

단순 x선 영상의 차영상을 통한 컴퓨터 도움 진단

*김승환, 이수열, 박선희, 표현봉
한국전자통신연구원 원천기술연구본부, *skim@etri.re.kr

computer-aided-diagnosis by image subtraction in conventional radiography

Seunghwan Kim, S. Lee, S.H. Park, H.-B. Pyo
Telecommunication Basic Research Laboratory, ETRI

요 약

본 논문에서는 시간 간격을 두고 촬영한 흉부의 단순 x선 영상의 차영상을 이용하여 컴퓨터 도움 진단에 활용할 수 있는 방법에 대하여 연구하였다. 시간 간격을 두고 촬영한 흉부 단순 x선 영상의 차영상은 시간에 따른 변화를 명확히 보여줌으로써 질병의 조기진단 및 질병의 전개과정 등을 알아보는데 유용하게 쓰일 수 있다. 특히, 이 방법은 폐암과 같이 조기진단이 매우 어려운 질병에 대하여 정기검진 등에서 정기적으로 촬영한 단순 x선 영상을 이용하여 조기진단을 할 수 있는 방법으로 활용될 수 있다. 그러나, 촬영시의 여러 가지 조건들, x선의 세기와 조영시간, 환자의 촬영 자세 및 호흡상태 등에 따라 단순 x선 영상이 크게 달라져 단순한 뒤틀림에 의한 차영상은 진단에 도움이 되지 못한다. 진단에 도움을 주기 위해서는 두 영상 사이의 전체적인 밝기와 대조도를 맞추고 늑골, 쇄골 등 해부학적 구조물의 위치와 크기를 서로 맞추어 차영상을 얻는 영상처리 방법이 필요하다. 또한, 폐의 크기와 위치도 서로 맞추어 차영상을 얻어야 한다. 그러나, 이러한 방법도 늑골과 폐의 크기와 위치 변화가 서로 일치하지 않는 문제점을 가지고 있다. 본 논문에서는 이러한 영상처리를 통하여 차영상을 얻는 방법에 대하여 논하고 방법상의 문제점과 해결 방법을 제시한다.

1. 서론

영상처리는 1920년대 전송사진에 응용된 이후로 많은 다양한 분야에서 응용되고 있다 [1]. 특히, 의료영상처리는 x-ray 단층촬영 영상에의 응용을 시작으로 1970년대 전산화 단층촬영(Computed Tomography, CT)과 자기공명(Magnetic Resonance, MR) 단층촬영, 초음파 진단, 단 광자 방사 전산화 단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT), 양전자 방사 단층촬영(Positron Emission Tomography, PET) 등 다양한 의료영상기기의 개발로 중요성이 날로 증대하고 있다. 이러한 의료영상기기는 인체의 단층영상을 제공함으로써 인체 내부 장치의 3차원 입체 영상 합성을 가능하게 하였고 [2,3], 또한 가상현실과 관련하여 수술의 위험도를 낮추기 위한 가상 수술(virtual surgery) 시뮬레이션도 많은 연구가 진행되고 있다 [4-7]. 최근에는 3차원 영상 합성, 가상 수술 시뮬레이션 등 시각화(Visualization) 뿐만 아니라 영상정보처리를 통한 자동진단에 대한 관심이 크게 고조되어 컴퓨터 도움 진단(Computer Aided Diagnosis, CAD) 분야가 활발하게 연구되고 있다 [8-11]. 특히, 폐암의 조기진단을 위한 폐종양 자동 검출 [8], 영상의 시간에 따른 변이 추출 [9], 폐 기능 검사를 위한 폐 체적 측정 [10], 비만도 검사를 위한 체지방 측정 [11-13] 등 다양한 응용분야에서 연구가 진행되고 있다.

영상의 시간에 따른 변이 추출을 이용한 컴퓨터 도움 진단은 시간 간격을 두고 촬영한 흉부 x선 영상의 차영상을 이용하여 컴퓨터 도움 진단에 활용하는 것으로 시간에 따른 변화를 명확히 보여주기 때문에 질병의 조기진단 및 전개과정을 알아보는데 유용하게 쓰일 수 있다. 또한, 정기검진과 같이 정기적으로 촬영한 다량의 x선 영상을 판독해야 하는 경우 이상부위를 선명하게 보여줌으로써 빠른 시간에 정확한 진단을 내리는데 도움을 줄 수 있다. 특히, 폐암과 같이 조기진단이 매우 어려운 질병에 대하여 정기검진에서 정기적으로 촬영한 x선 영상의 시간 추이에 따른 차영상을 보여줌으로써 폐암 조기진단에 도움을 줄 수 있는 방법이다. 그러나, x선 촬영시의 여러 가지 조건들, x선의 세기, 조영시간, 인화조건 등과 환자의 자세, 호흡 상태 등에 따라 영상이 크게 달라지기 때문에 단순한 영상 차에 의한 차영상은 진단에 도움을 주지 못한다. 진단에 도움을 주기 위해서는 두 영상 사이의 전체적인 밝기와 대조도를 맞추고 늑골, 쇄골 등 해부학적 구조물의 위치와 크기를 서로 맞추어 차영상을 얻는 영상처리 기법이 필요하다. 또한, 폐의 크기와 위치도 서로 맞추어 차영상을 얻어야 한다. 그러나, 이러한 방법도 늑골과 폐의 크기와 위치 변화가 서로 일치하지 않는 문제점을 가지고 있다. 본 논문에서는 이러한 영상처리를 통하여 차영상을 얻는 방법에 대하여 논하고 방법상의 문제점과 해결 방법을 제시한다.

2. 차영상을 위한 영상처리

그림 1은 약 1년간의 시간 간격을 두고 촬영한 오른쪽 폐의 흉부 x선 영상과 두 영상의 차를 나타낸다. 영상의 크기는 210 픽셀 × 450 픽셀 이고 픽셀값은 12 비트로 되어있다. 그림 1에서 볼 수 있듯이 두 영상의 차를 통해서 오른쪽 폐의 종양이 명확히 보임을 알 수 있다. 그러나, 전체적인 밝기와 대조도의 차이에 의해 배경에 어두운 부분들이 많이 있고 또한 늑골과 쇄골 등 해부학적 구조물의 불일치에 의해 검은 부분들이 많이 나타남을 알 수 있다. 이러한 문제점들을 해결하기 위하여 다음과 같은 과정을 거쳐 영상을 처리하였다.

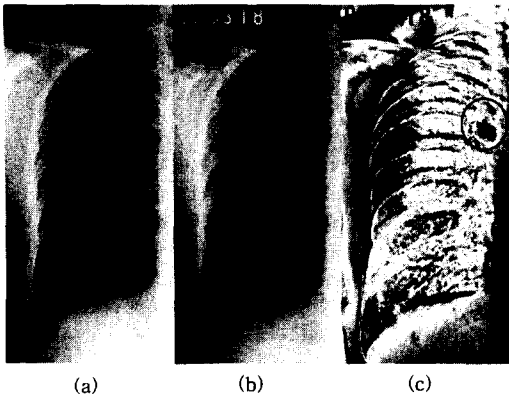


그림 1. (a)와 (b)는 각각 1998년 3월 23일과 1997년 3월 18일에 촬영한 오른쪽 폐의 흉부 x선 영상이고 (c)는 (a)와 (b)의 차를 나타낸 영상이다. (c)의 원은 종양의 위치를 나타낸다.

1. 밝기와 대조도를 맞추기 위하여 각 영상에서 픽셀값의 평균과 표준편차를 일치시킨다. A, B 두 영상의 평균과 표준편차를 각각 $m_A, m_B, \sigma_A, \sigma_B$ 라고 하면 B 영상의 픽셀값 P_B 를 다음과 같이 변환시킨다.

$$P_B \rightarrow m_A + (P_B - m_B) \times \sigma_A / \sigma_B$$

이와같은 방법으로 B 영상의 평균과 표준편차는 A 영상의 평균과 표준편차와 같아진다.

2. 해부학적 구조물의 어긋남을 맞추기 위하여 A 영상에서 32 × 32 크기의 템플레이트를 잡고 B 영상의 64 × 64 크기의 탐색 영역에서 템플레이트와의 차이가 최소가 되는 위치를 찾아 변위를 구한다. A 영상에서 템플레이트를 16 픽셀 만큼씩 이동시키며 A 영상 전체에 대하여 변위를 구한다.

3. 위에서 얻은 변위값을 2차원 3차 다항함수로 피팅하고 피팅을 통해서 얻은 2차원 4차 다항함수를 이용하여 B 영상을 변형시킨다.

그림 2의 (b)는 영상처리에서 사용한 32 × 32 크기의 템플레이트에 의한 매쉬를 나타낸다. 템플레이트를 반씩 겹치면서 사용하였기 때문에 그림 2의 (b)에 나타난 격자는 16 × 16 크기를 나타낸다. 그림 2의 (a)는 64 × 64의 탐색 영역에서 템플레이트와 가장 유사한 위치를 찾은 변위값을 나타낸 그림이다. 그림 2의 (c)는 (a)에 나타낸 변위를 2차원 4차 다항함수로 리스트 스쿼어 피팅을 한 결과를 나타

낸다.

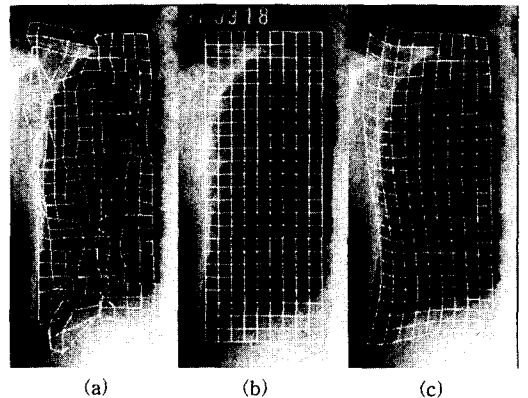


그림 2. (b)는 영상처리를 위하여 설정한 템플레이트를 나타내고 (a)는 이러한 템플레이트를 이용하여 얻은 변위값들을 나타낸다. (c)는 (a)에 나타낸 변위값들을 2차원 4차 다항함수로 피팅한 결과를 나타낸다.

그림 3의 (a)와 (b)는 그림 2의 (c)에 나타낸 2차원 4차 다항함수로 그림 1의 (a)와 (b)를 변환하여 얻은 영상이다. 그림 3의 (c)는 그림 3의 (a)와 (b)의 차를 나타낸 그림이다. 그림 3에서 볼 수 있듯이 변환에 의하여 차영상이 그림 1에 비하여 매우 좋아졌음을 알 수 있다. 배경 부분에 있던 검은 부분들이 많이 없어졌고 또한 종양의 위치와 크기도 더욱 명확하게 보임을 알 수 있다. 그러나, 차영상에서 아직 늑골, 쇄골, 폐 등의 해부학적 구조물들은 정확하게 제거되지 못했다. 이것은 두 영상에서 각각의 해부학적 구조물이 서로 다르게 변형되어 있기 때문이다. 즉, 서로 다르게 변형된 구조물을 하나로 묶어 다시 복원하려고 한데서 기인한다. 이러한 단점을 보완하기 위해서는 각각

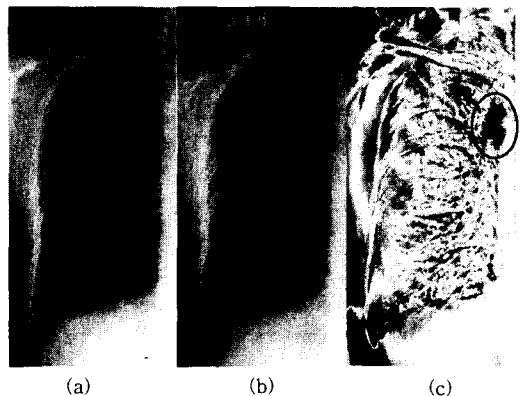


그림 3. (a)와 (b)는 각각 그림 1의 (a)와 (b)를 차영상을 위한 영상처리 방법으로 변환하여 얻은 영상이고 (c)는 (a)와 (b)의 차를 나타낸 영상이다. (c)의 원은 종양의 위치를 나타낸다.

의 해부학적 구조물을 따로 떼어서 변형시켜야한다. 이를 위해서는 각각의 해부학적 구조물의 분리가 필수적이다.

그림 1과 2에서 보인 흉부 x선 영상들은 1년이라는 시간 간격에도 불구하고 폐의 형태가 크게 다르지 않은 영상이다. 일반적인 흉부 x선 영상들은 이 보다 더 심하게 차이가 난다. 특히, 늑골과 폐의 상대적인 위치가 크게 달라진 경우도 있다. 그림 4는 같은 환자에 대하여 시간 간격을 두고 촬영한 흉부 x선 영상을 나타낸다. 이 그림에서 볼 수 있듯이 늑골과 폐의 상대적이 위치가 크게 달라져 있다. 이런 경우 영상 전체에 대하여 위와 같은 영상처리 방법을 이용하여 두 영상을 일치시키는 것은 한계가 있다. 이런 경우는 늑골과 폐를 서로 분리하여 각각에 대하여 위와 같은 영상처리 방법을 이용하여 일치시켜야할 것이다.



그림 4. 같은 사람에 대하여 시간 간격을 두고 촬영한 흉부 x선 영상.

3. 결론

본 논문에서는 시간 간격을 두고 촬영한 흉부 x선 영상의 차영상을 얻는 방법에 대하여 논하였다. 이 방법은 크게 세부분으로 나뉘어 지는데 첫 번째 단계는 밝기와 대조도를 맞추기 위하여 한 영상의 픽셀값을 변환시키는 단계이다. 두 번째 단계는 두 영상의 변형 정도를 템플릿을 이용하여 얻는 단계이다. 세 번째 단계는 이렇게 얻은 값들을 리스트 스쿼어 피팅 방법으로 다항함수로 피팅하고 이렇게 얻은 다항함수를 이용하여 영상을 변형시키는 단계이다. 이러한 단계를 거쳐서 얻은 차영상은 보다 명확하게 종양의 위치와 크기를 나타낼 수 있다. 그러나, 아직 늑골, 쇄골, 폐 등 해부학적 구조물의 불일치가 남아있으며 이것은 해부학적 구조물들이 서로 다르게 변형되어 있기 때문이다. 이러한 문제점은 각각의 해부학적 구조물을 분리하여 맞춤으로써 해결될 수 있다. 이를 위해서는 각각의 해부학적 구조물의 자동분리가 필수적이다.

감사의 글

이 연구는 정보통신부의 지원 하에 수행되었다.

참고문헌

[1] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, Digital Image

Processing, Addison-Wesley Publishing Company, 1993.
 [2] R. A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume rendering," Computer Graphics 22, pp. 65-74, 1988.
 [3] M. Levoy, "Volume rendering, display of surfaces from volume data," IEEE Computer Graphics and Applications 8, pp. 29-37, 1988.
 [4] P. Bohner, C. Holler, S. Haßfeld, "Operation planning in carnio-maxillo-facial surgery," Computer Aided Surgery 2, pp. 153-161, 1997.
 [5] R. M. Satava, "Telesurgery, virtual reality and the new world order of medicine," Virtual Reality World '95 Stuttgart, pp. 173-177, 1995.
 [6] K. H. Höhne, B. Pflesser, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, R. Schubert, U. Tiede, "A virtual body model for surgical education and rehearsal," IEEE Computer 1, pp. 25-31, 1996.
 [7] S. Großkopf, A. Hildelbrand, R. Malkewitz, W. Müller, R. Ziegler, "Computer aided surgery-vision and feasibility of an advanced operation theatre," Computers & Graphics 20, pp. 825-838, 1996.
 [8] S.-C. B. Lo, H.-P. Chan, J.-S. Lin, H. Li, M. T. Freedman, and S. K. Mun, "Artificial convolution neural network for medical image pattern recognition," Neural Networks 8, pp. 1201-1214, 1995.
 [9] M. C. Difazio, H. MacMahon, X.-W. Xu, P. Tsai, J. Shiraishi, S. G. Armato III, K. Doi, "Digital chest radiography: effect of temporal subtraction images on detection accuracy," Radiology 202, pp. 447-452, 1997.
 [10] D. S. Gierada, R. M. Slone, K. T. Bae, R. D. Yusen, S. S. Lefrak, J. D. Cooper, "Pulmonary emphysema: comparison of preoperative quantitative CT and physiologic index values with clinical outcome after lung-volume reduction surgery," Radiology 205, pp. 235-242, 1997.
 [11] W. O. Grauer, A. A. Moss, C. E. Cann, nad H. I. Goldberg, "Quantification of body fat distribution in the abdomen using computed tomography," Am J. Clin. Nutr. 39, pp. 631-637, 1984.
 [12] H. Kvist, B. Chowdhury, U. Grangard, U. Tylén, and L. Sjöström, "Total and visceral adipose-tissue volumes derived from measurements with computed tomography in adult men and women: predictive equations," Am. J. Clin. Nutr. 48, pp. 1351-61, 1988.
 [13] C. Orphanidou, L. McCargar, C. L. Birmingham, J. Mathieson, and E. Goldner, "Accuracy of subcutaneous fat measurement: comparison of skinfold calipers, ultrasound, and computed tomography," J. Am. Diet Assoc. 94, pp. 855-858, 1994.