

광도 보간과 적응형 중간복셀 삽입법을 이용한 효율적인 비균등 볼륨 렌더링

(An Efficient Anisotropic Volume Rendering using an
Intensity Interpolation and Adaptive Intermediate Voxel
Insertion Method)

김 태 영 [†] 신 병 석 ^{**}
(Tae-Young Kim) (Byeong-Seok Shin)

요 약 3차원 의료영상처리와 같은 볼륨 가시화 분야에서는 균등한 볼륨보다 비균등한 볼륨이 많이 사용된다. 비균등한 볼륨은 3차원 직교공간에서 세축방향의 공간 해상도가 같지 않은 것을 가리킨다. 본 논문에서는 인접한 두 슬라이스상에 있는 복셀에서의 광도를 보간하여 중간 복셀의 광도를 직접 계산하는 효율적인 비균등한 볼륨 렌더링 방법을 제안한다. 기존의 밀도 보간법과 달리 여기서는 중간 슬라이스를 만들기 위해 전처리 과정을 거치지 않으며, 생성된 중간 슬라이스를 저장하기 위한 기억공간도 필요 없다. 이와 더불어 광도 보간법으로 공간 주파수가 높은 영역을 렌더링 할 때 발생할 수 있는 과도한 흐려짐 현상을 막기위해 적응형 중간 복셀 삽입법을 제안한다. 이 방법을 활용하면 일정한 화질을 유지하면서 렌더링 속도를 향상시킬 수 있다.

키워드 : 의료가시화, 비균등 볼륨 데이터, 광도 보간법, 적응형 중간복셀 삽입법, 볼륨 렌더링

Abstract In some volume visualization fields such as medical imaging, anisotropic volume data are more common than isotropic ones. In this paper, we propose an efficient rendering method for anisotropic volume data, which directly computes the intensity of intermediate samples by interpolating the intensity of two corresponding voxels on consecutive slices. Unlike density interpolation method, it does not require a preprocessing step for generating intermediate slices or additional memory for storing them. Additionally, we propose an adaptive intermediate voxel insertion method that avoids overblurring on object surfaces. This may occur when we render high frequency areas using the intensity interpolation method. Using these methods, we can improve the rendering speed without sacrificing image quality.

Key words : medical visualization, anisotropic volume data, intensity interpolation, adaptive intermediate voxel insertion, volume rendering

1. 서 론

볼륨 렌더링(volume rendering)은 볼륨 형태로 정의된 데이터로부터 의미있는 정보들을 추출하여 가시화하는 중요한 기술이다. 볼륨 렌더링에서 사용되는 데이터는 여러가지 형태로 분류할 수 있지만, 크게 균등한(isotropic) 볼륨 데이터와 비균등한(anisotropic) 볼륨

데이터로 구별할 수 있다[1]. 균등한 볼륨 데이터(그림 1(a))는 공간상에 세 직교축을 따라서 대상 물체를 동일한 간격으로 샘플링하여 만들 수 있다. 실제 응용에서 샘플링 결과로 만들어진 볼륨 데이터가 균등한 경우는 드물지만, 관측방향에 무관하게 동일한 방법으로 볼륨을 처리할 수 있기 때문에 지금까지 고안된 볼륨 렌더링에 관한 연구는 주로 균등한 볼륨 데이터를 대상으로 한 것이다[2-7]. 비균등 볼륨 데이터(그림 1(b))는 세 직교축에서의 공간 해상도가 동일하지 않은 것으로서 실제 응용분야에서는 균등한 볼륨 데이터보다 비균등 볼륨 데이터가 더 일반적으로 사용된다.

특별히 3차원 영상 기반의 진료나 수술 계획 시스템

· 본 연구는 한국과학재단 우수 여성과학자 도약지원 연구(과제번호: R04-2002-000-20031-0)의 연구비 지원으로 수행되었음

[†] 정 회 원 : 서경대학교 컴퓨터공학과 교수
tykim@skuniv.ac.kr

^{**} 종신회원 : 인하대학교 컴퓨터공학과 교수
bsshin@inha.ac.kr

논문접수 : 2002년 9월 27일

심사완료 : 2003년 8월 12일

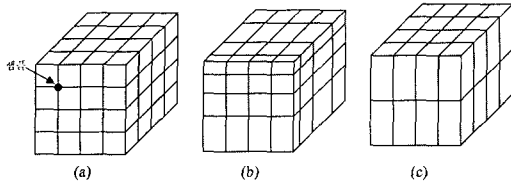


그림 1 균등한 볼륨과 비균등한 볼륨 : (a) 균등한 볼륨 데이터 (b) 일반적인 비균등한 볼륨 데이터 (c) 의학영상에서 사용되는 비균등한 볼륨 데이터

과 같은 의료 분야의 응용에서는 단면 해상도가 종축방향(transaxial)의 공간 해상도보다 높은 비균등 볼륨 데이터를 이용한다(그림 1(c)). 그 이유는 의료용 볼륨 데이터가 단층 영상 촬영장치(tomography device)로부터 얻어진 단면 영상들을 축적하여 만들기 때문이다. 최근에는 축방향 해상도를 개선하여 거의 균등한 볼륨 데이터를 만들어 낼 수 있는 다단면 컴퓨터 단층 촬영기(CT: Computed Tomography)가 개발되었다[8]. 그러나 이 장비의 가격이 매우 비싸 대중적으로 보급되지 못하고 있는 실정일 뿐 아니라, 사용한다고 해도 슬라이스의 FOV(field of view)가 작아지면 슬라이스의 해상도가 커져 결국 비균등한 볼륨 데이터가 생성된다.

비균등한 볼륨 데이터를 직접 렌더링하기 위한 기존 연구 방법은 전처리 단계 또는 렌더링 과정에서 누락된 중간 슬라이스들의 밀도값을 보간하여 균등한 볼륨 데이터를 구성한 다음 렌더링을 수행한다. 전처리 과정으로 볼륨 데이터의 밀도값을 보간하는 방법[6,9,10]은 보간 계산을 하는데 소요되는 긴 전처리 시간이 필요한 번거로움이 있다. 뿐만 아니라, 재구성된 볼륨 데이터의 크기가 원본 데이터에 비하여 커지고 렌더링 할 때 볼륨 데이터의 샘플을 처리하기 위한 메모리 접근 시간(memory access time)이 증가되어 결과적으로 렌더링의 성능이 저하된다. 이와 같은 문제점은 픽셀 간격 대비 슬라이스 간격이 크면 클수록 더 심각하게 나타난다. 반면 렌더링할 때 밀도값을 보간하는 방법[11]은 부가적인 메모리를 필요로 하지 않으나 렌더링을 수행할 때 보간 계산이 수행되어야 하므로 렌더링 소요 시간에 영향을 준다.

본 논문에서는 기존 방법 대신에 실시간 환경에서 메모리 부하없이 렌더링 결과를 신속하게 생성할 수 있도록 인접한 슬라이스상의 이웃하는 두 복셀에서 계산된 광도를 이용하여 보간위치에 존재하는 중간 복셀의 광도를 직접 계산하는 방법을 제안한다. 이 방법은 렌더링 도중에 중간 복셀의 광도를 계산하므로 보간된 슬라이스를 저장하기 위한 별도의 기억공간을 필요로 하지 않고 중간 복셀에서 법선벡터를 계산할 필요가 없으므로

렌더링 속도가 단축되는 장점이 있다. 그러나 본 방법을 사용하면 필터 커널의 크기가 커져 고주파 영역에서 흐릿한 현상(overblurring)이 발생할 수 있고, 이로 인해 물체 표면상의 중요한 특징적 형상을 표현하지 못할 수도 있다. 따라서 본 논문에서는 연속한 복셀들이 가지는 밀도값들의 공간 주파수에 따라 중간 슬라이스의 밀도값을 선택적으로 삽입하여 화질 저하를 방지하는 방법도 제안한다. 실험 결과, 제안한 방법은 보간된 슬라이스를 저장하기 위한 메모리가 필요없고 픽셀 간격대비 슬라이스 간격이 큰 경우에 주파수가 높은 영역의 상세한 부분이 유지되어 화질이 기존 방법보다 향상됨을 확인할 수 있었다.

2장에서는 광도 보간법에 의한 효율적인 볼륨 렌더링 방법과 적응형 중간 복셀 삽입법을 이용하여 광도 보간시에 발생할 수 있는 화질저하 현상의 해결방법을 소개한다. 3장에서는 제안된 방법의 성능을 분석하고, 4장에서는 몇가지 실험을 통해 기존의 방법과 새롭게 제안된 방법을 비교하고, 마지막으로 5장에서 결론을 맺는다.

2. 비균등 볼륨 데이터의 렌더링 방법

2.1 밀도 보간법과 광도 보간법

Z축 방향의 복셀간 간격이 X, Y축 방향 간격의 λ 배인 비균등 볼륨 데이터를 렌더링하려고 한다고 가정하자. 이때, 기존 방법은 보간이 필요한 각 샘플 위치에서 밀도값 보간이 필요하다. 그림 2는 기존의 밀도 보간법[6,9,10,11]에서 보간이 필요한 위치 v_i 에서의 광도를 계산하는 과정을 보여준다. 여기서 v_i 는 인접한 두 슬라이스 상의 복셀 v_k, v_{k+1} 의 $m : (1-m)$ 내분점이다. 그림에서 $d(v_i), \vec{N}(v_i), I(v_i)$ 는 각각 v_i 의 밀도값, 법선벡터, 그리고 광도를 나타낸다.

이 방법은 $d(v_i)$ 와 인접 복셀들의 밀도값을 보간한 후, 다음과 같이 중심 차분 경사도 연산자(central

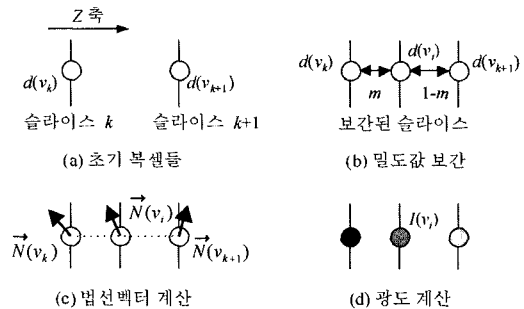


그림 2 기존 밀도 보간법을 이용할 경우 보간점에서의 광도 계산 방법

difference gradient operator)를 이용하여 $\vec{N}(v_i)$ 를 계산한다. 여기서 $G_x(v_i), G_y(v_i), G_z(v_i)$ 는 각각 X, Y, Z 축 방향의 경사도를 나타낸다. 여기서의 종축방향의 경사도 $G_z(v_i)$ 만 고려한다.

$$\vec{N}(v_i) = (G_x(v_i), G_y(v_i), G_z(v_i)) \quad (1)$$

$$G_z(v_i) = \frac{\left(\left(1 - m - \frac{1}{\lambda}\right) d(v_k) + \left(m + \frac{1}{\lambda}\right) d(v_{k+1}) \right) - \left(\left(1 - m + \frac{1}{\lambda}\right) d(v_k) + \left(m - \frac{1}{\lambda}\right) d(v_{k+1}) \right)}{2} = \frac{d(v_{k+1}) - d(v_k)}{\lambda} \quad (2)$$

다음 과정으로 계산된 법선벡터를 이용하여 $I(v_i)$ 를 계산한다. 결과적으로 기존의 밀도 보간법에서는 모든 보간점에서 밀도값과 법선벡터를 계산해야 광도를 구할 수 있다.

기존 방법과 달리 광도 보간법은 보간점의 광도를 식 (3)과 같이 v_k, v_{k+1} 의 광도 $I(v_k)$ 과 $I(v_{k+1})$ 를 보간하여 직접 계산한다.

$$\tilde{I}(v_i) = I(v_k)(1-m) + I(v_{k+1})m \quad \text{where } 0 \leq m \leq 1 \quad (3)$$

그림 3에서 보듯이 광도 보간법은 보간점에 대한 밀도값과 법선벡터를 계산하지 않고 원본 데이터의 각 복셀들에 대해서만 법선벡터를 계산하여 보간점의 광도를 구한다. 또한 원본인 비균등 볼륨 데이터 상의 각 복셀에 대한 법선벡터 계산은 밀도값 보간 계산이 필요없으므로 계산이 간단하다. 따라서 이 방법을 이용할 경우 보간점에 해당하는 중간 복셀들을 저장하기 위한 기억 장소도 필요하지 않고, 계산시간이 오래 걸리는 법선벡터 계산 횟수가 크게 감소한다. 특히 λ 가 클수록 기억 장소의 절감효과와 처리속도가 크게 향상된다.

기존의 밀도 보간법에 의한 보간점에서의 광도와 본 논문의 방법으로 계산한 광도를 비교해 보자. 먼저 광도를 계산할때는 음영(illumination) 모델중 정반사 요소(specular component)는 고려하지 않고 배경광 요소(ambient component)와 난반사 요소(diffuse compon-

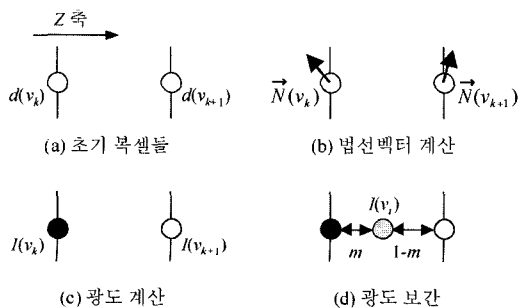


그림 3 광도 보간법을 이용할 경우 보간점에서의 광도 계산 방법

ent)만 이용하는 것으로 가정한다.

$$I(v_i) = (K_a I_a + K_d (L \cdot \vec{N}(v_i)))$$

단,

K_a : 배경광 상수(ambient-reflection coefficient)

I_a : 배경광으로부터 복셀 v_i 에 반사되어 관찰자에게 도달하는 광도

K_d : 난반사 상수(diffuse-reflection coefficient)

L : 광원에 대한 방향 벡터(light vector)

광도는 법선벡터에 의해 결정되므로 법선벡터를 계산하는 연산자의 특성을 이용하여 두 방법을 비교할 수 있다. 밀도 보간법에서 종축 방향의 경사도는 식 (2)와 같다. 광도 보간법에서는 법선벡터를 보간하지 않지만, 식 (4)에서 볼 수 있듯이 v_i 의 광도는 그 점에서의 가상 법선벡터 $\vec{N}(v_i)$ 를 계산하여 음영처리한 것과 동일하다.

$$\begin{aligned} \tilde{I}(v_i) &= I(v_k)(1-m) + I(v_{k+1})m \\ &= (K_a I_a + K_d (L \cdot \vec{N}(v_k)))(1-m) + (K_a I_a + K_d (L \cdot \vec{N}(v_{k+1})))m \\ &= K_a I_a (1-m) + K_a I_a m + K_d L \cdot (\vec{N}(v_k)(1-m) + \vec{N}(v_{k+1})m) \\ &= K_a I_a + K_d L \cdot (\vec{N}(v_k)(1-m) + \vec{N}(v_{k+1})m) \\ &= K_a I_a + K_d (L \cdot \vec{N}(v_i)) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서 가상 법선벡터의 종축 방향 경사도는 식 (5)와 같다.

$$\begin{aligned} \tilde{G}_z(v_i) &= \vec{N}_z(v_k)(1-m) + \vec{N}_z(v_{k+1})m \\ &= \frac{(d(v_{k+1}) - d(v_{k-1}))(1-m) + (d(v_{k+2}) - d(v_k))m}{2\lambda} \end{aligned} \quad (5)$$

식 (2)와 식 (5)를 비교하면 특정 보간점의 광도를 계산하는 연산자의 특성을 파악할 수 있다. 기존의 밀도 보간법은 두개의 복셀 밀도값 $d(v_k), d(v_{k+1})$ 에 중심 차분 연산자를 적용하여 경사도를 계산한다. 반면에 광도 보간법은 종축 방향의 공간 신호에 대해서 두개의 밀도값 쌍인 $(d(v_{k-1}), d(v_{k+1}))$ 과 $(d(v_k), d(v_{k+2}))$ 에 중심 차분 연산자를 각각 적용하고 그 결과 값에 1차원 고주파 필터(low-pass filter)를 적용한 효과를 낸다. 따라서 적용되는 필터 커널의 크기가 밀도 보간법보다 커져, 특정 위치에서의 법선벡터는 더 넓은 영역의 밀도값 차이를 반영하여 계산하게 된다. 실제 영상처리에서 이 부분은 종축방향의 비연속적 영상획득으로 인한 계단현상을 없애고 음영처리된 면을 더 부드럽게 하는 효과를 가져온다.

2.2 적응형 중간 복셀 삽입법에 의한 화질 향상

(1) 광도 보간법의 문제점

광도 보간법에서 사용하는 필터는 모두 4개의 연속된 복셀값을 이용하여 경사도를 계산하므로 해부학적으로

평평한 부분을 샘플링하는 과정에서 발생할 수 있는 잡음을 감소시키고 시각적으로 보기 좋은 영상을 만들어 낼 수 있는 장점이 있다. 그러나 단면 영상의 기본 해상도가 낮거나 λ 값이 상당히 큰 경우 이 필터는 넓은 영역에 분포된 복셀들에서의 경사도를 평균하는 효과가 있다. 특히 공간 주파수가 높은 영역을 렌더링 하는 경우에는 지나친 흐려짐(overblurring) 현상이 발생하여 표면의 미세구조를 상실하거나 제대로 표현해주지 못하는 경우가 발생할 수 있다.

그림 4는 광도 보간법을 사용했을 때 고주파 영역에서 추정 법선 벡터들이 잘못 계산되는 모습을 보여주고 있다. 이처럼 잘못된 추정 법선벡터를 때문에 해당 샘플

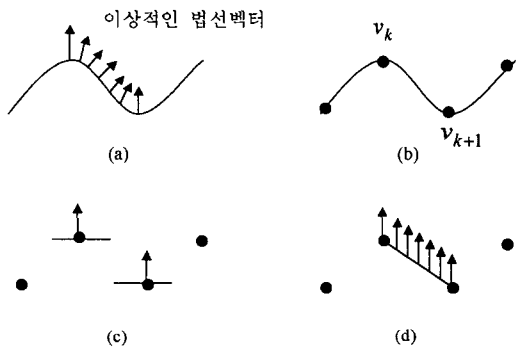


그림 4 광도 보간법을 사용하였을 때 변화가 심한 표면의 법선 벡터를 제대로 표현하지 못하는 경우. (a) 고유 신호(original signal) (b) 이산적 샘플링에 의해 생성된 복셀들 (c) 중심 차분 필터를 이용한 각 복셀의 법선벡터 계산 (d) 복셀의 중간 샘플에서의 법선벡터를 보간계산으로 구한 결과

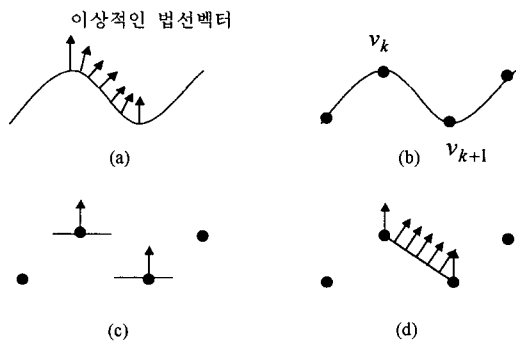


그림 5 밀도 보간법을 사용하였을 때 변화가 심한 표면의 법선 벡터를 제대로 표현하지 못하는 경우. (a) 고유 신호(original signal) (b) 이산적 샘플링에 의해 생성된 복셀들 (c) 중심 차분 필터를 이용한 각 복셀의 법선벡터 계산 (d) 중간 샘플에서의 법선벡터를 밀도 보간법으로 구한 결과

링 위치에서 광도가 잘못 계산되고 그 결과 중요한 미세 구조들이 없어지게 된다. 그림 5에서 보는 바와 같이 고주파 영역에서는 기존의 밀도 보간법을 사용했을 때에도 추정 법선 벡터들이 잘못 계산됨을 알 수 있다. 그림 5(d)에서 보는 바와 같이 복셀 위치에서의 법선 벡터와 비교하여 첫번째 중간 샘플에서 법선 벡터가 급격하게 변하여 이 부분에서 심한 계단 현상이 발생한다.

(2) 해결방법

본 절에서는 상기한 광도 보간법의 문제를 해결하기 위해서 공간 주파수에 따라 가변적으로 중간 복셀의 밀도값을 보간하는 적응형 중간 복셀 삽입법을 제안한다. 광도 보간법에서는 연속한 4개 슬라이스 상의 복셀 정보를 이용하여 중간 샘플의 광도를 보간한다. 이때 4개 슬라이스 상의 복셀들이 가지는 밀도값의 경우는 그림 6과 같이 세가지 유형으로 분류할 수 있다.

그림 6(a)는 단조 증가 또는 단조 감소 하는 경우(경우 1)로서 공간 주파수가 낮다. 따라서 필터 커널의 크기가 상당히 큰 경우에도 비교적 정확한 법선벡터 계산이 가능하고 시각적으로 보기 좋은 영상을 만들어 낼 수 있다. 그림 6(b)와 (c)는 각각 공간 주파수가 중간 정도에 해당하는 경우(경우 2)와 공간 주파수가 높은 경우(경우 3)로서 이때는 커널 크기가 작을수록 정확한 영상을 만들어 낼 수 있다.

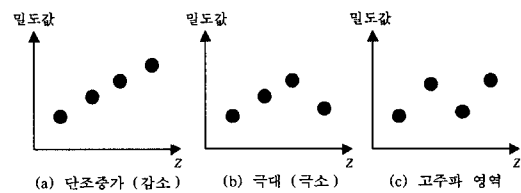


그림 6 Z축 방향 복셀의 밀도값들이 가지는 모양 분류

적응형 중간 복셀 삽입법은 공간 주파수를 측정할 수 있는 주파수 검출기(frequency detector)를 사용하여 상기한 세가지 경우를 식별한 후 경우 2와 경우 3 일때만 밀도값 보간을 하여 중간 복셀을 삽입하는 것이다. 이렇게 하면 공간 주파수가 높은 영역에서 경사도 필터의 커널 크기를 절반으로 줄이는 효과가 있기 때문에 표면의 상세한 부분을 유지할 수 있다.

슬라이스 방향으로 연속한 4개의 복셀들 v_{k-1} , v_k , v_{k+1} , v_{k+2} 이 존재할 때, v_k , v_{k+1} 사이에 중간 복셀 삽입이 필요한지 결정할 수 있는 주파수 검출 방법은 다음과 같다. 즉, 연속한 4개의 복셀들이 가지는 밀도값의 배열에 대한 2차 도함수를 계산하여 지역적 공간 주파수(local spatial frequency)를 검출한다. 만약 변곡점이 있다면 그 부분은 고주파 영역으로 간주한다. 주파수 검

출기(Discrete Frequency Detector : DFD)는 다음 식 (6)과 같이 정의할 수 있다.

$$FD(i) = \text{sign}(d(v_{k+i}) - d(v_{k+(i-1)})) \quad (\text{for each } i = 0, 1, 2)$$

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} 0 & \text{if } x \geq 0 \\ 1 & \text{if } x < 0 \end{cases}$$

$$DFD(j) = \begin{cases} 0 & \text{if } FD(j) = FD(j+1) \\ 1 & \text{if } FD(j) \neq FD(j+1) \end{cases} \quad (\text{for each } j = 0, 1) \quad (6)$$

표 1은 $DFD(j)$ 배열의 결과 값에 따라 그림 6의 각 해당 경우를 표로 작성한 것이다. 표에서 보는 바와 같이 $DFD(j)$ 배열의 결과 값이 "01", "10", "11"일 때, v_k, v_{k+1} 사이에 중간 복셀 \tilde{v}_i 을 삽입한다. 즉, $d(v_k)$ 과 $d(v_{k+1})$ 를 보간하여 $\tilde{d}(v_i)$ 를 계산한다. 밀도값이 보간되면 나머지 과정은 이전의 광도 보간법을 그대로 활용한다.

그림 7에서 볼 수 있듯이 중간 복셀을 삽입하면 고주파 영역에서도 경사도를 더 정확하게 계산할 수 있으므로 표면이 지나치게 평활화(smoothing) 되는 현상을 방지할 수 있다.

표 1 $DFD(j)$ 배열 결과값

$DFD(j)$ ($j=0,1$)	경우
00	1
01	2
10	2
11	3

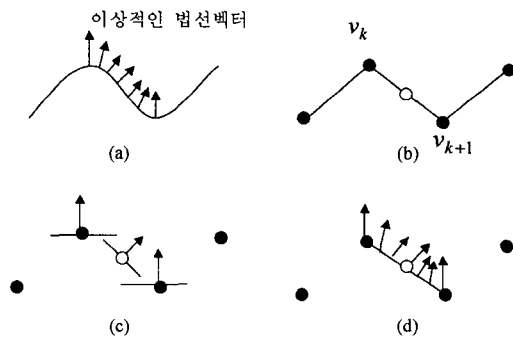


그림 7 중간 복셀 삽입법을 이용한 광도 보간법. (a) 고유 신호(original signal) (b) 중간 복셀 삽입 (c) 중심 차분 필터를 이용한 각 복셀의 법선벡터 계산 (d) 복셀의 중간 샘플에서의 법선벡터를 보간 계산으로 구한 결과

3. 성능 평가

3.1 처리 시간

(1) 밀도 보간을 하는 경우

밀도 보간법을 사용하는 경우의 음영처리 시간(shading time)은 영상에 투영된 비투명 복셀의 음영처리 시간에 비례한다.

$$\text{밀도 보간법의 음영처리 시간} \propto c_d m^2 (t_{\text{int}} + t_{\text{diff}} + t_{\text{shade}})$$

단, c_d : 각 픽셀에 반영되는 평균 복셀 수

m^2 : 중간 영상의 해상도

t_{int} : 각 샘플과 경사도 계산을 위한 샘플주변의 밀도값 보간시간

t_{diff} : 각 샘플의 중심차분 연산시간

t_{shade} : 각 샘플의 음영처리 시간

(2) 중간 복셀을 삽입하지 않고 광도 보간을 하는 경우(단순 광도 보간법)

광도 보간법 역시 영상에 투영된 비투명 복셀의 음영처리 시간에 비례하나 광도 보간을 수행하므로 보간이 필요한 구간에서는 음영계산 없이 간단한 선형 보간만 수행한다. 따라서 $(t_{\text{int}} + t_{\text{diff}} + t_{\text{shade}}) \gg t_i$ 이므로 w 가 아주 크다($w \approx 1$)고 하더라도 본 방법이 더 빠르다. 또한 원본 복셀위치에서도 밀도 보간법과 달리 원본 복셀끼리 중심차분 경사도 연산을 수행하므로 밀도값 계산이 필요없다. 이때, w 가 작으면 작을수록 본 논문에서 제안하는 방법이 더 빠르다. 그런데, w 는 λ 에 반비례하므로 λ 가 크면 클수록 본 방법이 더 빠르다.

광도 보간법의 음영처리 시간

$$\propto c_d m^2 (w(t_{\text{diff}} + t_{\text{shade}}) + (1-w)t_i)$$

단, w : 전체 샘플중 음영계산을 수행하는 샘플 비율 ($0 \leq w \leq 1$)

t_i : 각 샘플의 광도 보간을 위한 선형보간 시간

(3) 적응형 중간복셀 삽입법을 적용한 광도 보간법

중간 복셀 삽입법을 사용하면 (2)의 단순 광도 보간법을 수행한 시간에서 주파수 검출시간과 중간 복셀을 삽입하고 밀도값을 보간하는 시간이 추가로 소요된다. 식 (6)에 의하여 주파수 검출기의 $FD(i)$ 를 계산하기 위해 1번의 펄셀과 1번의 비교연산이 $i=0,1,2$ 에 대하여 총 3회 필요하고, $DFD(j)$ 를 계산하기 위해 1번의 비교연산이 $j=0,1$ 에 대해 총 2회 연산이 필요하다. 주파수 검출기는 전체 복셀들 중에서 투명하지 않은 복셀들에 대해서만 적용되고, 펄셀이나 비교연산은 매우 빠르게 실행되는 정수 연산이기 때문에 전체 수행 속도에 많은 영향을 주지는 않는다.

3.2 메모리 사용량

기존 밀도 보간법을 전처리 과정으로 수행한다면 입력된 비균등한 블록의 공간 해상도가 $N \times N \times M$

($N = \lambda \cdot (M - 1) + 1$)인 경우 필요한 메모리 소요량은 N^2M 이고 보간된 균등한 볼륨 데이터의 저장을 위한 메모리 소요량은 N^3 이다. 반면 렌더링할 때 기존 밀도 보간법을 수행하거나 단순 광도 보간법 또는 적응형 중간복셀 삽입법을 적용한 광도 보간법을 수행하는 경우는 원본 볼륨 데이터만 있으면 되므로 N^2M 의 기억공간만으로 렌더링을 수행할 수 있다.

4. 실험결과

본 실험은 그래픽 전용 하드웨어를 사용하지 않고 512 MB의 주메모리(main memory)를 가진 Pentium IV 1.2 GHz 의 개인용 컴퓨터 상에서 수행되었다. 본 연구에서는 표 2에서 보는 바와 같이 2가지 유형의 데이터를 사용하였다. Marschner 볼륨 데이터는 저주파 곡면과 고주파 경계면이 모두 포함되도록 인공적으로 만든 데이터로서 다음 수식 (7)과 같이 정의된다.

$$f(x, y, z) = \frac{1}{2} - \frac{2}{5} \sin\left(\frac{\pi}{2} y\right) + \frac{1}{10} \cos\left(12\pi \cos\left(\frac{\pi}{2} \sqrt{x^2 + z^2}\right)\right) \quad (7)$$

본 연구에서는 위 수식에 근거하여 $\lambda=4$ 와 6으로 비균등하게 볼륨 데이터를 각각 구성하여 실험하였다. 두 번째 유형의 데이터는 8mm 간격으로 인체의 복부 부분을 촬영한 Abdomen 데이터이다.

본 실험에 적용한 렌더링 알고리즘은 현재 가장 빠른 볼륨 렌더링 알고리즘으로 알려진 쉬어왁 분해 알고리즘(shear-warp factorization)을 사용하였다[6].

표 2 실험 데이터

데이터	볼륨 크기	픽셀 간격 (PS)	슬라이스 간격 (SI)	$\lambda = \frac{SI}{PS}$
Marschner4	256×256×64 (8.4 MB)	-	-	4.0
Marschner6	256×256×43 (5.6 MB)	-	-	6.0
Abdomen	512×512×56 (29.4 MB)	0.60937	8.00000	13.12820

4.1 화질

그림 8은 Marschner4 볼륨 데이터와 Marschner6 볼륨 데이터에 대하여 기존의 밀도 보간법(P-Interp/R-Interp)[6,9-11], 단순 광도 보간법(I-Interp), 적응형 중간복셀 삽입법을 적용한 광도 보간법(I-Interp+AVI)에 대한 결과 영상을 각각 보여준다. 기존 방법의 경우 전처리로 밀도 보간을 수행할 수도 있고(P-Interp), 렌더링을 할 때 밀도 보간(R-Interp)을 할 수 있다. 그러나 밀도 보간 계산을 수행하는 시점만 다를 뿐 결과는 같으므로 본 논문에서는 하나의 영상만 보여준다. 그림에서 보는 바와 같이 I-Interp 방법은 곡면은 잘 표

현하지만 주파수가 높은 경계면을 잘 표현하지 못하고, 밀도 보간법은 곡면이 거칠게 표현되고 비균등한 간격으로 인한 계단현상이 심한 반면 주파수가 높은 경계면이 비교적 잘 표현됨을 알 수 있다. 한편, I-Interp+AVI 방법은 위 두가지 방법의 장점을 모두 포함하여 저주파 곡면과 고주파 경계면이 모두 잘 표현되는 영상을 얻을 수 있었다. $\lambda=4$ 일 때 보다 $\lambda=6$ 일 때 이러한 특성이 더 두드러짐을 알 수 있다.

그림 9는 abdomen 볼륨 데이터에 대하여 각 방법을 적용한 결과 영상을 보여준다. 적응형 중간 복셀 삽입을 적용한 광도 보간법으로 생성된 영상은 단순 광도 보간법을 적용한 영상보다 고주파 영역이 유지되어 윤곽이 명확한 영상이 생성되었을 뿐 아니라, 확대영상에서 볼 수 있듯이 밀도 보간법을 적용한 영상에서 발생하는 위장, 신장, 골반 뼈에서의 계단현상이 완화됨을 알 수 있다.

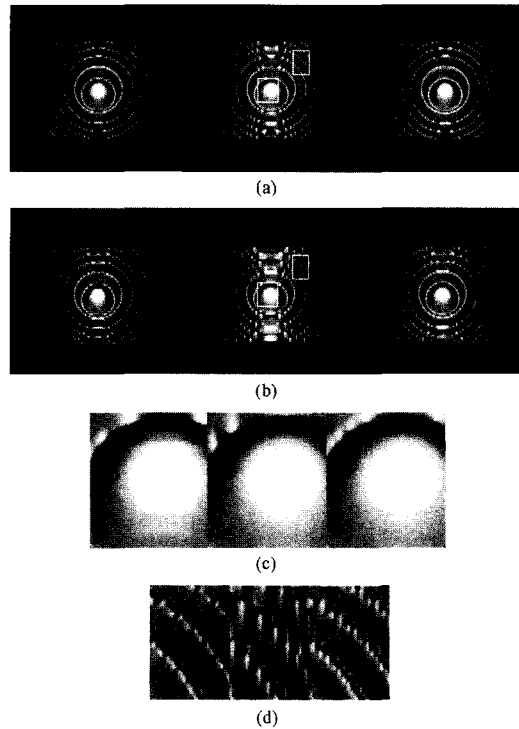


그림 8 Marschner 볼륨 데이터에 대한 화질 비교. ((a)와 (b) 각각 Marschner4(a)와 Marschner 6 (b) 데이터에 대한 기존 밀도 보간법(P-Interp/R-Interp), 단순 광도 보간법(I-Interp), 적응형 중간복셀 삽입을 적용한 광도 보간법(I-Interp+AVI)을 적용한 영상 (c) 저주파 영역에 대한 확대영상 (d) 고주파 영역에 대한 확대영상)

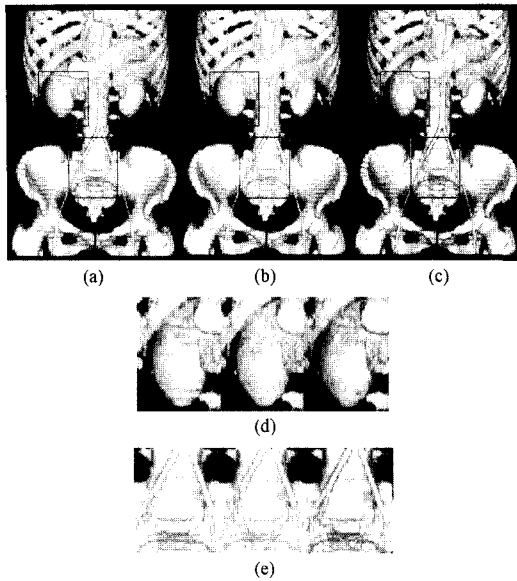


그림 9 abdomen 볼륨 데이터에 대한 화질 비교. ((a) P-Interp/R-Interp (b) I-Interp (c) I-Interp+AVI (d) 저주파 영역에 대한 확대영상 (e) 고주파 영역에 대한 확대영상)

4.2 처리 시간

표 3은 각 방법의 렌더링 시간을 비교한 것이다. 표에서 본 바와 같이 오로지 P-Interp 방법만 전처리 시간이 필요하다. 뿐만 아니라, P-Interp 방법은 늘어난 볼륨 데이터 크기로 인하여 렌더링할 때 메모리 접근 시간이 증가되어 본 방법보다 렌더링에 소요되는 시간이 오래 걸림을 알 수 있다. R-Interp 방법은 렌더링 수행 시 각 샘플위치에서 밀도값을 보간하고 법선벡터를 구해야 하는 부담으로 렌더링 시간이 본 연구에서 제안한 I-Interp 방법 보다 13~30% 가량 더 오래 걸렸고, I-Interp+AVI 방법보다 9~26% 가량 오래 걸렸다. 이러한 속도차는 슬라이스 간격이 커지면 커질수록, 실험 데이터의 크기가 크면 클수록, 렌더링에 반영되는 샘플의 개수가 많으면 많을수록 더 심하게 차이가 난다. 한편 본 연구에서 제안한 I-Interp 방법과 I-Interp+AVI

방법이 상대적으로 큰 속도차가 나지 않음을 알 수 있다. 따라서 I-Interp+AVI 방법은 속도에 부담이 없으면서 화질의 향상이 가능함을 알 수 있다.

4.3 메모리 사용량

전처리시에 보간하는 기존 밀도 보간법(P-Interp)은 비균등한 볼륨 데이터를 균등하게 구성한 다음 렌더링을 수행하므로 다른 방법과 비교했을 때 훨씬 많은 메모리를 요구한다. 사용한 볼륨 데이터의 크기가 크면 클수록, 슬라이스 간격이 크면 클수록 이 차이는 훨씬 커진다. 반면 나머지 방법은 원본인 비균등 볼륨 데이터를 가지고 렌더링을 수행하므로 원본 데이터만큼의 메모리만 필요하다.

본 연구에서는 스캔라인 순서로 렌더링을 수행하면서 이미 구해진 원본 복셀의 광도값을 버퍼에 저장하여 렌더링 속도를 증가시킨다. 그러므로 I-Interp 방법은 원본 볼륨 데이터의 두개의 인접 스캔라인(2N)만큼 메모리가 더 필요하고, I-Interp+AVI 방법은 원본 데이터의 두개의 인접 스캔라인과 삽입한 중간 복셀 스캔라인(2N+1N=3N) 만큼 메모리를 더 요구한다. 그렇지만 이 크기는 무시할 수 있을 정도로 작다.

5. 결론

의학 분야에서 3차원 의료 영상정보를 진단에 활용하려면 획득된 데이터로부터 되도록 전처리 과정을 거치지 않고 화질의 손상없이 대화식으로 결과 영상을 제공하여야 한다. 본 논문에서는 이러한 요구사항이 만족되도록 비균등 볼륨 데이터를 위한 광도 보간법과 적응형 중간 복셀 삽입법을 제안하였다. 비균등 볼륨 데이터를 대화식으로 렌더링하기 위하여 전처리 과정 없이 인접한 두 원본 슬라이스 영상의 이웃하는 두 복셀 지점에서 광도를 계산한 후, 중간 샘플에서의 광도는 두 값으로부터 보간하는 광도 보간법을 제안하였다. 또한 주파수가 높은 영역의 윤곽이 희미해지는 현상을 해결하기 위해서 공간 주파수에 따라 가변적으로 중간 복셀의 밀도값을 보간하는 적응형 중간 복셀 삽입법을 제안하였다. 실험 결과 본 방법은 메모리 증가 없이 화질과 속도

표 3 렌더링 시간 비교(msec)

데이터	작업	P-Interp (A)	R-Interp (B)	I-Interp (C)	I-Interp+AVI (D)	C/B (%)	D/B (%)
Marschner 4	전처리	1020	-	-	-		
	렌더링	289	308	270	283	87.66	91.88
Marschner 6	전처리	997	-	-	-		
	렌더링	276	299	252	271	84.28	90.63
Abdomen	전처리	21420	-	-	-		
	렌더링	2925	2676	1884	1985	70.40	74.17

면에서 기존 방법보다 향상됨을 알 수 있었다.

본 논문에서는 주파수가 높은 영역에 Z 축 방향으로 하나의 중간 복셀을 삽입하는 적응형 중간 복셀 삽입법을 제안하였으나, 픽셀 간격대비 슬라이스 간격이 상당히 큰 경우에는 여러 개의 중간 복셀을 삽입하여 필터 크기를 작게 만들어 표면상의 미세구조를 유지시켜야 한다. 그러나 본 실험을 통하여 증명하였듯이 중간 복셀을 최대한 삽입한 필터 크기가 2인 기존 밀도 보간법을 적용한 영상이 본 연구에서 제시한 적응형 중간 복셀 삽입법을 적용한 영상보다 고주파 영역에서 계단현상이 현저하게 드러난 점을 고려해 볼 때, 무조건적으로 너무 많은 수의 중간 복셀의 삽입도 화질에 좋지 않은 영향을 줄 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 향후 연구로 주파수 영역에 따른 적절한 수의 중간 복셀 삽입 방법에 관한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] Speray D, Kennon S, "Volume Probes: Interactive Data Exploration on Arbitrary Grids," Computer Graphics 24(5), pp. 5-12, 1990.
- [2] Danskin J, Hanrahan P, "Fast Algorithms for Volume Ray Tracing. Proceedings of 1992 Workshop on Volume Visualization," pp. 91 - 105, 1992.
- [3] Yagel R, Kaufman A, "Template-based Volume Viewing. Computer Graphics Forum," pp.153 - 167, 1992.
- [4] Zuiderveld KJ, Koning AH, Viergever MA, "Acceleration of Ray-Casting using 3D Distance Transforms. Proceedings of Visualization in Biomedical Computing," pp. 324 - 335, 1992.
- [5] Udupa JK, Odhner D, "Shell Rendering. IEEE Computer Graphics and Applications," 13(6), pp. 58 - 67, 1993.
- [6] Lacroute P, Levoy M, "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation. Computer Graphics," pp. 451 - 458, 1994.
- [7] Freund J, Sloan K, "Accelerated Volume Rendering Using Homogeneous Region Encoding," Proceedings of IEEE Visualization '97, pp. 191 - 196, 1997.
- [8] Marincek B, Ros PR, Reiser M, Baker ME, "Multislice CT: A Practical Guide," Proceedings of the 5th International SOMATOM CT Scientific User Conference, 2000.
- [9] Levoy M, "Display of Surfaces from Volume Data," IEEE Computer Graphics and Applications 8(3), pp. 29 - 37, 1988.
- [10] Yagel R, "Volume Viewing: State of the Art Survey," SIGGRAPH '97 Course Note 31, 1997.
- [11] Mueller K, Shareef N, Huang J, Crawfis R, "High-Quality Splatting on Rectilinear Grids with

Efficient Culling of Occluded Voxels," IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 5(2), pp. 116 - 134, 1990.



김 태 영

1991년 2월 이화여자대학교 전자계산학과(이학사). 1993년 2월 이화여자대학교 전자계산학과(이학석사). 2001년 8월 서울대학교 컴퓨터공학과(공학박사). 1993년 3월~2002년 2월 한국통신 멀티미디어연구소 선임보연구원. 2002년 3월~현재 서경대학교 컴퓨터공학과 전임강사. 관심분야는 볼륨 그래픽스, 실시간 렌더링 등

신 병 석

정보과학회논문지 : 시스템 및 이론
제 30 권 제 3 호 참조