

가상 내시경에서의 고속 볼륨 렌더링

김 상 훈, 나 중 범
한국과학기술원 전자전산학과

Fast Volume Rendering in a Virtual Endoscopy System

Sang Hun Kim and Jong Beom Ra
Dept. of EECS, Korea Advanced Institute of Science and Technology
E-mail: shkim@issserver.kaist.ac.kr, jbra@ee.kaist.ac.kr

요 약

최근에 3 차원 가상 내시경은 환자에게 고통을 주지 않고 내부 기관을 볼 수 있는 대체 방법으로 주목을 받고 있다. 인터랙티브(interactive)한 렌더링 속도로 기관의 내부 표면을 도시하기 위해 표면 렌더링이 사용될 수 있지만, 이는 사실적인 렌더링 화질을 얻기에 부적합하고, 병변의 자세한 구조를 표현하기에 적합하지 않으며, 표면 뒤편의 조직을 도시할 수 없다. 이러한 이유로 볼륨 렌더링이 표면 렌더링의 대안으로 사용될 수 있지만 많은 계산량을 필요로 하므로, 대부분의 볼륨 렌더링 기반의 가상 내시경 시스템들은 추가적인 하드웨어나 큰 용량의 메모리를 사용한다.

본 논문은 가상 내시경을 위해 원근 레이 캐스팅(perspective ray casting)을 이용한 볼륨 렌더링 기법의 고속화에 그 목적이 있다. 렌더링 속도를 높이기 위해서 서브샘플링(sub-sampling)된 화소들에 대해 레이 캐스팅을 수행하고, 이 과정에서 동시에 깊이 정보를 얻는다. 얻어진 깊이 정보로부터 남아있는 화소들에 대한 깊이 정보를 예측함으로써, 이를 레이 캐스팅의 속도 향상에 이용한다. 제안한 알고리즘을 이용하여 기존의 방법에 비해 기관지 내시경에서 77%, 대장 내시경에서 85%까지 렌더링 시간을 줄일 수 있고, 따라서 인터랙티브 렌더링이 가능하다.

I. 서론

내시경은 의사가 신체 내부 장기를 들여다보고 검사를 할 수 있도록 도와주는 역할을 하는 효율적인 진단용, 수술용 도구이다. 내시경 과정에서 광학 탐침(optical probe)이 내부 장기에 삽입되고, 의사는 내시경을 이용해 관심 있는 영역을 검사할 수 있다. 그러나 이러한 내시경은 환자에게 주는 많은 고통을 주며, 비싼 가격, 장기를 관통할 위험, 관찰 가능한 영역의 제한이라는 단점을 가지고 있다. 가상 내시경은 이러한 내시경에 대한 대안으로 신체 내부에 광학 탐침을 삽입하지 않고, 환자의 CT 영상을 3 차원으로 재구성한 가상 환경에서 장기의 내부를 검사할 수 있는 방법이다 [1].

가상 내시경은 기존의 내시경에 비해 다음과 같은 장점을 갖는다. 첫째로, 가상 내시경은 환자의 고통을 감소시키기 위해서 하는 진정 작용이나 마취와 같은 과정이 필요 없다. 둘째로, 내시경이 신체 장기를 관통할

위험이 있는 반면 가상 내시경은 이러한 위험이 없다. 셋째로, 가상 카메라의 매개변수 조절을 통해 다양한 형태의 영상을 쉽게 얻을 수 있고, 카메라의 이동경로를 조절하기 쉬운 내시경에서 관찰하기 힘든 부분의 영상도 쉽게 관찰할 수 있다 [2], [3].

가상 내시경은 표면 렌더링이나 볼륨 렌더링을 이용하여 구현된다. 표면 렌더링에서는 전처리 과정에서 3 차원 볼륨 데이터로부터 자동적 또는 수동적으로 경계 표면을 추출하여 추출된 표면을 삼각형들의 집합으로 모델링을 하고, 모델링 된 집합을 그래픽 파이프라인을 통해 렌더링 한다 [4]. 표면 렌더링은 그래픽 하드웨어의 가속 기능을 이용하여 속도가 빠르지만, 이진화된 결정으로 표면을 추출하므로 데이터를 잃어버릴 위험이 있고, 표면을 모델링 하는 과정에서 사용된 삼각형의 수에 따라 렌더링 영상에 왜곡을 형성될 수 있다. 그리고 표면 렌더링은 기관의 내부 표면에 대한 정보만을 주기 때문에 표면 뒤편의 조직을 도시할 수 없어 사용할 수 있는 범위도 제한적이다.

볼륨 렌더링을 이용한 가상 내시경은 최근에 많은 연구가 이루어 지고 있는 분야로 사실적인 영상을 줄 수 있고, 표면 이외의 데이터를 가지고 있기 때문에 여러 형태의 조작과 응용이 가능해 가상 내시경의 목적에 적합하다. 하지만 볼륨 렌더링은 높은 처리 용량을 요구하기 때문에 많은 연구들이 그래픽 전용 워크스테이션[2], [3]이나 높은 비용의 병렬처리 구조[5]를 이용하거나, 렌더링 영상에 손실을 가하면서 속도를 빠르게 하고 있다. 하지만 속도를 빠르게 하기 위해 높은 하드웨어 가격을 요구하는 것이나 렌더링 영상에 손실을 가하는 것은 가상 내시경의 연구와 사용을 제한하게 되거나 중요한 정보를 잃어버릴 단점이 있다. 본 연구의 목적은 저 비용의 PC 에서 렌더링 영상에 손실을 가하지 않으면서 고속의 렌더링을 가능하게 하는 가상 내시경의 개발에 관한 것이다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II 장에서 고속 볼륨 렌더링과 내비게이션(navigation)을 위한 기존의 연구들을 소개하고, III 장에서 제안된 알고리즘에 대하여 설명한다. IV 장에서 실험 결과를 보이고, V 장에서 결론을 맺는다.

II. 기존의 연구

텍스처 매핑(texture mapping) 하드웨어 기반의 볼륨 렌더링 방법, 쉬어-웁 방법, 영상 기반 렌더링 방법 등

많은 고속의 볼륨 렌더링 방법들이 제안되어 왔다. 가상 내시경에서는 렌더링 영상의 화질이 중요하므로 본 논문에서는 보다 정확한 볼륨 렌더링 방법인 레이 캐스팅 방법[6]을 사용하였다.

레이 캐스팅은 크게 3 가지 단계로 이루어져 있다. 캐스팅 된 레이를 따라서 재샘플링(resampling)을 하는 단계와 샘플링 지점에서 컬러와 불투명도를 결정하는 단계, 그리고 최종적인 화소값을 결정하기 위해 샘플링된 컬러와 불투명도를 합성(compositing)하는 단계이다. 이러한 과정들이 모든 화소들에 대하여 반복되기 때문에 높은 처리 용량을 필요로 하고, 이는 실시간이나 인터랙티브 렌더링을 불가능하게 한다. 따라서 영상의 화질에 영향을 미치지 않고 속도 향상을 주는 레이 캐스팅 가속 방법들이 연구되어 왔다.

표면 렌더링을 수행하여 얻은 깊이 정보를 이용하여 볼륨 렌더링의 속도를 향상시키는 방법이 제안되었다 [5]. 하지만 이 방법은 표면을 추출하는 전처리 단계와 추출된 표면을 저장하기 위한 부가적인 메모리가 필요하고, 표면 렌더링에서 얻은 깊이 정보가 실제 깊이 정보와 같은지를 보장할 수 없는 단점이 있다.

렌더링 속도를 향상시키기 위해 관 내부에 있는 각 복셀마다 관 벽까지의 유클리디안 거리를 가지고 있고, 이를 이용하여 관심있는 데이터가 없는 부분을 샘플링하지 않는 방법[7]이 제안되었다. 하지만 여기서는 모든 복셀들마다 거리를 가지고 있는 것이 전처리 단계에서 많은 시간과 메모리를 필요로 한다는 단점이 있다. 한편, 볼륨 데이터를 블록들로 나누고, 각 블록에 포함되는 복셀들의 불투명도를 모두 더해서 0 이 되면 투명한 블록으로 보고 렌더링 과정에서 제외함으로써 렌더링 속도를 빠르게 하는 방법이 제안되었다[8]. 이 방법에서는 특히 옥트리라는 계층적인 데이터 구조를 사용하여 효율적으로 데이터가 없는 블록을 렌더링 과정에서 제외할 수 있게 한다. 하지만 가상 내시경에서 보고자 하는 관들은 대부분 직경이 작고 굴곡이 많기 때문에 블록화로 인한 효과를 크게 기대하기 힘들다는 단점이 있다.

III. 제안된 알고리즘

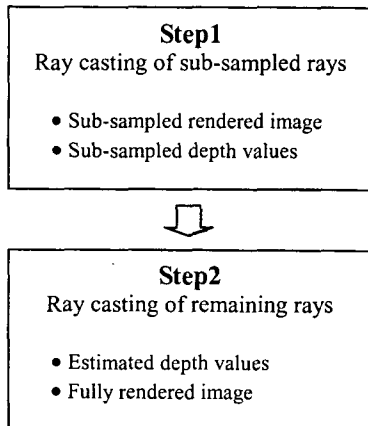


그림 1. 제안된 알고리즘의 흐름도

이 논문에서는 두 단계의 고속 볼륨 렌더링 알고리즘을 제안한다. 그림 1 은 제안된 알고리즘의 전체적인 흐름도를 보이고 있다. 단계 1 은 서브샘플링 된 화소들에 대한 레이 캐스팅 단계이다. 이 과정에서 서브샘플링 된 레이들에 대한 화소값을 얻을 수 있고, 동시에 깊이 정보가 버퍼에 저장된다. 깊이 정보는 카메라에서 기관 내부의 벽 또는 부근까지의 거리이다.

단계 2 는 단계 1 에서 얻은 깊이 정보를 이용하여 남아있는 레이들에 대한 깊이를 예측하고, 예측된 깊이를 이용하여 남아있는 레이들을 렌더링 하는 단계이다. 깊이 정보를 이용하여 렌더링을 함으로써 렌더링 결과에 무관한 공간을 효율적으로 뛰어 넘고, 기관 표면에 단점한 상태에서 렌더링을 할 수 있어 고속의 렌더링이 가능하다.

III.1. 서브샘플링 된 화소들의 레이 캐스팅

단계 1 에서는 서브샘플링 된 렌더링 영상과 깊이 정보를 얻는다. 렌더링 속도를 빠르게 하기 위해 볼륨 데이터를 $8 \times 8 \times 8, 4 \times 4 \times 4$ 블록들로 계층적으로 나누고 각 블록들마다 블록의 투명성을 나타내는 플래그를 저장한다. 샘플링 치점이 포함된 블록이 투명한 블록이라면 그 블록을 벗어나 다음 샘플링 지점으로 이동한다.

제안된 알고리즘은 각 레이들이 지나가는 경로는 그들을 불투명하고 있는 레이들이 지나온 경로로부터 예측할 수 있다는 사실과 가상 내시경의 특성상 복셀들의 밀도보다 레이들의 밀도가 훨씬 큰 오버샘플링이 일어난다는 사실을 이용한다. 서브샘플링 된 각 레이들은 깊이 정보를 저장하는데 깊이 정보는 카메라로부터의 거리에 따라 복셀 깊이와 블록 깊이로 구분된다. 복셀 깊이는 카메라로부터 레이가 진행하면서 처음 만나는 불투명도가 0 이 아닌 샘플링 지점까지의 거리, 블록 깊이는 카메라로부터 레이가 진행하면서 처음 만나는 불투명한 블록까지의 거리이다. 깊이 정보를 렌더링에 이용하기 위해서는 렌더링 영상에 손실을 주지 않고 깊이 정보를 이용할 수 있는 범위와 그 범위 내에서 최대한 정확한 깊이 정보를 얻는 것이 중요하다.

그림 2 는 깊이 정보를 얻는 과정을 이차원으로 도시한 것으로 R0 와 R4 는 서브샘플링 된 레이들을 의미한다. A, B, C 는 각 레이들에서 샘플링이 일어나는 순간을 의미하고, 위치한 사각형은 보간법을 이용하여 샘플값을 결정하기 위해 참조되는 복셀들을 의미한다. A 에서는 R0 와 R4 가 크들 사이에 위치한 모든 복셀들을 참조하고, 이는 R1, R2, R3 가 지나게 되는 경로에 위치한 모든 복셀들에 대한 정보를 가지고 있다는 것을 의미한다. B 에서는 A 보다 샘플 간격이 멀어졌지만 R0 와 R4 사이에 위치한 모든 복셀들이 참조된다. C 에서는 레이들이 더욱 발산하므로 R0 와 R4 사이의 복셀들 중 참조되지 못하는 복셀들이 발생하게 된다. 이는 A, B 에서는 복셀 깊이를 이용하여 R1, R2, R3 의 경로를 정확하게 예측할 수 있지만 C 에서는 복셀 깊이를 이용하면 손실이 발생하게 됨을 의미한다. 깊이 정보를 사용할 수 있는 거리를 확장하기 위해 R0 와 R4 가 지나가는 블록들을 R1, R2, R3 가 지난다는 사실을 이용하면 C 위치에서 R0 와 R4 에서의 샘플값을 결정하기 위해 R0 와 R4 사이의 모든 블록들이 참조되고 이는 블록 깊이를 사용하여 R1, R2, R3 의 경로를 예측할 수 있음을 의미한다. 깊이 정보를 이용할 수 있는 거리는 캐스팅 한

레이의 수, 서브 샘플링 인자, 화각을 고려하여 얻을 수 있다.

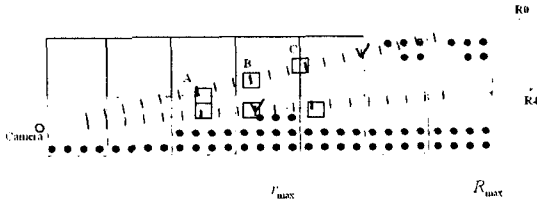


그림 2. 카메라로부터의 거리에 따른 깊이 정보

III.2. 남아있는 화소들의 레이 캐스팅

단계 2에서는 단계 1에서 얻은 깊이 정보를 이용하여 남아있는 레이들에 대한 깊이를 예측하고, 예측된 깊이 정보를 이용하여 레이 캐스팅을 수행하는 단계로 이루어져 있다. 그림 3에서와 같이 서브샘플링 된 화소들인 A, B, C, D가 갖는 깊이 정보의 최소값을 예측된 깊이 정보로 선택한다면 그들 사이에 있는 남아있는 레이들은 예측된 깊이 정보만큼 이동한 상태에서 렌더링을 시작할 수 있다.

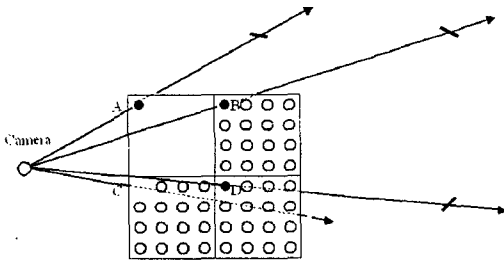


그림 3. 깊이 정보의 예측과 사용

III.3. 매개변수 분석

서브 샘플링 인자가 크면 깊이 정보를 이용하는 레이들이 많아지는 이점이 있는 반면, 깊이 정보를 이용할 수 있는 거리가 짧아지는 단점이 있다. 화각이 작으면 깊이 정보를 이용할 수 있는 거리가 길어지는 반면, 레이들의 평균 진행거리가 길어지는 단점이 있다. 블록 크기가 작으면 투명한 블록을 효율적으로 벗어나 렌더링 속도를 빠르게 하지만, 블록 깊이를 얻을 수 있는 거리를 짧게 하는 단점이 있다. 실험적으로 결정된 매개변수는 서브 샘플링 인자가 4 이고, 블록의 크기가 4 x 4 x 4 이다.

IV. 실험 결과

AMD 800MHz CPU 에서 실험하였고, 실험에 사용된

영상은 0.70 x 0.70 x 1.0(mm)의 해상도를 갖는 256 x 256 x 283 장의 기관지 CT 영상과 0.55 x 0.55 x 1.0(mm)의 해상도를 갖는 512 x 512 x 127 장의 대장 CT 영상이고, 렌더링 영상의 크기는 256 x 256 이다.

표 1은 기관지 CT 영상에 대해 화각이 90 도 일 때 제안한 알고리즘과 다른 방법들의 렌더링 시간을 비교한 것으로 40 장의 렌더링 영상을 얻는데 걸리는 시간을 평균한 것이다. 표에서 Ideal 은 모든 레이들을 정확한 깊이 정보를 이용하여 렌더링 한 시간을 의미한다. Brute-force 는 모든 레이들을 일정한 간격으로 샘플링 하면서 렌더링을 했을 때 걸리는 시간이다. Voxel with distance 는 복셀들 마다 기관 표면까지의 유클리디안 거리를 가지고 있을 때 렌더링 시간이다. Block skip 은 블록을 블록들로 나누어 투명성을 나타내는 정보를 가지고 있을 때 렌더링 시간이다.

그림 4는 기관지 내시경에서 이상적인 렌더링 시간을 1 이라고 했을 때 상대적인 렌더링 시간을 보여준다. 제안된 알고리즘은 이상적인 경우와 근접한 렌더링 시간을 보여줌을 알 수 있다. 그림 5는 기관지 렌더링 영상과 실제 깊이 영상과 제안된 알고리즘으로 얻은 깊이 영상을 보여준다. 그림에서 보는 바와 같이 제안된 알고리즘을 이용하여 실제 깊이 정보와 근접한 깊이 정보를 얻을 수 있다.

표 2는 대장 CT 영상에 대해 화각이 90 도 일 때 제안된 알고리즘과 다른 방법들에 대한 렌더링 시간을 비교한 것이다. 그림 6은 대장 내시경에서 이상적인 렌더링 시간을 1 이라고 했을 때 상대적인 렌더링 시간을 보여주고, 그림 7은 대장 렌더링 영상과 실제 깊이 영상과 제안된 알고리즘으로 얻은 깊이 영상을 보여주고 있다.

위의 표와 그림에서 보는 바와 같이 제안된 알고리즘이 다른 알고리즘에 비해 많은 속도의 향상을 가져옴을 볼 수 있다. 또한 다른 알고리즘이 전처리 단계에서 많은 시간이 걸리는 반면, 제안된 알고리즘은 블록들의 투명성을 나타내는 플래그를 결정하기 위한 전처리 단계에서 거의 시간이 걸리지 않는 장점이 있다. 그리고 블록 플래그와 깊이 정보를 저장할 메모리만을 필요로 하므로 다른 알고리즘과 달리 메모리 소모가 거의 없다. 제안된 알고리즘을 이용하여 기존의 방법에 비해 기관지 내시경에서 77%, 대장 내시경에서 85%까지 렌더링 시간을 줄일 수 있고, 따라서 인터랙티브 렌더링이 가능하다.

V. 결론

본 논문은 가상 내시경에 적합한 고속의 블록 렌더링 알고리즘에 관한 연구이다. 고속의 렌더링을 위해 제안된 알고리즘은 서브샘플링 된 화소들에 대한 레이 캐스팅을 하여 서브샘플링 된 렌더링 영상과 깊이 정보를 얻는 단계와, 이 때 얻어진 정보들을 이용하여 남은 레이들에 대한 깊이를 예측하고, 예측된 깊이 정보를 이용하여 레이 캐스팅을 하는 단계로 이루어져 있다. 제안된 알고리즘은 영상에 손실을 가하지 않으면서도 별도의 하드웨어 없이 소프트웨어적으로 인터랙티브 렌더링을 가능하게 한다.

Acknowledgment

본 논문은 한국과학기술연구원 가상현실연구센터의 지원으로 수행하였습니다.

참고 문헌

[1] Tong-Yee Lee, Ping-Hsien, Chao-Hung Lin, Yung-Nien Sun, and Xi-Zhang Lin, "Interactive 3-D Virtual Colonoscopy System," IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine, vol.3, no.2, June 1999, pp.139-150.
 [2] L. Hong, A. Kaufman, Y. Wei, A. Viswambharn, M. Wax, and Z. Liang, "3D Virtual Colonoscopy," in Proc. 1995 Symp. Biomedical Visualization, 1995, pp.26-32.
 [3] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, "Virtual voyage: Interactive Navigation in the Human Colon," in Proc. ACM SIGGRAPH'97, 1997, pp.27-34.

[4] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Computer Graphics, vol.21, no.4, July 1987, pp.163-169.
 [5] S. You, L. Hong, M. Wan, K. Junyaprasert, A. Kaufman, S. Muraki, Y. Zhou, M. Wax, and Z. Liang, "Interactive Volume Rendering for Virtual Colonoscopy," in Proc. IEEE Visualization'97, pp.245-261.
 [6] M. Levoy, "Display of Surface from Volume Data," IEEE Computer Graphics and Applications, May 1988, pp.29-37.
 [7] M. Wan, Q. Tang, A. Kaufman, Z. Liang, and M. Wax, "Volume Rendering Based Interactive Navigation within the Human Colon," in Proc. IEEE Visualization'99, pp.397-401.
 [8] M. Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data," ACM Transactions on Graphics, vol.9, no.3, July 1990, pp.245-261.

표 1. 기관지 내시경에서 렌더링 시간 (ms)

Ideal	445
Brute-force	2088
Voxel with distance	1331
Block skip	1509
Proposed algorithm	537

표 2. 대장 내시경에서 렌더링 시간 (ms)

Ideal	365
Brute-force	3045
Voxel with distance	1027
Block skip	1552
Proposed algorithm	470

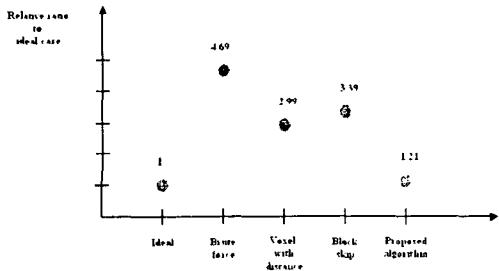


그림 4. 기관지 내시경에서 렌더링 시간 비교

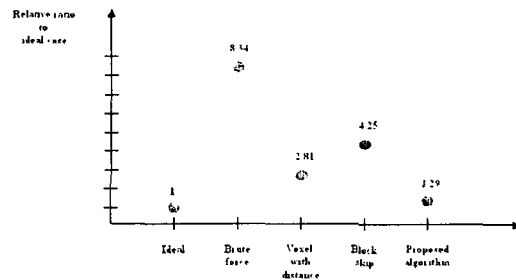
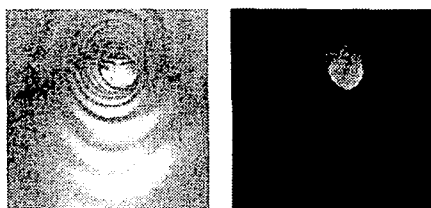
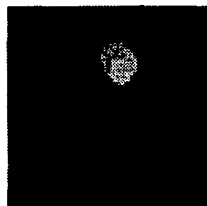


그림 6. 대장 내시경에서 렌더링 시간 비교

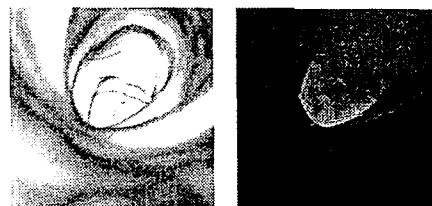


(a) 기관지 내시경 영상 (b) 실제 깊이 영상

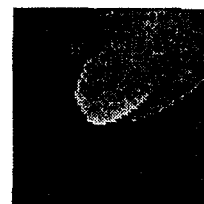


(c) 제안된 깊이 영상

그림 5. 기관지 렌더링 영상과 깊이 영상



(a) 대장 내시경 영상 (b) 실제 깊이 영상



(c) 제안된 깊이 영상

그림 7. 대장 렌더링 영상과 깊이 영상