

# 빈공간 교란과 샘플링 위치 정렬을 이용한 고화질 볼륨 가시화

계 희 원<sup>†</sup>

## 요 약

의료영상을 이용한 볼륨가시화를 수행할 때, 사용자가 관심있는 영역을 확대 관찰하는 일은 빈번하게 발생한다. 확대 영상에서 나뭇결 결함으로 불리는 문제가 발생하기 때문에, 기존 연구는 교란 샘플링을 이용하여 문제를 해결하였다. 그러나 교란 샘플링 방법은 관찰 영역 경계에서 잡음이 발생하는 문제가 있다. 본 연구는 교란 샘플링 시 경계에서 발생하는 잡음의 원인을 설명하고 그 해결 방법을 제시한다. 잡음 없이 나뭇결 결함을 제거하기 위해, 본 연구는 빈공간교란 기법과 샘플링 위치 정렬 기법을 제안한다. 제안 방법을 통해, 추가 시간 없이 고화질 볼륨가시화 영상을 생성할 수 있다.

## High Quality Volume Rendering Using the Empty Space Jittering and the Sampling Alignment Method

Heewon Kye<sup>†</sup>

## ABSTRACT

When users use medical volume rendering applications, selecting specific region of volume data and observing the region by magnification is a common process. As the wood-grain artifact is arise from the magnified image, the jittered sampling technique has been used to remove the problem. However, the jittered sampling leads to some noise along the volume edge. In this research, we reveal the reason of the noise, and present a solution. To remove the wood-grain artifact without the noise, we propose the empty space jittering and the sampling alignment method. Using these methods, we can produce high quality volume rendering images without noticeable time consuming.

**Key words:** Volume rendering(볼륨가시화), Medical image visualization(의료영상가시화), jittered sampling(교란 샘플링), wood-grain artifact(나뭇결 결함)

## 1. 서 론

볼륨가시화는 볼륨데이터를 가공하여 유용한 영상 정보를 생성하는 기법으로, CT나 MR등 의료영상 장비에서 획득한 삼차원 의료영상을 관찰하기 위해 널리 사용되고 있다[1,2]. 의료영상 시스템에서 볼륨

가시화를 사용하는 일반적 작업 형태는, 관찰자가 관찰 방향 등의 설정 값(parameter)을 결정하고 필요한 부분을 확대해서 관찰하는 것이다.

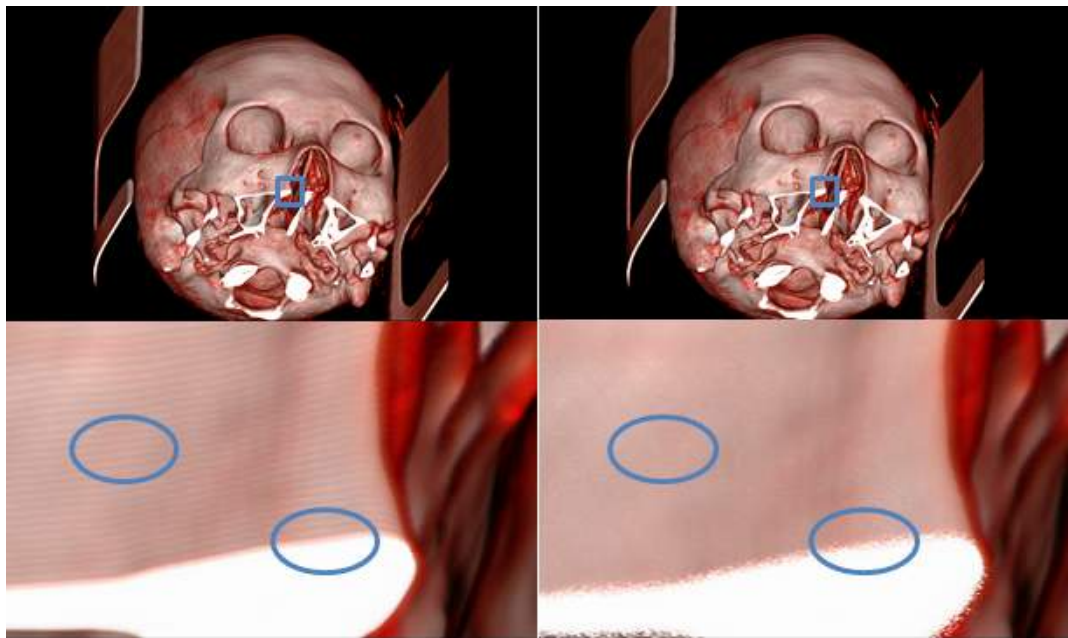
일반적인 볼륨가시화 알고리즘을 적용하면, 그림 1의(a)와 같이 나뭇결 결함(wood-grain artifact)이라고 불리는 나이테형태의 잡음(noise)이 발생한다.

※ 교신저자(Corresponding Author): 계희원, 주소: 서울시 성북구 삼선동2가 389 한성대학교 연구관 911호(136-792), 전화: 02) 760-8014, FAX: 02) 760-4347, E-mail: kuei@hansung.ac.kr  
접수일: 2013년 5월 21일, 수정일: 2013년 6월 11일

완료일: 2013년 6월 14일

<sup>†</sup> 한성대학교 정보시스템공학과

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (NRF-2012R1A1A1015644)



(a) 기존 볼륨 가시화[1]

(b) 교란 샘플링 가시화[3]

그림 1. 볼륨 가시화 영상

이런 잡음은 관찰자의 진단을 방해하기 때문에 제거하는 것이 바람직하다. 나뭇결 결합의 근본적인 원인은 관련연구[3]에서 밝혀진 바와 같이, 가시화 단계에서 샘플링을 충분히 수행하지 않았기 때문이다. 그러나 나뭇결 결합을 없애기 위해 샘플링을 많이 수행하면 연산 횟수가 대폭 증가하여 가시화 속도가 느려지는 문제가 발생한다.

기존 연구에서, 나뭇결 결합을 적은 비용으로 해결하는 교란(jittered) 샘플링[3-5]을 이용하는 방법이 제안되었다. 교란 샘플링은 적게 샘플링(under sampling)되어 발생하는 화질 저하를 감추는 영상처리 방법으로, 샘플링 위치를 임의로 약간 변경하는 방법이다. 교란 샘플링을 수행하면 그림 1의 (b)와 같이 나뭇결 결합이 제거된다. 그러나 교란 샘플링은 볼륨 데이터의 경계 같은 날카로운 표면에서 (그림 1의 (b)하단 경계 참고) 샘플링 위치가 변경되어 잡음이 관찰되는 문제가 있다. 볼륨 데이터 일부를 확대 관찰(crop and zoom)하는 경우가 많고, 대부분의 의료영상 데이터가 인체 일부만을 저장하고 있으므로 경계 문제 해결이 필요하다.

본 연구는 볼륨 데이터 경계에서 잡음없이 나뭇결 결합을 해소하는 방법을 제안한다. 먼저, 교란 샘플링을 적용할 때 볼륨 경계에서 잡음이 발생하는 원인을 설명한다. 그리고 경계의 잡음을 제거하기 위해

구체적으로 두 가지 방법을 제안한다. 첫 번째로 관찰자와 가까운 경계의 잡음을 제거하기 위해 빈공간 교란(empty space jittering) 기법을 제안하며, 두 번째로, 관찰자에게서 먼 경계의 잡음을 제거하기 위해 불투명도 교정(alpha correction)을 이용한 샘플링 위치 정렬(sampling position aligning)방법을 제안한다. 제안 방법을 통해 나뭇결 결합과 잡음을 제거할 수 있다.

이후 2장에서 관련 연구로서 볼륨가시화와 교란 샘플링에 대해 설명한다. 그리고 3장에서 본 연구의 두 가지 제안 방법을 설명하며 4장에서 실험 결과를 보이고 5장에서 결론을 맺는다.

## 2. 관련연구

본 연구의 볼륨가시화는 가장 널리 사용되는 광선 투사법[1,2]을 이용하였다. 이번 장에서는 본 연구의 기초 이론인 광선 투사법과 교란 샘플링에 대해 간략히 설명한다. 자세한 내용은 관련연구 [1,3] 등을 참조하면 된다.

### 2.1 광선 투사법 (ray casting)을 이용한 볼륨가시화

볼륨가시화는 볼륨 데이터를 이용하여, 영상을 구성하는 각 화소(pixel)의 색상을 결정하는 알고리즘

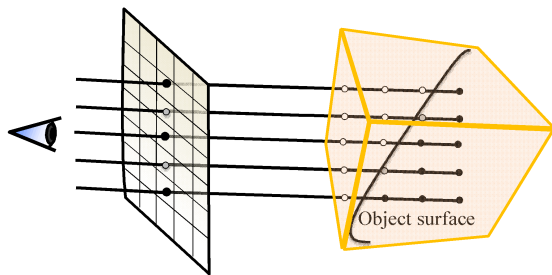


그림 2. 볼륨가시화 개념도

이다. 그 동안 다양한 볼륨가시화 기법[1,6]이 등장하였으나, 현재 광선 투사법(ray casting)이 가장 널리 사용되고 있다. 광선 투사법은 그림 2와 같이 각 화소에서 가상의 광선을 발사하여 볼륨 데이터의 영역을 통과하면서 일정 지점마다 색상을 계산하고 누적하여 최종적인 화소의 색을 결정하는 방법이다. 이 방법은 영상에 포함된 화소의 개수를 증감하여 화질의 제어가 용이하며 고품질 영상 생성에 유리하다는 장점이 있다. 게다가 광선 투사법은 화소마다 독립적으로 계산을 수행할 수 있기 때문에 그래픽스 처리 장치(GPU) 또는 다중 코어 CPU와 같은 병렬 하드웨어를 이용하여 가속화하기 유리하다.

각 광선은 영상 평면으로부터 발사되어 색상을 누적하는데, (식 1)과 같은 볼륨 광선 적분을 이용한다. 그러나 연속적인 위치  $s$ 에서 물체의 밝기  $q(s)$ 가 눈의 위치  $s$ 까지 도달하는 중에 빛이 감쇠되는 효과  $\tau(s, s)$ 를 반영한 값을 컴퓨터로 적분하는 과정은 매우 복잡하다. 따라서 실제 구현은 볼륨 광선 적분을 수치적으로 해석하여 (식 2)와 같은 알파 혼합(alpha blending)을 반복하여 계산한다[1]. 그림 2와 같이 광선을 따라 일정 간격으로 진행하며  $i$ 번째 위치에서 얻은 색상  $C_i$ 와 불투명도  $A_i$ 를 누적하여, 현재 위치까지의 누적 색상  $C'$ 와 불투명도  $A'$ 를 얻을 수 있다. 광선을 따라 볼륨 데이터의 끝까지 이 과정을 반복한 후, 누적된 색상과 불투명도를 출력하면 영상이 생성된다.

$$I(s) = \int_{s_0}^s q(\tilde{s})e^{-\tau(\tilde{s}, s)} d\tilde{s} \tag{1}$$

$$C'_i = C'_{i-1} + (1 - A'_{i-1}) C_i \tag{2}$$

$$A'_i = A'_{i-1} + (1 - A'_{i-1}) A_i$$

볼륨 데이터의 각 위치는 사용자 설정에 의해 색상과 투명도가 정의된다. 예를 들어 골격만을 관찰하고 싶은 경우, 관찰자는 근육 부분의 불투명도와 색

상을 0으로 지정하고 골격 부분에는 1에 가까운 값으로 지정할 수 있다. 사용자가 정의한 투명한 영역은  $C_i = A_i = 0$  이므로 (식 2)에서 누적되지 않으며, 그렇지 않은 영역은 누적되어 최종 화소에 반영된다.

한편, 색상과 불투명도는 각 샘플링 지점에서 값을 계산하지만, 수치 적분의 특성상 인접한 두 지점 간격의 적분을 의미한다. 연속적인 적분을 이산적인 값의 합으로 근사화 하므로, 광선 진행 간격이 세밀하면 오차가 줄어 출력 화질이 좋아진다. 다만, 간격이 줄면 반복 횟수가 증가하므로 연산 시간도 증가한다. 관련 연구에 따르면 광선 진행 간격은 복셀 간격과 비슷한 크기로 결정[4-7]한다.

## 2.2 나뭇결 결함과 교란 샘플링

그림 2와 같이, 광선이 투명한 공간을 넘어 최초로 물체 표면(object surface)과 만나게 되면, 색상이 누적되어 화소에 반영된다. 샘플 위치는 광선을 따라 정해진 간격만큼 이동하기 때문에, 물체와 최초로 만나는 샘플은 물체 표면에 정확하게 위치하지 않는다. 해당 샘플 위치와 물체 표면 사이의 거리는 그림 2와 같이 광선에 따라 주기적으로 작고 커짐을 반복하며 화소의 색상에 영향을 미치고 출력영상에 그림 1의 (a)와 같이 나뭇결 결함으로 나타난다. 즉, 나뭇결 결함은 샘플링 위치와 표면과의 거리가 광선에 따라 주기적으로 변하기 때문에 발생한다. 이론적인 해결 방법은 이 거리를 줄이는 것이므로 촘촘하게 샘플링을 진행(super sampling)하는 것이다. 그러나 이 방법은 진행 횟수 증가로 성능이 저하되는 문제가 있다.

가시화 속도를 유지하며 나뭇결 결함을 해결하는 방법으로 교란 샘플링(jittered sampling)을 이용하는 방법이 제안되었다. 교란 샘플링은 이차원 영상처리 기법 중 하나로 원본 영상에서 샘플링을 수행할 때 앨리어싱(aliasing)을 줄이기 위해, 난수(random number)를 이용해서 샘플링 위치를 교란하는 방법이다. 나뭇결 결함과 같이 일정한 패턴의 잡음은 난수의 형태를 따라 흩어지기 때문에 관찰자는 부드러운 영상을 얻을 수 있다.

볼륨가시화에서 교란 샘플링이 이차원 영상처리와 다른 점은 좌표를 교란할 때, 관찰자 평면의 화소 좌표(x, y)는 변화 없이 관찰자로부터의 깊이(depth) 값을 교란한다. 그림 3의 (a)와 같이 광선이 볼륨 경계에 도달할 때, 샘플 위치를 진행 방향으로 난수 값

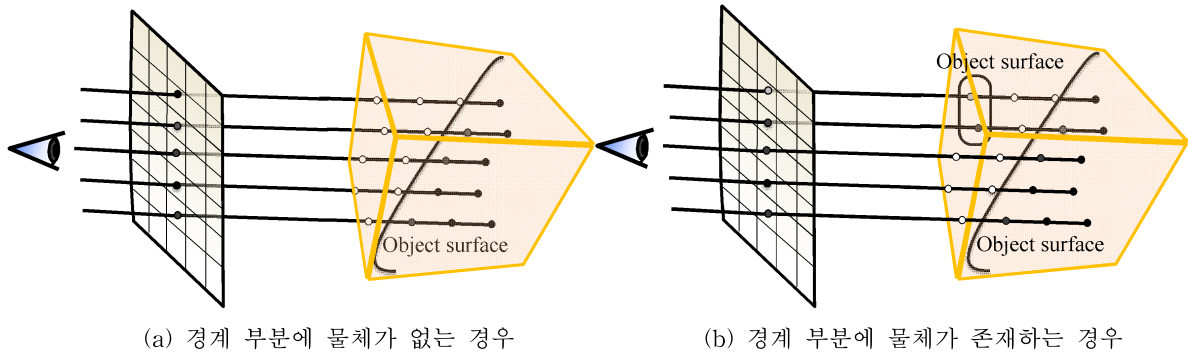


그림 3. 교란 샘플링 개념도

만큼 이동하면 샘플링 위치와 표면의 거리가 난수에 의해 변화된다. 그 결과 주기적인 무늬가 눈에 띄지 않는다.

교란 샘플링을 이용한 광선 추적법 알고리즘을 그림 4에 제시하였다. 각 화소에 대해 광선이 볼륨 데이터의 경계와 만나게 되면, 난수를 발생시켜 좌표를 일정부분 이동한다. 이후, 볼륨을 통과하면서 각 샘플링 지점에서 색상을 얻고 누적하여 최종 색상을 출력하도록 되어 있다.

### 3. 제안방법

본 연구는 교란 샘플링 적용 시 볼륨 데이터 경계에 발생하는 잡음을 제거하는 방법을 제안한다. 각 광선에 대해 볼륨 데이터의 경계는 두 가지로 구분할 수 있다. 각 광선은 관찰자와 가까운 경계면(전면 경계)을 통과하여 볼륨 데이터로 들어가고 관찰자와 먼 경계면(후면 경계)을 통과하여 종료된다.

본 연구의 전체 과정은 그림 5와 같다. 각 광선은 전면 경계로 이동하고 투명도 검사를 수행하며 색상

누적과 광선 진행을 수행한다. 투명도 검사에서 투명한 지역으로 판단될 경우 광선 교란을 수행한다. 광선은 후면 경계를 빠져나가며 종료 지점에서 샘플링 위치를 정렬하고 불투명도를 보정한다. 이후, 전면 경계와 후면 경계 처리를 나누어 설명한다.

#### 3.1 빈공간 교란을 이용한 전면 경계의 잡음 제거

앞에서 설명한 교란 샘플링 방법을 이용하면 나뭇결 결함이 제거되지만, 경계 상자(bounding box) 영역에 데이터가 존재하는 경우 다른 문제가 발생한다. 경계 부분의 표면이 교란되어 경계가 매끈하게 표현되지 않고 잡음이 발생한다. 인체 표면과 같은 자연적인 곡면에서 이 현상은 두드러지지 않지만, 볼륨 경계와 같은 인공적 평면에서는 그림 1의 (b)와 같은

```

for each pixel in the image plane
    P = get_start_position(pixel.x, pixel.y)
    P = ray_box_intersection(P, ray_direction)
    P = P + ray_direction * random_number
    // 교란 샘플링 부분
    while(P is inside volume)
    {
        color = get_color_from_position(P)
        pixel_color = alpha_blending(pixel_color, color)
        P = P + ray_direction
    }
    output pixel_color
    
```

그림 4. 교란 샘플링을 적용한 광선 추적법 알고리즘

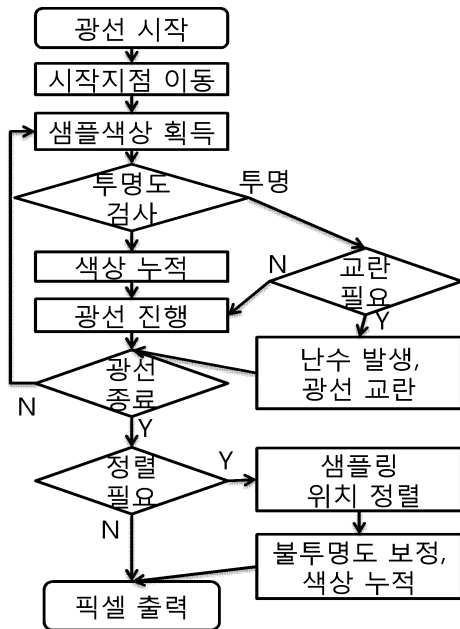


그림 5. 전체 제안 알고리즘

잡음으로 관찰된다.

예를 들어 그림 3의 (b)에서 위쪽 두 광선은 경계 상자에 존재하는 물체를 만나게 된다. 동일하게 있어야 할 샘플이 교란되어 샘플링 위치가 달라지고 색상이 변경되어 잡음이 발생한다. 의료영상 데이터는 인체의 일부만을 관찰하기 때문에 보통 경계 부분에도 데이터가 존재한다. 볼륨 데이터의 일부 영역만을 확대 관찰 (crop and zoom)하는 경우 경계 영역이 수시로 변경되므로, 이 문제는 더욱 두드러진다.

이 문제를 해결하기 위해, 본 연구는 광선이 볼륨 데이터의 전면 경계에 도달할 때는 좌표를 교란하지 않고, 이후 광선 진행에서 투명한 영역을 처음 만날 때 좌표를 교란하였다. 그림 6과 같이 광선은 경계 상자에 도달할 때는 교란을 수행하지 않는다. 따라서 본 연구는 경계 부분에 존재하는 물체를 매끈하게 표현할 수 있다. 그리고 광선을 진행하면서 투명한 공간을 처음 만나면 교란을 한 번 수행한다. 그림 6에서 아래의 세 광선은 처음에 투명한 영역이므로, 즉시 교란을 수행하여 다음 점의 위치가 고르지 않다. 위의 두 광선은 불투명한 영역을 지나친 이후 투명한 영역을 만나면 교란이 수행된다. 보통의 샘플 간격이  $d$ 라고 했을 때, 교란된 샘플은 난수값  $r$ 만큼 샘플 간격이 좁아지는 것을 그림 6에서 확인할 수 있다.

그림 4의 알고리즘을 수정하여 그림 7을 제시하였다. 광선이 진행할 때, 볼륨의 경계에서 교란을 수행하지 않고, 투명한 지점을 처음 만났을 경우에 교란을 수행하도록 변경되었다.

한편 화질 손실을 방지하려면 난수(그림 7의 *random\_number*)는 1보다 작은 값이 되어야 한다. 투명한 공간은 출력 화소 색상을 변경하지 않으므로, 투명한 영역에서 교란을 수행해도 화질에 영향이 없기 때문이다. 어떤 샘플이 투명하다는 것은 현재 위치와 다음 샘플 위치인  $[P, P+ray\_direction]$  사이가 투명

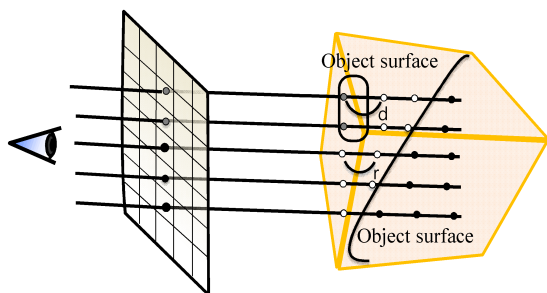


그림 6. 빈공간 교란 방법

```

for each pixel in the image plane
do_once = true
P = get_start_position(pixel.x, pixel.y)
P = ray_box_intersection(P, ray_direction)
while(P is inside volume)
{
color = get_color_from_position(P)
if(color is transparent and do_once is true)
then
P = P + ray_direction * random_number
do_once = false
else
pixel_color = alpha_blending(pixel_color, color)
P = P + ray_direction
}
output pixel_color
    
```

그림 7. 빈공간 교란 알고리즘

하다는 의미이다. 교란을 수행하면 샘플의 다음 위치는  $[P, P+ray\_direction]$  사이 한 점으로 결정되어야 하므로, 난수의 범위는 1보다 작은 양수로 제한하여 그림 6과 같이  $r < d$ 가 되도록 하였다. 한편, 고화질 볼륨 가시화 방법인 선-적분 볼륨가시화(pre-integrated volume rendering)기법[7]을 사용하더라도, 투명한 구간이  $[P, P+ray\_direction]$ 인 점은 같기 때문에, 본 제안 방법을 동일하게 적용 가능하다.

모든 빈공간에 대해서 교란을 수행하여도 화질에 영향은 없으나, 수행 속도에 영향을 미친다. 교란을 자주 수행하면 진행 거리가 짧아져서 광선 진행의 반복 횟수가 증가하고 성능이 저하된다. 이러한 성능 저하를 방지하기 위해, 본 연구에서 제안한 알고리즘은 광선당 교란을 한 번만 수행하도록 설계하였다. (그림 7의 *do\_once*참고)

### 3.2 불투명도 교정을 이용한 샘플링 위치 정렬

광선이 볼륨 데이터를 빠져나가면 그림 4 또는 그림 7에 보인 바와 같이 광선의 처리가 종료된다. 마지막 샘플과 후면 경계의 거리는 교란의 영향으로 변화하므로, 남은 거리를 고려하지 않으면 화질이 손상된다. 전술한 바와 같이 각 샘플 위치에서 얻은 색상과 불투명도는 샘플 간격의 적분을 대표하는 값이다. 후면 경계에서는 온전한 샘플 간격의 데이터가 존재하지 않고, 일부에 해당하는 거리만 남아 있기 때문에, 조적이 얇아진 만큼 보정이 필요하다.

본 연구는 광선이 볼륨 데이터를 빠져 나갈 때 광

선-상자 교차(ray-box intersection) 검사[8]를 이용하여 경계 점을 정확하게 구하고, 마지막 샘플에 대해서 색상과 불투명도를 보정한다. 광선-상자 교차 검사는 3쌍의 평행한 평면과 광선의 교점 검사를 반복적으로 수행하는데, 예를 들어 x방향에 대해서  $x_0$ 를 시작점으로  $xd$  크기로 진행되는 광선이  $x_1, x_2$  경계의 평행한 평면과 만난다면  $x_0$ 에 대한 가까운 거리  $near_x$ 와 먼 거리  $far_x$ 는 (식 3)과 같다. 다른 두 축에 대해서도 마찬가지로 수행하여, 후면 경계는  $\min(far_x, far_y, far_z)$ 로 정확하게 구할 수 있다.

$$near_x = \min\left(\frac{x_1-x_0}{xd}, \frac{x_2-x_0}{xd}\right) \quad far_x = \max\left(\frac{x_1-x_0}{xd}, \frac{x_2-x_0}{xd}\right) \quad (3)$$

각 광선의 후면 경계점을 그림 8에 사각형 점으로 표현하였다. 마지막 샘플과 경계 지점 사이의 거리는  $e$ 와 같이 광선마다 다르므로, 샘플 간격  $d$ 가 아닌  $e$ 를 진행하였을 때 샘플의 투명도를 다시 계산하였다. 균일한 매질에서 물체의 투명도는 두께(거리)에 대해 지수적으로 감소하므로, 불투명도는 (식 4)과 같이 보정이 가능하다[9]. 결과적으로 샘플에 대해 기존의 불투명도  $\alpha_{old}$ 를 보정된 불투명도  $\alpha_{new}$ 로 변경하여 누적하면 오류 없는 영상을 얻는다.

$$\alpha_{new} = 1 - (1 - \alpha_{old})^{e/d} \quad (4)$$

(식 4)의 지수 연산으로 수행 속도가 저하될 우려가 있으나, 화소별 최대 한 번 적용되므로 부담이 적다. 게다가 전체 영상에서 샘플링 위치 정렬이 필요한 화소는 많지 않다. 왜냐하면 광선 추적법의 대표적인 가속 방법인 조기 광선 종료와 빈공간 도약[10, 11]을 추가하면, 광선이 후면 경계를 샘플링을 수행하여 통과하는 경우가 적기 때문이다.

조기 광선 종료 방법은 광선의 누적 색상이 완전히 불투명해지면 더 이상의 진행을 중지하고 결과를

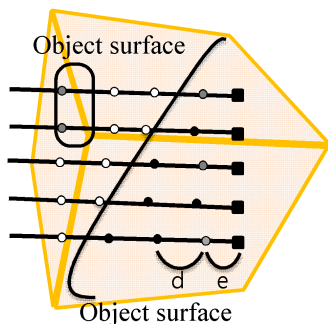


그림 8. 샘플링 위치 정렬

출력한다. 이 조건이 만족하면 광선은 후면 경계에도 도달하기 전에 종료되므로 샘플링 위치 정렬을 하지 않는다. 그리고 빈공간 도약은 블록 데이터의 투명한 영역을 미리 분석하여 광선의 처리를 생략하는 방법이다. 광선의 후면 경계가 투명한 영역이라면 빈공간 도약으로 색상 누적 없이 종료되므로 역시 샘플링 위치 정렬을 하지 않는다. 따라서 (식 4)가 적용되는 화소는 광선이 진행하는 동안 반투명하거나 투명한 상태를 유지하면서, 후면 경계에 투명하지 않은 영역이 존재하는 경우이므로 수행 횟수가 많지 않아 가지화 속도에 큰 영향을 주지 않는다.

#### 4. 실험결과

본 연구의 실험은 Intel의 i5 CPU를 장착한 개인용 노트북 컴퓨터에서 수행하였다. 소프트웨어 개발환경은 Visual studio 2008, C++를 사용하였으며 DirectX [12], CUDA[13]등의 GPU프로그래밍 기법은 사용하지 않았다. 대신, CPU가 4개의 코어를 포함하고 있으므로 OpenMP[14]를 이용하여 병렬 가속화 하였다. 광선 추적법 알고리즘은 광선간 독립적인 연산이 가능하므로 간단히 병렬 연산을 구현할 수 있다. 블록 데이터는 CT에서 획득한 머리, 심장, 콩팥, 혈관 데이터를 사용하였고, 각 입력 영상으로서 블록 데이터는 512×512 해상도의 영상 304장(머리), 255장(심장), 326장(콩팥), 277장(혈관)으로 구성되어 있다.

먼저 본 연구 3.1절에서 제안한 빈공간 교란의 결과를 머리 데이터를 사용하여 그림 9에 보였다. 그림 1과 비교하면 나뭇결 결함이 제거되었을 뿐만 아니라 경계 부분의 잡음 또한 사라진 것을 확인할 수 있다.

그림 10은 심장 데이터, 그림 11은 콩팥 데이터를 이용하여 가지화한 결과이다. 전체 영상을 (a)에 보였고, (b), (c), (d)에는 확대 영상을 나타내었다. 기존의 광선 추적법[1]을 사용한 확대 영상 (b)는 나뭇결 결함이 관찰된다. 교란 샘플링[3]을 사용한 확대 영상 (c)는 나뭇결 결함은 제거되었으나 경계면에서 잡음이 관찰되었다. 제안 방법을 사용한 확대 영상 (d)는 경계면 잡음 없이 나뭇결 결함이 제거되어 가장 우수한 화질을 보인다.

3.2절에서 제안한 샘플링 위치 정렬의 효과를 보이기 위해 그림 12를 보였다. 혈관 데이터의 전체 영

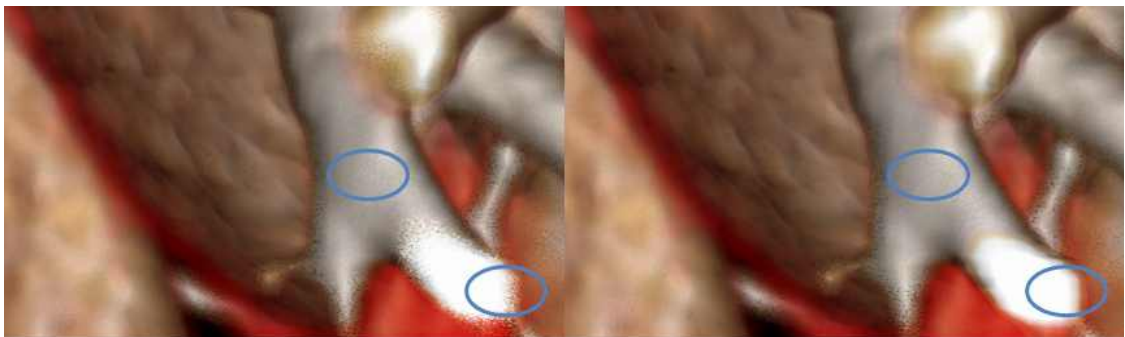


그림 9. 머리 데이터의 빈공간 교란 결과



(a) 전체 영상

(b) 광선 추적법[1]



(c) 교란 샘플링[3]

(d) 제안 방법

그림 10. 심장 데이터 가시화 결과

상을 (a)에 보였고, 확대 영상을 생성하여 기존 방법을 (b)에, 제안 방법을 (c)에 나타내었다. 기존 방법을 적용한 영상 (b)의 하단에 울퉁불퉁한 잡음이 관찰되는 반면 제안 방법을 적용한 영상 (c)는 깨끗하게 경계가 나타난다.

샘플링 위치 정렬이 어떤 부분에 수행되는지 확인하기 위해, 샘플링 위치 정렬이 적용되는 화소를 녹색 점으로 표시하여 그림 13에 표시하였다. 3.2절에서 설명한 바와 같이, 샘플링 위치 정렬은 광선이 앞의 물체에 가림 없이 볼륨 데이터의 후면 경계를 통과하고, 후면 경계에 투명하지 않은 조직이 존재해야 수행된다. 그림 13의 (a)와 같이 전체 영역의 일부만

샘플링 위치 정렬이 발생한다. 특히 그림 13의 (b) 하단 경계에서 샘플링 위치 정렬이 수행되는 것을 확인 할 수 있다. 한편, 그림 13의 (b)에서 사각형으로 표시한 영역은 그림 12의 (b)와 (c)의 영역과 동일하다. 본 제안 방법이 그림 12의 (b)를 (c)로 개선하고 있음을 나타낸다.

각 데이터에 대한 가시화 시간을 측정하여 표 1에 제시하였다. 순서대로 그림 9, 그림 10, 그림 11, 그림 12의 (a) 영상을 생성하는데 소요된 시간이며, 출력 영상의 해상도는 1024×1024 이다. 광선 추적법의 가속화 방법인 조기 광선 종료와 빈공간 도약 방법을 적용하였다. 제안 방법을 적용한 가시화 시간 차이가

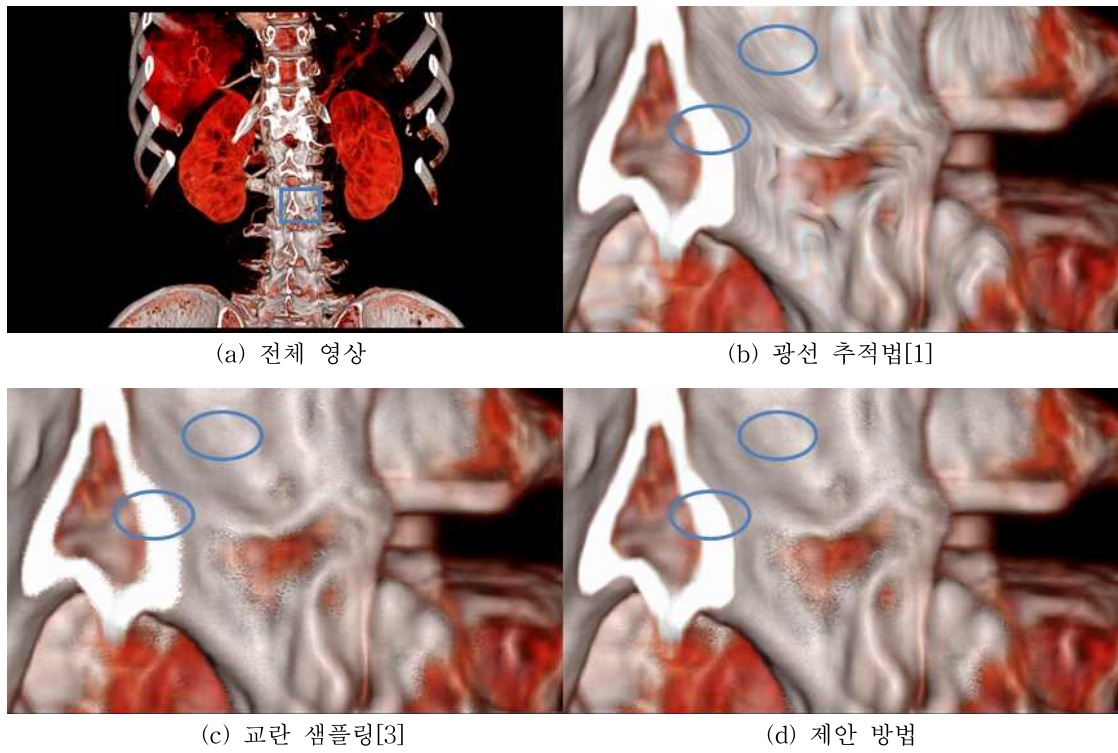


그림 11. 콩팥 데이터 가시화 결과

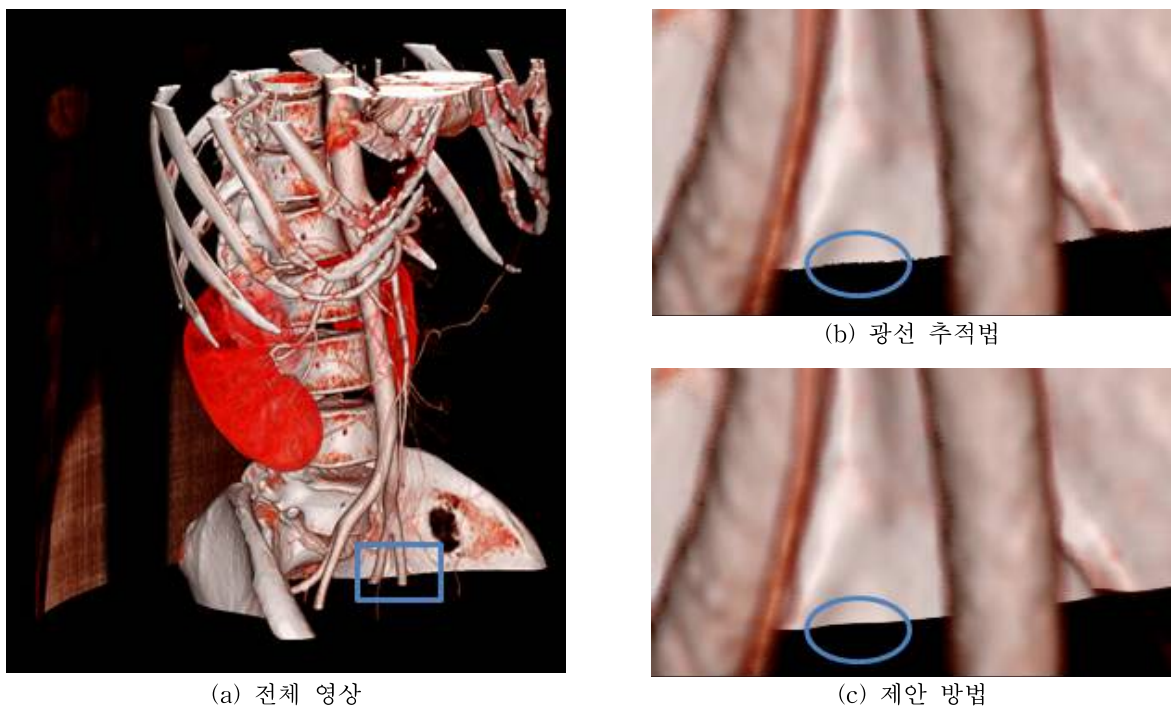


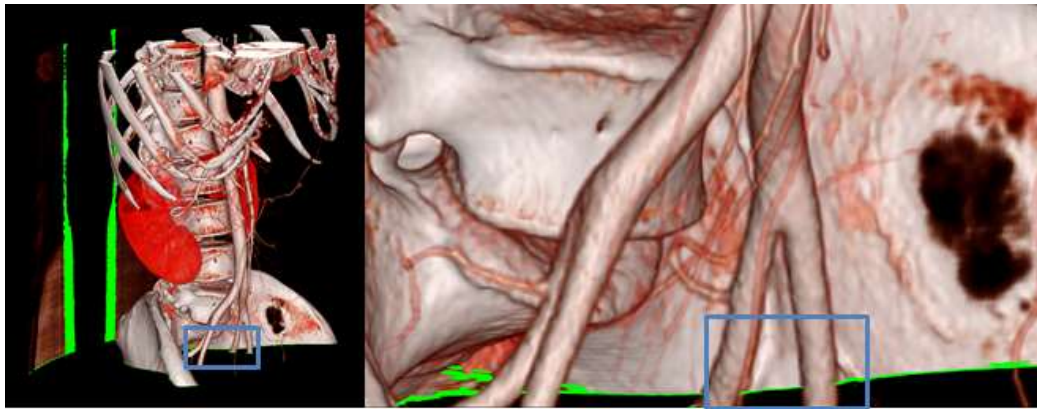
그림 12. 혈관 데이터의 가시화 결과

1% 이내로서, 오차 등을 감안하면 거의 동일한 시간으로 파악된다. 그 결과 제안 방법은 적은 시간 비용으로 높은 화질의 영상을 생성하고 있다.

### 5. 결론 및 향후과제

본 연구에서는 볼륨가시화 영상의 확대 시 자주





(a) 전체 영상

(b) 확대 영상

그림 13. 샘플링 위치 정렬 표시 (혈관 데이터)

표 1. 블룸가시화 시간 (시간단위: 초)

	광선 추적[1]	교란 샘플링[3]	빈공간 교란	빈공간 교란+ 샘플링 위치정렬
머리	0.767	0.771	0.775	0.775
심장	3.728	3.741	3.739	3.745
콩팥	1.768	1.765	1.771	1.772
혈관	1.192	1.196	1.199	1.216

관찰되는 나뭇결 결함을 효과적으로 제거하는 방법을 제안하였다. 기존의 교란 샘플링 방법이 블룸 데이터의 경계 부분에서 잡음을 유발하는 면을 개선하여, 본 연구는 경계 부분의 잡음 없이 나뭇결 결함을 제거하였다.

이를 위하여 교란 샘플링 적용 시, 블룸 경계에서 잡음이 발생하는 원인을 분석하였고, 구체적인 해결 방법을 제시하였다. 전면 경계 처리를 위해 빈공간 교란 샘플링 방법을 제안하였고, 후면 경계 처리를 위해 샘플링 위치 정렬과 불투명도를 교정을 수행하였다. 제안 방법을 여러 블룸 데이터에 적용하여 기존 방법과 비교한 결과, 본 연구는 상대적으로 우수한 화질의 영상을 생성하였으며 속도 면에서도 기존 방법에 비해 1% 정도의 추가 시간으로 수행이 가능하였다. 향후 연구로서, 이진화된 영상 분할(segmentation) 데이터에 본 연구 결과를 적용하고자 한다. 교란 샘플링은 분할 경계면에도 잡음을 유발하는데, 이 문제를 해결하는 방안을 연구하려 한다.

참 고 문 헌

[1] M. Levoy, "Volume Rendering Display of

Surfaces from Volume Data," *IEEE Computer Graphics and Application*, Vol. 8, No. 3, pp. 29-37, 1988.

[2] 계획원, "카디널 보간을 이용한 효율적인 고화질 블룸가시화," 멀티미디어학회논문지, 제14권, 제3호, pp. 339-347, 2011.

[3] M. Hadwiger, J. M. Kniss, C. Rezk-Salama, D. Weiskopf, and K. Engel, *Real-time Volume Graphics*, A K Peters Ltd., Natick, MA, USA, 2006.

[4] R. Shen and P. Boulanger, "Hardware-Accelerated Volume Rendering for Real-Time Medical Data Visualization," *Proc. of the 3rd International Conference on Advances in Visual Computing*, pp. 801-810, 2007.

[5] A. Corcoran and J. Dingliana, *Time-Critical Ray-Cast Direct Volume Rendering*, TCD-CS-2011-13, Technical Reports, Trinity College Dublin, 2011.

[6] P. Lacroute and M. Levoy, "Fast Volume Rendering using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation," *Proc. of the SIGGRAPH*, pp. 451-458, 1994.

[7] K. Engel, M. Kraus, and T. Ertl, "High-Quality Pre-Integrated Volume Rendering using Hardware-Accelerated Pixel Shading," *Proc. of the ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS Workshop on Graphics Hardware*, pp. 9-16, 2001.

[8] J.D. Foley, A. van Dam, S.K. Feiner, and J.F.

Hughes, *Computer Graphics: Principles and Practice in C*, Addison-Wesley, 2/E, Boston, MA, USA, pp. 117-124, 1997.

[9] D. Laur and P. Hanrahan, "Hierarchical Splatting: A Progressive Refinement Algorithm for Volume Rendering," *Proc. of the SIGGRAPH*, Vol. 25, pp. 285-288, 1991.

[10] M. Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data," *ACM Transactions on Graphics*, Vol. 9, No. 3, pp. 245-261, 1990.

[11] W. Li, K. Mueller, and A. Kaufman, "Empty Space Skipping and Occlusion Clipping for Texture-Based Volume Rendering," *Proc. of IEEE Visualization Conference*, pp. 317- 324, 2003.

[12] DirectX, <http://msdn.microsoft.com/en-us/directx>, 2013.

[13] CUDA, [http://www.nvidia.com/object/cuda\\_home\\_new.html](http://www.nvidia.com/object/cuda_home_new.html), 2013.

[14] 정영훈, OpenMP 병렬 프로그래밍, 프리렉, 부천시, 대한민국, 2011.



계 희 원

1999년 2월 서울대학교 전산학과 학사  
 2001년 2월 서울대학교 전기컴퓨터공학부 석사  
 2005년 8월 서울대학교 전기컴퓨터공학부 박사

2006년 1월~2007년 3월 서울대학교 컴퓨터연구소 연구원  
 2007년 9월~현재 한성대학교 정보시스템공학과 조교수  
 관심분야: 볼륨 가시화, 실시간 렌더링, 대용량 영상처리