

# 의료영상 볼륨가시화를 위한 화소 값의 변화도에 따른 적응적 가중치를 적용한 캐트멀-롬 스플라인 보간법

이해나<sup>†</sup>, 유선국<sup>\*\*</sup>

## 요 약

의료영상 분야에서 볼륨 가시화가 광범위 하게 이용되고 있다. 3차원 영상의 적용으로 환자 진단을 위해 높은 품질의 영상이 요구되고 있고, 그에 따라 정확하게 구현할 수 있는 볼륨 가시화 기법이 연구되고 있다. 하지만 3차원 영상을 구현할 때 이산적인 값을 가진 볼륨 데이터를 이용하여 볼륨 가시화를 하므로 에일리어싱 현상이 나타나게 된다. 이런 현상을 없애기 위해서는 표본 값을 많게 하는 과표본화 방법이 있다. 과표본을 위해 사용하는 기법 중에서 캐트멀-롬 스플라인 방법이 있다. 이 기법은 계산이 쉽고 주어진 제어점들을 지나기 때문에 비교적 정확한 보간값을 구하지만 화소 값의 변화도가 큰 부분에서는 오버슈트나 언더슈트가 생겨 기존의 값과 오차가 생기게 된다. 본 논문에서는 캐트멀-롬 스플라인 보간법에 가우시안 함수를 이용하여 화소 값의 변화도에 따른 장력조정으로 보간값의 가중치를 조절하는 방법을 제안한다. 제안된 방법을 이용하여 영상을 보간하였을 때 오버슈트 현상이 줄어들고 원 영상과의 최대신호대 잡음비를 비교할 때도 우수한 결과를 확인하였다.

## Adaptive Weight Adjusted Catmull-Rom Spline Interpolation Based on Pixel Intensity Variation for Medical Imaging Volume Visualization

Hae-Na Lee<sup>†</sup>, Sun K. Yoo<sup>\*\*</sup>

## ABSTRACT

In medical visualization, volume visualization is widely used. Applying 3D images to diagnose requires high resolution and accurately implement visualization techniques are being researched accordingly. However, when a three-dimensional image volume visualization is implemented using volume data, aliasing will occur since using discrete data. Supersampling method, getting lots of samples, is used to reduce artifacts. One of the supersampling methods is Catmull-rom spline. This method calculates accurate interpolation value because it is easy to compute and pass through control points. But, Catmull-rom spline method occurs overshoot or undershoot in large gradient of pixel values. So, interpolated values are different from original signal. In this paper, we propose an adaptive adjusting weights interpolation method using Gaussian function. Proposed method shows that overshoot is reduced on the point has a large gradient and PSNR is higher than other interpolated image results.

**Key words:** tension control(장력조정), interpolation(보간), medical image analysis(의료영상 진단), gaussian distribution(가우시안 분포도)

※ 교신저자(Corresponding Author) : 유선국, 주소 : 서울시 서대문구 성산로 250 연세대학교 의과대학 의학공학교실(120-752), 전화 : 02) 2228-1919, FAX : 02) 363-9923, E-mail : sunkyoo@yuhs.ac  
접수일 : 2012년 11월 8일, 수정일 : 2012년 12월 10일  
완료일 : 2013년 1월 8일

<sup>†</sup> 준회원, 연세대학교 일반대학원 의과학과  
(E-mail : haena@yonsei.ac.kr)

<sup>\*\*</sup> 정회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실

※ 본 연구는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 전략기술인력양성사업, 한국연구재단(2010-0026833)의 지원을 받아 수행된 결과임.

### 1. 서 론

의료영상에서 볼륨 가시화(volume visualization) 기법이 많이 쓰이고 있다. 의학적인 진단을 위해 3차원 영상을 사용하므로 비 침습적인 방법으로 환자의 내부 장기들을 진단할 수 있고 데이터를 통해 실제 인체 모양과 동일한 영상을 만듦으로써 정밀한 수술계획을 수립 할 수 있다는 장점이 있다[1]. 이렇게 볼륨 가시화를 하기 위해서는 정확한 영상을 만들어 내는 것이 중요하다[2]. 하지만 3차원의 연속적 데이터(data)인 인체를 CT(computed tomography), MRI(magnetic resonance imaging), PET(positron emission tomography)등의 의료기기를 통해 이산적인 값으로 변환되게 된다. 이렇게 의료 영상을 이용하여 3차원 영상으로 재구성 할 때, 이산적인 값으로 구성을 하기 때문에 원 신호 값과의 오차가 생길 수 밖에 없다. 이산적인 데이터를 이용하여 3차원 영상으로 재구성 할 때 표본율(sampling rate)에 따라 에일리어싱(aliasing)현상이 발생하게 된다[3,4]. 에일리어싱 현상을 없애기 위해서는 볼륨데이터로 투사하는 광선을 따라 획득하는 표본(sample) 수를 늘려야 한다. 이렇게 이산적인 값을 이용하여 원 신호에 비슷한 값들을 추가적으로 생산하는 방법을 보간법이라고 한다. 보간법은 주어진 값을 이용하여 원 신호로 복원하는 기법으로 2차원 영상에서는 저해상도 영상을 이용하여 고해상도 영상으로 복원할 때 쓰인다[5]. 보간법 중에서 최근접 보간법, 비스플라인, 캐트멀-롬 스플라인 등이 있는데, 이 중 최근접 보간법(Nearest Neighbor Interpolation)은 바로 이웃한 화소 값을 가지고 오는 것으로 계산은 간단하지만 계단 현상이 나타나는 등 정확한 영상을 구하기 힘들다. 다음으로, 비스플라인(B-spline)보간법은 고차다항식 보간법으로 앞에서 언급한 최근접 이웃화소보간보다 정확한 영상을 생성하지만 계산이 복잡하고 생성된 보간값들은 원 화소값과 오차가 생기기 때문에 영상의 에지부분을 매끄럽게 보간하지 못한다는 단점을 가지고 있다. 다음으로 캐트멀-롬 스플라인(catmull-rom spline)방법은 계산이 쉽고 모든 제어점들을 지나기 때문에 비교적 정확한 보간값들을 구할 수 있다. 하지만 캐트멀-롬 스플라인은 일정한 보간 곡선의 장력을 가지고 있기 때문에 값의 변화도가 큰 부분에서는 보간 곡선이 오버슈트(over-shoot)

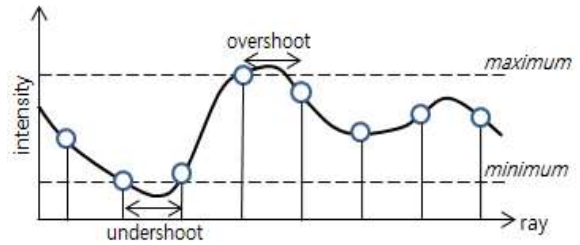


그림 1. 화소 값의 변화도에 따른 오버슈트와 언더슈트의 현상

또는 언더슈트(undershoot)현상이 생겨 값의 오차가 생기게 된다. 예를 들면, 그림 1과 같이 표본 값이 갑자기 변화하는 부분인 변화도가 큰 부분에서는 표본 값의 최대값보다 크게 보간 곡선이 그려지는 오버슈트 부분이 생기고 표본 값의 최소값보다 더 작게 보간 곡선이 그려지는 언더슈트 부분이 발생하게 된다. 이 현상은 보간 다항식에서 갖는 장력계수가 일정한 값을 가지고 있기 때문에 변화도에 따른 적절한 대응을 하지 못하여 오버슈트나 언더슈트 같은 현상이 발생한다[6]. 따라서 값의 변화도에 적응적으로 가중치를 조정하여 원 신호값과 오차를 줄이는 것이 중요하다. 그림 2를 보면 알 수 있듯이 곡선의 장력계수에 따라 곡선이 급격히 변하는 정도가 달라지는 것을 확인 할 수 있다[7]. 의료영상 데이터는 정밀한 진단을 위해 대용량 데이터를 가지고 있다. 이렇게 많은 양의 데이터로 인해 화소 값의 변화도에 따른 가우시안 분포를 가지고 있는 것도 특징이다[8]. 본 연구에서는 영상의 화소 값의 변화도를 가우시안 분포도로 만들어 캐트멀-롬 방정식의 곡선 장력 계수 부분에 가우시안 함수를 사용하여 값의 변화도가 큰 부분은 가중치를 줄여 오버슈트나 언더슈트 현상을 없애주고 값의 변화도가 크지 않는 부분은 캐트멀-롬 보간 방식을 유지하는 값의 변화도에 따른 적응적 보간기법을 제안한다.

### 2. 본 론

#### 2.1 관련 연구

의학 분야 또는 과학 분야의 영상 가시화에서 대화형이나 실시간 볼륨 가시화와 함께 고품질의 영상을 얻기 위해 연구가 활발히 이루어지고 있다[9]. 먼저, 볼륨 렌더링은 데이터 세트(data set)를 이용하여 가시화 하는 중요한 기술이다. 볼륨 가시화의 대표적인 방법인 광선 투사법(ray-casting)은 그림 3과 같

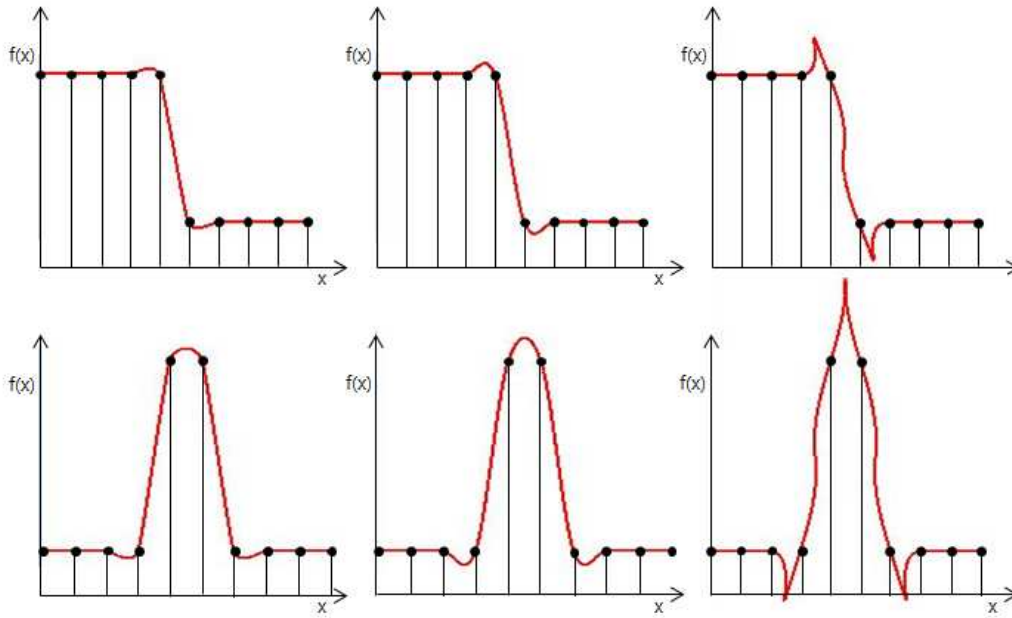
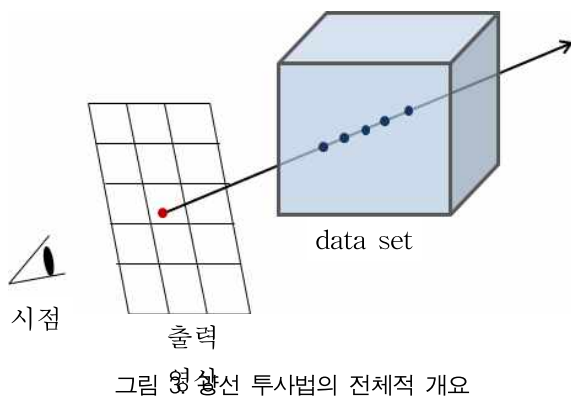


그림 2. 장력계수에 따른 캐트밀-룸 스플라인 장력계수, a는 왼쪽부터 첫 번째 열은 a=0.25, 중간 열 a=0.5, 맨 마지막 열은 a=1.750이다



이 영상을 보여줄 뷰포인트(view point)에서 광선을 발사하여 볼륨 데이터를 관통한다. 각각의 광선에서 색상과 불투명도 값을 구하게 되는데 이 과정을 재-표본화(re-sampling)이라고 하며, 주변 복셀(voxel) 값들을 이용해 각각의 표본 값을 구하게 된다 [3,10]. 재-표본화 과정에서 전이함수를 통해 화소(pixel)값으로 저장될 최종 색상과 불투명도 값을 계산한다. 볼륨 렌더링 기법은 이산적인 값들을 가지고 연산을 하기 때문에 원 신호와의 오차가 생길 수밖에 없는데[11] 볼륨 가시화를 하면서 잡음이 발생하는 원인을 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째는 표본율에 따른 잡음이고 다른 하나는 재구성 필터(reconstruction filter) 품질에 따른 잡음이 있다 [2,12]. 첫 번째로 표본율에 따른 잡음은 낮은 표본율

을 가질 때 발생한다. 나이퀴스트-샤논 샘플링 정리(nyquist-shannon sampling theorem)에 따라 표본율을 고주파의 최소 두 배 이상 지정해 주어야 한다. 두 번째로 재구성 필터에서의 잡음은 볼륨 데이터 재구성 단계에서 필터의 품질에 따라 잡음이 발생한다. 이렇게 잡음이 발생하는 문제점을 해결하기 위한 기존의 방법들로 선-적분(pre-integration)방법에서 이 문제점을 해결하는 방안을 제시하였지만 광선을 따라 삼선형 보간 등 높은 차수로 보간을 하는 것이 아니라 선형 보간을 이용하여 재구성을 하여 다른 잡음이 발생하는 단점이 있다[2]. 또한 불투명도(opaicty)에 가중치를 다르게 주어 보간하는 방법이 있는데[11], 이 방법은 기존의 광선에서 일정한 간격으로 샘플링을 하는 방법보다 가시화 하는데 시간이 적게 걸리고 잡음도 줄어들지만 기존 광선 투사법보다 더 부드러운 영상이 생성되기 때문에 의학적 진단을 위한 영상 분야에서는 적절하지 않다. 다른 방법으로는 잡음을 없애기 위해 선형 보간을 이용하여 그림 4와 같이 표본율을 높일 수 있다. 이 방법은 일반적으로 많이 쓰이고 계산 량이 많지 않기 때문에 빠른 수행속도를 보이지만 오차가 크다는 결점이 있어 정밀계산이 요구되는 곳에서는 사용할 수 없다. 따라서 보간값을 구하기 위한 적당한 차수로 3차 다항식을 이용한 보간법을 사용하려고 한다. 다른 방법

으로는 재구성(reconstruction)기법에서 캐트멀-롬 스플라인을 이용하여 표본율을 증가 시키고 보간한 값에서 최대값과 최소값을 찾아 불투명도 여부를 계산하는 방법을 이용하였다. 하지만 이 방법은 항상 보간 곡선이 원래 주어진 복셀값을 초과하는 극단적인 경우를 가정하고 새로운 최대-최소값을 구하기 때문에 값이 효율성이 떨어지고 값의 변형으로 인해 영상 왜곡이 발생할 수 있다[2]. 또 다른 방법으로 표본율을 증가시킬 때 Cubic B-spline을 이용하여 원래 복셀값들을 초과하지 않고 보간을 하는 C. Zhang가 제안한 방법도 있다. 하지만 해당 기법은 계산 량이 많을 뿐만 아니라 주어진 제어점들을 지나지 않기 때문에 정확하지 않은 값이 생성 될 수 있다. 본 논문에서는 모든 제어점을 지나서 캐트멀-롬 스플라인 보간 방법과 오버슈트가 없는 B-spline의 장점을 가진 보간 곡선의 장력(tension)을 이용하여 제어점의 변화도가 크지 않은 부분은 유지하고 변화도가 큰 부분은 장력을 조절하여 오버슈트가 생기지 않는 효율적인 보간 곡선 방법을 제안한다.

2.2 전체 알고리즘

논문의 전체적 알고리즘은 다음과 같다. 제안된 방법으로 볼륨 렌더링을 하기 위해 그림 6과 같이 볼륨 가시화에 쓰일 데이터를 만드는 전처리 단계와 가시화 단계로 나뉜다. 전처리 단계는 렌더링을 하기 위해 데이터를 만드는 단계이다. 전처리 단계의 재구성 단계에서 영상향상을 위한 과표본화를 위해 보간 기법을 사용하는데 이웃한 복셀 값들을 이용하여 새로운 복셀값을 구한다. 새로운 복셀값을 구하기 위해 캐트멀-롬 스플라인을 이용한다. 캐트멀-롬 스플라인의 장력계수는 일정한 값인 0.5를 갖는다. 그렇기 때문에 복셀값의 변화도에 따라 적절하게 보간값의

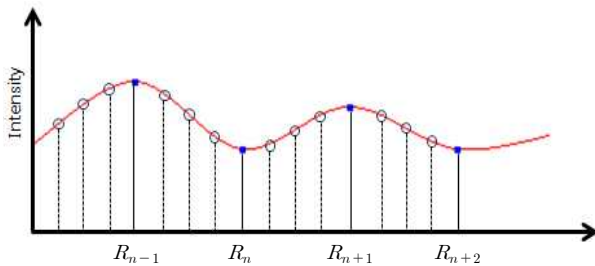


그림 4. 균일한 간격의 표본율. 사각형 모양의 점이 실제 밝기 값, 빈 원으로 된 부분은 표본율을 높이기 위해 생성한 가상의 표본

가중치를 조절하지 못하여 오버슈트 언더슈트 같은 현상이 발생하게 된다. 따라서 장력계수에 가우시안 함수로 대체하여 값의 변화도에 따라 적응적으로 보간값을 구하는 방법을 제안한다. 먼저, 값의 변화도는 광선 투사법의 변화도(gradient)를 구하는 공식에 따라 중앙차분법(central difference gradient estimator)을 이용하였다. 중앙차분법은 각 표본 값의 차에 0.5를 곱하는 방법도 있지만 표본 값의 차만 구하는 방법도 있다[13]. 본 연구에서는 다음 절에서 설명할 캐트멀-롬의 접선 벡터를 구하는 방법으로 복셀값의 변화도를 구해야 하기 때문에 두 표본 값의 차만 구하는 공식을 이용하였다. 중앙차분법으로 이용한 식은 다음과 같다.

$$N(x,y,z) = [f(x+1) - f(x-1), f(y+1) - f(y-1), f(z+1) - f(z-1)] = [D_x, D_y, D_z] \tag{1}$$

보간법을 이용하기 전에 복셀값의 가우시안 분포도를 구하기 위해 캐트멀-롬 스플라인 다항식에서 곡선의 장력을 조정하는 계수 부분에 가우시안 함수를 넣어 복셀값의 변화도에 따라 장력계수가 변화도록 조절하여 적응적으로 보간값의 가중치가 변화하도록 구하였다. 광선 투사법의 알고리즘에서 볼륨 데이터를 투과하는 광선을 따라 표본들을 구하고 그 표본 값에서 색상(color)과 불투명도 값을 구하게 된다. 데이터에서 밝기(intensity)값은 표본의 색상과 불투명도 값을 곱한 것으로 식은 다음과 같다[13].

$$I = C * \alpha \tag{2}$$

밝기 값을 구하기 위해 색상값과 불투명도를 구해야 한다. 본 논문에서는 볼륨 렌더링의 전-후향(front-to-back) 방법을 이용하므로[3] 식은 아래와 같다.

$$C_{out} = C_{\in} + (1 - \alpha_{\in}) \alpha_{\in} C_i \tag{3}$$

$$\alpha_{out} = \alpha_{\in} + \alpha_U (1 - \alpha_{\in})$$

그림 5와 같이 구하려고 하는 복셀 값을  $C_i$ 라 할 때 광선이  $C_i$ 를 통과하기 전의 색상 값을  $C_{in}$ ,  $C_i$ 를 통과하여 나온 결과 값을  $C_{out}$ 이라 한다. 불투명도 값도 마찬가지로 현재 위치에서의 불투명도를  $\alpha_U$ , 현재 위치를 통과하기 전의 불투명도 값을  $\alpha_{in}$ , 현재 위치를 통과하여 나온 결과 값이  $\alpha_{out}$ 이다. 광선을

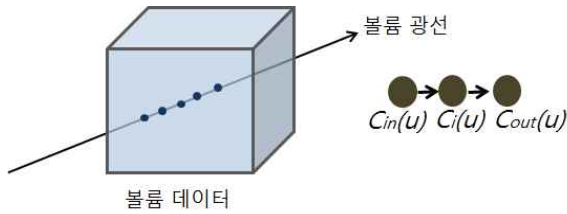


그림 5. 광선 투사법 과정. 최종 출력되는 화소의 밝기 값을 계산

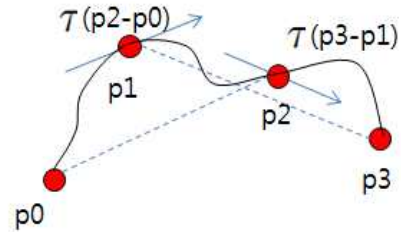


그림 7. 캐트멜-롬 스플라인 곡선

따라 각각의 표본에서 구한 색상과 불투명도 값을 누적하여 최종 화소 값을 구한다.

새로운 표본값을 구하기 위해서는 보간기법을 이용해야 한다. 기존의 보간법은 고정된 계수를 가지고 있기 때문에 화소 값의 변화에 따른 적응적 보간값을 구하지 못하여 화소 값의 변화가 큰 부분에 이웃한 화소들보다 밝기가 더 크거나 작은 보간값을 발생시킨다.

본 알고리즘에서는 색상과 불투명도로 값을 이용하여 계산한 밝기 값을 제안한 알고리즘을 통해 보간하여 높은 품질의 볼륨 렌더링을 구현하는 방법을 제안한다.

### 2.3 가우시안 함수를 적용한 캐트멜-롬 스플라인 가우시안 분포도 이용

고해상도 영상은 데이터의 재구성 단계에 의해 결정된다. 재구성 필터에서 높은 차수의 필터를 사용하면 부드러운 곡선을 만들어 원하는 곳의 스킨 값은 작은 오차범위로 계산할 수 있다. 하지만 전이 함수

에서 고주파(high frequency)가 포함될 경우 잡음이 생기게 된다. 이 잡음을 없애주기 위해선 표본율을 높이는 것이 필요하게 되는데 본 논문에서는 표본율을 높이기 위해 기존의 복셀 값에서 가상의 표본 값들을 도출하는 방법을 제안한다. 그림 7과 같이 복셀 값을 제어점(control point)으로 보간을 하고 보간 곡선을 이용하여 가상의 표본 값들을 도출할 것이다. 이 방법을 사용하기 위하여 계산이 쉽고 보간 방법에서 널리 쓰이는 캐트멜-롬 스플라인을 사용할 것이다. 이 보간 방법은 주어진 제어점들을 모두 지나고 짧은 간격에서 정의되며 제어점이 추가되거나 변경되어도 그 구간(segment)만 변경되는 국부 제어(local control)의 성질을 가지기 때문에 데이터가 국부적으로 급격히 변하는 경우에도 비교적 정확한 근사값을 예측할 수 있다는 장점이 있다. 캐트멜-롬 스플라인은 3차 다항식으로서 다음과 같다.

$$P(u) = [1 \ u \ u^2 \ u^3] \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\tau & 0 & \tau & 0 \\ 2\tau & \tau-3 & 3-2\tau & -\tau \\ -\tau & 2-\tau & \tau-2 & \tau \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{bmatrix} \quad (4)$$

여기서  $\tau$ 는 곡선의 탄성도를 나타내는 장력이다. 캐트멜-롬 스플라인은  $\tau$ 에 따라 곡선의 완만함 정도가 달라진다. 보간 곡선을 그릴 때 변화량이 급격히 변하는 곳은 오버슈트가 발생하여 원래 값과 오차가 크게 발생하게 된다. 오버슈트 현상을 없애주기 위해서는 값의 변화량의 가중치를 줄여 주어야 하지만, 기존 방법처럼 일정한 가중치를 주어지게 된다면 [14] 변화량에 적절히 대응하지 못하기 때문에 정확한 근사값을 구할 수 없게 된다. 3차원 의료 영상은 정확한 진단을 위해 고해상도를 가진 데이터를 필요로 하기 때문에 볼륨 데이터양이 크고 [15] 3차원 CT 영상 데이터의 경우에는 수십에서 수백 MB를 갖는다 [16]. 이렇게 정밀한 진단을 위해서는 고품질의 영상이 필요하다. 따라서 잡음을 줄이기 위해 변화량 데이터의 가우시안 분포도를 이용하여 주어진 값의

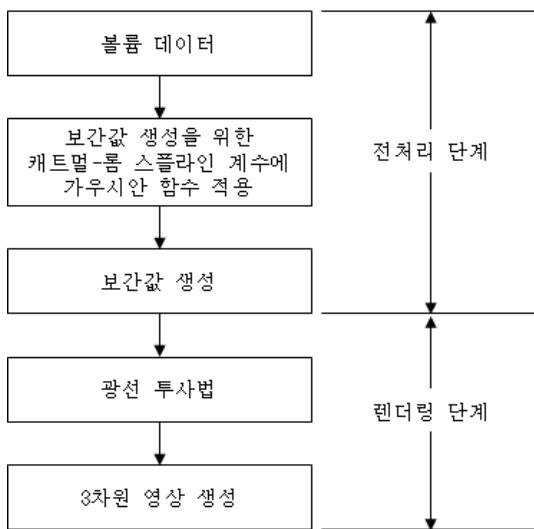


그림 6. 본 연구에서 제안한 전체적 알고리즘

변화량에 따른 곡선의 장력조정으로 효율적인 보간 곡선을 만드는 방법을 제안한다. 캐트멀-롬 스플라인 다항식에서 보간곡선을 그릴 때 제어점 4개를 사용하는데 연산 식에서 조건은 다음과 같다.

$r$ : 광선  
 $r_n$ : 광선  $r$ 에서  $n$  번째 표본  
 $I_n$ :  $r_n$ 에서의 밝기 값  
 $p$ : 제어점  
 $B_n(t)$ : 캐트멀-롬 스플라인 블렌딩 함수  
 제어점이 다음과 같이 있다고 가정할 때,  

$$p = \{p_0, p_1, p_2, p_3\}$$

$$= \{(r_{n-1}, I_{n-1}), (r_n, I_n), (r_{n+1}, I_{n+1}), (r_{n+2}, I_{n+2})\}$$
 (5)

캐트멀-롬 스플라인의 다항식을  $P(u)$ 라 할 때 4개의 제어점을 한 구간으로 보간을 하게 되면

$$P(u) = I_{-1} \cdot B_{-1}(t) + I_0 \cdot B_0(t) + I_1 \cdot B_1(t) + I_2 \cdot B_2(t),$$

$$0 \leq t \leq 1$$
 (6)

와 같다. 여기서  $t$ 의 간격은 0.25로 한다.

캐트멀-롬 스플라인 식에서 곡선의 장력 나타내는 장력부분에 가우시안 함수로 대체하여 각 점에서의 변화도에 따른 장력조절을 수행한다.

본 논문에서 사용하는 가우시안 함수는 식 (7)과 같다.

$$Gauss(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}$$
 (7)

이 식에서  $x$ 는 해당 점 위치에서의 변화량, 분산인  $\sigma^2$ 과 평균을 나타내는  $\mu$ 도 변화량의 분산과 평균으로 나타낸다.

### 3. 실험

본 제안한 알고리즘에서 값을 보간할 때의 곡선의 완만함과 볼륨 가시화를 하였을 때 영상의 품질을 비교하기로 한다. 구현은 Windows 7 운영체제에서 Microsoft Visual studio C#와 함께 DirectX 11.0을 이용하였으며, 459 MHz 코어 클럭에 총 그래픽 메모리를 1982 MB를 갖는 NVIDIA GeForce 8500GT GPU를 이용하였다. 실험에서는 제안한 보간 방법의 유효성을 알아보기 위해 한 광선을 따라 표본화 된 값을 추출하여 1차원으로 그래프를 그려보았다. 그 다음으로는 2차원 영상에 각 보간 방법으로 필터링

(filtering)처리를 하여 비교를 하였는데, 원 영상을 1/2배로 다운샘플링(down sampling)을 하여 보간한 후 원 영상과 보간한 영상을 최대신호대 잡음비(peak signal-to-noise ratio, PSNR)를 비교하였다. 수식은 식 (8),(9)와 같다.

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{MAX_I^2}{MSE} \right)$$
 (8)

$$MSE = E[(X - X')^2]$$
 (9)

$MAX_I$ 는 해당 영상의 최대값, 해당 채널의 최대값에서 최소값을 빼서 계산하고 보간에 사용하는 영상은 8bit 그레이스케일 영상이므로  $255-0=255$ 이다. MSE는 평균제곱오차(Mean square error)로 원 영상과 비교영상의 차의 제곱에 총 화소값을 나누어 계산을 하고, E는 기대 값(1/총 화소수), X는 원 영상, X'는 비교영상을 나타낸다. 마지막으로는 시점의 방향인 z축 방향으로 4배 보간하여 일반 과표본화 방법과 비교를 하였다. 그림 8에서는 임의의 제어점을 주어주고 캐트멀-롬 스플라인과 cubic B-spline 그리고 제안한 알고리즘 보간법을 비교하였다. 그림에서 처럼 기존의 캐트멀-롬 스플라인 보간은 주어진 제어점들은 다 주어지지만 오버슈트나 언더슈트가 생김을 알 수 있다. 그에 반해 cubic B-spline은 부드러운 곡선을 생성하지만 제어점 아래에서 곡선을 만들기 때문에 기존에 주어진 값과 오차가 큰 것을 알 수 있다. 마지막으로 제안한 알고리즘으로 보간한 곡선은 캐트멀-롬 스플라인의 특성처럼 주어진 제어점들을 모두 다 지나고 cubic B-spline처럼 오버슈트나 언더슈트 되는 부분을 줄일 수 있다. 즉, B-spline은

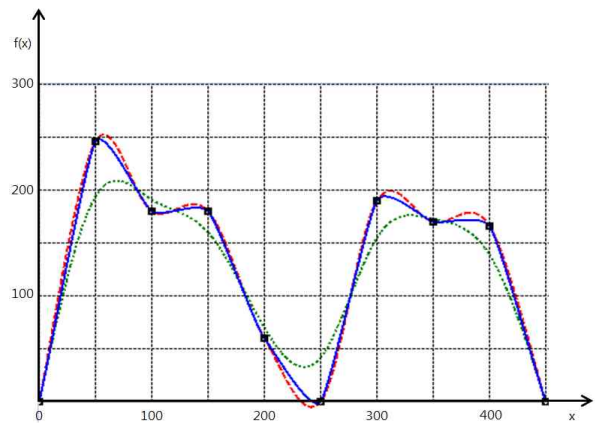


그림 8. 보간 곡선 비교 검은색 점이 제어점이고 파선이 캐트멀-롬 스플라인 보간, 점선으로 된 곡선이 cubic B-spline 마지막으로 실선이 제안한 보간 곡선이다

부드러운 곡선을 그리지만 주어진 제어점들을 지나지 않아 보간값을 구할 때 오차가 크게 날 수 있다는 문제점이 생긴다. 그에 반해 제안한 보간법은 오버슈트나 언더슈트가 되는 부분들은 가우시안 함수로 곡선의 탄성도를 줄여주고 나머지 변화량이 크지 않는 부분들은 기존의 캐트멀-롬 스플라인 식과 유사하게 그려주기 때문에 B-spline에 비해 좀 더 정확한 보간값들을 구할 수 있다. 그림 9에서는 볼륨 데이터의 z축을 투과하는 한 광선의 표본들을 추출하여 보간을 하였다. 정사각 모눈 그래프의 한 칸의 간격은 20

으로 하였다. 먼저, (a)는 볼륨데이터의 원 신호 값의 표본들을 나타낸 것이다. 이 신호는 이산적인 성질을 가지고 있기 때문에 볼륨 가시화를 하기 위해서는 연속적인 신호로 나타내어야 한다. (b)는 캐트멀-롬 스플라인 보간법으로 나타낸 신호이다. 자연스러운 곡선을 나타내지만 표본 값이 급변하는 부분에서는 오버슈트와 언더슈트가 발생하는 것을 확인할 수 있다. (c)에서 실선으로 나타낸 곡선은 제안하는 보간법을 이용하여 나타낸 것이다. 마지막으로 (d)는 파선으로 그린 캐트멀-롬 스플라인과 실선으로 그린

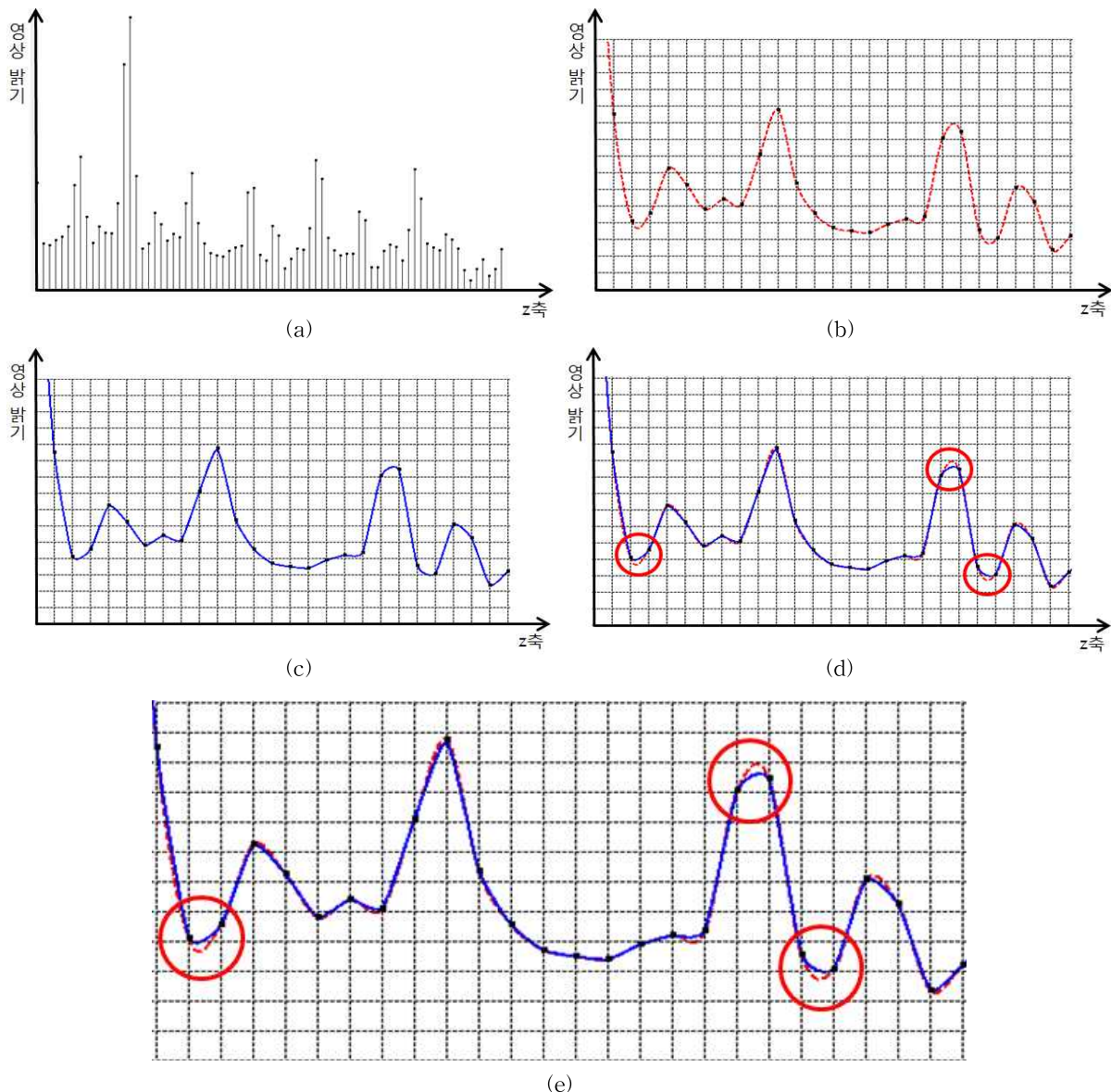


그림 9. 볼륨 데이터를 관통하는 하나의 광선의 표본값을 추출하여 보간 (a)원 신호 (b) 캐트멀-롬 스플라인 (c) 제안방법 (d) 파선으로 그린 캐트멀-롬과 실선으로 나타낸 제안방법 비교 (e) (d)의 확대영상, 정사각형 모눈 그래프의 한 칸의 간격은 20이다.

제안 방법을 비교하였다. 샘플 값의 변화가 큰 부분은 캐트멀-롬 스플라인 특성상 갑자기 곡선의 굴곡이 커지는 부분이 생긴다. 그에 반해 제안한 알고리즘은 굴곡이 커지는 부분이 줄어들고 다른 부분들은 기존의 곡선과 같이 부드럽게 그려지는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 기존의 보간법에 비해 제안된 보간법에서는 값의 변화가 큰 부분에서는 곡선의 장력을 조절하여 원 신호와의 값의 차이를 줄이는 것을 볼 수 있다.

다음으로 보간법을 이용하여 2차원 영상의 복원 능력을 비교 하였다. 그림 10은 원 영상을 반전시킨 혈관 영상으로 저 해상 영상으로 나타내기 위해 1/2로 축소하고 각각의 보간법을 이용해 원 영상 크기로 복원하였다. (c)는 최근접 이웃화소 보간법을 이용한 영상이다. 블록 현상이 심하게 나타나 혈관의 형체를 구분할 수 없다. (b)는 B-spline방법으로 보간한 영상이다. (c)에 비해 블록 현상이 많이 줄어들었지만 영상이 너무 부드럽게 나와 정밀한 영상을 요구하는 의료 영상 분야에서는 적합하지 않은 방법이다.

(e)는 캐트멀-롬 스플라인 방법으로 다른 보간법에 비해 비교적 정확한 영상으로 복원 할 수 있었다. 하지만 혈관부분에서나 바탕을 나타내는 부분에서 블록 현상이 나타났다. 마지막으로 (f)는 제안한 방법으로 보간한 영상으로 기존의 보간법들에 비해 블록 현상이 적게 나타났고 혈관의 형체와 두께도 원 영상과 흡사하게 나타났다. 그림 11은 무릎 뼈 영상으로 제안한 방법의 무릎 뼈의 경계부분을 더 정밀하게 나타내었다. 그림 12와 그림 13도 위와 같은 방법으로 보간을 하여 비교 하였다. 제안방법인 (f)가 캐트멀-롬 보간기법으로 만든 (e)보다 경계부분에서 흐림 현상도 줄어들었고 원 영상과 흡사한 화소값을 갖는 것을 확인할 수 있다. 그림 14는 MRI 뇌 영상에서 임의의 임펄스 잡음을 첨가하여 캐트멀-롬 스플라인 방법과 제안한 방법으로 보간한 영상을 확대하여 비교 하였다. 캐트멀-롬 방법인 (b)에서는 영상의 밝기 값이 블록 현상처럼 나타나지만 제안된 방법으로 보간한 (c)는 임펄스 잡음 부분이 더 정확하게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

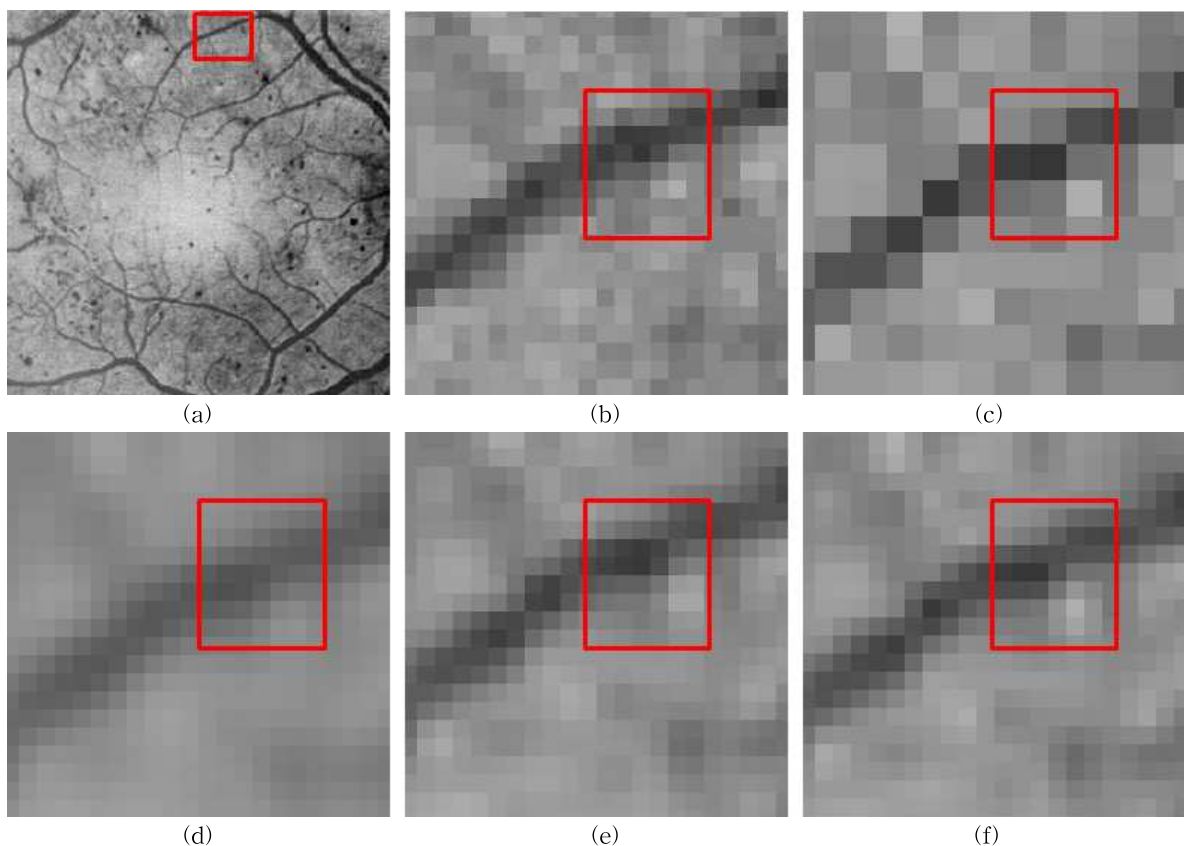


그림 10. 반전시킨 혈관 영상 보간법 비교 (a)원 영상, (b) 원 영상 확대, (c) 최근접 이웃화소, (d) Bspline (e) catmull-rom spline (f) 제안 방법



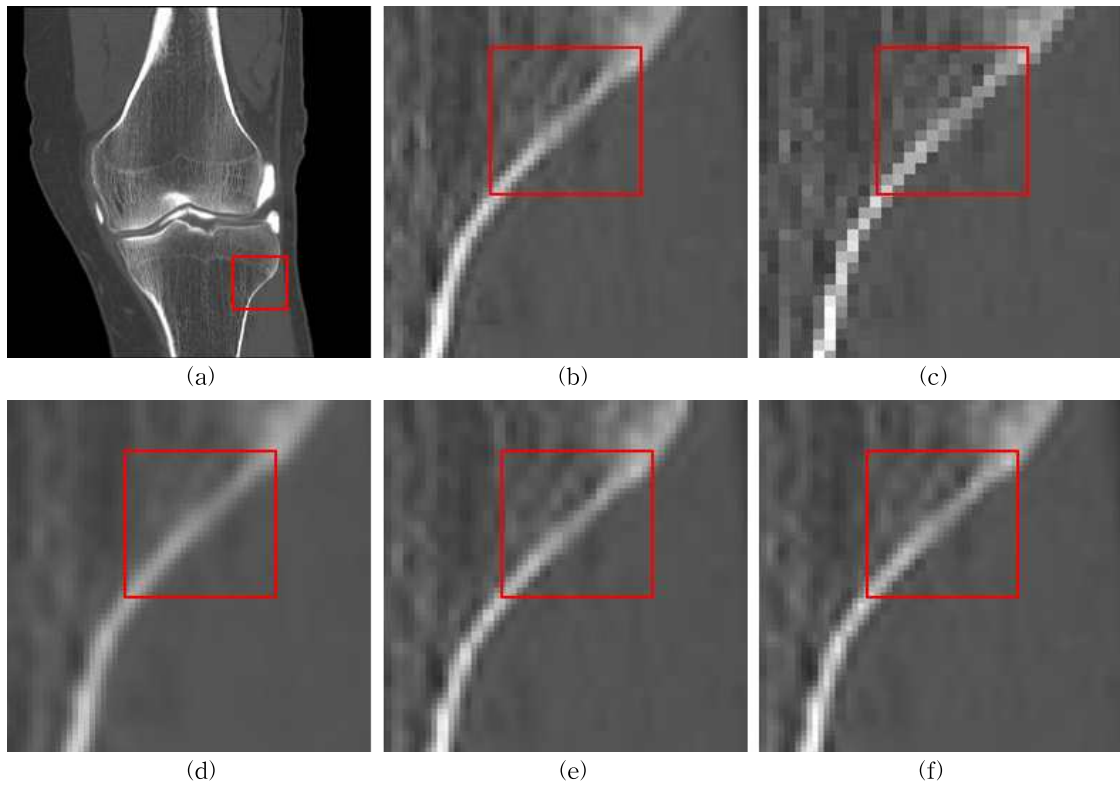


그림 11. 무릎 뼈 영상 보간법 비교 (a)원 영상, (b) 원 영상 확대, (c) 최근접 이웃화소, (d) Bspline (e) catmull-rom spline (f) 제안 방법

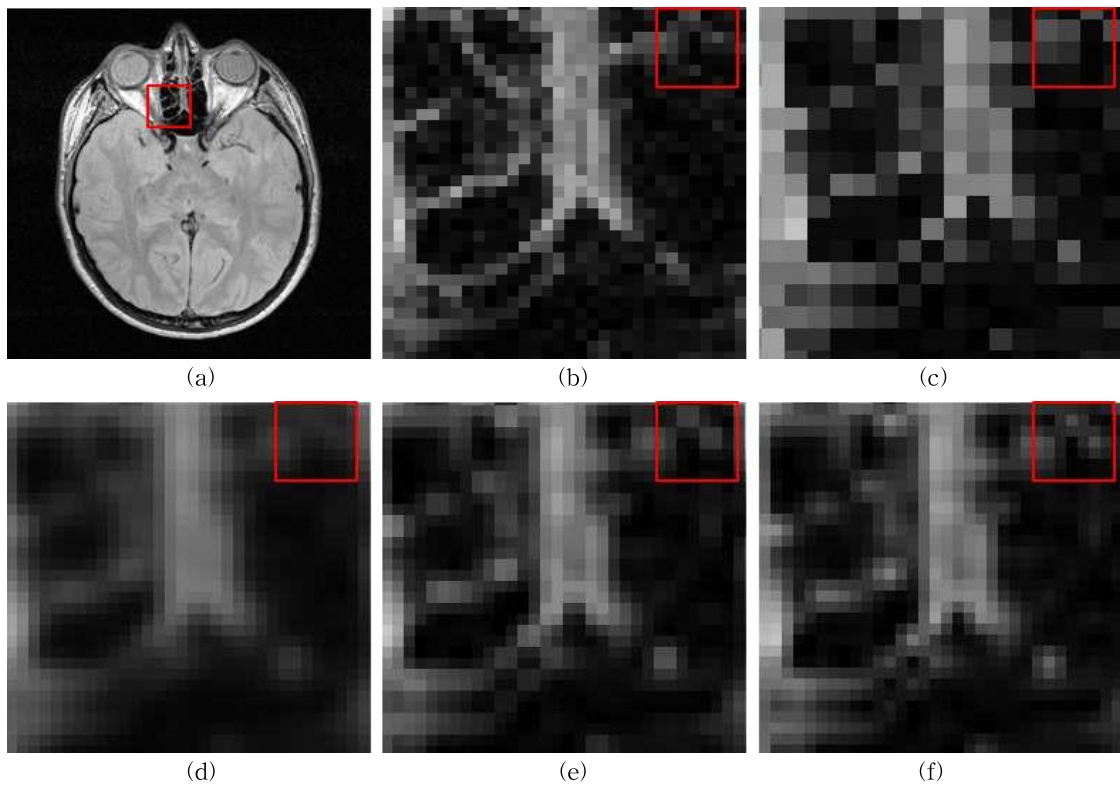


그림 12. MRI 영상 보간법 비교 (a)원 영상, (b) 원 영상 확대, (c) 최근접 이웃화소, (d) Bspline (e) catmull-rom spline (f) 제안 방법

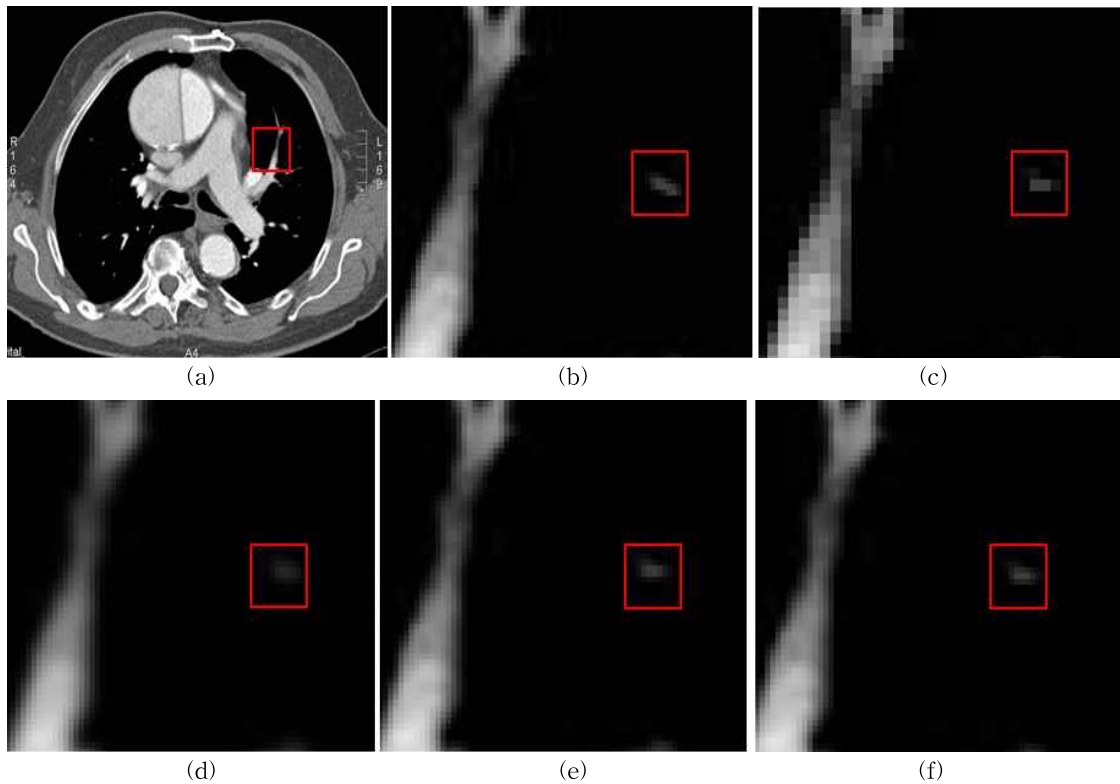


그림 13. 폐 CT 영상 보간법 비교 (a)원 영상, (b) 원 영상 확대, (c) 최근접 이웃확소, (d) Bspline (e) catmull-rom spline (f) 제안 방법

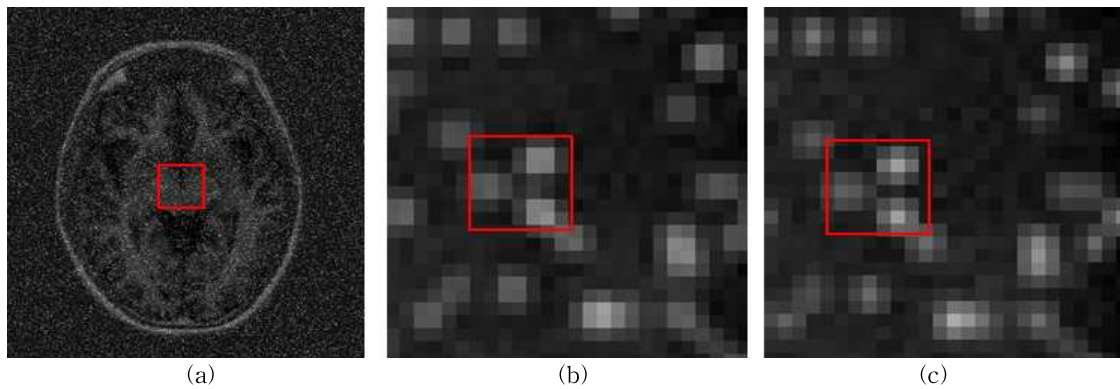


그림 14. 임펄스 잡음이 있는 MRI 영상 보간법 비교 (a)원 영상, (b) catmull-rom spline (c) 제안 방법

표 1은 실험결과에서 보는 것과 같이 기존의 보간 확대한 후 평균제곱오차(MSE)와 최대 신호대 잡음비(PSNR)을 이용하여 수치적으로 비교하였다. 그림 기법과 제안한 방법을 이용하여 축소된 원 영상을

표 1. 평균제곱오차(MSE)와 최대 신호대 잡음비(PSNR)비교

	Bio		Knee		MRI		Lung	
	MSE	PSNR	MSE	PSNR	MSE	PSNR	MSE	PSNR
Nearest Neighbor	192.2480	25.2922	57.5117	30.5332	350.9057	22.6789	157.1627	26.1673
Cubic Bspline	157.9147	26.1466	48.1908	31.3012	254.4846	24.0742	113.8479	27.5676
Catmull-Rom	137.6239	26.7439	38.6573	32.2585	246.3866	24.2146	101.9110	28.0486
Proposed	76.2507	29.3084	20.7560	34.9594	143.0060	26.57726	41.7457	31.9247

10-13 총 4개의 영상을 이용하여 비교를 하였다. 기존의 기법들에 비해 제안한 기법으로 보간한 영상이 최대 신호대 잡음비 값이 평균 2dB정도 높은 것을 확인 할 수 있었다. 이러한 화질 향상은 원 신호에 근접하게 보간 하도록 화소값이 급변하는 곳에서는 보간값의 가중치를 조절하여 적응적으로 원 신호에 가까운 값들을 보간하여 생성된 보간값들이 원 영상의 값과 근접하게 계산되었기 때문이다.

다음으로 제안한 보간법의 화질을 알아보기 위해 그림 15, 16을 제시하고 있다. 그림 15는 뇌 영상을 이용하여 볼륨 렌더링을 한 것으로, 왼쪽 열은 일반 과표본화 방법을 이용하였고, 두 번째 열인 오른쪽 열은 제안한 기법을 이용하여 z축으로 4배 보간한 영상이다. 기존의 과표본화 방법에 비해 제안한 방법은 뇌의 윤곽과 주름 부분에서 화질 저하 없이 구현한 것을 알 수 있다.

그림 16은 폐의 CT영상을 이용한 것으로 첫 번째 열인 왼쪽 열은 일반 과표본화 방법으로 가시화 한 것이고 오른쪽 열은 제안한 방법으로 구현한 것이다. 기존의 방법인 (c)에서는 심장을 둘러싸고 있는 혈관들의 끝 부분은 서로 엉겨 있어 정확한 윤곽을 잡기 힘들지만 제안한 방법으로 구현한 (d)는 기존의 방법보다 더 좋은 결과 영상을 보이고 있다. 또한 (f)에서

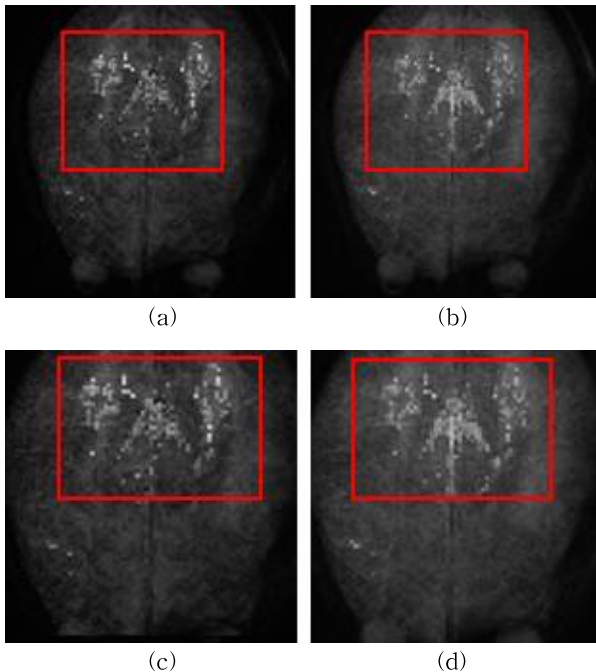


그림 15. z축 방향으로 4배씩 과표본화 한 레이캐스팅 비교 (a,c) 일반 과표본화 (b,d) 제안방법

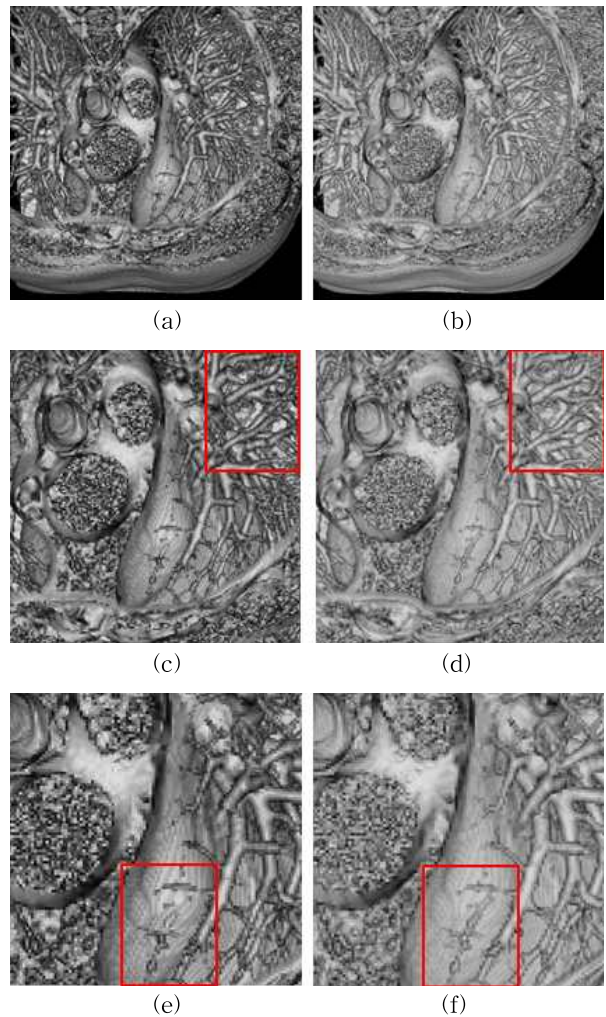


그림 16. z축 방향으로 4배씩 과표본화 한 레이캐스팅 비교 (a,c,e) 일반 과표본화 (b,d,f) 제안방법

도 (e)에 비해 원 신호와 비슷한 값들을 계산하여 미세한 부분도 비교적 세밀하게 표현하는 것을 확인할 수 있다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 원 신호와 가까운 보간값들을 생성하기 위해서 볼륨 데이터의 복셀 값의 변화도에 따라 적응적으로 가중치를 조절하여 보간하는 기법을 제안하였다. 기존의 캐트밀-롬 스플라인 기법은 영상의 화소 값의 변화가 큰 부분에서는 오버슈트나 언더슈트 현상이 생겨 원 영상과 오차가 커지는 것에 비해 제안된 방법은 값의 변화도가 큰 부분에서는 보간 곡선의 장력을 적응적으로 조절하여 오버슈트나 언더슈트의 발생을 억제하여 저해상도 영상을 원

영상과 유사하게 복원을 하는 우수함을 보여주었다. 또한 최대 신호대 잡음비를 비교 하였을 때도 평균 2dB이 기존 보간법 보다 높게 나오는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 화질 향상은 화소 값의 변화도에 따른 적응적 가중치를 적용하므로 서 기존의 캐트럴-룸 스플라인 보간법을 이용할 때 나타나는 오버슈트와 언더슈트 현상을 줄이므로 기존의 원 영상과 비슷한 영상을 구현하였기 때문이다. 또한 볼륨 데이터를 이용하여 제한한 방법으로 보간하여 볼륨 렌더링을 하였을 때도 기존의 과표본화 방법보다 세밀한 부분을 잘 표현하는 등 영상 화질 개선에 효과적임을 확인할 수 있다.

### 참 고 문 헌

- [ 1 ] U. Tiede, T. Schiemann, and K. Heinz Höhne, "High Quality Rendering of Attributed Volume Data," *IEEE Visualization 98(VIZ'98)*, pp. 255-262, 1998.
- [ 2 ] C. Zhang, P. Xi, and C. Zhang, "CUDA-based Volume Ray-Casting using Cubic B-spline," *Conf. Virtual Reality and Visualization (ICVRV)*, pp 84-88, 2011.
- [ 3 ] M. Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data," *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 8, No. 3, pp. 29-37, 1988.
- [ 4 ] C. Rossl, F. Zeilfelder, G. Nurnberger, and H. Seidel, "Reconstruction of Volume Data with Quadratic Super Splines," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 10, No. 4, pp. 397-409, 2004.
- [ 5 ] A. Lukin, A. Krylov, and A. Nasonov, "Image Interpolation by Super-Resolution," *International Conference Graphicon*, pp. 239-242, 2006.
- [ 6 ] S. Kyrre As, B. Skallerud, and B.W. Tveiten, "Surface Roughness Characterization for Fatigue Life Predictions using Finite Element Analysis," *International Journal of Fatigue*, Vol. 30, No. 12, pp. 2200-2209, 2008.
- [ 7 ] W. Burger and M.J. Burge, *Geometric Operations, 1st Ed, Digital Image Processing An Algorithmic Introduction Using Java*, Springer, New York, NY, 2008.
- [ 8 ] R.L. Cook, "Stochastic sampling in computer graphics," *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, Vol. 5, No. 1, pp 51-72, 1986.
- [ 9 ] B. Lee, J. Yun, J. Seo, B. Shim, Y. Shin, and B. Kim, "Fast High-Quality Volume Ray-Casting with Virtual Samplings," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 16, No. 6, pp. 1526-1532, 2010.
- [ 10 ] 계획원, "카디널 보간을 이용한 효율적인 고품질 볼륨 가시화," 멀티미디어학회논문지, 제14권, 제3호, pp. 339-347, 2011.
- [ 11 ] C. M. Wittenbrink, T. Malzbender, and M. E. Goss, "Opacity-Weighted Color Interpolation For Volume Sampling," *IEEE Symposium on Volume Visualization*, pp. 135-142, 1998.
- [ 12 ] K. Engel, M. Hadwiger, J. Kniss, A. Lefohn, C. Rezk Salama, and D. Weiskopf, "Real-Time Volume Graphics," *ACM SIGGRAPH 2004 Course Notes*, pp. 115-124, 2004.
- [ 13 ] B. Lichtenbelt, R. Crane, and S. Naqvi, *Illumination and Shading, 1st Ed, Introduction to Volume Rendering*, Hewlett-Packard Company, Upper Saddle River, NJ, 1998.
- [ 14 ] M.Z. Hussain and M. Sarfraz, "Monotone Piecewise Rational Cubic Interpolation," *International Journal of Computer Mathematics*, Vol. 86, No. 3, pp. 423-430, 2009.
- [ 15 ] J. Zhang, J.N. Stahl, H.K. Huang, X. Zhou, S.L. Lou, and K.S. Song, "Real-Time Teleconsultation with High-Resolution and Large-Volume Medical Images for Collaborative Healthcare", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 4, No. 2, pp. 178-185, 2000.
- [ 16 ] J. Montagnat, F. Bellet, H. Benoit-Cattin, V. Breton, L. Brunie, H. Duque, Y. Légré, I.E. Magnin, L. Maigne, S. Miguet, J.-M. Pierson, L. Seitz, and T. Tweed, "Medical Images Simulation, Storage, and Processing on the European DataGrid Testbed," *Journal of Grid Computing*, Vol. 2, No. 4, pp. 387-400, 2004.



이 해 나

2007년 3월~2011년 2월 건양대  
학교 의공학과 학사  
2011년 3월~현재 연세대학교 의  
과학과 석사 과정  
관심분야: 의료영상처리, 3차원  
영상처리



유 선 국

1981년 연세대학교 전기공학과  
학사  
1985년 연세대학교 전기공학과  
석사  
1989년 연세대학교 전기공학과  
박사

1995년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실 교수  
관심분야: u-Health, 의료영상, 스마트 디바이스, 생체  
신호처리 및 패턴인식, 감성공학