

전산화 단층촬영 영상처리의 체지방 문턱치

김승환, 이진형, 이수열, 박선희, 표현봉, 조준식*, 권순태*
한국전자통신연구원 원천기술연구본부, *충남대학교 의과대학 진단방사선과

body fat thresholds in computed tomography image processing

Seunghwan Kim, G.H. Lee, S. Lee, S.H. Park, H.-B. Pyo, J.-S. Cho*, S.-T. Kwon*
Telecom. Basic Res. Lab. ETRI, *Chungnam Nat'l Univ. Dep. Diagnostic Radiology

요 약

본 논문에서는 복부의 전산화 단층촬영 영상으로부터 체지방의 양을 측정하기 위한 영상처리에서 사용되는 문턱치의 자동 설정 방법을 제안한다. 체지방의 정량적 측정은 비만과 관련된 질병의 진단 및 치료에 있어서 중요하다. 기존의 비만도 측정은 체중과 신장의 비, 허리의 둔부 둘레의 비, 손으로 잡히는 각부의 두께 등 단순한 측정방법을 사용하여 실제 지방의 양을 제대로 반영하지 못하는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 최근에 전산화 단층촬영 영상으로부터 영상치리를 통하여 직접 지방의 양을 측정하려는 시도가 있다. 전산화 단층촬영 영상을 이용하여 지방의 양을 정량적으로 측정할 수 있고 피하지방과 복강내지방 등 특정부위의 체지방의 양을 측정할 수 있다. 전산화 단층촬영은 밀도에 비례하는 하운스필드 단위 값으로 구성된 영상을 제공한다. 일반적으로 체지방은 하운스필드 단위 값이 -150에서 -50사이인 것으로 알려져 있다. 그러나, 체지방의 문턱치는 사람에 따라 다르고, 또한 같은 사람에 대해서도 촬영 부위에 따라 다르다. 본 논문에서는 이러한 차이를 히스토그램을 통하여 보이고 히스토그램의 기우시알 함수 근사로부터 체지방의 문턱치를 자동으로 설정하는 방법을 제안한다.

1. 서론

영상처리는 1920년대 진상사진에 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 단층 촬영(Positron Emission Tomography, PET) 등 다양한 의료영상기기의 개발로 중요성이 날로 증대하고 있다. 이러한 의료영상기기는 인체의 단층영상을 제공함으로써 인체 내부 정기의 3차원 입체 영상 합성을 가능하게 하였고 [2,3], 또한 가상현실과 관련하여 수술의 위험도를 낮추기 위한 가상 수술(virtual surgery) 시뮬레이션도 많은 인구가 진행되고 있다 [4-7]. 최근에는 3차원 영상 합성, 가상 수술 시뮬레이션 등 시각화(Visualization) 뿐만 아니라 영상정보처리를 통한 자동진단에 대한 관심이 크게 고조되어 전산화 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.

체지방의 정량적 측정은 비만과 관련된 질병의 진단과 치료에 있어서 매우 중요하다. 현재 사용되는 비만도 측정 방법은 체중과 신장의 비, 허리와 둔부 둘레의 비, 손으로 잡히는 각부의 두께 등 매우 복잡하고 단순한 방법이다. 이러한 방법은 실제 지방의 양을 제대로 반영하지 못하는 단점이 있다. 또한 피하지방과 복강내지방 등 특정부위의 지방의 양에 대한 정보는 제공하지 못한다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 최근에 CT 영상으로부터 직접 영상처리를 통하여 체지방의 양을 측정하려는 시도가 있었다 [11-13]. 이 방법은 체지방의 절대량을 직접 얻을 수 있을 뿐만 아니라 피하지방과 복강내지방 등 특정부위의 지방의 양을 알 수 있는 방법이다. 피하지방과 복강내지방은 절대적인 양 뿐만이 아니라 그들 사이의 비 또한 비만과 관련된 질병의 진단에 중요한 지표로 사용된다 [12].

CT는 밀도에 비례하는 하운스필드 단위(Hounsfield Unit, HU) 값으로 구성된 영상을 제공한다. 공기의 HU 값은 -1000이고 물의 HU 값은 0이다. 일반적으로 체지방의 HU 값은 -150에서 -50 사이에 분포하는 것으로 알려져 있으나 -200에서 -10까지의 HU 값으로 확장하여 사용하기도 한다. 그러나 지방의 HU 값의 범위는 사람에 따라 달라지아한다. 또한 측정부위에 따라서도 달라지아한다. 이것은 피하의 경우 주로 지방층으로만 구성되어 있고 지방의 밀도가 높은 반면에, 복강의 경우 장, 정간막, 혈관, 장내용물, 공기 등이 있으며 지

방의 밀도도 피하보다 낮기 때문이다. 그러나, 아직 사람에 따른, 측정 부위에 따른 체지방의 범위, 즉 체지방 문턱치를 정하는 방법에 대한 연구는 이루어지고 있지 않다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하고자 체지방의 HU 값의 문턱치를 자동으로 설정하는 방법을 제안한다

2. 체지방 문턱치 자동 설정 방법

본 절에서는 CT 영상에서 피하지방과 복강내지방의 HU 값 문턱치를 자동 설정하는 방법을 제안한다. 피하지방과 복강내지방 각각에 대하여 HU 값 문턱치를 얻기 위해 CT 영상에서 복강과 피하부분을 분리한 뒤 각각의 히스토그램을 얻었다. 그림 1에 복부의 CT 영상과 이로부터 분리된 피하와 복강에서의 히스토그램을 나타내었다. CT 영상의 크기는 512 × 512 이다 그림 1에서 볼 수 있듯이 복부의 CT 영상에서 피하부분과 복강부분은 복강막에 의하여 아주 잘 분리되어있다.

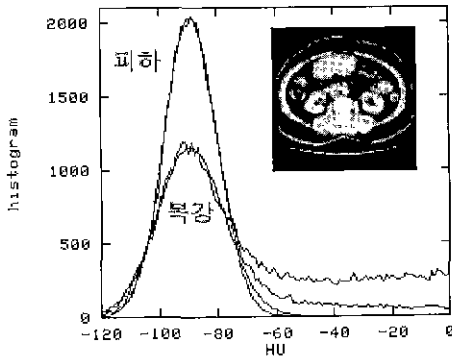


그림 1 CT 영상과 피하와 복강에서 HU 값에 대한 히스토그램 및 가우시안 함수의 근사

그림 1에서 보인 체지방의 범위를 어떻게 정하느냐에 따라 체지방의 양이 크게 변함을 알 수 있다. 즉, 체지방의 범위를 -150 HU에서 -50 HU까지 했을 때 피하지방의 양은 150,015 픽셀, 복강내지방의 양은 41,529 픽셀인데 반하여 -200 HU에서 -10 HU까지 했을 때 피하지방의 양은 152,666 픽셀, 복강내지방의 양은 51,591 픽셀로 피하지방의 양은 약 1.8%의 차이가 생기게 되고 복강내지방의 양은 약 20%의 차이가 생기게 된다. 그러므로 체지방의 측정에서 체지방의 범위를 정하는 것이 가장 중요한 문제가 된다. 그러나, 아직까지 체지방의 범위를 정하는 방법에 대한 논의는 거의 되고 있지 않다.

본 논문에서는 체지방의 범위를 정하는 방법으로 히스토그램을 가우시안 함수로 근사하는 방법을 제안한다. 체지방이 순수한 지방으로 이루어져 있지 않고 다른 성분이 임의로 함유되어 있다는 사실로부터 체지방의 히스토그램이 특정한 HU 값을 중심으로 가우시안 분포를 하리라고 예측할 수 있다. 가우시안 함수는 다음 식으로 주어진다

$$H(x) = H_p \exp[-(x - x_p)^2 / \sigma^2],$$

여기서 H_p , x_p , σ 는 각각 히스토그램의 피크값, 피크의 위치, 피크의 너비를 나타낸다. 그림 1에 복강내지방과 피하지방에 대한 히스토그램의 가우시안 근사를 나타내었다. 그림 1에서 볼 수 있듯이

복강내지방과 피하지방의 히스토그램이 가우시안 함수로 아주 잘 근사된다. 또한 체지방의 범위는 약 -120 HU에서 -60 HU 정도이다. 그러나, 이 값들은 CT 영상에 따라 크게 달라진다. 즉, 사람에 따라 체지방의 범위가 달라질 뿐만 아니라 같은 사람에 대해서도 촬영 부위에 따라 크게 달라진다.

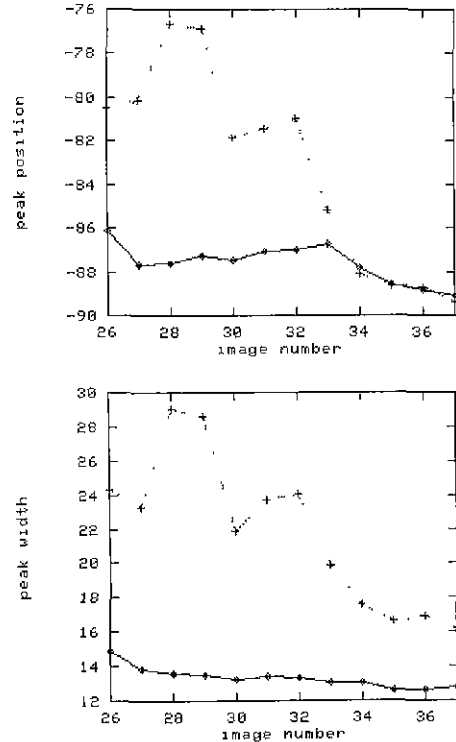


그림 2. 특정한 사람의 CT 측정 부위에 따른 복강(점선)과 피하(실선) 히스토그램의 가우시안 함수 근사로부터 얻은 피크의 위치 (peak position, x_p)와 피크의 너비 (peak width, σ) 세로축 단위는 HU

그림 2에 같은 사람에 대하여 서로 다른 위치에서 촬영한 CT 영상으로부터 얻은 가우시안 근사 함수의 피크의 위치와 피크의 너비를 나타내었다. 이 그림에서 알 수 있듯이 CT 촬영 부위에 따라 피크의 위치와 너비가 크게 변한다. 즉, 체지방의 범위를 CT 촬영 부위에 따라 서로 다르게 설정하여야 한다. 특히, 복강내지방의 경우 피하지방에 비해 측정부위에 따른 변화 폭이 매우 크다. 그림 3에 여러 사람에 대하여 복강과 피하의 히스토그램으로부터 얻은 가우시안 근사함수의 피크의 위치와 피크의 너비를 나타내었다. 이 그림에서 알 수 있듯이 사람에 따라 피크의 위치와 너비가 크게 변한다. 즉, 체지방의 범위를 사람에 따라 서로 다르게 설정하여야 한다.

체지방의 범위를 설정하는 방법으로 다음과 같은 방법을 제안한다.

$$\text{체지방의 범위} = (x_p - 1.5\sigma, x_p + 1.5\sigma)$$

즉, 가우시안 근사함수의 피크 위치를 중심으로 피크너비의 3배만큼의 범위를 체지방의 범위로 설정한다. 이 방법은 체지방의 문턱치를 $x_p \pm 1.5\sigma$ 로 설정하는 방법이다. 그림 1에서 볼 수 있듯이 이 방법

은 체지방의 범위를 합리적으로 설정해준다 또한 CT 영상으로부터 피하와 복강의 분리 및 가우시안 함수 근사를 통한 체지방 문턱치 설정 등 모든 과정을 자동화할 수 있다.

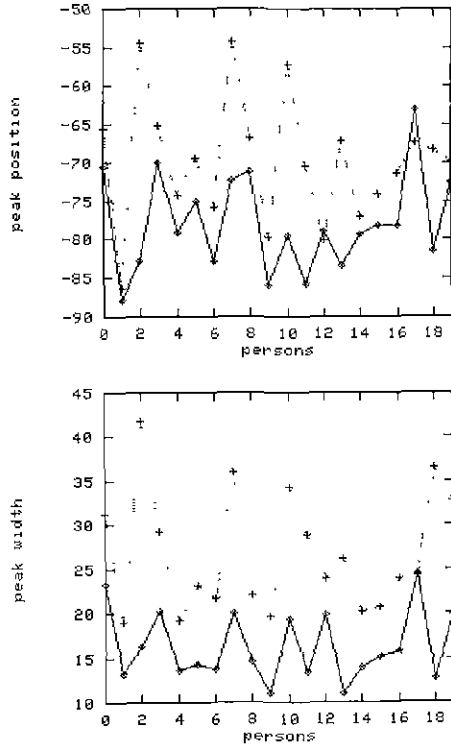


그림 3. 이러 사람에게 대하여 복강(점선)과 피하(실선) 히스토그램의 가우시안 함수 근사로부터 얻은 피크의 위치 (peak position, x_p)와 피크의 너비 (peak width, σ) 세로축 단위는 HU

3. 결론

본 논문에서는 CT 영상으로부터 체지방을 측정할 때 필요한 체지방의 문턱치를 자동으로 설정하는 방법을 제안하였다. 복부 CT 영상의 피하와 복강에서의 히스토그램은 가우시안 함수로 매우 잘 근사된다. 이 때 얻어진 가우시안 근사함수의 피크 위치와 너비를 이용하여 체지방의 범위를 설정하였다. 이러한 방법은 사람에 따라, 측정 부위에 따라 서로 다르게 체지방의 범위를 설정하여 주기 때문에 사람에 따라, 측정 부위에 따라 서로 다른 체지방의 특성을 아주 잘 반영하는 방법이다. 이러한 방법의 보다 명확한 검증은 위해서는 동물 실험 또는 실제 지방을 이용한 실험이 요구된다

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 cranio-maxillo-facial surgery," Computer Aided Surgery 2, pp 153-161, 1997
- [5] R. M. Salava, "Telesurgery, virtual reality and the new world order of medicine," Virtual Reality World '95 Stuttgart, pp. 173-177, 1995.
- [6] K. H. Hohne, 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. Hildebrand, 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. Shraush, 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. Stone, 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, and 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