

적응적 투명도 전이함수기반 종양영역 대조도강화 볼륨가시화*

송수민[○], 이정민^{*}, 김경민^{**}, 김명희^{*}

[○]이화여자대학교 컴퓨터학과

^{**}원자력병원 핵의학과

{smsong[○], tlseo}@ewhain.net, kmkim@kcch.re.kr, mhkim@ewha.ac.kr

Contrast-enhanced volume visualization of tumor based on adaptive opacity transfer function

Soo-Min Song[○], Jung-Min Lee, Kyeong Min Kim, Myoung-Hee Kim

Dept. of Computer Science, Ewha Womans University

Nuclear Medicine Laboratory, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences

요 약

본 논문은 종양을 주입한 쥐의 FDG-PET영상에서 정상세포보다 포도당대사가 활발한 종양조직의 3차원적 위치를 파악하고 잔여암 전이여부를 판별하기 위한 3차원 볼륨 가시화기법을 제안한다. 종양조직과 주변조직의 시각적 대비를 크게 하기 위해 명암도 분포에 따라 조직을 여러 클러스터로 나눈 후, 적응적 투명도 전이함수를 사용하였다. 관심영역을 볼투명하게 표현하고 조직간 투명도 변화량을 크게 줄여서 잡음이 심한 PET 영상에서 전경영역과 배경영역을 구분할 수 있었고, 명확한 시각대비 결과를 얻을 수 있었다. 추후 명암도값 외에 명암도기울기, 관심영역 우선순위 등을 고려한 다차원 전이함수기법으로 확장함으로써 종양영역의 경계를 더욱 강조할 수 있을 것으로 기대된다.

1. 서 론

종양조직은 대사가 정상세포보다 증가되어 있으므로 FDG-PET으로 포도당대사를 영상화함으로써 암 병변의 위치와 진행상태, 치료 후 재발, 잔여암을 찾는 데 효과적으로 이용될 수 있다. 의료영상 분야에서 생체 내부를 직관적으로 관찰하고 진단에 도움을 주기 위해서 [13], 혹은 쥐나 고양이를 등 동물체에 주입한 종양의 위치나 특정 세포의 발현부위를 관찰하기 위해서 3차원 볼륨 가시화 기술의 중요성은 날이 증대되고 있다. 본 논문에서는 종양을 주입한 쥐 FDG-PET영상에서 볼륨가시화 하고, 생체조직과 포도당대사가 활발한 종양조직의 대조도를 강화시켜 보다 시각적으로 명확한 가시화 결과를 제공하는 기법을 제안한다.

조직간 대조도를 강화시키기 위해 Fuzzy C-Means기법을 이용하여 영상의 명암도에 따라 조직을 각 클러스터로 나눈 후, 볼륨렌더링 파이프라인 중 영상의 투명도를 할당하는 분류(classification)과정에서 투명도 전이함수(Opacity Transfer Function)를 변형시켜 클러스터간 영상 대조도를 증가시킨다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 Marc Levoy가 제안한 [1] 직접볼륨렌더링의 기본 파이프라인에 대해 소개하고, 3장에서는 명암도 분포에 따라 조직을 구분하는 Fuzzy C-Means(FCM)기법에 대해 설명한다. FCM에 의해 분류된 영상정보를 바탕으로 4장에서는 적응적 투

명도 전이함수를 적용시키는 기법에 대해 설명한다. 마지막 5장에서는 결론 및 향후 연구 방향에 대해 기술한다.

2. 직접볼륨렌더링 파이프라인

볼륨 렌더링 과정은 크게 5단계로 나뉜다 [1].



영상획득과정은 볼륨 데이터를 획득하는 단계로, 이는 명암도를 갖는 기본 단위인 복셀이 3차원 공간에 그리드형태로 분포하고 있는 데이터로, 본 연구에서는 포도당 대사를 가시화해주는 FDG를 표지한 동물용 FDG-PET영상을 사용하였다. 분류과정은 복셀의 명암도에 따라 투명도를 할당하는 단계이다. 보통 투명도 전이함수를 사용하여 관심 없는 부분에는 투명한 값을, 관심있는 부분에는 볼투명한 값을 할당한다. 전이함수란 입력된 값에 대해 적당한 볼투명도를 할당하는 규칙을 표현한 함수로서 사용 목적이나 가시화 특징에 따라 임의로 조절할 수 있다. 예를 들어 머리를 볼륨 렌더링하는 의료영상에서 뇌를 보

* 본 연구는 부분적으로 과학기술부지원 실시간 분자영상기술 개발사업, 교육인적자원부, 산업자원부, 노동부지원 최우수실험실지원사업의 연구결과입니다.

고 싶다면 뇌에 높은 불투명도를 주는 전이함수를 적용함으로써 관심영역을 더욱 명확하게 가시화할 수 있다.

음영단계에서는 복셀의 색을 결정한다. 관측자 시점에서 봤을 때 광원에 따른 빛을 계산해 영상에 나타내는 실제의 복셀 색을 계산하는 과정으로써, Flat, Gouraud, Phong 음영기법 등이 사용된다.

합성단계에서는 광선을 따라가면서 만나는 복셀들의 최종 값을 결정하기 위해, 분류단계와 음영단계에서 구해진 복셀의 색과 투명도를 축적해가며 계산하는 과정이다.

본 논문에서는 투명도 전이함수를 변형시켜 중앙조직과 주변조직의 명암도 차이를 크게 하는 적응적 전이함수에 대해 주로 설명한다.

3. Fuzzy C-Means Clustering

실험에 사용되는 소동물 영상은 일반 의료영상이 픽셀당 8비트의 크기를 가지는 것과 달리 16비트 정보를 사용하며, 작은 값의 변화에도 생화학적 의미를 부여하고 분석한다. 모니터에서는 8비트 정보만 사용이 가능하므로, 영상의 분할이나 렌더링 과정에서 사용자 입력이 개입되려면 원영상의 정보를 잃을 수 밖에 없다. 따라서 본 논문에서는 사용자 입력 없이 조직을 분할하기 위해 Fuzzy C-Means기법을 사용하여 16비트 원영상의 값을 그대로 사용하였다. 또한 PET영상은 다른 영상에 비해 매우 예민도와 민감도가 크기 때문에 영상 내 잡음이 심한 특징이 있다. 본 연구에서는 FCM적용 전 Walin Zhu가 제안한 [12] 반복적 임계치를 사용하여 영상영역과 주변잡음을 구분한다. 이를 통해 얻어진 영상 전경영역에서 식 1, 2로 정의되는 FCM 목적함수 계산을 통해 명암도에 따른 중앙조직과 그 외 조직 분류를 수행한다.

$$E = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^c (u_i(x_j)_{new} - u_i(x_j)_{old}), E \leq \epsilon \quad \text{식 (1)}$$

$$\sum_{j=0}^c u_j = 1, \sum_{j=0}^c u_j > 0, u_j \in [0,1] \quad \text{식(2)}$$

$$u_j(x_i) = \frac{\left(\frac{1}{\|x_i - m_j\|^2}\right)^{\frac{1}{(b-1)}}}{\sum_{i=1}^c \left(\frac{1}{\|x_i - m_j\|^2}\right)^{\frac{1}{(b-1)}}}, m_j = \frac{\sum_{i=1}^n [u_j(x_i)]^b \cdot x_i}{\sum_{i=1}^n [u_j(x_i)]^b}$$

4. 적응적 투명도 전이함수

중앙조직과 주변조직의 대조도를 크게 하여 관심영역을 명확하게 표현하기 위해서 FCM을 통해 구해진 각 클러스터 영역간 전이함수의 기울기를 크게 갖는 적응적 투명도 전이함수를 제안하였다. 투명도값을 결정하기 위해 많이 사용되는 전이함수에는 선형(linear)함수, 부분선형(piecewise linear)함수, 포물선형(parabolic)함수 등이 있다. 선형함수는 최대 명암도 값이 커질수록 투명도 값이 1에 가깝도록 비례하게 증가시키는 방법으로 가장 단순하여 많이 사용되는 기법이다. 이를 조금 보완한 방법이 부분 선형 함수로써 관심영역에 해당하는 명암도 분포값에서는 투명도를 선형적으로 변형시키고, 관심영역보다 낮은 명암도에는 최소 투명도 값을, 높은 명암도 값

에는 최대 투명도 값을 대입하는 방법이다. (식(3))

$$\alpha(I) = \begin{cases} 0 & \text{if } I < L_L, \\ \alpha(I - L_L) & \text{if } L_L \leq I \leq L_H, \\ \alpha(L_H - L_L) & \text{if } I > L_H. \end{cases} \quad \text{식 (3)}$$

그림 1.(a)은 소동물 PET영상에 아무 영상처리도 하지 않고 광선추적기법을 통해 렌더링한 결과이며, 1.(b), (c)는 부분선형함수를 통해 투명도를 변화시킨 결과이나 여전히 잡음의 분산이 심하고, 전경영역과 배경영역의 구분이 불명확함을 볼 수 있다.

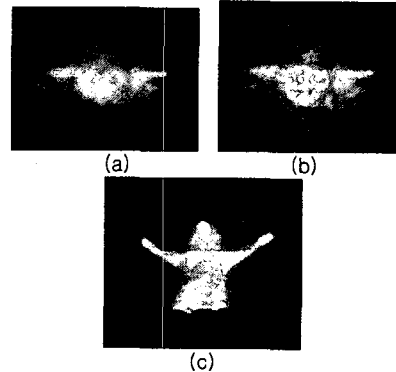


그림 1. 부분선형 전이함수 적용결과

그림 2에서는 명암도 대비 투명도 값이 2차 포물선 형태로 증가하는 함수를 적용한 결과이다. 선형함수를 적용했을 때 보다 노이즈가 많이 제거된 결과를 얻을 수 있었으나, 쥐의 표면영역과 배경영역의 차이가 심하게 커져, 상대적으로 쥐영역의 부피가 작아지고, 앞다리 부분이 많이 잘려져 나가는 단점이 있었다.

$$\alpha(I) = \alpha \times I^2 \quad \text{식 (4)}$$

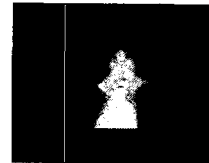


그림 2. 포물선형 전이함수 적용결과

그림 4에는 적응적 전이함수를 적용한 결과를 보여준다. 적응적 전이함수를 적용한 초음파영상 내 태아영역을 가시화하기 위한 연구가 있다 [2]. xx는 잡음이 심한 초음파 영상에서 조직간 경계를 찾기 위해 명암도 분포그래프에서 처음 나타나는 지역적 극대값(local maximum)을 사용하였다. 그러나 신호대 영상잡음비가 심한 초음파영상에서는 국부오류(local extrema)에 빠질 위험이 크다. 따라서 [2]에서는 명암도 분포함수를 가우시안 커널(Gaussian kernel)을 사용하여 블러링시킨 후 구분점을 찾는 과정을 여러 레벨에서 반복 수행하여 오류를 줄이려 노력했으나, 노이즈가 심한 PET영상에서는 여전히 오류 발생 가능성이 높았다.

본 논문에서는 FCM을 통해 얻어진 클러스터의 명암도 값을 이용하여 조직간 경계를 계산함으로써, 국부오류에 빠지는 것을 감소시켰다(그림 3).

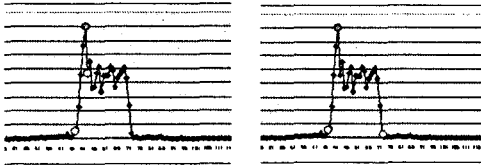


그림 3. 명암도 분포함수와 조직간 경계값 계산결과

조직간 경계영역에서 사용된 적응적 전이함수의 식은 아래와 같다.

$$\alpha(x) = \prod_{i=1}^T f_i(x) \times x^2 \quad \text{식 (5)}$$

$$g_i(x) = ax e^{-bx-cx^2} \quad \text{식 (6)}$$

$$a = \sqrt{2be}, \quad b = \frac{2}{(H_H - H_L)^2}, \quad c = \frac{1}{\sqrt{2b}} + H_L \quad \text{식 (7)}$$

$$f_i(x) = (1 + d_i)^{g_i(x)} \quad \text{식 (8)}$$

그 결과 선형함수 적용 시보다 잡음이 깨끗하게 제거됐으며, 포물선형함수를 적용했을 때와 비교하여 쥐의 표면부에서 영상정보를 많이 잃지 않는 결과를 얻을 수 있었다. 그림 4에서 왼쪽 흉부에 중앙영역이 가시화된 것을 볼 수 있으며, 그림 4.(b)는 전체적으로 투명도를 좀 더 크게 하여 쥐의 생체내부를 잘 관찰할 수 있게 하였다.



그림 4. 적응적 전이함수 적용결과

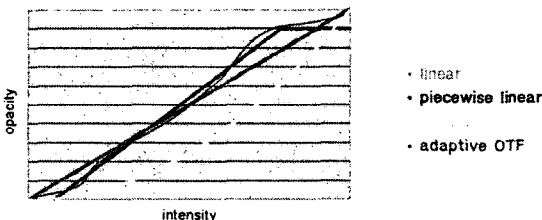


그림 5. 투명도 전이함수 예

5. 결론 및 향후연구

본 연구에서는 명암도 클러스터링을 통해 분류된 조직간 대조도를 높이기 위해 적응적 투명도 전이함수를 적용하였고, 잡음이 심한 PET영상에서 비교적 선명한 볼륨가시화 결과를 얻을 수 있었다. 향후 연구로는 보다 정확한 중앙영역 구분을 위해 조직간 경계에서는 명암도 기울기

값이 큰 특징을 이용하여 조직간 구분 시 명암도 값 외에 명암도기울기, 관심영역 우선순위 등 여러 정보를 고려하는 다차원 전이함수를 개발한다.

참고문헌

- [1] Marc Levoy, 'Efficient ray tracing of volume data', ACM Transactions on Graphics, vol.8, no.3, May, 1988
- [2] Dieter Hoenigmann, Johannes Ruisz, Christoph Haider, 'Adaptive design of a global opacity transfer function of direct volume rendering of ultrasound data',
- [3] Bernhard Petersch, Markus Hadwiger, Helwig Hauser, Dieter Hoenigmann, 'Real time computation and temporal coherence of opacity transfer functions for direct volume rendering of ultrasound data', Computerized Medical Imaging and Graphics 29, pp.53-63, 2005
- [4] Stefan Roettger, Michael Bauer, Marc Stamminger, 'Spatialized transfer functions', Joint Eurographics-IEEE VGTC Symposium on Visualization (2005)
- [5] Fan-Yin Tzeng, Kwan-Liu Ma, 'A cluster-space visual interface for arbitrary dimensional classification of volume data', Joint Eurographics-IEEE TCVG Symposium on Visualization, 2004
- [6] Petr Sereda, Anna Vilanova Bartroli, Iwo W.O.Serlie, Frans A. Gerritsen, 'Visualization of boundaries in volumetric data sets using LH histograms', IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol.12, no.2, March 2006
- [7] Fan-Yin Tzeng, Eric B. Lum, 'An intelligent system approach to higher-dimensional classification of volume data', IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol.11, no. 3, 2005
- [8] Peter Sereda, Anna Vilanova, Frans A. Gerritsen, 'Automating transfer function design for volume rendering using hierarchical clustering of material boundaries', Eurographics 2006
- [9] Yoshinobu Sato, Carl-Fredrik Westin, Abhir Bhalerao, Shin Nakajima, Shinichi Tamura, Ron Kikinis, 'Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering', IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol.6, no.2 2000
- [10] Runzhen Huang, Kwan-Liu Ma, 'RGVis: Region growing based techniques for volume visualization', 11th Pacific Conference on Computer Graphics and Application(PG) 2003
- [11] Shigeo Takahashi, Yuriko Takeshima, Issei Fujihoro, 'Topological volume skeletonization and its application to transfer function design', Graphical Models 66 (2004) 24-49
- [12] Walin Zhu, Tianzi Jian, 'Automatic segmentation of PET image for brain tumors', IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference, pp.19-25, 2003
- [12] Koon-Pong Wong, Dagan Feng, Meikle,S.R. Fulham, M.J., 'Segmentation of Dynamic PET Images Using Cluster Analysis', IEEE Transactions on Nuclear Sciences, vol. 49, no. 1, 2002
- [13] Bernhard Pflugfelder, Christopher Thurnher, 'Implementation of importance-driven volume rendering'.