

Diagnosis of Location and Size of Lesions using Chest X-ray Image

Jung-Min Son¹, Byung-Ju Ahn^{2,*}

¹Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

²Department of Radiology, Nambu University

Received: September 01, 2022. Revised: February 06, 2023. Accepted: February 28, 2023.

ABSTRACT

X-ray general radiography is the simplest and most important one to get a lot of information. Nevertheless, current x-ray general radiography does not observation in-depth observation. Information about the anatomy of the human body and changes in disease in x-ray general radiography can be obtained but it is difficult to determine the size and shape of the actual lesion due to the disadvantage of expanding the image. In this study, PA and LAT images were acquired and cancer magnification was calculated in the images by measuring the distance of cancer samples. By adjusting the magnification the actual cancer length and thickness were measured and compared with the CT image and the actual cancer sample size. After the PA and LAT images of the inserted 6.0 mm cancer sample were obtained and the magnification was corrected, the length was 5.9 mm and the thickness was 6.1 mm. This value was measured similarly to the actual. The problem of obtaining the magnification that needs to know the actual length from the detector to the cancer sample was secured by obtaining the magnification through PA and LAT images and it is possible to accurately measure the cancer sample size. X-ray general radiography may provide useful information in situations where CT imaging is difficult.

Keywords: X-ray General Image, PA image, LAT Image, Magnification, Cancer Size Measure

I. INTRODUCTION

이상 증상을 호소하는 환자가 병원에 내원하여 가장 먼저 시행하는 검사는 일반 X선 검사이다^[1]. X선 검사는 X선의 물체에 대한 투과와 감약을 이용하여 인체를 구성하는 각 물질의 선흡수계수 차를 이용하여 영상을 만든다^[2]. 이 영상은 인체 내 해부학적 구조 정보를 파악할 수 있게 하고 질병의 변화에 대한 정보를 제공한다^[3]. 일반 X선 촬영 기법은 다른 검사에 비해 간단하지만 영상을 통해 많은 정보를 얻을 수 있는 중요한 검사^[4]이다. 인체 내 해부학적 구조와 종양의 크기 또는 형태와 같은 중요한 정보를 포함하고 있으나 이에 대한 깊이는 관찰이 이루어지지 않고 있다. 현재 대부분의 X선 검사는 단순 종양의 유무^[5]만을 판단하기 위

해 사용되고 X선 영상에서 병변이 관찰되는 경우 CT와 같은 정밀 진단이 시행된다^[6,7].

최근 인공지능^[8-10]을 도입하여 X선 영상에서 추가적인 정보를 획득하여 진단에 도움을 주고 있다. 기존 의료영역에서 사람이 판단하기 때문에 생길 수 있는 문제점을 인공지능을 통해 감소시키고 데이터 관독의 효율성을 높이고 있다^[11,12]. 이와 같이 관독의 유용성을 높이기 위해서는 X선 영상에서 최대한 많은 정보를 획득하는 것이 필요하다^[13].

흉부(Chest) X선 검사 시 기본적으로 후전촬영(posteroanterior, PA)과 측방향촬영(Lateral, LAT)이 시행된다^[4]. 획득된 영상을 통하여 병변 및 이상 징후를 발견하고자 노력^[15]하고 있으나 X선 영상의 정량적 측정을 하고자 할 경우 병변이 확대되어 나타나기 때문에 병변의 정확한 크기를 알 수 없

* Corresponding Author: Byung-Ju Ann

E-mail: anju6010@nambu.ac.kr

Tel: +82-62-970-0271

다. 또한 정량적 측정이 각 방향의 영상에서 별도로 행해지고 있어 획득되는 정보가 제한적이다. 각 방향 영상의 정량적 측정이 동시에 고려된다면 병변의 정확한 형태가 판독될 수 있어 기존의 각 방향 영상에서 파악하기 어려운 부분의 정보까지도 획득할 수 있다. X-선 영상에서 암의 위치와 정확한 길이를 측정할 수 있다면 병변의 크기와 형태를 쉽게 파악하여 병기 결정이 쉬워진다.

본 연구에서는 암 시료를 흉부팬텀(chest phantom)의 폐 내에 삽입하여 일반 X-선 검사(PA, LAT)로 영상을 획득한 후 각 영상에서 암 시료가 위치하는 길이를 측정하였다. 정확한 암 시료 크기를 측정하기 위해서는 각 영상의 확대율을 구하여야 한다. PA 영상을 이용하여 LAT 영상의 확대율을 구하고 반대로 LAT 영상을 이용하여 PA 영상의 확대율을 구하였다. 영상에서 측정된 암의 길이를 계산된 확대율로 보정하여 실제 암 시료 크기를 측정하는 방법을 제시하고자 한다.

II. METHODS

1. Image System and Samples

PA와 LAT 폐 영상을 획득하기 위해 Fig. 1과 같이 병원에서 이용하고 있는 X-선 검사장치(ADR-DRS600, 리스텀, Korea)를 사용하였다. X-선 검사장치는 X-선 tube와 환자 테이블, 검출기로 구성되어 있다. 검출기는 간접 방식으로 $3,008 \times 3,072$ 픽셀을 갖고 있으며 1개의 픽셀 크기는 $0.143 \text{ mm} \times 0.143 \text{ mm}$ 이다.

흉부(chest)를 촬영할 때는 X-선관을 90° 회전시켜 환자가 서 있는 상태에서 영상을 획득하게 된다. Chest PA는 X-선 tube에서 발생하는 X-선이 환자의 등에서 가슴 방향으로 투영되어 detector에 영상이 형성되며 Chest LAT은 phantom의 오른쪽 또는 왼쪽을 detector에 부착시켜 영상을 획득한다. X-선관의 초점에서 X-선이 방사형으로 방출되기 때문에 X-선과 검출기 사이의 환자 위치에 따라 흉부 영상 내 폐가 확대된다. 확대를 최소화하기 위해 환자가 검출기 측에 가능한 가깝게 위치하여 영상을 획득해야 한다. PA 영상은 환자 폭이 넓기 때문에 조리

개를 열어 환자 가슴부분이 완전히 포함되도록 하고 LAT 영상은 조리개를 축소시켜 흉부 전후의 공기 부분이 상당 부분 차단되도록 한다. 조사야의 조절로 PA와 LAT의 영상 매트릭스는 달라진다.

흉부 검사에 많이 사용되는 조건인 120 kVp, 64 mAs로 설정하였으며 PA와 LAT 촬영 거리를 180 cm로 설정하여 촬영하였다. Fig. 1과 같은 폐 부분이 분리되는 흉부팬텀을 사용하여 환자를 묘사하였으며 동일한 위치에서 영상을 획득하기 위해 흉부팬텀이 위치하는 곳에 마크를 표시하였다.



Fig. 1. Chest PA image geometry.

폐암을 묘사하는 시료는 밀도가 높지 않고 형태 변형이 자유로운 찰흙을 사용하였고 석회화병변을 표현하기 위해 찰흙 내에 밀도가 높은 3 mm 직경의 내부가 비어 있는 고리 모양 철을 삽입하였다. 실제 암은 정형화 되어있는 형태는 아니지만 영상에 나타난 암의 모양은 대부분 구형에 가깝다. 일반촬영 영상에서 식별이 가능한 크기인 직경 6 mm 크기의 구형으로 암 시료를 제작하였다. 6 mm의 시료에는 고리모양의 철을 삽입하였다. 암 시료는 최대한 6 mm에 근사하도록 수작업으로 제작하였으며 실제 암 시료 크기의 정확도를 높이기 위하여 서로 다른 방향에서 20회 측정하여 평균값을 제시하였다.

흉부 X-선 영상을 위한 흉부팬텀(LUNGMAN, Kyoto Kagaku, Japan)의 두께는 40 cm이며 허리부분을 통하여 폐와 바디 부분을 분리할 수 있고 폐 부분은 기관지와 폐포가 섬세하게 제작되어 있다.

비소세포 폐암이 자주 발생하는 중격동 림프절 또는 폐문(hilar)에 Fig. 2-(a)와 같이 제작된 암 시료

를 Fig. 2-(b)와 같이 부착한 후 팬텀의 바디에 삽입하여 암을 가진 환자를 묘사하였다.

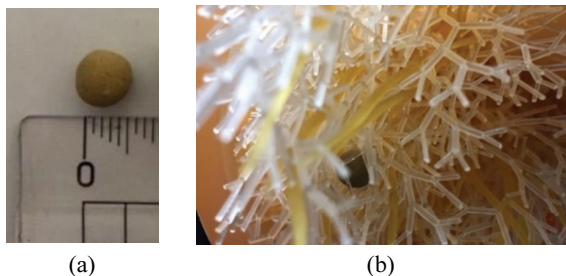


Fig. 2. (a) 6 mm cancer sample, (b) cancer sample attached in lung.

2. 병변 크기 측정

영상 시스템에서 획득한 Dicom 영상을 표시하기 위해 Visual C++(Microsoft Visual studio 2017)의 MFC 기반으로 Dicom Viewer를 별도로 제작하였다. Dicom 파일의 header 부분에 포함된 영상의 width와 height 픽셀 개수와 body 부분의 정보를 이용하여 8 bit gray 영상으로 표시하고 영상 1개의 픽셀 크기를 포함하는 정보를 추출하였다.

제작한 Dicom Viewer는 획득된 PA 영상과 LAT 영상을 각각 표시할 수 있으며 Fig. 3과 같이 영상 크기를 2배 축소하여 한 화면에 두 영상을 동시에 표시할 수 있다. 각 영상에 대한 암의 크기를 구할 수 있는 기능을 구현하였다. 영상에서 암의 길이는 마우스로 드래그 하여 직선이 영상에 표시되며 직선의 길이가 자동 측정되어 나타난다. 길이는 10회 반복 측정하여 평균값을 사용하였다. 영상 진단의 편리를 위해 확대(magnification), 축소(minification) 기능을 추가하였다.

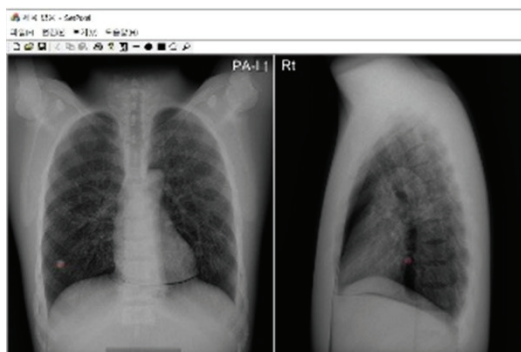


Fig. 3. Dicom Viewer.

3. 확대율

X-ray tube에서 발생된 X-선은 방사형으로 방출되기 때문에 흉부팬텀 내 암의 위치에 따라 영상에서의 물체의 크기가 확대된다¹⁶⁾. 획득한 영상의 기하학적 배율은 X-ray 빔이 방출되는 지점과 영상이 맺히는 검출기의 거리(Source to Detector Distance, SDD), 물체와 검출기까지의 거리(Object to Detector Distance, ODD)에 의해 Eq. (1)과 같이 결정된다.

$$M = \frac{SDD}{SDD - ODD} \quad (1)$$

영상에서 측정된 길이는 실제 암의 길이에 확대율만큼 확대된 것이기 때문에 영상에서의 길이와 확대율을 구하면 실제 길이를 구할 수 있다. 영상에서 암의 길이는 쉽게 구해지는 반면 확대율은 PA 또는 LAT 영상 단독으로는 구할 수 없다. PA 영상에서 암의 확대율을 구할 때는 LAT에서 암의 위치에서 검출기까지의 거리 정보를 활용하고 반대로 LAT 영상에서 확대율은 PA 영상을 이용한다. 영상의 축소 확대에 따른 스케일의 변화를 반영하여 암 시료의 크기가 측정되도록 하였다.

III. RESULT

1. cancer 시료의 길이 측정

폐의 종격동 부위에 제작된 6 mm의 암 시료를 부착시킨 후 일반촬영 하여 Fig. 4-(a)과 같이 PA, LAT 영상을 획득하였다. 암의 시료의 크기 측정이 편리하도록 Fig. 4-(b)와 같이 PA와LAT 방향의 영상에서 암 시료 부분을 4배 확대하여 크기를 측정하였다. 영상 내에서 길이는 검출기 픽셀의 1개 크기에 직선 픽셀의 개수를 곱하여 측정한다. PA 영상에서 암의 길이는 6.86 mm로 측정되었으며 원 모양의 면적을 36.96 mm²로 측정되었다. 측정된 면적을 통하여 지름을 구한 값은 6.86 mm로 측정된 암의 길이와 같은 결과 값이 도출되었다. LAT 영상에서는 암의 두께가 6.87 mm로 측정되었다. 일반촬영으로 획득된 측정값이 정확한지 판단하기 위해 CT의 관상면과 시상면 영상을 비교하였다.

CT 관상면 영상에서 암의 길이는 6.0 mm, 암의 면적이 28.27 mm²으로 측정되었으며 시상면 영상에서 암의 두께는 6.0 mm로 측정되었다. CT 영상으로 측정된 면적과 두께는 실제 암의 시료 값과 동일하였다. 일반 X-선 검사 영상과 CT 영상을 비교하였을 경우 면적은 X-선 영상에서 8.69 mm²만큼 크게 측정되었으며 두께 또한 X-선 영상에서 LAT 기준 0.87 mm 크게 측정되었다. 확대율로 표현하면 실제 암 시료의 1.15배만큼 X-선 영상이 확대됨을 알 수 있다. X-선 영상에서 암의 정확한 크기를 측정하기 위해서는 확대율을 적용시켜야 한다.

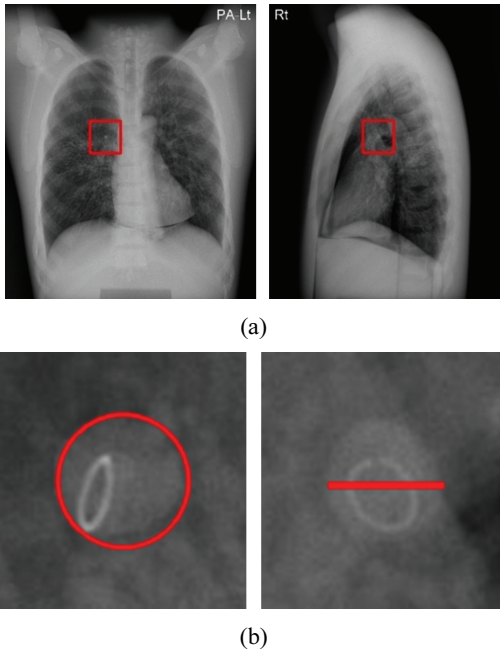


Fig. 4. (a) 6 mm cancer sample(PA, LAT image)
(b) cancer image magnification.

2. 확대율 보정

PA 또는 LAT 영상에는 흉부팬텀 내 암의 위치에 따라 영상 내 물체의 확대율이 다르며 결정된 위치에 따른 확대율을 보정하면 실제와 근사한 암의 크기를 구할 수 있다.

영상의 확대율을 구하기 위해서는 SDD와 ODD를 구하여야 한다. 영상의 SSD는 180 cm로 설정하였고 흉부팬텀 내 암 시료에서 검출기까지의 거리를 실제로 알기는 어렵다. 이를 해결하기 위해 검출기와 흉부팬텀의 간격과 PA 또는 LAT 영상 각

각에서의 길이를 동시에 고려하면 ODD를 구할 수 있다.

phantom의 굴곡 때문에 PA의 경우 14 ± 1 cm, LAT의 경우 10 ± 1 cm의 검출기와 흉부팬텀의 거리 차가 발생하게 된다. PA와 LAT 각 방향의 영상에서 암이 존재하는 길이를 알기 위해 PA촬영 영상에서 암이 존재하는 길이(오른쪽 끝 면에서 암의 중심부의 직선 길이) i를 측정하고 LAT 촬영 영상에서 암이 존재하는 길이(가슴부터 암의 중심부의 직선 길이) h를 측정한다.

암(cancer)이 위치하는 깊이는 PA 영상에는 확인이 불가하지만 LAT에서 확인할 수 있고 체내의 암이 위치하는 길이는 LAT 영상에서는 확인할 수 없어 PA 영상에서 측정 가능하다. 그러나 영상에서 측정하는 길이 또한 확대된 길이이기 때문에 PA 영상에서 측정한 길이 i를 LAT 영상에 적용하고 LAT 영상에서 측정한 길이 h를 PA 영상에 적용하여 Eq. (2)에 대입하면 영상의 확대율을 구할 수 있다.

$$M_{PA} = \frac{SDD}{SDD - (l_{PA} + \frac{m_{LAT}}{M_{LAT}})}$$

$$M_{LAT} = \frac{SDD}{SDD - (l_{LAT} + \frac{m_{PA}}{M_{PA}})}$$
(2)

여기서 M_{PA}와 M_{LAT}은 PA와 LAT 영상에서의 확대율이다. l_{PA}와 l_{LAT}은 phantom과 검출기간의 거리로써 PA의 경우 14 cm, LAT의 경우 10 cm이다. m_{PA}와 m_{LAT}는 확대율 적용 없이 구한 PA 영상, LAT 영상에서 각각의 암이 위치하는 길이이다. m_{LAT}에서 암이 위치하는 길이 (h)는 10.38 cm이고 m_{PA}에서 암이 존재하는 길이 (i) 15.3 cm를 적용하여 확대율을 구하면 M_{PA}는 1.14, M_{LAT}은 1.15 가 된다. 따라서 PA 영상에서 측정된 6.86 mm 길이의 영상 내 암시료에 PA의 확대율을 보정하면 길이는 6.01 mm, 면적은 28.37 mm²가 된다. LAT 영상에서 측정된 6.87 mm를 LAT 확대율로 보정하면 두께는 5.97 mm로 측정된다. 확대율을 보정한 암 시료 크기는 실제 제작한 6 mm 크기와 근사한 값을 나타낸다.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 흉부팬텀의 최대 및 최소 확대율은 PA 기준에서 암 시료가 가슴에 가까울 때 최소가 되고 등에 가까울 때 최대가 된다. 이때 검출기와 흉부팬텀의 거리를 고려하여 계산한 확대율은 1.08 ~ 1.43의 범위를 갖는다. 실제 측정된 확대율이 PA영상의 경우 1.14이며 LAT 영상의 경우 1.15이다. 확대율의 값으로 볼 때 가슴쪽 가까이에 암 시료가 위치한다는 것을 알 수 있다. 흉부팬텀의 형태 때문에 검출기에 밀착하기가 곤란하여 검출기와 간격이 발생하였으나 실제 환자는 검출기에 밀착하여 검출기와의 거리가 없다고 판단되는 경우 두께 40 cm 인 환자를 기준으로 확대율은 1.01 ~ 1.28의 범위를 갖게 될 것이다. 확대율에 따라 물체의 크기는 6 mm 기준으로 6.06 mm ~ 7.68 mm로 크게 차이가 날 수 있다. PA 영상이나 LAT 영상만 획득된 경우에는 확대율 범위의 중간 값을 적용하여 근사적으로 길이나 두께를 측정할 수 있다. 또한 실험에서 사용된 검출기의 한 개당 픽셀은 0.143 mm로 확대율을 적용하면 한 개의 픽셀의 확대는 최대 0.183 mm으로 측정되기 때문에 픽셀당 오차를 줄이기 위하여 확대 기능을 이용해 암 시료 길이를 측정 시 마우스로 가능한 정확한 직선으로 길이를 표시하도록 해야 한다.

V. CONCLUSION

X-선 영상 내 병변은 확대되어 나타나기 때문에 정확한 크기 측정이 어려웠다. 또한 환자가 일반 X-선 검사를 시행할 때 암이 위치하는 실제 거리를 알기는 어렵기 때문에 확대율 계산도 쉽지 않았다. PA와 LAT 영상을 각각 판독하였을 경우 한정된 정보에 의존할 수밖에 없기 때문에 영상에서 획득할 수 있는 정보는 제한적이다. PA와 LAT 영상을 동시에 고려하여 PA 영상에서 LAT 영상의 확대율을 구하고 반대로 LAT 확대율은 PA영상에서 획득하여 정확한 암의 길이와 두께를 측정할 수 있는 방법을 제시하였다.

폐문 근처에 위치한 6.0 mm 암 시료의 PA 영상 확대율은 1.17이며 LAT 영상 확대율은 1.12로 계산

되었으며 길이는 5.9 mm 두께는 6.1 mm로 실제 시료와의 오차는 1.6%, 1.6% 오차를 보였다. 실제 암 시료와 근사한 값으로 일반 X-선 검사 영상으로도 정확한 길이와 두께 측정이 가능한 것을 확인하였다. 또한 일반 X-선 검사는 석회화된 병변까지 검출되어 해상도가 우수하다고 할 수 있으며 정확한 길이 및 두께 측정이 가능하기 때문에 일반 X-선 영상만으로도 진단적 가치가 상승되어 다른 정밀 검사와 더불어 판독의 질을 향상시킬 것으로 판단된다.

Acknowledgement

이 논문은 2023년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. NRF-2021R1A6A3A01087118)

Reference

- [1] D. Papadimitriou, A. Perris, M. G. Molfetas, N. Panagiotakis, A. Manetou, G. Tsourouflis, J. Vassileva, P. Chronopoulos, O. Karapanagiotou, S. Kottou, "Patient dose, image quality and radiographic techniques for common X ray examinations in two Greek hospitals and comparison with European guidelines", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 95 No. 1, pp. 43-51, 2001.
<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006521>
- [2] H. Geijer, B. Verdonck, K. W. Beckman, T. Andersson, J. Persliden, "Digital radiography of scoliosis with a scanning method: radiation dose optimization", *European Radiology*, Vol. 13, No. 3, pp. 543-551, 2003.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00330-002-1476-1>
- [3] Y. C. Yoon, "Imaging Diagnosis of Sports Injury", *Journal of the Korean Medical Association*, Vol. 53, No. 7, pp. 615-622, 2010.
<http://dx.doi.org/10.5124/jkma.2010.53.7.615>
- [4] A. L. Dorfman, R. Fazel, A. J. Einstein, K. E. Applegate, H. M. Krumholz, Y. Wang, E. Christodoulou, J. Chen, R. Sanchez, B. K. Nallamothu, "Use of medical imaging procedures with ionizing radiation in children: a population-based study", *Archives of Pediatrics & Adolescent*

- Medicine, Vol. 165, No. 5, pp. 458-464. 2011.
- [5] K. W. Lee, N. J. Sung, "Lung Cancer Screening", Korean Journal of Family Practice, Vol. 2, pp. 199-206, 2012.
- [6] J. Deunk, H. M. Dekker, M. Brink, R. van Vugt, M. J. Edwards, A. B. van Vugt, "The value of indicated computed tomography scan of the chest and abdomen in addition to the conventional radiologic work-up for blunt trauma patients", Journal of Trauma, Vol. 63, No. 4, pp. 757-763, 2007.
<http://dx.doi.org/10.1097/01.ta.0000235878.42251.8d>
- [7] L. G. Mansson, "Method for the evaluation of image quality: A Review", Radiation Protection Dosimetry, Vol. 90, No. 1, pp. 89-100, 2000.
<http://dx.doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033149>
- [8] S. H. Park, "Artificial Intelligence in Medicine: Beginner's Guide", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 78, No. 5, pp. 301-308, 2018.
<http://dx.doi.org/10.3348/jksr.2018.78.5.301>
- [9] S. Gerber, T. Tasdizen, P. T. Fletcher, S. Joshi, R. Whitaker, "Manifold modeling for brain population analysis", Medical Image Analysis, Vol. 14, No. 5, pp. 643-653, 2010.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2010.05.008>
- [10] Y. Bengio, "Learning deep architectures for AI", Foundations and Trends in Machine Learning, Vol. 2, No. 1, pp. 1-127, 2009.
- [11] F. M. Ihsan, P. M. Ebrahim, T. Jamie, G. Yuri, "The past present and future role of artificial intelligence in imaging", European Journal of Radiology, Vol. 105, pp. 246-250, 2018.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.06.020>
- [12] D. D. Miller, E. W. Brown, "Artificial Intelligence in Medical Practice: The Question to the Answer?", The American Journal of Medicine, Vol. 131, No. 2, pp. 129-133, 2018.
<https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2017.10.035>
- [13] D. L. Hobbs, "Chest radiography for radiologic technologists", Radiologic technology, Vol. 78, No. 6, pp. 494-516, 2007.
- [14] S. Manchanda, A. Bhalla, P. Naranje, "Unusual cause of mediastinal mass", BMJ Case Reports, Vol. 10, pp. 1-2, 2017.
<http://dx.doi.org/10.1136/bcr-2017-219852>
- [15] C. Steniberg, J. Sarrazin, J. Champagne, F. Philippon, F. Molin, I. Nault, L. Blier, G. O. Hara, "Pa/Lateral Chest X-Ray Is Non-Inferior to Fluoroscopy for the Detection of Insulation Defects in Riata Defibrillation Leads", Canadian Journal Of Cardiology, Vol. 29, No. 10, pp. 360, 2012.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.cjca.2013.07.616>
- [16] Y. N. Choi, H. J. Kim, H. S. Park, C. L. Lee, H. M. Cho, S. W. Lee, H. J. Ryu, "The Effect of Magnification on the Image Quality and the Radiation Dose in X-ray Digital Mammography: a Monte Carlo Simulation Study", Journal of the Korean Physical Society, Vol. 57, No. 3, pp. 494-500, 2010. <http://dx.doi.org/10.3938/jkps.57.494>

X-선 영상을 이용한 암의 위치 및 크기 진단

손정민¹, 안병주^{2,*}

¹대구가톨릭대학교 방사선학과

²남부대학교 방사선학과

요 약

일반 X-선 검사는 간단하고 많은 정보를 얻을 수 있어 가장 기본이 되는 검사방법이며 획득된 영상에서는 인체 해부학적 구조와 시간 경과에 따른 질병의 변화 정보를 쉽게 획득할 수 있다. 그럼에도 불구하고 영상이 확대되는 단점으로 인하여 병변의 크기와 형태가 왜곡되어 나타나기 때문에 현재 X-선 영상의 깊이 있는 관찰은 이루어지지 않고 있다. 본 연구에서는 후전촬영(PA)과 측방촬영(LAT) 영상을 획득하고 각각의 영상에서 암 시료가 위치하는 거리를 측정하여 암 시료의 확대율을 계산하고 측정된 암 시료 길이에 보정한다. 암 시료의 길이와 두께에 따른 확대율 보정 값을 전산화단층촬영장치(Computed Tomography, CT)로 획득된 영상 및 실제 제작한 암 시료 크기와 각각 비교하였다. 기존의 확대율은 검출기에서 암의 거리를 측정하여 계산할 수 있었으나 본 연구에서는 획득된 PA와 LAT 영상을 이용하여 확대율을 계산하였다. 6 mm 암 시료를 PA와 LAT 영상을 획득하여 확대율을 구한 후 보정한 결과 길이는 5.9 mm, 두께는 6.1 mm로 실제와 비슷한 값이 측정되었으며 영상을 이용한 확대율 계산이 가능하다는 것을 알 수 있었다. X-선 영상만으로도 병변의 확대율을 손쉽게 보정하여 정확한 길이 측정이 가능하고 이는 영상 판독 및 정확한 진단에 유용한 정보를 제공할 것이다.

중심단어: 일반 X-선 검사, PA 촬영, LAT 촬영, 확대율, 암의 크기 측정

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	손정민	대구가톨릭대학교 방사선학과	박사후연구원
(교신저자)	안병주	남부대학교 방사선학과	교수