

가상 내시경 진단 기술의 특징과 전망

송철규 · 김남균

(전북대학교 공과대학 생체공학과)

1. 서론

가상 내시경이란 비침습적인 진단방법으로서 전산화 단층영상(CT)과 자기공명 영상(MRI)등의 영상진단 장비로부터 얻은 2차원 영상 데이터를 3차원 영상 가시화 기법을 통하여 혈관, 기관지, 소화기관 같은 관 모양의 인체 내부를 향해하는진단 방법이다[1-2].

실제 내시경 진단법은 침습적이고 환자에게 고통과 불편을 주며, 절개와 감염, 출혈 등의 부작용이 있으며 그 진단 범위도 제한적이다. 가상 내시경은 실제 내시경 진단에서 나타날 수 있는 위험요소를 줄일 수 있으며, 실제의 내시경을 사용해 보기 전에 미리 발생할 수 있는 다양한 상황들을 사전에 경험할 수 있게 한다[3-7].

그리고 가상 내시경은 실제 내시경 진단에서 볼 수 없는 부위의 접근이 가능하며, 화질의 신뢰성 문제가 극복이 된다면 궁극적으로 실제의 내시경 진단법을 대체할 것이다. 그러나, 현재는 보조적 진단 수단 또는 내시경 진단 교육용으로서 그 적용이 이루어지고 있다. 가상 내시경 기법의 교육분야에서의 적용은 미국의 국립 의학 연구소(National Library of Medicine)의 visible human data를 이용하여 다양한 응용이 가능하게 되었다.

마이클 아커만(Michael Ackerman)과 도널드 린드버그(Donald Lindburg)에 의해 주도된 인간 가시화 프로젝트(Visible Human Project)는 남성 데이터(Visible Human Male Data Set:VHMD)와 여성 데이터(Visible Human Female Data Set:VHFD)를 제공하고 있다. 다양한 VHMD는 각각의 MRI, CT, CRYO의 다양한 모달리티에서 얻은 몸 전체의 해부학적 영상들이 1mm씩 1871개의 Cross-Section을 가지고 있으며 전체 15GB 크기의 완전한 Male Data Set으로서 MRI Data의 경우, Head and Neck 및 그 외의 몸체에 대해서 길이방향으로 4mm간격씩 촬영하고, 해상도는 256x256 pixel, 12bit grey scale이 된다.

CT Data의 경우는 전체 몸의 축 방향으로 1mm 씩 스캔하여, 해상도는 512x512 pixel, 12bit grey scale이다. 그리고 몸 전체의 해부학적인 영상들은 전체 몸의 축 방향으로

1mm간격씩 촬영하여 해상도가 2048x1216 pixel, 24bit color image가 된다.

VHFD는 5189개의 해부학적인 영상과 40GB의 Female Data Set으로서 대부분 Male Data Set 과 구성이 동일하다. 다만 축 방향의 해부학적 영상들은 Male Data의 1mm 간격 대신에 더 얇은 0.33mm 간격으로 얻어진 데이터이며, Z축 방향의 XY 평면에서 0.33mm 픽셀 공간과 맞추기 위해 0.33mm로 감소시킨 데이터이다.

그림 1은 CRYO, CT, MR 볼륨영상에서 얻어진 머리, 가슴, 골반의 VHMD의 샘플 영상이며 이를 활용하여 다양한 교육 및 연구용의 영상향해 기술에 활용할 수 있다.



그림 1. VHMD의 샘플 영상

그림 2는 이러한 연속적인 샘플영상으로부터 영상 재구성에 의한 3차원 가시화 기술, 영상향해 기술 그리고 가상 현실을 이용한 상호작용 기법을 적용하여, 위, 직장, 식도, 폐, 기관지, 심장 등에 대한 가상 내시경의 예를 나타내는 그림이다. 현재 가장 많은 연구가 되어 있는 분야가 기관지와 결장(colon) 과 기관지(trachea)에 대한 가상 내시경 기술이다[8-12].



그림 2. 가상 내시경의 적용 분야

2. 가상 내시경 진단기법의 특징

내시경 영상향해를 위한 3차원 영상 가시화 기술은 음영 표면 렌더링(shaded surface display)와 3D 텍스처 렌더링, 그리고 원근 볼륨렌더링(perspective volume rendering)방법이 주로 이용되고 있다[13-18].

음영표면 렌더링은 그림 3처럼 마칭 큐브(marching cube)알고리즘을 이용하여 3차원 볼륨데이터를 구성한 후 향해하는 관찰자의 관찰위치에 따라 적절한 밝기와 그림자를 주는 기법이다.

이 방법의 장점은 진단을 위한 영상향해 패스를 미리 손쉽게 결정할 수가 있고(데이터가 폴리곤 메쉬로 이루어져 있으므로 정보의 액세스가 용이함) 스페이스볼(spaceball)과 같은 가상현실 입력장치와 인터페이스가 쉽다. 그러나 단점으로서, 문턱치 방법으로 영상을 재구성하므로 원래 데이터의 화질저하가 생겨 진단에는 문제가 있다.

상호 작용적 렌더링(interactive rendering)을 위한 연구로서, 예로서 3D 기관지 볼륨의 경우 볼륨을 구성하는 폴리

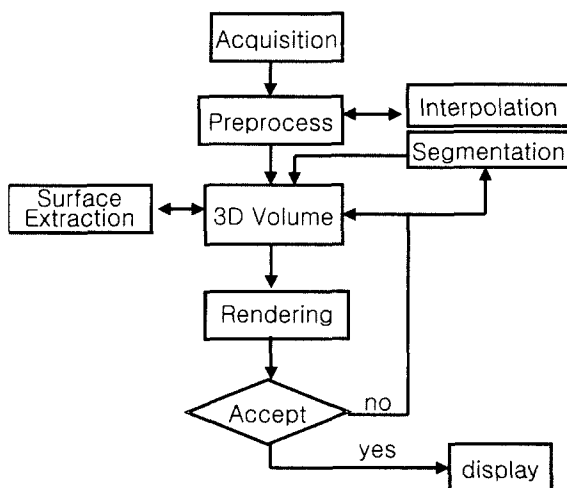


그림 3. 표면 렌더링방식의 영상향해

곤의 수를 줄이는 방법이 있을 수 있다. 하지만 연구의 목적이 진단을 위한 인체 데이터의 향해가 목적이기 때문에 문턱치 방법에 의한 원래 데이터 감소는 화질의 저하로 나타나게 되어 효과적인 방법이 될 수는 없다. 따라서 그러한 문제를 해결 하는 동시에 실시간 볼륨 데이터와의 상호 작용을 위해 그림 4와 그림 5에 서와 같은 공간적인 데이터 분할 기법을 적용하고 있다. 그림 4.1은 임의의 순간에 가상 카메라의 관찰시점에서, 카메라에 보이는 데이터(visible data)만을 렌더링 하는 개념의 그림이며, 그림에서 카메라에서 보았을 때 가시적인 관찰 각축(viewing frustum)은 화살표로 표시되었다. 그림 4는 인체의 결장에 대한 서브볼륨 생성의 개요이다.

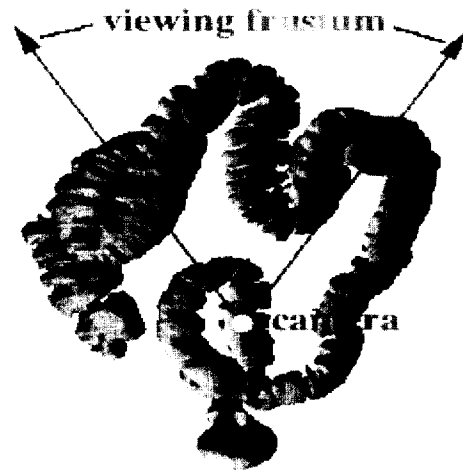


그림 4. 결장에서의 서브 볼륨 생성 개요

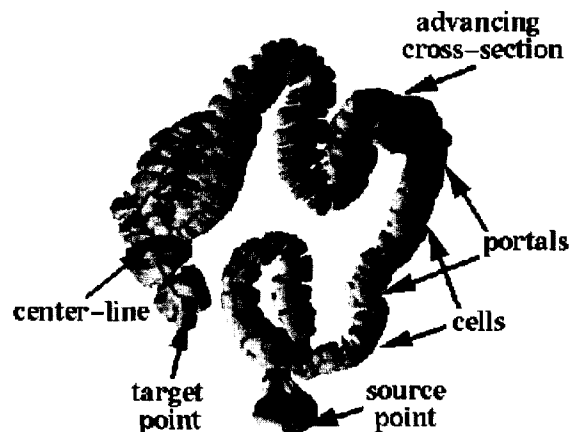


그림 5. 관문기법에 의한 서브 볼륨 생성

그림 5는 실시간 영상향해를 위해 일반적으로 적용되고 있는 기법으로는 컴퓨터 그래픽스 분야에서 많은 쓰이는 관문(portal) 기법을 이용하고 있다. 특히 인체의 장기인 결장의 생김새가 꼬여있는 형태(twisted form)의 특성을 이용하여 관문 기법을 적용하였다. 그리고 영상향해의 경로 설정을 위해 결장의 중심선을 계산하였다. 그림 5와 같은

관문 기법을 이용하게 되면 카메라의 관찰시점이 현재의 관문에 있을 때는 다른 관문으로 설정되어 있는 데이터는 렌더링 하지 않는다. 따라서 렌더링 해야 할 폴리곤 또는 데이터 수가 작아지게 되어 표현하고자 하는 시스템의 속도를 향상시키게 된다.

3D 텍스처 방법은 3차원 텍스처 매핑(그림 6) 을 이용한 직접 적인 데이터 가시화 방식이다. 3D texture의 장점 으로는 현존하는 H/W가속기와 OpenGL graphics architecture를 사용하여 손쉽게 구현 할 수 있으며 빠른 가시화 속도와 양질의 영상을 얻을 수 있다. 따라서 interactive한 frame rate을 요하는 application에 적합하다. 3D texture 방식은 먼저 3D texture를 정의하고 이 texture를 a stack of slices에 mapping한다. 이 textured polygon(slice) 들이 back-to-front 또는 front-to-back 순서로 blending된다. 다른 종류의 blending operator와 look-up table을 이용하여 다른 형태의 영상을 얻을 수 있다.

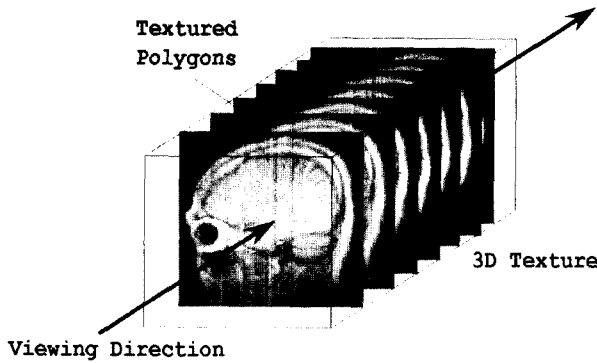


그림 6. 3차원 텍스처 매핑의 예

3D Texture mapping Algorithm은 다음의 7가지 단계를 걸쳐서 3차원 영상데이터의 가시화를 수행하게 된다.

1. Load the volume data into a 3D texture.
2. Specify the look-up tables to color textures
3. Choose the number of slices
4. Find the desired viewpoint and view direction
5. Compute a series of polygons that cut through the data perpendicular to the direction of view.
6. Render each slice as a textured polygon, from back to front. A Blend operation is performed for a each slice.
7. As the viewpoint and direction of view changes, recompute the data slice positions and update the texture transformation matrix as necessary

원근 볼륨렌더링은 그림 7처럼 원근 감을 갖도록 볼륨을 가시화 하는 기술이다. 그 특징으로, 3차원 볼륨 데이터 구성에 필요한 데이터 용량이 많아 실시간 처리에 어려움이 있지만 진단을 위한 가장 적합한 방법으로 알려져 있다.

최근에는 이 상호보완적인 접근방법으로서 위의 2가지 영상가시화 기술을 접목한 혼합 형태의 방법에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다.

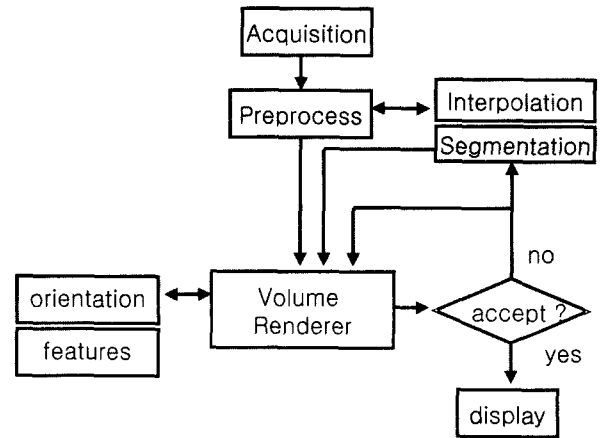


그림 7. 원근 볼륨렌더링에 의한 영상향해

결국, 가상내시경 진단방법의 장점은 실제 내시경을 사용하지 않고도 진단이 가능하며, 실제 내시경으로는 직경이 좁고 각도가 작아 진단이 어려운 부위도 볼 수 있다.

최근에는 그림 8과 그림 9에 나타낸 방법과 같이 성능을 향상시키기 위한 다양한 시도가 이루어지고 있다. 그림 8은 표면 렌더링을 이용한 상호작용 속도의 개선을 위한 방법의 예이다.

그림 8의 향해방법은 크게 preprocessing과정과 interaction과정으로 나뉘지며 블록도를 설명하면 다음과 같다.

그림 8의 Acquisition(1)은 CT, MRI 단면 영상들을 읽어들이는 것을 의미하며, Preprocess(2)는 interpolation(3)과 segmentation(4)과정을 통해 3D volume(5)를 만들기 전에 필요한 영상의 보간등의 전처리 과정이다.

interpolation(3)은 영상의 해상도를 높이기 위해 연속되는 영상 사이에 현재 시퀀스 영상의 이전과 이후의 차를 구해서 그 차분 영상을 보간하는 방법이다. segmentation(4)은 3차원 볼륨을 생성하기 위해 관심부위 영상의 강도(intensity)에 해당되는 문턱치를 설정하고 문턱치 이상이 되는 값만을 필터링하는 과정이다. 또한 3D volume(5)로부터 Web interface(7)를 통한 관찰과 영상향해를 위해 VRML format(6)으로 변환이 가능하도록 3D volume 포맷 변환이 가능하다.

그림 8의 BSP(binary space partitioning)(8)는 3차원 polygonal mesh 데이터를 공간 분할하는 과정이다. 이 과정이 필요한 이유는 3D 볼륨데이터를 실시간 상호작용 하기에는 너무 크기 때문이며(trachea의 경우 20만 폴리곤이상의 폴리곤이 존재함), 계층적으로 작게 나눈 후, 공간적으로 상관성이 있는 것끼리 계층적인 tree구조를 만드는 과정이다

BSP(8)과정은 다음과 같다. 기본적인 trachea의 3차원 볼륨은 20여 만개의 삼각형 매쉬로 구성되는데 각 꼭지점

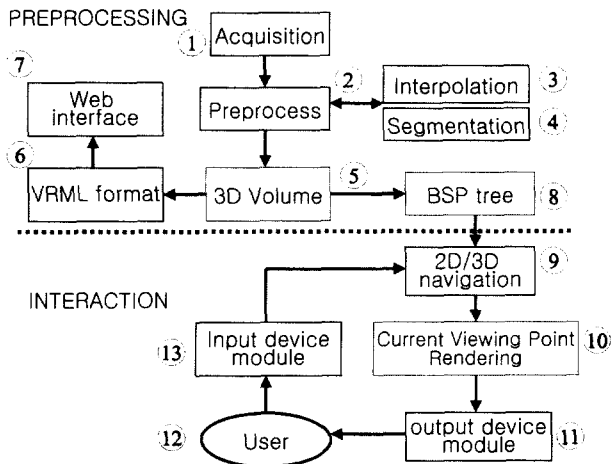


그림 8. BSP 트리를 이용하는 가상내시경의 블록도

들을 3차원 공간상에서 vertex라 함. 이러한 vertex들의 공간적인 좌표를 알 수 있으므로 계층적인 sub-tree로 그룹핑할 수 있다. 이 때에 tree 형태로 구조화가 잘 잘되어 있어야 Interaction부에서 각 부분들이 상호연동되어 하나의 통일된 동작으로 연출하도록 한다.

공간분할(8)후 2차원 또는 3차원으로 그 내부의 향해(9)가 가능하며 이 때 실시간 향해를 위해 현재의 view point에 나타난 부분만을 렌더링(10)이 된다. 이것이 가능한 이유는 공간분할과정(BSP)(8)에서 이미 세부 블록으로 분할이 되어있기 때문에 가능하다.

출력장치 모듈(output device module)(11)은 HMD 또는 모니터이고, 사용자(12)가 영상향해를 위해 사용하는 입력장치(13)는 2D 마우스 또는 가상현실에서 사용하는 스페이스볼이다. 3차원 마우스 등이 있다.

그림 9는 그림 8과는 달리 볼륨렌더링(21)에 의한 영상향해를 위한 방법을 나타내고 있다. 볼륨렌더링(21)은 MIP(maximum intensity projection) 또는 일반적 레이 캐스팅 방법으로 3차원 볼륨 데이터를 만드는데 사용하는 방법이다. 그런데 볼륨렌더링에 의한 볼륨데이터를 영상향해 하려면 상호작용을 위한 공간좌표 데이터가 필요하므로 3D surface rendering(20)에 의한 3차원 볼륨 데이터를 이용하여 향해질 경로 패스를 부가할 수 있다.

영상향해 경로 발생(navigation path generation)(22)를 위해 3차원 표면 렌더링(20)으로부터 얻어진 폴리곤 볼륨 데이터로 부터 향해질 관(tube)의 모든 중심 직경을 수학적으로 계산할 수 있다. 수학적으로 계산된 향해 좌표를 3차원 볼륨 데이터(21)에 적용하여 향해 경로의 중심을 따라서 향해하는 방법을 적용하게 된다.

2D/3D navigation(23)시에 충돌검출 방법을 적용하였는데 이 방법은 가상 내시경 영상향해를 할 때 관찰시점(viewing point)이 인체기관(organ) 내부를 빠져나가지 못하도록 하기 위한 방법이다. 따라서 가상 기관지 내시경의 가상 카메라(virtual camera)에서 반복적으로 광선을 투사(ray casting)시켜 기관의 내부표면 경계를 탐지하는 기법이다. 만약

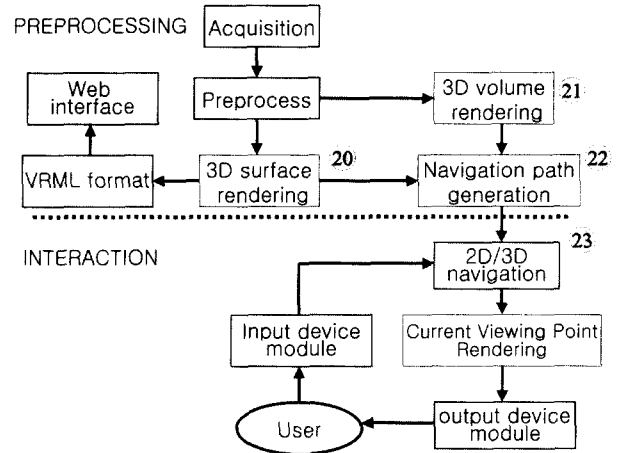


그림 9. 자동 및 수동향해 경로설정이 가능한 가상내시경 기법의 구성도

탐지가 되면 벽으로 인지하여 탐지된 벽면 방향으로는 관찰시점이 통과할 수 없도록 처리한다. 이와 같은 충돌검출 방법에 의해 인체의 빈 장기(hollow organ)의 영상향해 시에 기관의 외부로 이탈하지 않으면서 실제의 내시경처럼 진단이 가능하게 된다. 그림 10은 영상향해 시 충돌검출 방법의 예를 나타내고 있다.

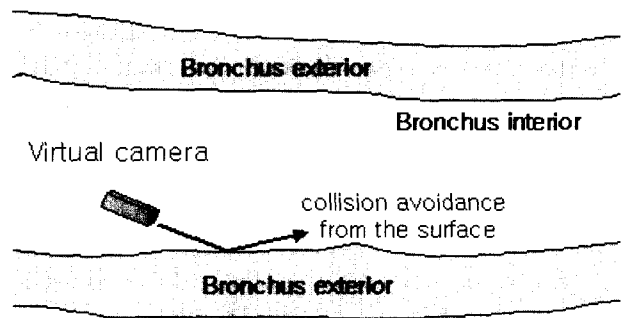


그림 10. collision detection

3. 전 망

가상내시경 진단방법의 장점은 실제 내시경을 사용하지 않고도 진단이 가능하며, 실제 내시경의 문제점인 통증, 감염, 그리고 직경이 좁고 각도가 작아 진단이 어려운 부위도 볼 수 있다는 장점이 있다. 그러나 암의 원인 되는 악성 종양(polyps)의 크기가 10 mm이하인 경우가 많으므로 정확한 검출의 신뢰성과 영상 재구성에 따른 화질 저하 등으로 인해, 현재로는 내시경 영상향해 진단기법은 제한적인 범위 내에서 사용되고 있다. 향후, 영상처리에 따른 화질손상 문제의 보완과 하드웨어적인 개선이 이뤄지고 임상 의사로부터 신뢰성이 두터워 진다면, 현재의 내시경 시장을 보완 또는 대체할 수 있을 정도로 그 수요는 매우 클 것이다.



참고문헌

- [1] Geiger, B., R. Kikinis: Simulation of endoscopy. AAAI Spring Symposium Series: Applications of Computer Vision in Medical Images Processing, Stanford University, pp. 138-140, 1994.
- [2] Rubin, G.D., C.F. Beaulieu, V. Argiro, H. Ringl, A.M. Norbash, J.F. Feller, M.D. Drake, R.B. Jeffrey, S. Napel: Perspective volume rendering of CT and MR images: Applications for endoscopic imaging. *Radiology*, 199:321-330, 1996.
- [3] Holloway, R., H. Fuchs, W. Robinette: Virtual worlds research at the University of North Carolina at Chapel Hill as of February 1992. In: *Computer Graphics-International Visual Computing*, Ed. T.L. Kunii, Springer, pp. 109-128, 1992.
- [4] Kaltborn, K. F., O. Rienhoff: Virtual reality in medicine. *Meth. Inform. Med.*, 32(5):407-417, 1993.
- [5] Vining, D. J., D. W. Gelfand: Noninvasive colonoscopy using helical CT scanning, 3D reconstruction, and virtual reality (Abstr). *SGR Scientific Program*, 70, 1994.
- [6] Vining, D. J., R. Y. Shifrin, E. K. Grishaw, et al.: Virtual colonoscopy (abstr.). *Radiology*, 193:446, 1994.
- [7] Lorensen, W. E., F. A. Jolesz, R. Kikinis: The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscope. In: *Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, Eds.: K. Morgan, R. M. Satava, H. B. Sieburg, R. Mattheus, J. P. Christensen, IOS Press and Ohmsha, p. 221-230, 1995.
- [8] Robb, R. A., C. Barillot: Interactive display and analysis of 3-D medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 8(3):217-226, 1989.
- [9] Robb, R. A., D. P. Hanson: The ANALYZE software system for visualization and analysis in surgery simulation. In: *Computer Integrated Surgery*, Eds. Steve Lavalle, Russ Taylor, Greg Burdea and Ralph Mosges, MIT Press, 1993.
- [10] Hara, A. K., C. D. Johnson, J. E. Reed, et al.: Detection of colorectal polyps by computed tomographic colography: feasibility of a novel technique. *Gastroenterology*, 110:284-290, 1996.
- [11] Jolesz, F., F. Shtern: The operating room of the future. *Proc. Nat'l Cancer Inst. Workshop*, 27:326-328, April 1992.
- [12] Kikinis, R., P. Langham Gleason, F.A. Jolesz: Surgical planning using computer-assisted three-dimensional reconstructions. In: *Computer Integrated Surgery*, Eds. Russell Taylor, Stephane Lavalle, Greg Burdea, Ralph Mosges. MIT Press, pp. 147-154, 1995.
- [13] Napel, S., G. Rubin, C. Beaulieu, R. Jeffrey Jr., V. Argiro: Perspective volume rendering of cross-sectional images for simulated endoscopy and intraparenchymal viewing. *SPIE's Medical Imaging 1996*, Newport Beach, CA, 2707-07, p. 16, February 10-15, 1996.
- [14] Shahidi, R., V. Argiro, S. Napel, L. Gray, H.P. McAdams, G.D. Rubin, C.F. Beaulieu, R.B. Jeffrey, A. Johnson: Assessment of several virtual endoscopy techniques using computed tomography and perspective volume rendering. *Proceedings of Visualization in Biomedical Computing '96*, Ed., G. Goos, J. Hartmanis and J. van Leeuwen, Springer, 1131:521-528, 1996.
- [15] Mori, K., J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno, K. Katada: A fast rendering method using the tree structure of objects in virtualized bronchus endoscope system. *Proceedings of Visualization in Biomedical Computing '96*, Ed., G. Goos, J. Hartmanis and J. van Leeuwen, Springer, 1131:33-42, 1996.
- [16] Ramaswamy, K., W. E. Higgins: Endoscopic exploration and measurement in 3D radiological images. In: *SPIE's Medical Imaging*, number 2710-51, page 243, Newport Beach, CA, February 1996.
- [17] Hong, L., A. Kaufman, Y-C. Wei, A. Viswambharan, M. Wax, Z. Liang: 3d virtual colonoscopy. In: *IEEE Symposium on Frontiers in Biomedical Visualization*, pages 26-32, 1995.
- [18] Satava, R. M., R. A. Robb: Virtual endoscopy: Application of 3-D visualization to medical diagnosis. In press, *PRESENCE*, January 1997.

저 자 소개



송철규 (宋哲奎)

1962년 11월 10일생. 1989년 연세대 의용 전자공학과 졸업. 1991 연세대 대학원 전기공학과(석사). 1998 연세대 대학원 전기공학과 (공박). 1989-1992 연세의료원 의학공학교실 연구조교. 1994-1998 삼성의료원 임상의학 연구센터 선임연구원. 1998-1999 삼성종합기술원 의료전자 Lab. 전문연구원. 2000-현재, 산자부 기술표준원 전문위원. 1999-현재, 전북대 생체공학과 교수



김남균 (金南均)

1957년 10월 6일생. 1981. 전북대 기계공학과 졸. 1983. 전북대 대학원 기계공학과(석사). 1987. Strasburg I 대학 (Ph.D). 1990-1992 전북대 병원 전산실장. 1990-1994 서울대 의공학연구소 특별연구원. 1992-1993 일본 북해도대학 전자과학연구소 객원교수. 1994.3 -현재, 전북대 대학원 의용생체공학과 주임교수. 1998-현재, 전북대 공대 생체공학과 교수