

이식시킨 50매의 영상군을 제 1 영상군, 이에대해 영상처리 를 실시한 50매의 영상을 제 2 영상군으로 구분하고 도합 100 매의 영상을 하드 디스크상에 저장하였다.

결절검출 실험

제 1 및 제 2 영상군의 영상 100 매를 컴퓨터를 이용하여 난수를 발생시켜 랜덤 배열하고 2명의 방사선과 전문의와 3 명의 방사선과 전공의가 판독하게 하였다. 판독에 앞서 제 1 영상군과 제 2 영상군에 속하지 않고 모의결절을 이식 시킨 디지털 흉부 영상 5 매와 이를 영상처리한 영상 5매를 판독자에게 제시하여 익숙하게 하였다. 판독을 위한 환경으로 주변에서 들어오는 광선을 커튼으로 모두 차단하였고 50 lux 정도의 보조등을 켜고 모니터는 전 계조도가 고무질 나타나는 상태로 미리 조정하였다. 각 판독자는 하루에 모든 영상을 판독하게 하였으며 매 영상에 대한 판독시간은 제한하지 않았으나 평균 약 1 분 정도가 소요되었다. 판독자는 제시되는 영상에 대하여 병변의 위치에 관계없이 폐결 절의 유무를 1 - 5 까지의 신뢰도로 구분하여 판단하게 하였다. 이때 사용된 신뢰도의 정의는 다음과 같다.

1. Definitely absent
2. Probably absent
3. Uncertain
4. Probably present
5. Definitely present

자료분석

본 실험에서 자료의 분석에 사용된 방법은 ROC평가법으로서, 이방법은 통신분야에서 수신기에 대한 잡음환경에서의 신호검출능력을 평가하기 위하여 사용되어 왔다[2]. 이 방법에서는 수신기의 신호 검출능력을 단순히 평균 위 양성률(False Positive Rate)로 평가하는데서 벗어나 수신기의 동작상태를 오 양성률을 극히 제한하는 경우, 위 양성률을 상당히 허락하더라도 신호를 놓치지 않고 최대한 검출하는 경우등 여러상황에 대한 수신기의 종합적인 검출능력을 평가 하며, 이를 위하여 수신기의 내부 문턱값을 여러단계로 조정 하여 각 경우에 대한 위 양성률(False Positive Rate) 및 정 양성률(True Positive Rate)을 계산하여 수신기 동작특성 곡 선(Receiver Operating Characteristic Curve)을 구하는데 이 곡선으로부터 수신기의 종합적인 신호검출 성능을 알 수 있으며 이 곡선의 하부 면적은 곧수신기의 정확도가 되기도 한다.

이 방법은 심리학 분야에서도 일찍부터 인간의 신호 인식특성의 분석에 사용되어왔으며 방사선과 영역에서는 1972 년 Goodenough[3]등에 의해 도입된 이후 여러가지 촬영기법과 촬영장비에 의한 진단의 정확도의 개선정도를 분석하는데 널리 사용되어왔다. 방사선과 영역에서 ROC 분석법을 사용할 경우에는 판독자가 곧 수신기의 역할을 하는 셈이며 신호는 영상내의 병변영역이고 잡음은 병변이외의 정상구조물의 영상이 된다. 그런데 사람의 경우에는 수신기의 경우처럼 내부 문턱값을 임의의 값으로 조절할수 없으므로 사람이 평균적으로 구분할수 있는 확신의 정도수로 알려진 5 가지로 신뢰도를 구분하여 병변의 유무를 판단하게 하는 방법이 사용되고 있다[4].

이와같이 얻어진 데이터를 이용하여 ROC 곡선을 그리기 위해서는 문턱값(신뢰도 값)에 대한 위 양성률 및 정 양성률을 구하여야 하는데 이는 각각 문턱값 이상에 대한 신호 확률분포 곡선의 적분치 및 잡음 확률분포 곡선의 적분치에 해당하므로 신뢰도 값으로 표시된 판독자의 판단 자료로부터 다음과 같은 방법으로 구한다.

먼저 신뢰도 값중 가장 큰 값인 5 로 응답된 자료만을 '병변 존재'에 대한 정의의 판단이라고 받아들이고 이중에서 실제로 정인것과 그렇지 않은 것을 분류하여 가장 엄격한 신뢰도에 대한 위 양성률 및 정 양성률을 구한다. 다음으로 신뢰도값이 5 또는 4인 경우에 대한 자료를 정의의 판단이라고 여기고 같은 방법으로 위 양성률 및 정 양성률을 구한다. 이렇게 하여 마지막으로는 모든 응답 자료에 대하여 정의의 판단이라고 여기고 위 양성률 및 정 양성률을 구하는데 이 경우는 당연히 위 양성률과 정 양성률이 모두 1.0이되어 ROC 곡선상에서는 상단 우측 모서리 점에 해당된다.

이와같이 하면 5 점에 대한 위 양성률 및 정 양성률의 좌표가 구해지는데 이를 적절히 curve fitting하면 부드러운 곡선을 그릴수 있게 된다.

보다 정확한 분석을 하는 방법은 위 양성률과 정 양성률의 좌표를 선형 척도가 아닌 정규편차 척도(normal deviate scale)를 갖는 그래프 용지에 표시하는데 이렇게 하면 경험적으로 직선적인 ROC 곡선이 얻어진다는 것이 알려져 있다[5]. 이것은 신호와 잡음의 분포가 모두 가우시안 분포를 갖는다는 것을 의미하는데 이와같이 직선으로 얻어진 ROC 곡선에서 직선의 기울기는 두 가우시안 분포의 편차의 비를 나타내고 y-축 절편은 두 가우시안 분포의 평균의 차를 나타내게 되며 이 두가지 매개변수를 이용하면 검출의 정확도를 나타내는 ROC 곡선의 하부면적 Az 도 손쉽게 얻을수 있다는 장점이 있다. 이와같이 두 개의 매개변수로 표시되는 직선적인 ROC 곡선을 다시 선형 척도상으로 옮기면 완전한 ROC 곡선을 그릴수가 있다.

그런데 정규편차 척도상에 표시된 위 양성률, 정 양성률의 좌표들은 반듯한 직선이 아니므로 직선으로 fitting을 하여야 하는데 이는 사람이 눈으로 판단하여 할수도 있으나 일반적으로 maximum likelihood estimation을 적용하여 수학적으로 구한다.

본 실험에서는 ROCFIT라는 소프트웨어를 사용하여 ROC 분석을 수행하였는데 이 소프트웨어는 각 신뢰도별 응답수를 입력함으로써 손쉽게 위 양성률 및 정 양성률 좌표와 정규편차 척도상에서의 두 매개변수, 그리고 ROC 곡선의 하부면적을 얻을수 있으며 ROC 곡선을 그릴수 있는 좌표값들을 얻을수 있다[6].

5 명의 판독자가 5가지의 신뢰도로 병변의 유무를 판단 하여 응답한 자료를 우선 크게 처리된 영상군(제 1 영상군)과 처리후 영상군(제 2 영상군)으로 구분하여 흉부영역 전반에 대한 모의결절 검출에 대한 영상처리 효과를 분석하였고 세부적으로는 병변의 위치에 따라 폐야와 종격동으로 나누어 영역에 따른 결절 검출에 대한 영상처리의 효과를 분석하였다.

먼저 전반적인 영상처리 효과 분석을 위해 처리전 및 처리후 영상군 각각에 대한 5인의 판독자의 응답자료를 취합하여 2 부류의 집단자료(pooled data)를 만들고 이를 ROCFIT을 이용 분석하여 각 군별 평균 ROC 곡선과 ROC 하부 면적 Az를 구하였다. 또한 영상처리 효과에 대한 통계적 유의성 검증을 위해 판독자 5인 각각의 처리전 및 처리후 응답자료에 대한 Az 쌍들을 구하고 이를 student paired t-test 방법기를 이용하여 유의성 판정을 하였다.

다음으로 폐야와 종격동동 흉부의 영역별 영상처리 효과 분석을 위해서는 처리전 및 처리후 영상군을 다시 모의결절의 이식 위치에 따라 분류하고 각각에 대해 별도로 평균 ROC 곡선 및 Az를 구하고 통계적 유의성 검증을 하였다.

결과

본 실험에 사용된 디지털 흉부 영상의 일례를 그림 1에 보였다. 그림 1의 (a), (b)는 각각 가시도 균동화법으로 처리전 및 처리후의 영상이다.

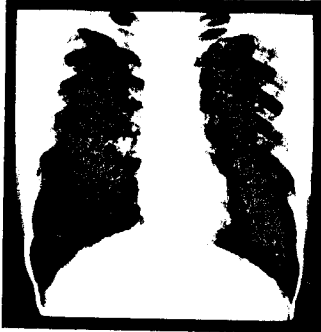


그림 1 (a)

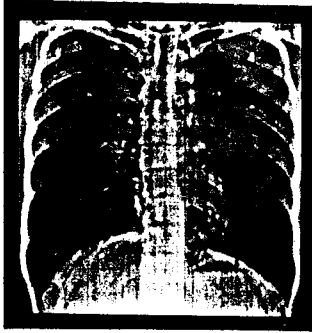


그림 1 (b)

그림 1. 실험에 사용된 디지털 X-선 흉부 영상의 일례. (a). 처리전 영상. (b). 처리후 영상.

모의결절의 위치에 관계없이 전반적인 영상처리의 효과에 대한 ROC 분석의 결과를 그림 2에 보였다. 그림 2의 (a), (b)는 각각 처리전 영상군 및 처리후 영상군에 대한 ROC 곡선이다. 처리전, 처리후의 집단자료에 대한 ROC 곡선의 하부면적 A_z 는 각각 0.61, 0.76였으며 student paired t-test로 검증한 통계적 유의성은 $p < 0.05$ 수준에서 유의함을 알 수 있었다.

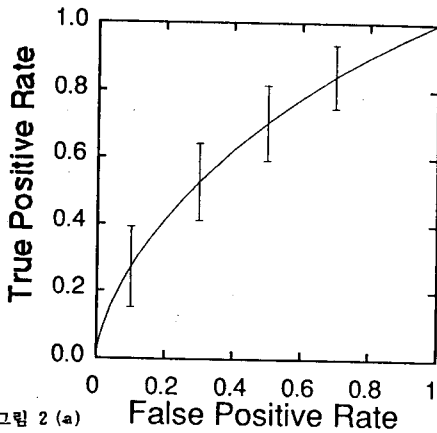


그림 2 (a)

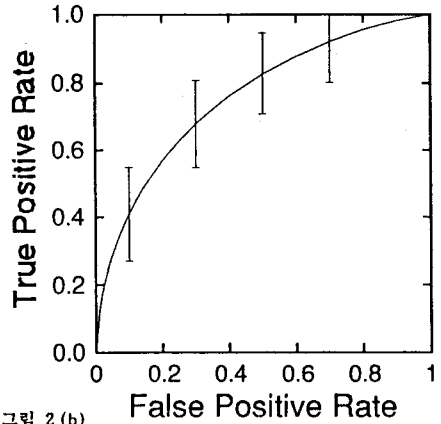


그림 2 (b)

그림 2. 흉부 전영역에서의 결절검출률에 대한 영상처리의 효과를 보여주는 ROC 곡선. (a). 처리전 영상군의 ROC 곡선. (b). 처리후 영상군의 ROC 곡선.

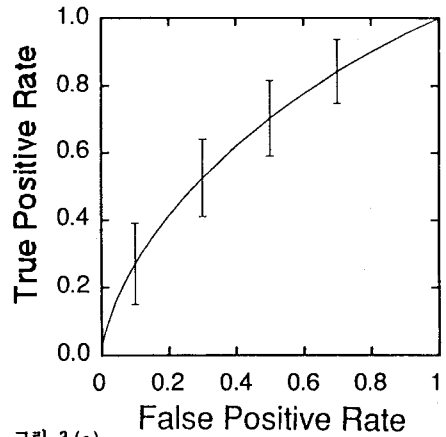


그림 3 (a)

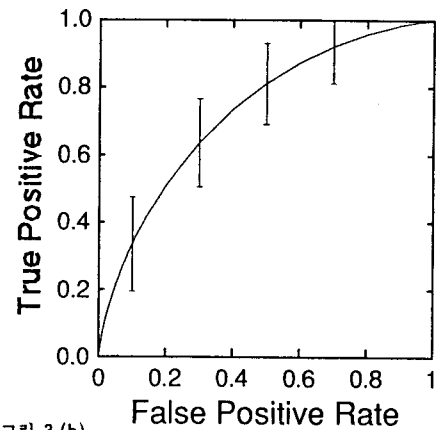


그림 3 (b)

그림 3. 폐야의 결절검출률에 대한 영상처리의 효과를 보여주는 ROC 곡선. (a). 처리전 영상군의 ROC 곡선. (b). 처리후 영상군의 ROC 곡선.

흉부의 영역을 폐야와 종격동으로 나누었을때 모의결절의 위치에 따른영역별 영상처리의 효과에 대한 ROC 분석의 결과는 그림 3과 그림 4에 나타내었다. 그림 3은 폐야에 대한 ROC 분석결과이며 그림 3의 (a)는 처리전 영상군에 대한 ROC곡선이고 그림 3의 (b)는 처리후 영상군에 대한 ROC 곡선이다. 처리전에 대한 Az는 0.60±, 처리후에 대한 Az는 0.74였으나 그 차이에 대한 통계적 유의수준은 p<0.2로서 낮았다.

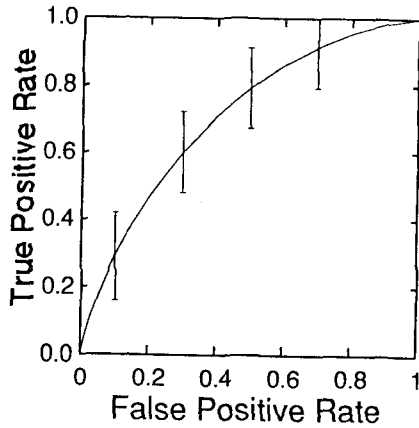


그림 4 (a)

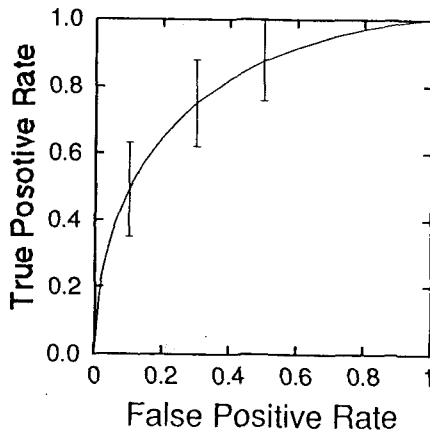


그림 4 (b)

그림 4. 종격동 영역의 결절검출률에 대한 영상처리의 효과를 보여주는 ROC 곡선. (a). 처리전 영상군의 ROC 곡선. (b). 처리후 영상군의 ROC 곡선.

그림 4는 종격동에 대한 ROC 분석의 결과로서 그림 4의 (a), (b)는 각각 처리전 및 처리후 영상군에 대한 ROC곡선을 보여준다. 이 곡선에서의 Az는 처리전이 0.69, 처리후가 0.79이었고 그 차이에 대한 통계적 유의수준은 p<0.05였다.

고찰

진단방사선과 영역에는 이미 많은 분야에 디지털 영상장비가 도입되어 있으며 그 추세는 더욱 가속화되고 있다. 디지털 촬영 방식은 영상정보의 획득, 보관, 검색의 측면에서 기존의 필름식 촬영방법보다 훨씬 편리한 장점을 가지고 있다. 더우기 디지털 영상을 가지고는 영상처리를 통하여 다

양한 형태로 영상을 재현해 볼수가 있기 때문에 기존의 방식보다 진단의 정확도를 개선시킬수 있다는 보다 본질적인 측면에서의 장점이 있다.

흉부 X-선 진단의 영역에 최근 도입되기 시작한 디지털 X-선 촬영의 경우에는 특히 진단의 정확도를 높일수 있는 영상처리 기법의 개발이 절실히 요구되고 있는데 이는 폐야의 조기진단이 거의 흉부 X-선 진단에 의존하고 있는 현실에도 불구하고 폐야의 X-선 진단 소견이라고 볼수 있는 폐결절의 간과율이 20 - 30% 에 이르고 있기 때문이다[8].

흉부 X-선 영상의 처리에 관해서는 여러 연구가에 의해 몇가지 방법이 제안되어 있다. 가장 널리 알려져 있는 방법으로 unsharp masking법이 있으며, 영역에 따라 매개변수를 달리한 개량된 unsharp masking법[9], 그리고 영상의 국부적 특성을 이용하는 적응적 히스토그램 평활화법[10]등이 그 대표적인 경우이다. 그러나 unsharp masking법을 제외한 나머지 방법들은 임상적인 평가로서 그 효용성이 검증되지 않은 상태이며, unsharp masking법은 흉부 X-선 영상의 특수성이 고려되지 않고 단순히 영상의 경계부를 강조하는 방식으로 정상 구조물이 많고 복잡한 폐야에서는 병변보다도 정상구조물이 더욱 강조되어 오히려 결절등의 병변 검출률이 저하된다는 사실이 보고된바 있다.

이러한 점에서 본 연구의 성과는 꽤 고무적이라고 할수 있다. 본 연구의 결과에 의하면 저자들에게 의해 이미 제안된 바있는 가시도 균등화법은 종격동 영역에서는 모의결절의 검출률을 뚜렷이 개선시키며 폐야에서도 미미하나마 검출률의 개선을 보이고 있다. 종격동 영역에서의 검출률 증가는 영상처리 과정에서 X-선의 투과도가 낮은 영역의 화소값들이 증강된 X-선 비임에 조사된 것처럼 치환되어 대조도가 개선되기 때문인 것으로 판단된다. 폐야에서의 검출률의 개선은 특기할만 한데 이는 흉부 X-선 영상에서의 병변의 발생이 폐야에서 일어나는 경우가 많기 때문에 일반적으로 X-선 촬영장비들의 특성이 폐야 영상의 화질에 중점을 두고 설계되었기 때문이다. 따라서 이제까지의 흉부 영상처리 방법들에서는 폐야에 대해서 가급적이면 영상처리를 피하는 경향을 취해왔다. 그러나 가시도 균등화 법에서는 X-선 노출량이 적정수준 이상인 폐 영역에 대해서 가시도를 높이기 위해 적절한 밝기의 바이어를 주는 방법으로 처리를 해주고 있는데 본 연구의 결과에서 폐야의 검출률 증가는 이 방식에 의한 효과라고 생각된다.

흉부 X-선 영상에서 진단되는 주요한 병변으로는 결절 외에도 봉와상패(honeycombing), 폐섬유증(pulmonary fibrosis), 낭종(cyst)등 여러가지가 있으므로 본 연구에서 궁정적으로 평가된 가시도 균등화법이 흉부의 다른 병변의 진단에도 도움을 주는지에 대해서는 앞으로도 연구해야할 과제이다.

본 실험에서 사용된 흉부 X-선 영상의 해상도는 700 x 800 정도로서 기존의 필름영상에 비해 손색없다고 알려져 2000 x 2000에 비해서는 낮았으나 판독자들은 이에 대해 큰 불편을 느끼지 못하였는데 이는 판독시 주 관찰대상인 폐결절의 크기가 평균 지름 1 cm로서 비교적 큰 때문이라고 보여진다.

ROC 분석시 다수의 판독자에 의한 평균 ROC곡선을 구하는데는 판독자의 구분없이 응답자료를 취합하여 집단자료를 만들고 이에 의한 ROC곡선을 구하는 방법과, 판독자 각각의 응답에 대한 정규분포 척도상에서의 파라미터들을 구하고 이 파라미터들의 평균을 구한다음 이로부터 다시 선형척도상에서의 ROC곡선을 구하는 방법이 있다. 전자는 판독자들의 판독능력이 균등할 경우에 사용되며 분석이 용이하다는 잇점이 있는 반면, 후자는 판독자들의 판독능력 차이가 큰 경우에 사용되며 보다 정확한 평균 ROC곡선을 얻을수 있다는 장점이 있다. 본 실험에서는 전자의 방법을 사용하였는데 이는 판

독에 참가한 전공의의 판독경력이 충분하며 본 실험의 판독 과정이 비교적 단순한 경우이기 때문이었으며 실험결과로 볼 때 판독자들의 판독능력이 비교적 균일한 것으로 나타났다.

본 연구에서 사용된 ROC 방법 외에도 여러 진단방식의 효용성에 대한 비교 평가는 민감도(sensitivity) 및 특이도 (specificity), 그리고 정확도(accuracy) 등으로 나타낼 수 있으나 판독자에 의한 판독경향에 영향을 받으므로 객관적인 평가방법이 되지 못한다. ROC 평가시 병변의 가시도가 너무 뚜렷한 것만 있든지 또는 너무 희미한 것만 있으면 응답자료의 신뢰도가 한쪽에 치우쳐 올바른 ROC곡선이 얻어지기 어려우므로 병변의 가시도는 고루 분포되어 있어야만 통계적 가치가 있는 실험결과를 얻을 수 있다. 실제로 이와같은 병변을 가진 환자영상을 수집하여 ROC평가실험을 하는 것은 매우 어려운 일이며 또한 그 영상이 분명히 이상이 있는 환자의 영상임을 기타의 다른 진단수단으로 확인해야 하므로 번거로운 점이 많다. 본 실험에서 사용된 모의결절 합성방법은 이와같은 번거로움을 없애고 단순히 정상인의 영상에 임의모양의 결절을 임의위치에 임의의 가시도를 가지고 이식시킬 수 있으므로 매우 편리한 방법이다. 또한 사용자의 조작으로 얼마든지 실제 병변과 흡사하게 만들 수 있어 본 실험의 경우도 판독자들이 실제병변과의 차이점을 느끼지 못하는 것으로 응답하였다. 따라서 모의결절을 이용한 본 연구의 영상군은 실제결절을 가진 임상상황의 경우에 대한 ROC 분석에 적절한 표본으로 생각된다.

결론

본 논문에서는 ROC분석법을 이용하여 흉부 X-선 영상의 처리기법인 가시도 균등화법의 효용성을 평가하였다.

디지털 흉부 X-선 촬영장치로 획득한 50매의 정상 흉부 X-선 영상중 13매에 컴퓨터를 이용하여 만든 모의결절을 이식시키고 처리전 영상군과 처리후 영상군을 5 명의 방사선과의사에게 판독하도록 하였으며 그 결과를 ROC분석법을 이용하여 분석하였다. 실험결과 가시도 균등화법은 흉부 X-선 영상에서의 모의결절의 검출률을 개선시키는 것으로 나타났으며 그 통계적 유의성은 병변의 위치에 관계없이 흉부 전영역에 대한 개선의 유의도는 $p < 0.05$ 였고, 종격동에 대한 개선의 유의도는 $p < 0.05$, 폐야에 대한 유의도는 $p < 0.2$ 수준이었다. 본 실험의 결과로 미루어 가시도 균등화법은 흉부 X-선 영상의 진단의 정확도 개선에 기여할 것으로 판단된다.

본 실험의 분석에 사용된 ROCFIT 프로그램을 보내주신 시카고 대학의 Charles E. Metz 교수에게 감사드린다.

참고문헌

- 1] Jong Hyo Kim, et al., Optimal density equalization of chest radiograph with computerized postprocessing, Radiology, Vol. 177(p), p329, 1990.
- 2] Harry L. Van Trees, Detection, estimation and modulation theory, John Wiley and Sons Inc., New York, 1968.
- 3] Goodenough DJ, Rossman K, Lusted LB, Radiographic application of signal detection theory, Radiology, Vol. 105, pp 199-200, 1972.
- 4] Charles E. Metz, Basic principles of ROC analysis, Seminars in Nuclear Medicine, Vol. VIII, No. 4(Oct), 1978.
- 5] Charles E. Metz, ROC methodology in radiographic imaging, Investigative Radiology, Vol. 21, No.9(Sept), 1986.
- 6] Charles E. Metz, Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies, Investigative Radiology, Vol. 24, No.3(Mar), 1989.
- 7] 안윤옥, 실용 의학통계론, pp 57-58, 서울대학교 출판부, 1990.
- 8] L.W. Guiss and P. Kuenstler, "A retrospective view of survey photofluorograms of persons with lung cancer", Cancer, vol. 13, pp.91-95, 1960.
- 9] 3 M. Ibrahim Sezan, A. Murat Tekalp, Ralph Schaetzing, "Automatic anatomically selective image enhancement in digital chest radiography", IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 8, pp. 154-162, 1989.
- 10] 4. Robert H. Sherrier, G.A. Johnson, "Regionally adaptive histogram equalization of the chest", IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 6, pp. 1-7, 1987.