등에 의해 보여졌음을 바탕으로 본 실험에서는 몇 가지 노들의 데이터를 만들고 이를 DR영상에 더함으로써 입력 영상을 합성하였다.<sup>16, 17)</sup>

##### 4-1 실험방법

5mm, 10mm, 15mm의 지름을 갖는 노들을 각각 4종류의 콘트라스트를 갖도록 합성한 후 알고리즘의 성능을 평가하였다. 노들의 크기, 형태 및 콘트라스트는 마우스(mouse)를 사용하여 실제의 노들과 같은 형태가 되도록 하였다. 노들의 지름은 5.0, 10.0, 15.0mm 콘트라스트는 8, 12, 16, 20인 각각의 경우에 대하여 알고리즘의 성능을 평가하였다. 이와같이, 노들을 형성하고, 3×3크기의 창(window)으로 스무딩한 후, 실험 영상에 더함으로써 노들을 포함하고 있는 입력 영상을 합성하였다. 또한, 입력되는 우측 폐를 상위 영역, 하위 내부영역과 하위 외부 영역으로 나누어 각 영역에서의 결과도 분석하였다. 주어진 콘트라스트에 대해서 3가지 크기의 노들을 각각 2개씩 DR시스템의 원래 영상에 더함으로써, 3가지 크기의 6개의 노들이 우측 폐의 3영역에 임의로 위치하도록 하였으며 그림 6에 3영역을 도시하였다. DR시스템의 화소의 크기가 0.5mm×1.0mm 이므로, 앞의 두가지 필터를 구현하기 위해서는 각각 15×7, 21×9 크기의 창을 구현하였으며, 비트 슬라이스 신호 처리기를 사용하여 K×L 크기의 창과 컨벌루션할 경우에는 43×K×L 개의 클럭이 소요된다.<sup>18)</sup> 따라서, 신호 강조 영상을 위해서는 43×15×7×256×256개의 클럭이, 신호억제 영상에 대해서는 43×21×9×256×256개의 클럭이 소요되며, 4.5MHz 클럭으로 동작시킬 경우에 이는 각각 65.8초와 118.4초에 해당한다. 두 영상으로부터 섬 영



a: 세 상부  
b: 하위 외부 영역  
c: 하위 내부 영역

그림 6. 분할된 3영역

상을 얻고 노들을 결정하는 과정에, 입력영상에 따라서 다소의 변화가 있지만 대략 10분 정도가 소요된다. 따라서 섬 영상으로부터 노들을 결정하는 부분을 마이크로 프로그래밍 한다면, 처리 수행시간의 측면에서는 실제 임상에서의 이용이 가능하리라 판단된다. 노들의 크기 위치 및 콘트라스트가 검출에 미치는 영향을 조사하였으며, 그 결과는 다음과 같다.

#### 4-2 노들의 크기가 검출에 미치는 영향

앞에서 밝힌 바와 같이 실제 진단에 있어서는 관찰이 가능한 하한선인 10mm 지름이 크기에 가장 잘 반응하는 검출 시스템이 요구되는 것을 고려하여 9mm 크기의 정합 필터와 12mm 크기의 스무딩 필터를 사용하였다. 또한 8비트 홍부 영상에서 노들의 콘트라스트를 8, 12, 16, 20의 4단계로 조절하면서 노들의 크기와 검출의 정확도와의 관계를 조사하였다. 각각의 크기에 대해서 48번씩 검출을 시도한 결과 표-1과 같이 10mm의 경우에 50%로 가장 높은 검출율을 나타내었다. 홍부 영상에서 노들의 검출에 대한 연구에 의하면 오독률이 20-30%에 이르는 것으로 보고되어 있으나, 이는 노들의 크기에 대한

표 1. 노들의 크기와 검출의 정확도(4가지 콘트라스트)

노들의 크기(mm)	5	10	15	합
True Positive 검출	14	24	19	57
False Negative 오차	34	24	29	87
검출의 정확도(%)	29.2	50.0	39.6	39.6

제한이 없는 경우에 해당한다. 노들의 크기를 변수로 하여 검출율을 조사하였을 경우에는 10mm와 15mm 지름의 경우에는 44%, 5mm 지름의 경우에는 월등히 높은 검출율을, 10mm와 15mm의 경우에는 비슷한 수준의 검출율을 나타냄을 알 수 있다. 그러나 검출율만을 가지고 단순 비교를 할 수 없는 것은 앞의 C.A.Kelsey의 실험에서는 인체의 모형(phantom)에 고기 조각(lean ground beef)을 덧붙여서 pseudo-lesion을 합성함으로써, 콘트라스트가 중요한 변수로 작용하고 있기 때문이다. 이점을 고려하여 콘트라스트가 8인 경우와 20인 경우를 제외하고 노들의 크기에 대한 검출의 정확도를 나타내고 있는 것이 표 2의 값이며, 실제 노들이 나타나는 형태를 볼 때 이 값들이 4가지 콘트라스트에 대해 조사하였을 경우보다 신뢰할 수 있는 값이다.

표 2. 노들의 크기와 검출의 정확도(2가지 콘트라스트)

노들의 크기(mm)	5	10	15	합
True Positive 검출	6	11	7	24
False Negative 오차	18	13	17	48
검출의 정확도(%)	25.0	45.8	29.2	33.3

4개의 콘트라스트를 모두 포함하였을 경우 보다 전반적으로 정확도는 감소하고 있으며, 역시 10mm의 경우에 45.8%로 가장 높은 검출율을 나타내고 있다. 이 비율은 임상에서 노들검출의 하한값이 10mm라는 점을 고려하면 충분한 검출율이라 판단된다.

#### 4-3 콘트라스트가 검출에 미치는 영향

콘트라스트가 검출에 미치는 영향은 표 3과 같다. 검출의 정확도와 정응답 기대치(predictive value of positive respond, PV+)를 아래와 같이 정의하고, 각각의 콘트라스트에 대해서 그 값을 구하였다.<sup>12)</sup>

$$\text{정확도} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}}$$

$$\text{PV}+ = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Positive}} \quad (2)$$

콘트라스트가 증가함에 따라서 정확도가 증가함을 볼 수 있으며, 특히 콘트라스트가 16에서 20으로 증가할 때 정확도도 급격히 증가함을 볼 수 있다. 이것은 본 알고리즘이 노물의 콘트라스트에 의하여 성능이 결정됨을 의미한다. 즉 본 알고리즘은 노물의 콘트라스트가 16이상일 때 월등한 성능을 나타내며, 콘트라스트가 12 이상 16이하일 경우에는 앞절에서 밝힌 바와 같이 C.A. Kelsey의 결과와 비슷한 성능을 나타낸다. 이 점에서 노물 검출 알고리즘의 성능 평가에 사용되는 노물의 콘트라스트는 12-16이 적절한 범위라는 점을 알 수 있다. 또한 콘트라스트가 증가함에 따라 false positive 오차는 거의 변하지 않음을 알 수 있다. 표3에서 모든 콘트라스트의 경우에 false positive 오차가 6이상이 되는 것은 실험영상의 폐 상부 영역에서 특정부위를 계속해서 노물로 판정하고 있기 때문이다. 검출 시스템에서의 정응답 기대치는 그 검출 시스템이 노물로 판정하였을 경우에, 실제로 그 판정은 오진일 가능성이 높으며 그에 따른 비용의 증가 등의 문제가 뒤따르게 된다. 표 3에서 그 값이 전반적으로 작은 것은 false positive 오차가 항상 6이상 존재 하였기 때문이며 그 값을 제외하면 만족할 만한 수준임을 알 수 있다.

표 3. 콘트라스트와 검출의 정확도

콘트라스트 값	8	12	16	20
True Positive 검출	4	8	16	29
False Positive 오차	6	9	8	6
False Negative 오차	32	28	20	7
정확도 (%)	11.1	22.2	44.4	80.6
PV+(%)	40.0	47.1	66.6	82.9

#### 4-4 노물의 위치가 검출에 미치는 영향

노물의 위치가 검출에 미치는 영향은 표 4와 같다. 우측 폐 영역을 세 영역으로 나누고, 콘트라스트가 변화할 때 각 영역에서의 검출율의 변화를 조사하였다. 폐하위의 외부 영역에서의 정확도가 네 경우 모두 폐내부영역의 정확도보다 높음을 알 수 있으며, 이는 내부 영역에 혈관과 기관 등의 정상조직이

표 4. 노물의 위치와 검출의 정확도

〈콘트라스트 8일 경우〉

	TP	FP	FN
폐 상부 영역	0	5	12
하위 내부 영역	2	1	10
하위 외부 영역	2	0	10

〈콘트라스트 12일 경우〉

	TP	FP	FN
폐 상부 영역	0	8	12
하위 내부 영역	3	1	9
하위 외부 영역	5	0	7

〈콘트라스트 16일 경우〉

	TP	FP	FN
폐 상부 영역	6	6	6
하위 내부 영역	4	0	8
하위 외부 영역	6	2	6

〈콘트라스트 20일 경우〉

	TP	FP	FN
폐 상부 영역	12	6	0
하위 내부 영역	7	0	5
하위 외부 영역	10	0	2

상대적으로 복잡하게 존재하고, 그에 따라 노물주위의 구조적 잡음성분이 증가하기 때문이다. 같은 이유로 폐상부영역과 하위 영역에서의 결과도 해석할 수 있으나, 이 경우는 노물로 판단되는 것에서 기인한다. 그리고 폐 하위 영역에서 발견되는 false positive 오차는 정상적인 조직과 전체 혹은 일부만이 겹침으로 인해, 임계값이 증가함에 따라 급격히 섬의 크기가 커지기 때문에 발생하는 것이다.

## 5. 결 론

본 논문에서는 신호 강조 영상과 신호 억제 영상으로부터 얻은 차영상을 이용하여 유효 직경이 5-15mm 크기로 합성된 노물들을 검출하였다. 노물의 위치, 콘트라스트, 크기에 따른 알고리즘의 성능을 비교하고, 이 과정을 비트 슬라이스 신호 처리기를

사용하여 구현하였다. 비트 슬라이스 신호 처리기를 사용하여 9mm 크기의 정합필터와 12mm 크기의 스무딩 필터를 공간 평면에서 컨벌루 션을 통해 수행하는데, 각각 약 65.8초와 118.4초가 소요되었다. 차 영상을 이용한 흉부 노들 검출 알고리즘의 성능은 노들의 크기나 영상내에서의 위치에 의한 영향보다는 노들이 나타내는 콘트라스트에 의해 결정됨을 보였다. 노들의 크기에 대해서는 5mm 크기의 경우에 29.2%로 최고값을, 10mm의 경우에 50.0%로 최대값을 보여, 20.8%의 성능차를 나타내어, 필터 특성의 결정에 따른 검출율의 차이를 보여주고있다. 노들의 위치는 폐 하위의 외부영역, 폐상부의 영역, 폐하위 내부영역의 순으로 성능의 차이를 보임으로 흉부영상내의 구조적 잡음이 검출율에 미치는 영향을 나타내었다. 영상데이터가 8비트로 이루어질 때, 노들의 콘트라스트가 8인 경우에 11.1%, 20인 경우에 80.6%로 검출율의 급격한 변화를 보였으며, 콘트라스트가 16일 경우 검출 시스템의 임계값이 됨을 보였다. 이에 따라 향후의 자동검출 시스템의 성능 평가는 콘트라스트 12-16 사이에서 이루어져야 함을 보였다.

본 검출 시스템은 노들의 콘트라스트가 12-16인 범위에서 10mm 크기의 노들을 검출함에 있어 45.8%의 검출을 보였다. 차 영상을 이용한 노들 검출 알고리즘이 갖는 한계로, 알고리즘이 이용한 정보가 흉부 영상이 가지고 있는 여러 특징 중에서 공간 주파수 평면에서의 정보 뿐이라는 점을 들 수 있다. 즉 혈관이나 기관이 선형으로 연속되어 있는 점, 일정한 패턴을 가지고 있는 점등의 해부학적인 정보를 적절히 사용하는 알고리즘을 기대할 수 있다. 또한 본 시스템에서는 차 영상에서 섭영상을 얻을 수 있는 임계값의 수가 4-5에 지나지 않아, 노들 여부를 결정하는 규칙에서 한계를 나타내므로, 10비트 데이터로 시스템을 변화시킨다면, 임계값의 증가에 따른 크기와 원형도의 변화를 세밀히 조사함으로써 보다 좋은 결과를 기대할 수 있을 것이다. 또한 차 영상을 얻기 위한 두 필터의 특징 및 설계에 대한 연구와 섭 영상이 주어졌을 때 정상적인 조직과 구분하면서 각 섭을 특징짓는 정량적인 특성에 관한 연구가 기대된다.

## 참 고 문 헌

- 1) H.L. Kundel, C.F. Nodine and D. Carnody, "Visual Scanning, Pattern Recognition and Decision Making in Pulmonary Nodule Detection", Invest. Radiol. Vol.13, pp.175-181, May-June 1978.
- 2) G. Revesz and H. L. Kundel, "Psychophysical Studies of Detection Errors in Chest Radiology", Radiology 123, PP. 559-562, June 1977.
- 3) H. L. Kundel and Revesz, "Lesion Conspicuity, Structured Noise, and Film Reader Error", Am. J. Roentgenol. 126, pp 1233-1238, 1976.
- 4) D.P. Carmody, C.F. Nodine, and H.L. Kundel, "Global and Segmented Search for Lung Nodules of Different Edge Gradients", Invest. Radiol. Vol. 15, pp. 224-233, May-June, 1980.
- 5) J. I. Toriwaki, Y. Suenaga, T. Negoro, and T. Fukumura, "Pattern Recognition of Chest X-ray Images", Computer Graphics and Image Proc. Vol. 2, pp. 252-271, 1973.
- 6) R. J. Tully, R. W. Conners, C. A. Harlow, and G. S. Lodwick, "Towards Computer Analysis of Pulmonary Infiltration", Invest. Radiol. Vol. 13, pp. 298-305, July-August, 1978.
- 7) R. P. Kruger, W. B Thompson, and A. F. Turner, "Computer Diagnosis of Pneumococniosis", IEEE Trans. Syst. Man, and Cybern., Vol. SMC-4, No.1, pp.40-49, Jan., 1974.
- 8) Y.P. Chien and King-Sun F., "Recognition of X-ray Picture Patterns", IEEE Trans. Syst. Man. and Cybern. Vol. SMC-4. No. 2, pp 145-156, Mar., 1974.
- 9) M.L. Giger, K. Doi and H. MacMahon, "Automatic Detection of Nodules in Peripheral Lung Fields", Med. Phys. Vol. 15, No. 2, pp. 158-166, Mar / Apr, 1988.
- 10) Digital Radiographic system의 개발에 관한 보고서, 과학기술처, 1986.



- 11) C. A. Kelsey, B. G. Brogdon, D. G. Bhave, and J. Hallberg, "Effect of Size and Position on Chest Lesion Detection", *Am. J. Roentgenol.* Vol. 129, pp. 205-208, Aug, 1977.
- 12) H. L. Kundel, "Predictive Value and Threshold Detectability of Lung Tumors", *Radiology* 139, pp. 25-29, April, 1981.
- 13) R. H. Sherrier et al., "Digital Synthesis of Lung Nodules", *Invest. Radiol.* Vol. 20, pp. 933-937, Dec. 1985.
- 14) B. G. Brogdon, R. D. Mosley, C. A. Kelsey, and J. R. Hallberg, "Perception of Simulated Lung Lesions", *Invest. Radiol.* Vol. 13, pp. 12-15, Jan-Feb, 1978.
- 15) H.L. Kundel et al, "Nodule Detection with and without a chest Image", *Invest. Radiol.* Vol. 20, pp. 94-99, Jan-Feb, 1985.
- 16) W.A. Lampeter, et. al., "Computerized Search of Chest Radiographs for Nodules", *Invest. Radiol.* Vol. 21, pp. 384-390, May, 1986.
- 17) H.L. Kundel, G. Revesz, and L. Toto, "Contrast Gradient and the Detection of Lung Nodules", *Invest. Radiol.* Vol. 14, pp. 18-22, Jan-Feb, 1979.
- 18) Sorenson, et al., "Effect of Improved contrast on Lung Nodule Detection, A Clinical ROC Study", *Invest. Radiol.*, Vol. 22, pp. 772-780, Oct, 1987.