

대화형 의료 영상 3차원 가시화 플랫폼 개발

*최낙연 이상훈 김태완 이호재 김성현 **이상훈

연세대학교 전기전자공학과

*luckypencil@yonsei.ac.kr **slee@yonsei.ac.kr

Development of Interactive Three-dimensional Medical Image Visualization Platform

*Choi Nakyeon Lee Sanghoon Kim Taewan Lee Hojae Kim Seonghyun **Lee Sanghoon

Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University

요약

의료 영상의 3차원 가시화는 최근에 교육·진단·수술 리허설 등의 목적으로 많은 관심을 받고 있다. 하지만 관심영역을 3차원으로 가시화 하는 작업은 복잡하고 시간이 많이 소요되는 과정이기 때문에, 대부분 ITK, VTK 같이 가시화 알고리즘이 구현된 오픈소스 라이브러리들이 사용되고 있다. 또한 인터페이스의 구현을 위해 Win32 API, MFC, Java SWT와 같은 플랫폼 또는 라이브러리들이 사용되고 있는 상황인데, 이러한 경향으로 인해 실제로 일련의 알고리즘을 모두 이해하고 직접 구현하는 경우는 거의 찾아보기 힘들다.

이에 본 논문은 의료 영상의 3차원 가시화를 위해 필요한 여러 기술들에 대해 설명하고, 이를 사용자와 상호작용 하는 인터페이스를 구현한 대화형 3차원 의료 가시화 소프트웨어를 구현하였다.

1. 서론

최근에 의료 영상의 3차원 가시화는 교육·진단·수술 리허설 등의 목적으로 많은 관심을 받고 있다. 의료 영상의 3차원 가시화는 CT·MRI·PET 등의 다양한 모달리티에서 얻은 일련의 이미지들에 대해 전처리 과정·분할 과정·가시화 과정 등을 통하여 관심영역을 3차원으로 보여주는 과정이다. 의료 영상의 3차원 가시화를 위해서는 이러한 여러 연속적인 과정들을 요구로 하기 때문에, 의료 영상 기기로부터 얻은 일련의 이미지들로부터 관심영역을 3차원으로 가시화 하는 작업은 매우 복잡하고 시간이 많이 소요되는 과정이다. 따라서 현재 사용되고 있는 대부분의 의료영상 가시화 소프트웨어 개발이나 의료 영상 분야 연구자들의 시뮬레이션을 위해서 이미지 분할과 정합 알고리즘들이 구현된 ITK(Insight Segmentation and Registration Toolkit)[1], 3차원 가시화 알고리즘들이 구현된 VTK(Visualization Toolkit)[2,3]과 같은 오픈 소스 라이브러리들이 사용되고 있다. 또한 대부분의 의료 영상 처리과정은 사용자와 상호작용적으로 처리되기 때문에 이를 위한 인터페이스를 구현하기 위해서는 Win32 API(Application Program Interface), MFC(Microsoft Foundation Class), Java SWT(The Standard Widget Toolkit)과 같은 GUI(Graphics User Interface)를 구현 가능한 플랫폼 또는 라이브러리가 사용되고 있다. 이러한 경향 때문에 의료 영상의 3차원 가시화를 위한 일련의 알고리즘을 모두 이해하고 직접 구현하는 경우는 거의 찾아보기 힘들다.

본 논문에서는 의료 영상의 3차원 가시화를 위해서 사용되는 여러 기술들에 대해 설명하고, 의료 영상 기기로부터 얻는 표준 의료 영상 포맷인 다이콤(DICOM; Digital Imaging and Communications in

Medicine) 파일들을 분석하여 영상 정보를 얻어내는 과정부터 관심영역을 3차원으로 가시화하는 과정까지 필요한 대표적인 기술들을 선택하여 이를 구현하는 방법에 대해서 서술한다. 또한 Win32 API과 OpenGL[4], GLSL(OpenGL Shading Language)[5]를 이용해 이러한 대표적인 알고리즘과 사용자와 상호작용 할 수 있는 인터페이스를 구현한 대화형 3차원 의료 가시화 소프트웨어를 소개한다.

2. 관련 연구

의료 영상의 3차원 가시화는 크게 전처리 과정·분할 과정·가시화 과정으로 이루어진다. 전처리 과정에서는 비관심 영역을 억제시키거나 관심 영역을 강조시키는 필터링이 수행된다. 의료 영상에는 많은 노이즈가 포함되어있어 바로 분할 알고리즘을 적용하거나 가시화를 할 경우에는 원하는 결과를 얻기가 힘들기 때문에 가우시안 블러[6]와 같은 저역 필터나 중앙값 필터를 통해 노이즈를 제거해준다. 또한 관심 영역의 값을 강조해주기 위해서 모서리 부분을 강조시키는 고역 필터를 적용해주거나, 관심 영역이 지닌 특성을 이용한 필터링을 수행해준다. 관심 영역이 혈관의 경우에는 헤시안 행렬이나 엔트로피 기반의 필터링의 수행하여 혈관이 지닌 특성인 원통형 구조를 강조한다[7,8].

분할 과정은 의료 영상으로부터 가시화하기 원하는 관심 영역을 추출해내는 과정이다. 이미지로부터 관심 영역을 분할하기 위한 많은 알고리즘이 있지만 이러한 알고리즘은 크게 다섯 가지 카테고리로 분류할 수 있다[9]. 첫 번째는 문턱 값 기반의 분할로 이 방법은 이미지를 관심 영역인 전경과 비관심 영역인 배경으로 나눈다. 이미지 픽셀의 강

도 값이 미리 정해놓은 문턱 값보다 작거나 큰 경우에는 전경, 그 외의 값들은 배경으로 분류된다. Otsu의 방법[6]은 픽셀 강도의 분산 값을 최소화 시켜 문턱 값을 잡아주는 대표적인 알고리즘이다. 두 번째는 모서리 기반의 분할로 전경과 배경이 연결되는 부분이 크게 변하는 특성을 이용한다. 이러한 변화 값은 강도 값의 1차 차분 값인 경사 값 (Gradient)과 2차 차분 값인 라플라스와 같은 방법을 이용하여 검출한다[10,11,12]. 세 번째는 영역 기반의 분할로 크게 영역 확장 기법과 영역 분할-합병 기법으로 나뉜다[6]. 영역 확장 기법은 초기 값을 기준으로 강도 값과 같은 비슷한 특성을 갖는 이웃 픽셀들을 합쳐나간다. 따라서 영역 확장 기법에서는 관심 영역의 특성을 가장 잘 반영할 수 있는 초기 값을 잡아주는 것과 관심 영역과의 비슷한 정도를 계산해주는 비용함수를 잘 정의하는 것이 가장 중요하다. 영역 분할-합병 기법은 이미지를 일련의 작은 영역들로 나누어준 다음 비슷한 특성을 가진 영역끼리 합쳐나간다. 네 번째는 워터셰드 기반의 분할로, 영상의 공간적 경사도를 지형도로 보고 지형도 상의 각 지역적 최소에 구멍을 뚫고 담수하는 과정을 전개하면서 그 과정에서 두 개의 담수지역이 만나는 위치에 경계점을 세우며 이러한 경계점들을 통해 영상이 분할된다. 워터 셰드 분할의 알고리즘의 가장 큰 문제는 과도하게 많은 영역이 분할된다는 것으로, 이를 보완하기 위해 영역의 수와 위치를 지정해주는 마커를 사용한다. 다섯 번째는 에너지 기반의 분할로 라이브 와이어 [13], 능동 윤곽[14], 레벨 셋[15] 그리고 그래프 컷[16-17]이 모두 이 카테고리에 들어간다. 이 방법 모두 미리 정의된 에너지 함수를 최소화 시키는 경계선을 찾아내는 것으로 에너지 함수를 어떻게 정의하는가 분할 성능을 좌우한다.

가시화 과정은 크게 표면 렌더링과 직접 볼륨 렌더링으로 나뉜다. 표면 렌더링은 분할된 점들의 집합을 3차원으로 표현하기 위해서 컴퓨터 그래픽스의 최소 표현 단위인 폴리곤으로 변환해주어 이를 가시화 하는 과정이다. Marching Cube[18]는 정육면체 단위로 분할된 픽셀을 순회하면서 정육면체에 위치한 전경의 점들의 개수와 위치에 따라서 폴리곤을 생성해주는 과정이다. 이후 Marching Cube가 발생시킬 수 있는 불연속적인 폴리곤들을 생성하거나 너무 많은 폴리곤들을 생성 하는 문제를 해결하기 위한 연구도 진행되어 왔다[19]. 이 방법을 통해서 나온 결과들은 고르지 않은 경향이 있어 스무딩 알고리즘을 적용하여 부드럽게 변환시켜주는데, 이 과정에서 의료 진단에서는 치명적일 수 있는 왜곡이 발생할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 가시화 하고자하는 영역의 모양에 따라 폴리곤의 개수의 개수를 조절하는 MPU(Multilevel Partition of Unity Implicits)에 기반한 폴리곤 생성 기법이 제안되었다. 직접 볼륨 렌더링은 3차원 볼륨 데이터를 통과하면서 미리 정의된 전달 함수에 따라 투명도와 색상의 값을 누적하여 가시화 하는 방법이다. 이 방법은 가시화 이전에 별도의 분할 과정이 필요 없으며 전달함수를 통해 가시화 과정과 분할과정이 동시에 수행 된다. 볼륨의 모든 값들을 통과해나가면서 가시화하기 때문에 표면 렌더링과 같이 전경과 배경, 이진 형태로 구분 되어 있는 관심 영역을 가시화 하는 것과 비교해 영상 정보가 왜곡되거나 손실되지 않는다는 장점이 있어 진단의 목적으로 많이 활용된다. 직접 볼륨 렌더링은 전달 함수에 따라서 가시화하고 싶은 관심 영역을 결정하기 때문에 관심 영역의 특성을 잘 드러낼 수 있도록 전달 함수를 정의하는 것이 가장 중요하다. 전달 함수는 가장 기본적으로 강도 값을 고려하는 1차원 전달 함수가 있으며 그 외에도 다양한 차원을 활용하는 전달 함수, 거리

기반의 전달 함수, 크기 기반의 전달 함수, 공간 정보를 사용하는 전달 함수 등이 제안되었다.

본 논문에서는 의료 기기로부터 얻어지는 다이콤 포맷 형태의 이미지 파싱, 앞서 소개한 방법 중 각 과정에서 가장 많이 사용되는 대표적인 알고리즘인 가우시안 블러를 통한 노이즈 제거, 영역 확장 기법을 이용한 분할, Marching Cube를 이용한 표면 렌더링 그리고 직접 볼륨 렌더링 기법의 구현 방법을 통해 의료 영상의 3차원 가시화까지의 일련의 과정을 보여준다.

3. 대화형 3차원 의료 영상 가시화 플랫폼

1. 기본 인터페이스

프로그램은 사용자와 상호작용을 위해 인터페이스를 Win32 API 를 사용하여 구현하였으며, 직접 볼륨 렌더링과 Marching Cube의 구현에 OpenGL과 GLSL(OpenGL Shading Language)를 사용하였다.

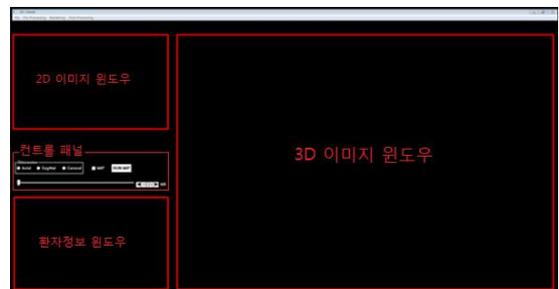


그림 1 기본 인터페이스

그림 1은 기본 인터페이스를 보여준다. 2D 이미지 윈도우는 2D 이미지를 보여주며, 환자정보 윈도우는 환자의 정보를 보여준다. 3D 이미지 윈도우는 3D data를 직접 볼륨 렌더링이나 Marching Cube를 적용한 영상을 보여주며, 컨트롤 윈도우는 이미지의 방향을 바꾸거나, 장수를 변경한다.

2. 실행 화면

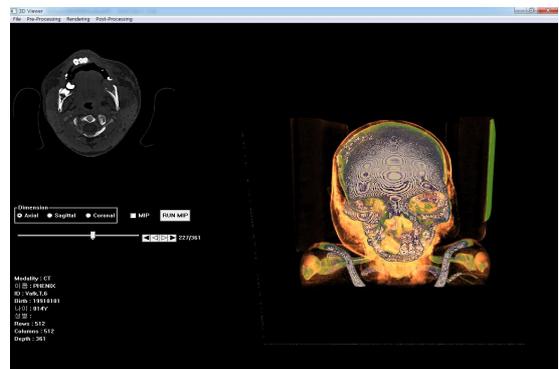


그림 2 기본실행화면

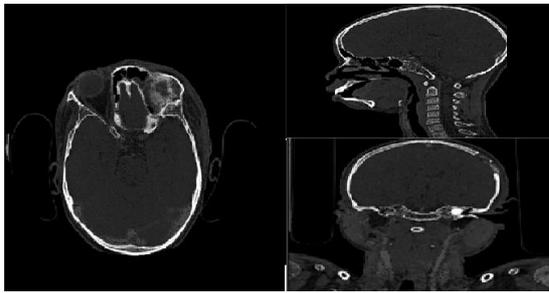


그림 3 이미지 방향을 변환 했을 때의 2D이미지
(좌단: Axial, 우상단: Sagittal, 우하단: Coronal)

그림 2는 3D파일을 실행 후 기본 화면이다. 2D이미지 윈도우, 환자정보 윈도우, 3D이미지 윈도우가 목적에 맞게 결과를 나타낸다. 컨트롤 윈도우에서 Axial, Sagittal, Coronal방향을 선택할 수 있다. 처음에 읽어들이는 다이콤 파일들은 Axial 방향이지만, 여러 장을 묶음으로써 그림 3과 같이 Sagittal, Coronal과 같은 다른 방향의 2D이미지도 제공할 수 있다.

3. 가우시안 블러



그림 4 가우시안 블러 대화상자

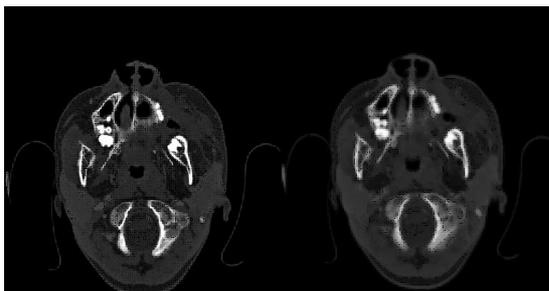


그림 5 가우시안 블러의 표준편차 1.0, 5회 적용 전, 후

그림 4는 가우시안 블러를 적용할 수 있는 대화상자이며, 가우시안 함수의 표준편차, 블러를 적용할 횟수를 정할 수 있다. 그림 5는 표준편차 1.0인 가우시안 블러를 5회 적용하기 전과 후의 그림이며, 가우시안 블러를 적용하기 전에는 노이즈가 많았지만, 가우시안 블러를 적용한 후 이미지가 많이 부드러워진 것을 확인할 수 있다.

4. 영역 확장

그림 6과 같이 기본 인터페이스의 환자정보 윈도우는 영역 확장의 설정을 위해 보이지 않으며, 2D 이미지에서 마우스 클릭으로 시작점을 설정할 수 있다. Run을 눌러 실행을 하면 현재 설정대로 영역 확장 알고리즘을 통한 분할이 실행되며, 분할이 완료되면 그림 7와 같이 2D 이미지에서 분할 된 영역을 파란색으로 나타내준다.

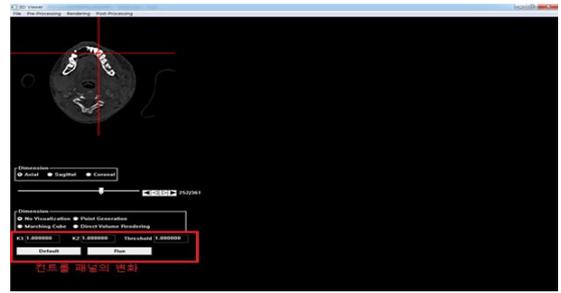


그림 6 Region Growing 모드 실행화면

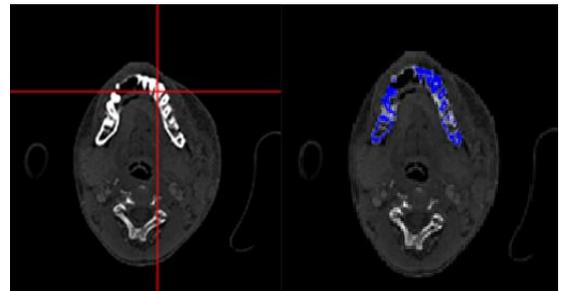


그림 7 분할 후 2D이미지의 변화

5. Marching Cube



그림 8 분할 후 Marching Cube를 통해 렌더링한 화면

분할이 완료된 후 컨트롤윈도우의 그림 8의 Marching Cube 버튼을 선택하면 3D 영역에 Marching Cube 알고리즘을 적용하여 만든 영상이 결과화면이 나타난다.

6. 직접 볼륨 렌더링

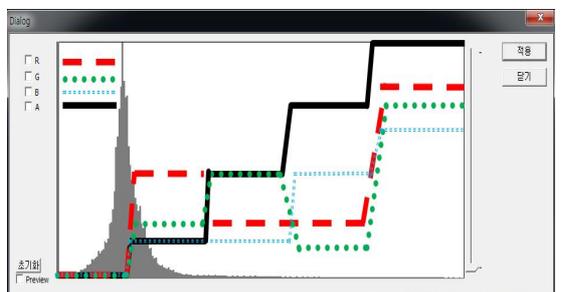


그림 9 전달함수 설정 대화상자

그림 9는 직접 볼륨 렌더링의 전달 함수를 설정할 수 있는 대화상자를 보여준다. 배경에 회색으로 전체 데이터의 히스토그램을 나타내었다. 가로축을 따라 강도는 증가하며, 세로축을 따라 R, G, B 값이 증가한다. 색상 값을 선택하고 마우스로 드래그하면 된다.

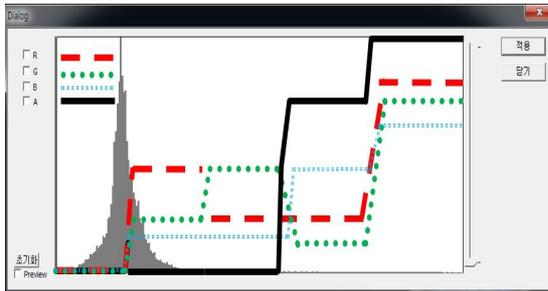


그림 10 변경 후의 전달 함수

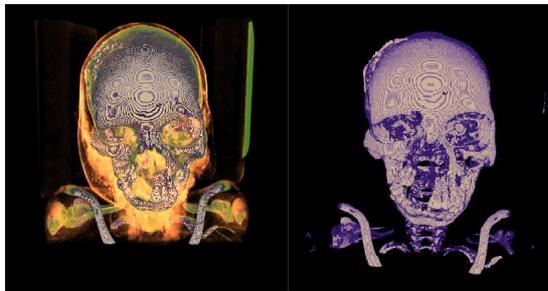


그림 11 전달 함수 변경 전/후 직접 볼륨 렌더링 화면

그림 10과 같이 강도가 낮은 영역의 투명도 값을 낮게 변경하면 그림 11과 같이 강도가 큰 뼈가 잘 나타나는 것을 볼 수 있다. 강도에 따라 색상 값과 투명도가 달라지기 때문에, 전달 함수만 잘 설정한다면, 강도에 따른 분할효과를 얻을 수 있다.

4. 결론

의료 영상 3차원 가시화를 위해서는 전처리 과정·분할 과정·가시화 과정의 일련의 과정이 필요하다. 본 논문에서는 의료 영상 3차원 가시화를 위한 각 과정에서 대표적인 방법들을 소개하고 이를 구현하는 방법에 대해서 보여주었다. 또한 이러한 방법들이 구현되어 사용자와 상호작용하여 의료 영상을 3차원으로 가시화할 수 있는 대화형 3차원 가시화 플랫폼을 소개하였다.

ACKNOWLEDGEMENT

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력 과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2013-H0401-13-1003)

5. 참조

[1] William Schroeder, The ITK Software Guide 2.4, Kitware, 2005, pp.100-158
 [2] Kitware, VTK User's Guide, Kitware, 2010, pp.170-283
 [3] Will Schroeder, Ken Martin, Bill Lorensen, The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics, Kitware, 2006, pp.89-177
 [4] Shreiner, Dave, The OpenGL Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL, Addison-Wesley, 2009, pp.50-230

[5] Rost, Randi J., Licea-kane, Bill, OpenGL Shading Language, Addison-Wesley, 2009, pp.50-270
 [6] Rafael C. Gonzalez, Digital Image Processing, Pearson, 2009, pp.85-233
 [7] Alejandro F. Frangi, Wiro J. Niessen, Koen L. Vincken, Max A. Viergever, "Multiscale Vessel Enhancement Filtering", Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI'98, pp.130-137, 1998
 [8] Joshi, A., Xiaoning Qian, Dione, D. Bulsara, K., Breuer, C, Sinusas, A., Papademetris, X., "Effective Visualization of complex vascular structures using a non-parametric vessel detection method", Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on. Volume 14, Issue 6, pp.1603-1610, 2008
 [9] Faliu Yi, Inkyu Moon, "Image Segmentation : A Survey of Graph-cut Methods", Systems and Informatics(ICSAI), 2012 International Conference on, pp.1936-1941, 2012
 [10] Raut, S., "Image Segmentation - A State-of-art Survey for Prediction", Advanced Computer Control, 2009. ICACC '09. International Conference on, pp.420-424, 2009
 [11] Naz, S. "Image Segmentation using Fuzzy Clustering : A survey", Emerging Technologies (ICET), 2010 6th International Conference on, pp.181-186, 2010
 [12] Wang Luo, "Comparison for Edge Detection of Colony Image", IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Volume 6, No 9A, pp.211-215, 2006
 [13] Falcao, A.X. "An Ultra-fast User-steered Image Segmentation Paradigm", Medical Imaging, IEEE Transactions on, Volume 19, Issue 1, pp.55-62, 2000
 [14] Sundaramoorthi, "Coarse-to-fine Segmentation and Tracking Using Sobolev Active Contours", Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, Volume 30, Issue 5, pp.851-864, 2008
 [15] Willett, R. M., "Minimax Optimal Level-Set Estimation", Image Processing, IEEE transactions on, Volume 16, Issue 12, pp.2965-2979, 2007
 [16] Yuri Boykov, Gareth Funka-Lea, "Graph Cuts and Efficient N-D Image Segmentation", International Journal of Computer Vision, Volume 70, Issue 2, pp.109-131, 2006
 [17] Boykove, Y.Y., Jolly, M.-P., "Interactive Graph Cuts for optimal Boundary & Region Segmentation of Objects in N-D Images", Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on, Volume 1, pp.105-112, 2001
 [18] William E. Lorensen, Harvey E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm", ACM SIGGRAPH Computer Graphics, Volume 21, Issue 4, pp.163-169, 1987
 [19] H. Harlyn Baker, "Building surfaces of evolution: The weaving wall", International Journal of Computer Vision, Volume 3, Issue 1, pp.51-71, 1989