

가상 내시경 기술

인하대학교 신병석* · 임석현 · 권구주

1. 서 론

100여년 전 켈트겐에 의해 X-ray가 발견되면서 사람의 몸을 열지 않고도 인체 내부의 병변을 확인할 수 있는 영상 진단의 시대가 시작되었다. 초기의 영상 진단은 X-ray 필름을 인화하여 판독기에 올려놓고 경험 있는 의사가 사진을 판독하는 방식으로 진행되었다. X-ray 진단은 현재까지도 가장 저렴한 영상 진단 방법으로 애용되고 있으나 새로운 영상진단법이 출현하면서 수십 년간 굳건히 지켜온 자리를 내줄 처지에 놓였다.

1980년대부터 CT(Computed Tomography)와 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 장치를 시작으로 PET, SPECT 등 다양한 단층촬영 장치들이 개발되면서 우리의 몸 속을 입체적으로 관찰할 수 있는 계기가 마련되었다. 무엇보다도 영상처리 기술과 컴퓨터 그래픽스 기술이 급속도로 발전하면서 단순히 2차원에 머물던 의사들이 시선이 3차원 영상 진단 쪽으로 옮겨가게 되었다. 3차원 영상 진단이란 인체 내부에 대한 연속적인 단층촬영을 실시한 후 단면 영상들을 종축으로 쌓아서 이산 샘플들(discrete samples)의 3차원 집합인 볼륨 데이터를 만들고 여기에 특수한 3차원 렌더링 기술을 적용하여 실물을 보는 것과 같은 3차원 영상을 만들어 내는 것이다. 이는 마치 몸 안의 구석구석을 메스로 잘라 보는 것처럼 진단을 가능케 한다.

초기의 3차원 의학 영상들은 기본이 되는 단면영상의 조악한 품질과 IT기술의 미비로 말미암아 의사들의 주목을 끌지 못했다. 무엇보다 “정확성”을 생명으로 하는 진단 분야에서 어설픈 3차원 영상을 만들어 보여주는 것은 단지 장난감 정도의 역할밖에 하지 못했다. 그러나 정보통신 기술, 특히 하드웨어 기술과 컴퓨터 그래픽 기술이 급속도로 발전하면서 현재에는 1mm 이내의 해상도를 가지는 multi-detector CT가 개발되어 특정부위에 대한 고해상도의 영상을 만들어 낼 수 있게 되었으

며, 초당 10~30프레임의 속도로 고품질 영상을 만들어 낼 수 있는 의학 영상기법들이 만들어지고 있다.

3차원 의학 영상의 발전은 영상유도 수술(image-guided surgery), 가상 내시경(virtual endoscopy), 수술 시뮬레이션(surgical simulation)과 같이 이전에는 없던 새로운 기술 분야를 창출하며 21세기의 새로운 영역으로 발전해 나가고 있다. 본 논문에서는 최근에 각광받고 있는 가상 내시경의 원리와 활용 분야에 대해 알아보고자 한다.

2. 가상 내시경의 개론

현재 소화기학(gastroenterology), 일반외과학(general surgery), 신경외과학(neurosurgery), 방사선 과학(radiology) 등 많은 의료 분야에서 비침습적 진료 방법이 중요한 이슈가 되고 있다. 사람의 몸 안에 직접 내시경 카메라를 집어넣어 내장 기관을 관찰하는 광학 내시경 진단은 다른 의료영상을 만드는 방법들보다 고품질의 영상을 얻을 수 있지만 환자에게 불편과 고통을 주며 출혈, 감염 등과 같은 부작용이 발생할 수 있고 진단 범위도 제한적이다.

가상 내시경은 CT, MRI와 같은 전산화 단층 촬영장치로 인체 내부에 대한 연속된 단면 영상을 얻어낸 후 인체의 3차원적 구조를 재구성함으로써 내시경 카메라로 보는 것과 같은 가상의 3차원 영상을 만들어내는 기법을 말한다. 가상 내시경을 이용하면 환자의 고통이 전혀 없이, 외상이나 감염의 우려 없이 대장, 기관지, 혈관과 같은 관상(pipe-like)의 인체기관의 내부를 3차원 영상으로 재구성 할 수 있다.

가상 내시경을 위해서는 2차원의 영상들로부터 3차원의 볼륨모델을 생성해야 한다. 볼륨 데이터는 복셀(voxel)이라 불리는 규칙적인 값들의 3차원 배열로 구성되며, 이것은 그림 1에서 보는 바와 같이 영상(image) 혹은 슬라이스(slice)라 불리는 2차원 배열들의 스택(stack)형태를 갖는다. 이 배열의 값들은 3차

* 종신회원

원 구조에서 해당위치(x,y,z)의 특성을 표현하는 색상, 밀도, 압력 등의 스칼라값 혹은 속력과 같은 벡터값이 될 수 있으며, 의료영상에서 주로 사용하는 MRI, CT 데이터에서는 3차원 위치에 해당하는 밀도값을 가지고 있다. 일반적으로 512×512 pixel 해상도의 영상을 0.5~0.1mm 사이 간격으로 획득한다.

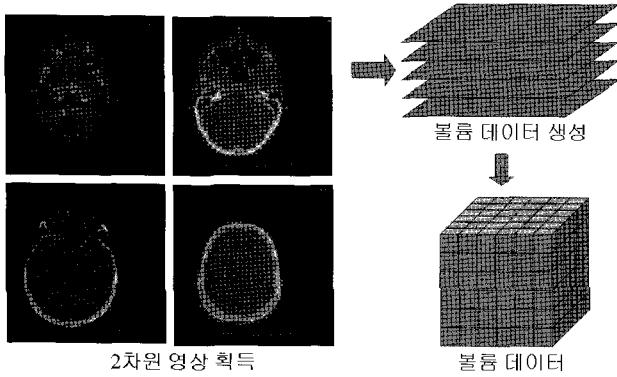


그림 1 CT나 MRI로부터 볼륨데이터를 획득하는 과정

3. 가상 내시경의 요구조건

효과적인 가상 내시경을 위해서는 크게 두 가지의 조건을 만족해야 한다. 첫 번째로 화질의 저하 없이 실시간에 가까운 렌더링 속도가 뒷받침되어야 한다. 두 번째로는 가상카메라의 움직임을 제어하는 것이 매우 중요하다. 본 절에서는 이들 두 조건에 대해 살펴보기로 한다.

3.1 실시간 렌더링

가상 내시경을 현실감 있게 구현하기 위해서는 고화질의 투사투영 영상을 고속으로 생성하는 기술이 필요하다. 일반적으로 직교투영은 장기를 외부에서 바라볼 때는 효과적이지만 가상 내시경에서는 원근감을 얻을 수 없어 부자연스러운 결과를 보인다.

영상을 만들어 내는 기법은 크게 표면 렌더링 기법[1, 2]과 직접 렌더링 기법[3-9]으로 나눌 수 있다. 표면 렌더링은 장기를 삼각형 메쉬(mesh)로 만든 후, 범용의 그래픽가속기를 이용하여 렌더링하는 기법이다. 가장 대표적인 방법으로 Marching Cubes 알고리즘이 있다[2]. 표면 렌더링 방법은 범용의 그래픽가속기를 사용하기 때문에 적정 수준의 삼각형을 빠른 속도로 렌더링을 할 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만 삼각형의 개수가 증가하면 속도저하를 가져오고, 직접 렌더링 기법에 비해 부자연스러운 결과를 보여준다.

직접 볼륨 렌더링 기법은 볼륨 데이터 자체를 중간 처리과정 없이 직접 렌더링하는 기법이다. 직접 볼륨 렌더링 기법은 크게 객체 기반 기법(object-based method)와 영상 기반 기법(image-based method)으로 나

눌 수 있다. 객체 중심 기법의 대표적인 방법은 스플래팅(splatting)이다[4]. 스플래팅 기법은 복셀이 임의의 크기를 가지고 있는 물체로 가정하여, 화면에 투영하는 기법이다. 최근에는 비기하 데이터(non-geometry data)인 점 데이터(point data)을 이용하여 렌더링하는 기법인 점 렌더링(point rendering) 기법도 많이 사용하고 있다[5-7].

영상기반 기법의 대표적인 방법에는 볼륨 광선 투사법(volume ray casting)이 있다[3]. 볼륨 광선 투사법의 절차는 크게 두 가지 단계로 이루어진다[10]. 첫 번째로, 영상의 픽셀에서 광선을 발사하여 빈 공간으로 간주되는 볼륨 영역을 도약하게 된다. 두 번째로, 광선이 관심영역에 도달하면 직접 렌더링을 수행하여 누적된 색상값과 불투명도를 얻어내게 된다. 불투명도의 임계값이 1.0에 도달하면 한 광선에 대한 연산이 끝난다. 이와 같은 과정을 영상의 모든 픽셀에 대해서 수행하게 된다. 그림 2는 볼륨광선 투사법의 과정에 대해 보여준다.

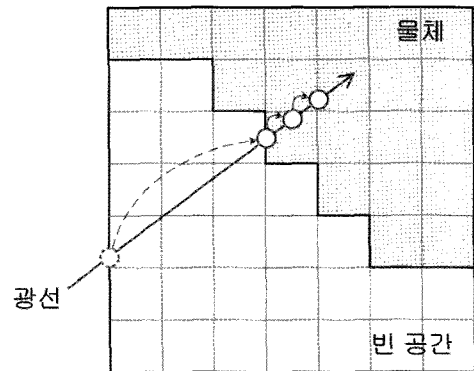


그림 2 볼륨 광선 투사법

볼륨 광선 투사기법은 표면 렌더링에 비해 매우 좋은 화질의 영상을 만들어내지만 속도가 느리다는 단점을 가지고 있다. 그림 2에서 빈 공간 부분은 최종 영상에 기여를 하지 않기 때문에, 이 부분을 도약하는 것은 영상의 왜곡 없이 렌더링 속도를 향상시킬 수 있다[10]. 볼륨 광선 투사법이 처음으로 제안이 되었을 때에는 빈 공간에서조차도 매번 삼선형 보간(tri-linear interpolation)을 이용한 리샘플링(resampling)을 통해서 빈 공간 여부를 확인하였다[3]. 현재에는 이들 부분을 한번에 도약하여 관심영역에 도달하기 위한 많은 방법들이 제안되었으며 주로 추가적인 자료구조를 이용하여 빈 공간과 관심 영역을 구분한다. 대표적인 방법으로 거리-맵 기반 방법(distance-map based method)[11-17]와 계층적 최대-최소 옥트리(hierarchical min-max octree)[18-25]를 이용한 방법이 있다.

거리-맵 방법은 전처리 과정에서 각각의 복셀에서 가장 가까운 불투명한 복셀까지의 거리를 저장시켜 놓은

자료구조이다(11-14). 거리를 계산하기 위해서는 우선 관심 영역 내에 있는 복셀과 그렇지 않은 복셀로 구분하고, 관심 영역의 경계값을 0으로 정한 뒤 거리를 따라 1씩 증가한 값을 대입하여 구성한다. 가장 가까운 불투명한 복셀까지의 거리를 저장하기 때문에, 물체를 관통하지 않고 불투명한 영역의 표면까지 빠르게 도약할 수 있게 한다. 그림 3은 거리-맵의 예를 보여주고 있다(13).

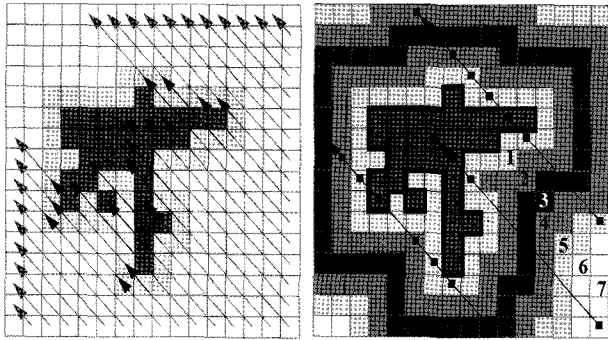


그림 3 거리-맵 구조

기존의 방법은 빈 공간의 모든 샘플점에서 샘플링 연산을 통하여 투명한 공간인지를 확인한 후, 단위거리만큼 이동을 한다(왼쪽). 거리맵을 사용할 경우, 거리맵의 각각의 값들은 불투명한 공간(관심 영역)까지의 최소 거리를 저장하고 있기 때문에 물체 표면까지 빠르게 도약할 수 있다. 오른쪽 그림에서 숫자는 거리-맵에 저장되어 있는 거리값들이다.

거리-맵을 이용하여 도약속도를 더욱 가속화하는 기법 중에는 'depth-subsampling' 기법이 있다(15, 16). 이 방법은 영상을 일정크기의 격자로 나눈 후, 각각의 격자의 4개의 모서리에서 기존의 거리-맵 방법을 이용하여 빈 공간까지의 거리를 저장한다. 이들 4개의 거리값 중 최소값을 이용하여, 격자내의 나머지 픽셀에 대해서는 이들 크기를 이용하게 된다. 이 경우 빈 공간을 도약하는 시간을 더욱 줄일 수 있다.

특정 격자에서 4개의 모서리 픽셀을 제외한 나머지 픽셀들은 4개의 모서리 픽셀에서의 거리값의 최소값까

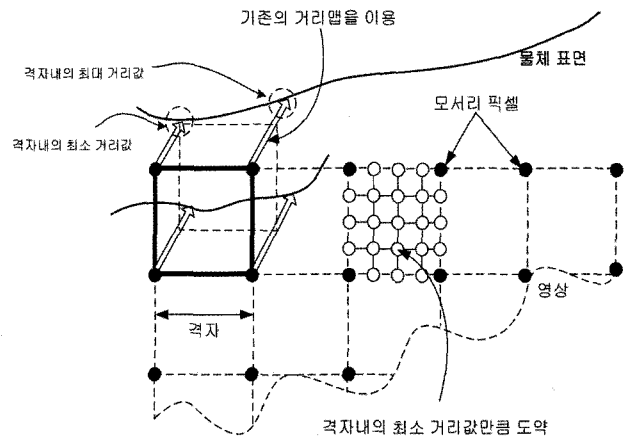


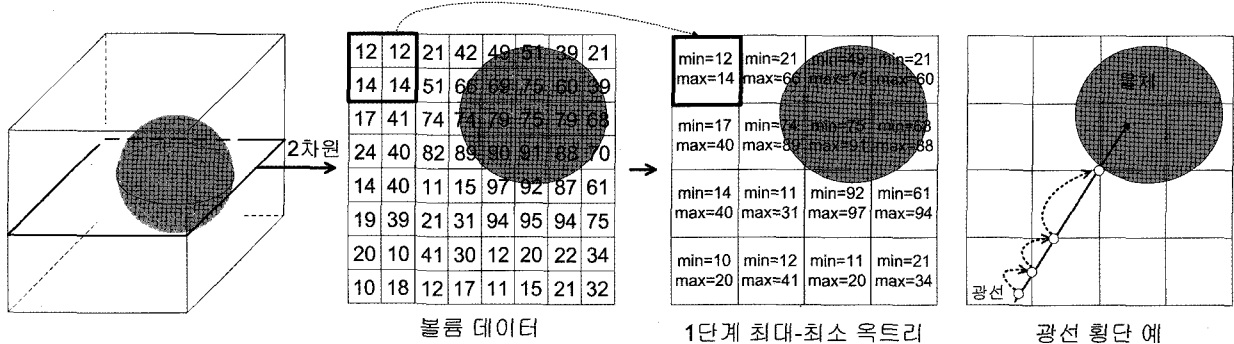
그림 4 Depth-subsampling 기법

지 도약한다.

거리-맵은 모든 복셀에 대해 가장 가까운 표면까지의 거리값을 저장하기 때문에 효과적인 도약이 가능하다. 하지만 관심영역의 경계값(isosurface value)이 바뀔 경우, 처음부터 다시 만들어야 하는 단점을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해 거리값을 저장하고 있는 구조의 마지막 비트에 재활용여부를 저장하는 비트(bit)를 두고, 이를 이용하여 경계값이 바뀔 경우에도 고속으로 거리-맵을 생성하는 기법이 제안되었다(17).

계층적 최대-최소 옥트리(16-23)는 볼륨을 옥트리 형태로 분할한 후, 각각의 블록마다 블록을 대표하는 최대값과 최소값을 저장하고 있는 자료 구조이다. 만약 광선이 특정 블록에 놓였을 경우, 최대값과 최소값을 참조하여 원하는 영역이 아닐 경우 블록의 경계까지 도약을 한다. 계층적인 구조로 이루어져 있기 때문에 효과적인 도약이 가능하다. 그림 5는 계층적 최대-최소 옥트리의 구조를 보여준다.

이해를 돕기 위하여 2차원구조로 표현하였으며, 블록 크기는 8x8 사이즈이고, 최대-최소 옥트리의 레벨은 1이라고 가정한다. 우측 그림과 같이 광선이 최대-최소 블록에 놓였을 경우 블록의 경계까지 도약하여, 이는 렌더링 속도의 향상을 가져온다.



볼륨 데이터

1단계 최대-최소 옥트리

광선 횡단 예

그림 5 계층적 최대-최소 옥트리

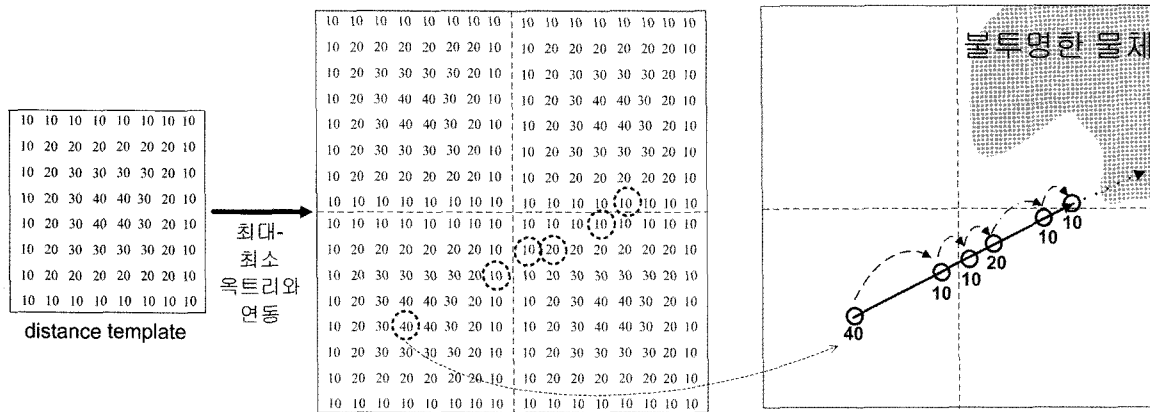


그림 6 distance template의 구조

계층적 최대-최소 옥트리는 거리-맵 자료구조에 비해 빠른 전처리 시간과 적은 양의 자료구조를 가지고 있다는 장점을 가지고 있다. 또한 표면값이 변화하였을 때에도 재생성할 필요가 없기 때문에 계속 사용할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 하지만 샘플점이 최대-최소 블록의 임의의 위치에 놓였을 경우, 해당 블록의 경계까지의 거리값을 구하는 비용이 크다는 단점을 가지고 있다. 이를 위해 최대-최소 블록의 어떤 위치에 샘플점이 놓이더라도 효과적으로 블록 경계까지의 거리를 구할 수 있는 'distance template'이 제안되었다[23]. Distance template의 크기는 옥트리 크기와 같은 구조로 되어 있으며, 경계까지의 거리를 담고 있는 자료구조이다. 그림 6은 distance template을 이용하여 투명하다고 간주되는 최대-최소 블록을 효과적으로 도약하는 모습을 보여주고 있다.

distance template은 샘플점이 최대-최소 블록의 임의의 위치에 놓이더라도 블록 경계면까지의 거리값을 알려주어 효과적인 도약을 가능케 한다.

계층적 최대-최소 옥트리의 도약 속도를 향상시키는 기법 중에는 'RPO(Reversed-Phase hierarchical Min-max octree)'가 있다[25]. RPO는 옥트리의 자식노드를 선택하는 기준이 다른 또 다른 옥트리 구조이다. 광선이 빈 공간에 놓여있을 경우 기존의 계층적 최대-최소 옥트리와 RPO를 비교하여 가장 멀리 도약할 수 있는 방법을 선택하여 효과적인 도약을 제공한다. 이 방법의 경우 전처리 시간이 오래 걸리고, 표면값에 의존적인 거리-맵 방법에 비해 약 10%이상의 속도향상을 가져온다.

이 이외에도 광선간의 일관성을 이용한 템플릿 기반 렌더링(template-based rendering)[8]과 쉬어-워프 렌더링(shear-warp rendering)[9] 등의 가속화 기법이 소개되었다.

최근에는 볼륨 렌더링의 위한 전용 하드웨어를 이용하여 렌더링 속도를 향상시키는 시도가 진행되고 있다.

대표적인 하드웨어로 볼륨프로™이 있다[26]. 볼륨프로는 1997년 일본 미츠비시(Mitsubishi Electric)사에서 처음으로 발표되었으며, 범용의 PC에 장착할 수 있도록 설계되었다. 초당 30프레임 이상의 속도로 볼륨 렌더링을 수행한다. 하지만 볼륨프로는 직교투영만이 가능하기 때문에 투시투영이 필요한 가상 내시경 분야에는 적합하지 않았다. 이를 위해서 볼륨을 여러 개의 볼륨으로 나누어서 투시투영을 모사하는 기법이 소개되었다. 특히 서브볼륨(sub-volume)을 이용한 방법[27, 28]인 경우 기존에 발표되었던 슬랩(slab)을 이용하는 방법[29]에 10%~30%정도의 속도향상을 가져왔다. 그림 7는 서브볼륨을 이용하여 투시투영을 모사하는 방법을 보여주고 있다.

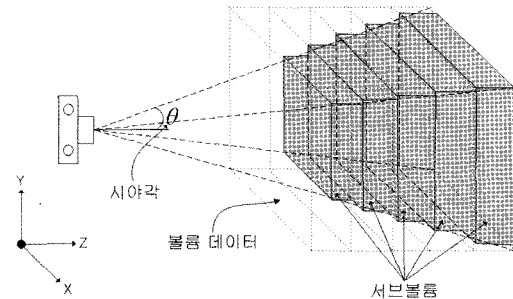


그림 7 볼륨프로의 서브볼륨 기능을 이용하여 가상 내시경에 적합한 투시투영을 모사하는 기법

3.2 카메라 제어

화질 이외에 가상 내시경 시스템에서는 가상카메라의 움직임을 제어하는 것이 매우 중요하다. 가상환경에서 여러 객체를 만들었을 때, 실제 물리적 환경처럼 객체 사이의 상호작용을 반영해야 한다는 것이다. 객체들은 서로 관통할 수 없고 운동량과 에너지에 대해 반응할 수 있어야 한다.

볼륨 객체 사이의 충돌검출 방법은 볼륨 전체 공간의 정보를 포함하게 만든 점유-맵(occupancy map) 자료

구조[30]를 사용한 방법이 있다. 이 자료구조는 맵을 이루고 있는 하나의 셀 안에 객체가 해당되는 위치를 저장하고 객체가 움직일 때마다 카메라의 위치와 점유-맵간의 상관관계를 계산하여 충돌을 인식하는 방법이다. 이 방법은 방대한 메모리가 필요하고 경계값이 바뀌면 점유-맵을 갱신해야 하기 때문에 속도가 느리다.

볼륨 객체의 충돌을 검출하는 다른 방법은 앞에서 언급한 거리-맵[31]을 사용한 방법이 있다. 빠른 도약을 위해 전처리 과정으로 생성된 거리-맵은 충돌 검사에서 더 이상의 추가적인 비용이 들지 않는다. 카메라의 위치에서 거리-맵에 저장되어 있는 값이 0이 되면(다시 말해 카메라가 표면에 놓이게 되면) 충돌로 인식을 하고, 0과 가까운 값일수록 충돌 가능성이 높아지게 되므로 적절한 반응을 취하면 된다.

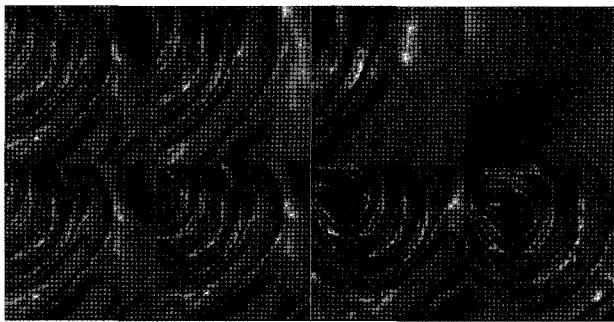


그림 8 충돌회피기능을 사용하지 않는 경우(상)와 충돌회피기능을 이용하는 경우(하)

그림 8은 인하대학교 미디어랩에서 개발한 거리-맵 기반 충돌 검출 알고리즘을 이용한 영상이다. 그림 8(위)는 장기에 충돌을 하는 반면, 그림 8(아래)는 효과적으로 방향을 수정하여 진행하는 모습을 보여주고 있다 [32, 33].

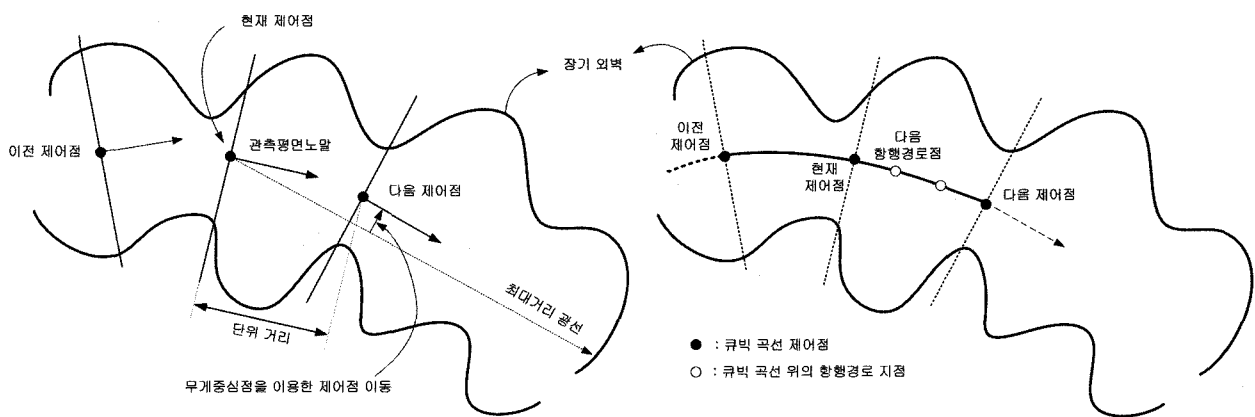


그림 9 카메라가 장기의 중심에 위치하기 위해 현재 영상에서의 무게중심을 현재 프레임의 카메라의 위치로 선택한다(좌). 최대 거리 광선을 가지고 있는 방향을 방향벡터로 설정할 경우 매번 방향벡터가 바뀌어 연속성을 유지할 수 없다. 이를 위하여 앞/뒤 프레임에서의 컨트롤 포인트를 실시간으로 곡선화하여 방향을 보정한다(우).

다음으로 실제 내시경처럼 가상 내시경에서도 장기의 내부를 현실감 있게 항행할 수 있는 카메라 조작법이 필요하다. 적절한 가상의 카메라 조작방법은 뚜렷한 경계가 없는 경계 복 셀에 해당하는 장기표면의 검출이 쉽고 직관적이어야 하며 카메라가 경계 복 셀을 관통하지 못하게 검사하는 물리적인 법칙이 적용되어야 한다.

가상 내시경에서 사용하는 카메라 조작을 통한 항행 방법에는 크게 계획된 항행(planned navigation)[34], 수동 항행(manual navigation)[35]과 두 방법을 혼합한 안내 항행(guided navigation)[36-41] 방법으로 나눌 수 있다.

계획된 항행은 장기 내부의 시작점과 끝점이 주어지면 전체 경로를 전처리 과정으로 생성한 뒤 만들어진 경로를 따라 카메라가 움직이면서 항행을 하는 방법이다. 장기 내부의 전반적인 관찰을 할 수 있으며 사용자의 조작이 필요 없는 자동 항행이 가능하고 부드러운 카메라의 움직임을 얻을 수 있다. 하지만 이 방법은 전처리 과정이 필요하고, 사용자가 필요 시 직관적으로 카메라의 위치와 방향을 변경할 수 없다는 단점이 있다.

수동 항행은 사용자가 카메라의 연속적인 조작을 통해 항행을 하는 방법으로써 어느 위치에서나 사용자가 원하는 곳을 정확히 진단할 수 있는 장점이 있다. 하지만 사용자가 매번 카메라를 제어해야 하고 조작이 미숙한 사용자는 카메라가 장기의 표면을 관통하게 되는 현상이 발생할 수 있으므로 사용자가 조작의 불편함을 느낀다는 단점이 있다.

안내 항행은 크게 볼륨데이터 영역에서 처리하는 '물체기반 방법'과, 영상 영역에서 처리하는 '영상기반 방법'으로 나뉜다. 전자의 대표적인 방법으로 포텐셜 영역(potential field)을 이용하는[36, 38] 기법이 있다.

카메라는 포텐셜 영역 내에 위치하여 목적지까지의 인력(attractive force)과 경계 복셀의 반발력(repulsive force)을 이용하여 새로운 진행 방향을 결정하고 그 방향으로 카메라가 항행하는 방법이다.

방향벡터를 선택한 후, 현재 프레임에서 카메라 방향을 계산된 방향벡터로 이용하는 기법이다[32, 33, 39]. 가상 내시경영상에서 가장 멀리 있는 부분의 거리값이 가장 크기 때문에, 이 거리값을 갖는 지점을 향하는 방향을 가상 카메라의 방향벡터로 이용할 경우 추가 비용 없이 다음 프레임의 카메라 진행방향을 결정할 수 있다.

이전 프레임의 최대깊이 광선을 현재 프레임의 방향벡터로 설정한다.

하지만 이 방법은 초기 카메라 방향이 장기의 표면에 붙어 있을 경우, 장기의 중심으로 이동하지 못하고 계속 벽 근처에서 진행되는 문제점을 가지고 있다. 또한 매 프레임마다 방향 벡터가 바뀌기 때문에 연속성을 유지하지 못하는 문제점을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해 매 프레임에서 영상의 무게중심을 이용하여 가상 카메라의 위치를 이동시키는 방법을 제안하였다[40]. 또한 매 프레임에서 방향 벡터가 바뀔 때 따라 발생하는 연속성 문제를 해결하기 위하여 이전 프레임, 현재 프레임, 다음 프레임의 제어점 3개를 실시간으로 cubic spline 알고리즘으로 곡선화하는 하는 알고리즘이 발표되었다[41].

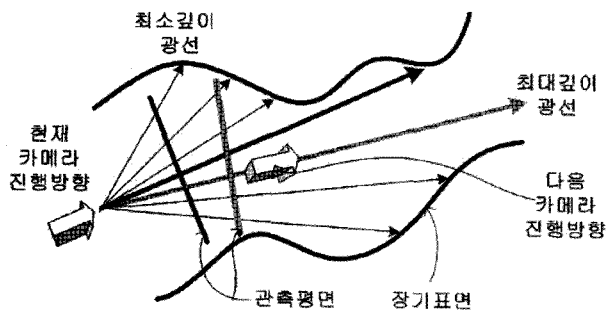


그림 10 영상 기반 안내항행 기법

4. 주요 가상 내시경 시스템

세계적으로 알려진 가상 내시경 시스템은 크게 13가지 정도가 있다[42]. 이들은 이미 상용화 되어서 제품화된 시스템도 있고, 연구실에서 개발을 목적으로 만들어진 것도 있다. 각각을 살펴보면 다음과 같다.

4.1 FreeFlight

이 시스템은 University of Wake Forest에 의해서 개발되었으며, OpenInventor API를 기반으로 제작되었다. 각각의 장기를 구분한 후, 이들을 Marching

Cubes알고리즘[1]을 이용하여 렌더링한다. 위에서 언급한 자동항행과 수동항행을 지원하며, 장기 내부의 중심선을 전처리 과정에서 찾아, 해당 중심선을 이동하는 형태로 항행을 한다[43].

4.2 Syngo

Siemens Medical Solutions에 의해 개발된 시스템이다. 앞에서 언급한 VolumePro를 이용하여 렌더링을 수행한다[26]. 하지만 이 시스템은 2D 텍스처 매핑을 기반으로 하고 있기 때문에 제한점이 많고 셰이딩이 불가능한 단점이 있지만 속도가 매우 빠르다는 장점을 가지고 있다. 자동과 수동항행을 지원한다.

4.3 VESA

이 시스템은 GE Corporate Research and Development에 의해 개발되었으며, 표면 렌더링 기반의 시스템이다. 장기가 복잡하고 처리해야 할 삼각형의 개수가 많아질 경우 단순화 알고리즘을 적용시켜서 실시간에 가까운 렌더링을 보여준다. 하지만 화질의 저하를 가져오기 때문에 임상에서 이용하기에는 제한점이 있다. 자동 항행만 지원한다[44].

4.4 VoxelView/Vitrea2

Vital Images(VI)사에 의해서 개발된 시스템으로 직접 볼륨 렌더링 기법을 이용한다. key-frame interpolation scheme이라는 방식을 이용하여 가속화하고 있다[45].

4.5 VICON

SUNY Stony Brook에 의해서 개발되었다. 표면 렌더링 기반이며, 전처리 과정에서 사용자가 장기의 시작점과 끝점을 주면 3D 영역확장(region growing) 방법을 이용하여 해당 부분에서의 가상 경로를 생성하는 방식을 취하고 있다. 기본적으로 미리 생성된 경로를 따라서 이동을 하다가 사용자가 원하는 경우 다른 행동을 취할 수 있게 설계되었다[46].

4.6 V3D Viewer

Viatronix사에서 개발되었으며 볼륨 광선 투사법을 기반으로 하고 있다. 이 시스템은 VICON system을 기반으로 발전된 시스템이다. Distance field transform에 기반한 공간 도약법을 사용하여, 영상의 저하 없이 고속의 영상을 보여준다. 위에서 언급한 submarine guided-navigation system을 채택하여 사용자가 원하는 곳에서 쉽게 장기의 구조를 파악할 수 있도록 설계된 시스템이다. 상용화가 된 제품이다[47].

4.7 Interactive Virtual Angioscopy

본 시스템은 CRS4에 의해서 개발되었다. 이 시스템은 텍스처 매핑 방식을 취하고 있다. 3D 텍스처 매핑(texture mapping)을 위하여 고가의 워크스테이션이 필요한 시스템이다. 수동항행 방식을 취하고 있다[48].

4.8 VIVENDI

University of Tubingen에 의해 개발되었고, Viatronix사의 V3D Viewer와 마찬가지로 VICON system을 기반으로 제작되었다. 이 시스템은 전처리 시간을 줄이고자 하는데 초점이 맞추어져 있다. 또한, 관 모양의 장기만을 처리하는 VICON 시스템의 단점을 해결한 시스템이다. 안내 항행 기능을 지원하고 있다[49].

4.9 VirEn

이 시스템은 Technical University of Vienna에 의해서 개발되었다. Marching Cubes algorithm에 기반한 표면 렌더링 기법을 이용하고 있다. 안내 항행 방식을 사용하고 있다. 중심경로는 topological thinning 기법을 이용하여 제작되며, 전처리 과정에서 계산한다[50].

4.10 Rapidia 3D

한국의 (주)INFINITT에 의해 개발된 가상 내시경 진단 시스템이다. 뇌, 대장, 기관지 등 모든 부분의 진단이 가능하며, 볼륨 광선 투사법을 이용하여 고화질의 영상으로 진단을 할 수 있다. 안내 항행 방식을 사용한다. 현재 3.0 버전까지 출시되었으며, 올해 안에 PACS와 접목된 종합 시스템이 선보일 예정이다[51].

4.11 Rapidia COLON

인하대 미디어랩과 한국의 (주)INFINITT이 공동 개발한 가상 대장 내시경 소프트웨어이다. 상용화가 된 제품이며, 고속으로 피부를 제거하는 기술, 대장을 가상으로 절단하는 펼침 렌더링(unfold rendering) 기술 등이 접목된 시스템이다. 렌더링 기법으로는 볼륨 광선 투사법을 이용하고 있으며, 안내 항행 방식을 이용한다[51].

4.12 Philips Medical 시스템

필립스 사에 의해 개발된 시스템이다. 상용화가 되었으며 현재 우리나라의 일부 병원에서도 사용중인 시스템이다. 모든 장기를 진단할 수 있으며, 특히 대장내시경인 경우 대장을 절개한 후 돌려서 보는 것과 같은 펼침 렌더링을 제공한다. 또한 안내 항행 방식을 이용한다[52].

4.13 GE Medical 시스템

미국의 GE사에 의해 개발된 시스템이다. 역시 상용화된 제품이다. 볼륨 광선 투사법을 이용하였으며, 깊이에 대해서 음영까지 삽입하여 좀 더 현실감있는 영상을 제공한다. 모든 장기를 관찰할 수 있는 시스템이며, 안내 항행 방식을 지원한다[53].

5. 가상 내시경 응용

현재 가상 내시경 시스템이 사용되는 분야는 크게 네 가지 분야로 압축할 수 있다. 본 절에서는 가상 대장 내시경 시스템에 초점을 맞추어 가상내시경 응용분야를 살펴본다.

5.1 가상 대장 내시경(Virtual Colonoscopy)

대장암은 미국에서는 발생률 2위, 국내에서 4위를 차지하고 있는 암이다[54]. 최근 국내의 경우에도 식습관이 서구화되어 가고 있고, 패스트푸드의 증가로 발병률이 증가하고 있는 대표적인 암이다. 대장암을 진단하기 위해서는 광학 내시경 기법이 가장 많이 사용되고 있다. 항문을 통해서 내시경 기기를 삽입하여 진단을 하고 있다. 5mm 이상의 종양에 대해서는 거의 100% 진단을 할 수 있다. 하지만 사용자가 불편함을 느낄 수 있고, 장기가 파열(천공)되는 문제점을 가지고 있다. 일반적으로 다른 종류의 암에 비해 증상이 나타날 때까지 오랜 기간 증상이 없이 지내는 경우가 많으며, 조기에 발견할 경우 치유가 가능한 병변이 많기 때문에 선별 검사는 임상적으로 중요하다.



그림 11 가상 대장 내시경의 렌더링 결과 영상들

가상 대장 내시경은 위의 문제점을 해결할 수 있는 방안으로 대두되고 있는 시스템이다[45, 51, 55]. 인체에 직접 삽입하는 광학 내시경과 달리 대장을 CT를 이용하여 촬영한 후, 볼륨 렌더링 기법을 이용하여 처리한다. 하지만 아직까지는 완벽하게 광학 내시경을 대체하지는

못하고 있는 실정이다. 광학 내시경 전에 의심이 되는 종양을 확인하거나, 교육적인 목적 등으로는 많이 사용하고 있는 실정이다. 그림 11은 인하대학교에서 개발한 가상 내시경 시스템으로 대장을 렌더링한 결과이다.

가상 대장내시경에서 최근 주목을 받고 있는 기술이 펼침 렌더링 기법이다[56-59]. 이 기술은 대장을 칼로 절개하여서 펴놓은 것 같이 렌더링하는 방법이다. 대장이 펼쳐진 것처럼 렌더링이 되기 때문에 대장의 전반적인 구조와 함께 종양의 위치를 쉽게 확인할 수 있는 장점을 가지고 있다. 또한 실제 대장을 펼친 것과 거의 유사하기 때문에 종양을 발견한 후, 외과적 수술을 할 때 수술 위치를 쉽게 확인할 수 있다. 그림 12는 인하대학교 미디어랩에서 개발한 기술을 이용하여 렌더링한 결과이다[59]. 실제 대장을 절개해서 펼쳐놓은 것 같은 효과를 얻을 수 있다.



그림 12 펼친 렌더링 기법

5.2 가상 뇌혈관 내시경(Virtual Ventriculscopy)

이 시스템의 주목적은 뇌혈관계나 CSF(cerebrospinal fluid)를 관찰하는데 주목적이 있다[60]. 실제로 인간의 뇌에서 매우 좁고 가는 부분을 광학 내시경으로 본다는 것은 거의 불가능에 가깝고, 위험요소가 매우 많다.

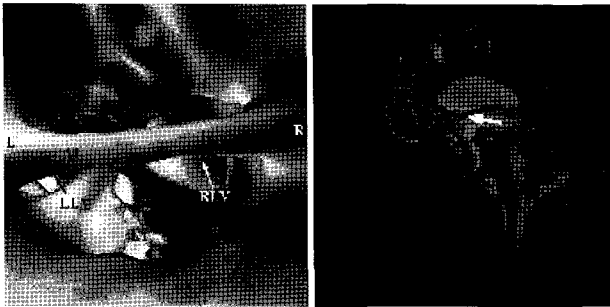


그림 13 가상 뇌혈관 내시경 영상

이런 부분을 가상 뇌혈관 내시경을 이용할 경우 비침습적으로 원하는 부분을 자세히 살펴볼 수 있다는 장점을 가지고 있다. 아래 그림은 Dirk Bartz에 의해서 렌더링된 가상 뇌혈관 내시경 영상이다[61].

5.3 가상 조영 내시경(Virtual Angioscopy)

조영제를 주입후에 혈관벽과 내강 사이에 조직 대조도를 이용하여 관찰하는 기법이다[49]. 일반적으로 혈관 분지의 기시부와 병전의 관계, stent 와 stent-

graft의 시술 후 상태를 진단할 때 유용하다. 일반적인 CT angio와 달리 주위에 있는 뼈 등의 가리는 구조를 제거할 필요가 없이 단지 혈관 내부로 움직여 원하는 영상을 얻을 수 있다. 그림 14는 가상 조영 내시경의 렌더링 결과이다[62].

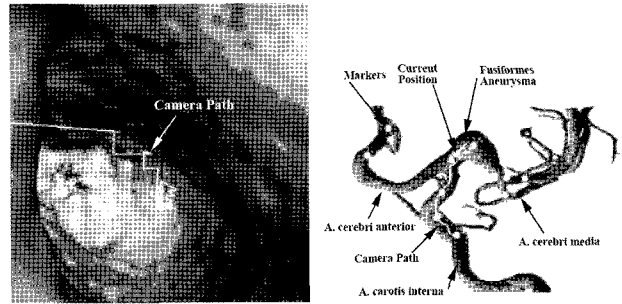


그림 14 가상 조영 내시경 영상

5.4 가상 기관지 내시경(Virtual Bronchoscopy)

일반적으로 매우 가느다란 기관지를 광학 기관지 내시경을 이용하여 보는 것은 한계가 있다. 현재 나와 있는 가상 기관지 내시경은 6차 또는 7차 기관 분지를 볼 수 있다[63]. 또한 수술 후 bronchial anastomosis stricture나 endobronchial stent 시술 후의 screening을 위해서 유용한 기법이다. 기도와 주위조직을 동시에 볼 수 있으므로, fiberoptic bronchoscopy를 하기 전에 해부학적 파악을 위해 유용하며, 특히 생검이 기술적으로 어려운 부위의 생검을 가능케 하는 장점을 가지고 있다. 또한 광학 내시경이 어려운 환자나 거부하는 환자에게 적용할 수 있다. 그림 15는 인하대학교 미디어랩에서 수행하였던 VKH(Visible Korean Human) 데이터를 이용하여 기관지를 렌더링한 영상들이다[64-66].

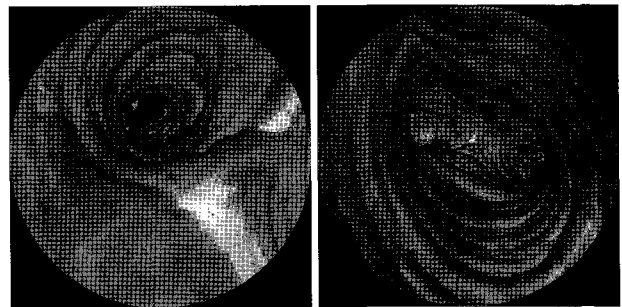


그림 15 VKH데이터를 이용한 가상 기관지 내시경

6. 결론

본 논문에서는 가상 내시경의 원리와 활용분야 그리고 가속기법 등에 대해서 살펴보았다. 현재 가상내시경 분야는 광학내시경을 100% 대체하지는 못하고 있는 실정이다. 하지만 최근 웰빙열풍과 더불어 건강에 대한 관

심이 높아지고, 이에 따른 종합검진의 비중도 강조되고 있다. 하지만 기존의 광학내시경인 경우 사용자에게 주는 불편감과 의료사고의 위험 등으로 인하여 기피대상이 되고 있다. 실제로 광학내시경을 시행할 경우 환자에게 고통을 주기 때문에 수면 내시경을 많이 이용하고 있는 상황이다. 또한 환자가 검진이 아닌 이미 병변을 가진 후 통증이 있을 때 시행되는 경우가 대부분이다. 이런 경우 가상내시경 시스템을 이용한다면 부작용 없이 미리 예방할 수 있다. 또한 실제 종양을 발견하여 수술 이전에 종양의 위치를 정확히 판단하거나, 교육적인 목적으로도 사용될 수 있다. 이미 국내뿐만 아니라 세계적으로도 일반 종합병원에서 사용되고 있는 상황에서, 앞으로 정확성과 속도 등의 문제점이 좀 더 개선된다면 광학 내시경과 더불어 병변을 진단하고 예방할 수 있는 한 분야로 정착될 것이다.

참고문헌

- [1] Lorensen, W. and Cline, H., "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Proc. ACM SIGGRAPH, pp.163-169, 1987.
- [2] Barequet, G., Shapiro, D. and Tal, A., "Multilevel sensitive reconstruction of polyhedral surfaces from parallel slices," The Visual Computer, Vol.16, No.2, pp.116-133, 2000.
- [3] Levoy, M., "Display of Surfaces from Volume Data," IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.8, No.3, pp.29-37, 1988.
- [4] Laur, D. and Hanrahan, P., "Hierarchical Splatting: A Progressive Refinement Algorithm for Volume Rendering," Proc. ACM SIGGRAPH, 1991.
- [5] Rusinkiewicz, S. and Levoy, M., "QSPat: A Multiresolution Point Rendering System for Large Meshes," Proc. ACM SIGGRAPH, pp.343-352, 2000.
- [6] Zwicker, M., Pfister, H., Van Barr, J. and Gross, M., "EWA Splatting," IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol.8, No.3, pp.223-238, 2002.
- [7] Pajarola, R., Sainz, M. and Guidotti, P., "Confetti: Object-Space Point Blending and Splatting," IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol.10, No.5, pp.598-608, 2004.
- [8] Yagel, R. and Kaufman, A., "Template-based volume viewing," Proc. Eurographics '92, Vol.11, No.3, pp.153-167, 1992.
- [9] Lacroute, P. and Levoy, M., "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation," Proc. ACM SIGGRAPH 1994, pp.451-457, 1994.
- [10] Krishnamurthy, B. and Bajaj, C., "Data visualization techniques," 1st Ed., John Wiley & Sons, 1999.
- [11] Zuiderveld, K., Koning, A. and Viergever, M., "Acceleration of ray-casting using 3D distance transforms," Proc. Visualization in Biomedical Computing 1992, pp.324-335, 1992.
- [12] Yagel, R. and Shi, Z., "Accelerating volume animation by space-leaping," Proc. IEEE Visualization 1993, pp.62-69, 1993.
- [13] Cohen, D. and Shefer, Z., "Proximity clouds—an acceleration technique for 3D grid traversal," The Visual Computer, Vol.10, No.11, pp.27-38, 1994.
- [14] Sramek, M. and Kaufman, A.E., "Fast ray-tracing of rectilinear volume data using distance transforms," IEEE Transactions on Visualization and Computer graphics, Vol.6, No.3, pp.236-252, 2000.
- [15] Shin, B. and Chae, Y., "Acceleration of Perspective Volume Rendering Using Depth-Subsampling," Lecture Notes in Computer Science, Vol.3280, pp.110-117, 2004.
- [16] Shin, B., "Efficient Perspective Volume Visualization Method Using Progressive Depth Refinement," Lecture Notes in Computer Science, Vol.3314, pp.625-630, 2004.
- [17] Shin, B., "An efficient classification and rendering method using tagged distance maps," The Visual Computer, Vol.20, No.8, pp.540-553, 2004. 11.
- [18] Wilhelms, J. and Gelder, A.V., "Octree for faster isosurface generation," ACM Transactions on Graphics, Vol.11, No.3, pp.201-

227, 1992.

- [19] Parker, S., Shirley, P., Livnat, Y., Hansen, C. and Sloan, P., "Interactive ray tracing for isosurface rendering," Proc. IEEE Visualization 1998, pp.233-238, 1998.
- [20] Knittel, G., "The UltraVis System," Proc. IEEE Volume Visualization 2000, pp.71-79, 2000.
- [21] Mora, B., Jessel, J.P. and Caubet, R., "A new object order ray-casting algorithm," Proc. IEEE Volume Visualization 2002, pp.203-210, 2002.
- [22] Grimm, S., Bruckner, S., Kanitsar, A. and Groller, E., "Memory efficient acceleration structures and techniques for CPU-based volume raycasting of large data," Proc. IEEE Volume Visualization 2004, pp.1-8, 2004.
- [23] Lim, S. and Shin, B., "Reliable space leaping using distance template," Lecture Notes in Computer Science, Vol.3337, pp.60-66, 2004.
- [24] Hadwiger, M., Sigg, C., Scharsach, H., Buhler, K. and Gross, M., "Real-time ray-casting and advanced shading of discrete isosurfaces," Proc. Eurographics 2005.
- [25] Lim, S. and Shin, B., "RPO: A Reverse-Phased hierarchical min-Max Octree for efficient space-leaping," Proc. Pacific Graphics 2005.
- [26] Pfister, H., Hardenbergh, J., Knittel, J., Lauer, H. and Seiler, L., "The VolumePro Real-Time Ray-Casting System," Proc. ACM SIGGRAPH, pp.251-260, 1999.
- [27] 임석현, 신병석, "볼륨프로 하드웨어를 이용한 효율적인 투시투영 방법", 정보과학회논문지, 제31권, 제3호, pp.195-203, 2004.
- [28] Lim, S. and Shin, S., "An Efficient Perspective Projection Using VolumePro TM," Lecture Notes in Computer Science, Vol.3037, pp.396-403, 2004. 6.
- [29] Vilanova, A., Wegenkittl, R., Konig, A. and Groller, E., "Mastering Perspective Projection through Parallely Projected Slabs for Virtual Endoscopy," SCCG 2001-Spring Conference on Computer Graphics, pp.287-295, 2001.
- [30] Gibson, S., "Beyond volume rendering: visualization, haptic exploration, and physical modeling of voxel-based objects," 6th Eurographics Workshop on Visualization in scientific computing, 1995.
- [31] Taosong, H. and Kaufman, A., "Collision detection for volumetric objects," Proc. IEEE Visualization 97, 1997.
- [32] 김화진, 신병석, "가상내시경에서 충돌회피 기능을 이용한 효율적인 순항 기법", 정보과학회 추계 학술발표회, Vol.29, No.2, pp.436-438, 2002. 10.
- [33] 김화진, 임석현, 채유식, 신병석, "볼륨 광선 투사법에 기반한 효율적인 항행기법", 한국컴퓨터그래픽스학회 추계학술대회, pp.123-128, 2002.
- [34] Hong, L., Kaufman, A., Wei, Y., Viswambharan, A., Wax, M. and Liang, Z., "3D virtual colonoscopy," IEEE Symposium on Biomedical Visualization, pp.26-32, 1995.
- [35] Turner, R., Balaguer, F., Gobbetti, E. and Thalmann, D., "Physically-based interactive camera motion control using 3D input devices," Computer Graphics International '91, pp.135-145, 1991.
- [36] Hong, L., Muraki, S., Kaufman, A., Bartz, D. and He, T., "Virtual voyage: Interactive navigation in the human colon," Proc. ACM SIGGRAPH, pp.27-34, 1997.
- [37] Galyean, T., "Guided navigation of virtual environments," ACM Symposium on Interactive 3D Graphics, pp.103-104, 1995.
- [38] Lim, S. and Shin, S., "Interactive Virtual Arthroscopy Using Isosurface Raycasting Based on Min-Max Map," Journal of the Korea Society of Medical and Biological Engineering, Vol.25, No.2, pp.103-109, 2004.
- [39] Shin, S. and Lim, S., "An Efficient Navigation Method for Virtual Endoscopy Using Volume Ray Casting," Lecture Notes in Computer Science, Vol.2659, No.3, pp.60-69, 2003.

- [40] Kwon, K. and Shin, S., "An Efficient Camera Path Computation Using Image-Space Information in Virtual Endoscopy," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3280, pp.119-125, 2004.
- [41] Kwon, K. and Shin, S., "An Efficient Navigation Method using Progressive Curvilinearization in Virtual Endoscopy," *Proceedings of the 19th International Congress and Exhibition CARS 2005*, Germany, pp.121-125, 2005.
- [42] Bartz, D., "Virtual Endoscopy in Research and Clinical Practice," In *Computer Graphics Forum*, Vol.24, No.1, 2005.
- [43] Cohen, L., Basuk, P. and Waye, J., "Practical Flexible Sigmoidoscopy," Igaku-Shoin, New York, NY, 1995.
- [44] Lorensen, W., Jolesz, F. and Kikinis, R., "The Exploration of Cross-Sectional Data with a Virtual Endoscope," In R. Satava and K. Morgan, editors, *Interactive Technology and New Medical Paradigms for Health Care*, pp.221-230, 1995.
- [45] Rubin, G., Beaulieu, C., Argiro, V., Ringl, H., Norbash, A., Feller, J., Dake, M., Jeffrey, R. and Napel, S., "Perspective Volume Rendering of CT and MR Images: Application for Endoscopic Imaging," In *Radiology*, Vol.199, pp.321-330, 1996.
- [46] Hong, L., Muraki, S., Kaufman, A., Bartz, D. and He, T., "Virtual Voyage: Interactive Navigation in the Human Colon," *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp.27-34, 1997.
- [47] <http://www.viatronix.net>.
- [48] Gobbetti, E., Pili, P., Zorcolo, A. and Tuveri, M., "Interactive Virtual Angioscopy," *Proc. IEEE Visualization*, pp.435-438, 1998.
- [49] Bartz, D. and Skalej, M., "VIVENDI-A Virtual Ventricle Endoscopy System for Virtual Medicine. In *Data Visualization*," *Proc. Symposium on Visualization*, pp.155-166, 324, 1999.
- [50] Vilanova Bartroli, A., Konig, A. and Groller, E., "VirEn: Virtual Endoscopy System." *Machine Graphics & Vision*, Vol.8, No.3, pp.469-487, 1999.
- [51] <http://www.infinitt.com>.
- [52] <http://www.medical.philips.com>.
- [53] <http://www.gehealthcare.com/worldwide.html>.
- [54] 김종표, 한동수, "컴퓨터단층촬영을 이용한 가상 대장내시경", *대한소화기학회지*, 제43권, 제1호, pp.71-73, 2004.
- [55] Bartz, D., "Prototyping a Virtual Colonoscopy System," Master's thesis, Dept. of Computer Science, University of Erlangen-Nurnberg, 1996.
- [56] Wang, G., Dave, S.B., Brown, B.P., Zhang, Z., McFarland, E.G., Haller, J.W. and Vannier, M.W., "Colon unraveling based on electrical field: Recent progress and further work," *Proc. SPIE*, Vol.3660, pp.125-132, 1999.
- [57] Vilanova Bartroli, A., Wegenkittl, R., Konig, A. and Groller, E., "Nonlinear virtual colon unfolding. Visualization," *Proc. IEEE Visualization 2001*, pp.411-579, 2001.
- [58] 원준연, 신병석, "경로의 제어점을 이용한 가상 대장 내시경에서의 펼친 영상 재구성", *한국컴퓨터그래픽스학회논문지*, Vol.10, No.1, pp.23-28, 2004. 3.
- [59] 이혜진, 신병석, "광선 템플릿을 이용한 가상 대장 내시경에서의 펼친 영상 생성", *한국컴퓨터종합학술대회2005 논문집 A*, pp.691-693.
- [60] Duffner, F., Dauber, W., Skalej, M. and Grote, E., "A New Endoscopic Tool for the CRW Stereotactic System." In *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, Vol.67, No.3, 4, pp.213-217, 1994.
- [61] <http://www.gris.uni-tuebingen.de/~bartz/proj/entos/ventriculscopy.html>.
- [62] Bartz, D., Skalej, M., Welte, D. and Straber, W., "3D Interactive Virtual Angiography," In *Computer Aided Radiology and Surgery(CARS 1999)*, Paris, 1999.
- [63] Bartz, D., Mayer, D., Fischer, J., Ley, S., del Rio, A., Thust, S., Heussel, C.,

Kauczor, H. and Straber, W., "Hybrid Segmentation and Exploration of the Human Lungs," Proc. IEEE Visualization, 2003.

- [64] 박진서, 정민석, 신병석, 권구주, "온몸의 연속 절단면 영상 만들기(다섯째 보고: 3차원영상과 가상 해부 소프트웨어를 만드는 방법)", 대한해부학회지, 제37권, 제2호, pp.175-190, 2004.
- [65] Park, J., Chung, M., Hwang, S., Lee, Y., Har, D. and Park, H., "Visible Korean Human. Improved serially sectioned images of the entire body," IEEE Transactions Med Imaging, Vol.24, No.3, 2005.
- [66] <http://vkh3.kisti.re.kr/new>.

신 병 석



1986~1990 서울대학교 컴퓨터공학과 (학사)
1990~1992 서울대학교 컴퓨터공학과 (석사)
1992~1997 서울대학교 컴퓨터공학과 (박사)
2000. 3~현재 인하대학교 컴퓨터정보공학과 교수
2004. 3~현재 인하대학교 전산정보원 부원장

관심분야: 볼륨 그래픽스, 실시간 렌더링, 의료영상
E-mail : bsshin@inha.ac.kr

임 석 현



1995~1999 인하대학교 물리학과, 컴퓨터정보공학과(학사)
1999~2001 인하대학교 컴퓨터정보공학과(석사)
2001~현재 인하대학교 컴퓨터정보공학과 박사과정
관심분야: 볼륨 그래픽스, 실시간 렌더링
E-mail : slim@inhaian.net

권 구 주



1991~1999 우석대학교 컴퓨터공학과 (학사)
1999~2001 인하대학교 컴퓨터정보공학과(석사)
2001~현재 인하대학교 컴퓨터정보공학과 박사과정
관심분야: 실시간 렌더링, 의료영상, 영상 기반 렌더링
E-mail : kjkwon@inhaian.net
