

MBR의 비례 관계를 이용한 영상 보간이 적용된 뇌 MR 영상의 3차원 가시화

송 미 영[†] · 조 형 제^{††}

요 약

본 연구에서는 뇌 MR 영상의 3차원 가시화를 위해 여러 단면의 원영상을 사용하지 않고, 적은 수의 횡단면 영상만을 이용하여 보간 영상을 생성하는 방법에 대해 제안한다. 이 과정에서의 핵심인 영상 보간을 위해 우선 3차원으로 재구성하고자 하는 관심영역을 분할하고, 분할된 관심 영역들의 경계와 MBR(Minimum Bounding Rectangle) 정보를 추출한다. 그리고 보간하고자 하는 층의 영상 크기는 분할된 관심영역의 상·하층 각각 두 영상들의 MBR 크기 변화율로 결정하고, 이를 기반으로 분할된 관심 영역의 영상내에서 해당 화소를 찾고, 임방 보간법을 통해 검출된 각 화소의 명암 가중치를 부여하여 보간 영상의 화소 명암치를 산출한다. 최종적으로는 원영상에서 분할한 관심영역 및 생성된 관심 영역의 보간 영상들에서 특징점 정보와 3차원 복셀을 추출하여 3차원으로 재구성한다.

3D Visualization of Brain MR Images by Applying Image Interpolation Using Proportional Relationship of MBRs

MiYoung Song[†] · HyungJe Cho^{††}

ABSTRACT

In this paper, we propose a new method in which interpolation images are created by using a small number of axial T2-weighted images instead of using many sectional images for 3D visualization of brain MR images. For image interpolation, an important part of this process, we first segment a region of interest (ROI) that we wish to apply 3D reconstruction and extract the boundaries of segmented ROIs and MBR information. After the image size of interpolation layer is determined according to the changing rate of MBR size between top slice and bottom slice of segmented ROI, we find the corresponding pixels in segmented ROI images. Then we calculate a pixel's intensity of interpolation image by assigning to each pixel intensity weights detected by cube interpolation method. Finally, 3D reconstruction is accomplished by exploiting feature points and 3D voxels in the created interpolation images.

키워드 : 3차원 가시화(3D Visualization), 보간(Interpolation), 분할(Segmentation)

1. 서 론

진단에 활용되고 있는 의료 영상은 주로 일련의 연속된 2차원 영상들이다. 이러한 2차원 진단 영상들을 3차원 영상으로 재구성하는 작업은 관찰자의 훈련과 공간감각에 매우 의존적이다. 따라서 2차원 영상을 가지고 3차원으로 가시화하면 관찰자에게 실제적인 모습과 볼륨 자료를 제공할 수 있어서 정밀한 진단에 도움을 줄 것이다.

의료 영상을 3차원으로 재구성함으로써 얻을 수 있는 효과에 대해서 살펴보자[13]. 첫째, 복잡한 인체 내부 구조를 3차원으로 재구성함으로써 입체적 공간으로 지각하는데 호

과적이다. 둘째, 다양한 의료 모달리티로 획득한 영상(multimodality imaging)을 서로 비교할때 3차원으로 재구성하면 쉽게 영상을 파악하기 쉽다. 셋째, 의료 영상이 단순히 진단 자료에서부터 각종 수술계획(surgical planning), 의학 교육용 매체, 인체 내 이식할 인공 장기의 설계 등에 3차원 재구성 영상은 매우 효과적이며 다양한 분야에 응용될 수 있다는 점이다.

이러한 3차원 가시화를 위해 관심 영역의 분할 방법과 입력된 단면 영상 사이에 새로운 영상을 생성하는 보간 방법들에 대해 지속적인 연구가 이루어지고 있다.

기존 3차원 재구성을 위한 영상 보간 기법들은 크게 형태 기반 보간법(Shape-base interpolation)과 결정적 보간법(Deterministic Interpolation)으로 분류할 수 있다[8, 14,

[†] 준 회원 : 동국대학교 대학원 컴퓨터공학과

^{††} 정 회원 : 동국대학교 컴퓨터·멀티미디어공학과 교수

논문접수 : 2002년 11월 11일, 심사완료 : 2003년 5월 15일

16, 19].

형태 기반 보간 기법은 분할된 관심 영역에 속하는 화소 값들에 대해 관심 영역의 형태를 기반으로 영상을 보간하는 방법이다. 일반적인 처리단계는 저해상도 영상에서 적절한 영상 분할 기법을 적용하여 관심 영역을 추출한 후, 추출된 이진화된 형태의 관심 영역을 고해상도의 3차원 영상으로 보간한다. 이러한 추출된 영역들은 이진화된 영상을 통해 3차원으로 영상 보간이 이루어진다. 형태 기반 보간으로는 유클리디안 거리와 시티-블록 거리맵(city-block distance map)을 이용한 방법들을 사용하는데 유클리디안 거리를 이용한 영상 보간은 관심 영역의 각 화소들에 대해 관심 영역 경계와의 거리값을 계산하여 그 중 최소값을 보간 영상에 적용한다. 또한 시티-블록 거리맵을 이용한 영상 보간은 관심 영역 내의 화소들과 외부 화소들을 각각 가장 큰 값과 작은 값으로 초기화하고 두 개의 기본 모형을 반복적으로 적용하여 화소의 거리값을 결정하면서 상·하 영상들의 보간을 수행한다.

결정적 보간 기법은 3차원 그레이 원영상에서 상·하 영상들에서 같은 위치에 있는 화소의 그레이 값을 이용해 새롭게 3차원 그레이 영상으로 보간한다. 기존의 전형적인 결정적 보간으로는 최단 이웃 근사법(nearest neighbor approximation), 선형 보간법(linear interpolation), 평균법(averaging), 삼각선형 보간법(trilinear interpolation), 삼각입방 보간법(tricubic interpolation), 스플라인 보간법(spline-based interpolation) 등이 있다. 최단 이웃 근사법, 평균법 그리고 선형 보간법은 주변에 이웃한 픽셀들에 대한 가중치를 고려하지 않아 상대적으로 부정확한 보간 영상을 생성하지만 삼각선형이나 삼각입방 보간법은 보간 영상 값의 결정하기 위해 보다 많은 주변 화소값들을 사용하고 각 주변 화소값들과 보간되는 점간의 거리를 고려하기 때문에 정확한 영상을 생성할 수 있다.

기타 다른 방법으로 고주파 요소를 기반으로 설계한 그레이 영상을 이용한 선형 로우패스 필터 기법은 영상의 영역을 세밀하게 검출하거나 에지 추출에 있어 고주파를 이용하고 3차원 영상으로 보간한다.

보간 영상을 생성하기 위해서 앞서 언급된 일반적인 보간 방법을 활용하는 연구들로서, [3]은 3차원 가시화를 위해 여러 유형의 뇌 MR 단면층 영상을 분할하는 방법을 제안하고 있고, 보간 영상의 생성은 입방 보간법을 활용한다. [24]에서는 이웃한 두 단면층으로부터 화소 정보를 얻어 선형 보간 방법으로 영상을 생성한다. 하나의 단층은 참조 영상으로 이용하고, 다른 단층은 대상 영상으로 적용한다. 그러나 선형 보간 방법을 이용하기 때문에 화소 정보만을 활용할 뿐 단층내의 주변에 이웃한 화소들에 대한 가중치를

고려하지 않아 부정확한 보간 영상을 생성할 수 있다. 또한 [21]은 각 단면층의 화소 형태를 기반으로 보간 영상을 생성하는 방법을 제안하고 있으며 이는 형태를 기반으로 보간 영상을 생성하기 때문에 영상의 분할 결과에 따라 보간 영상의 정확성이 달라진다.

그리고 주변의 이웃한 픽셀들에 대한 가중치를 고려하지 않고 MR 영상을 2진화로 변환하여 보간하는 방법을 개선하고자 원 MR 영상의 그레이-레벨에서 보간 영상을 생성하는 방법을 [17]에서 제안하고 있다. 이러한 보간 영상을 생성하기 위해서는 많은 양의 의료 데이터가 필요하기 때문에 [22]는 단면층간의 영상을 보간하는데 있는 의료 데이터의 양을 줄여서 보간 영상을 생성하는 방법에 대해 제안한다.

대부분의 연구들은 좀 더 세밀하고 정확한 보간 영상을 생성하고자 뇌 MR 영상의 한 단면층만을 활용하는 것이 아니라 횡단면과 종단면 등의 여러 단면층의 영상을 정합하여 보간 영상을 생성하거나, 한 단면층의 유형에 대해 다수의 영상 자료들을 얻어 3차원으로 재구성한다. 여러 유형의 단면층 영상이나 한 단면층 유형의 다수 영상들을 사용할 경우 정밀하게 3차원 볼륨으로 재구성할 수 있지만, 실제 MR 영상 자료를 얻는다는 것은 쉬운 일이 아니다. 즉, 여러 유형의 단면층 영상을 정밀하게 촬영해야 하고 의료 영상 촬영에 대한 비용도 만만치 않다.

따라서 본 연구는 여러 유형의 단면층 영상을 정밀하게 촬영해야 하는 비용을 줄이고자, 여러 유형의 단면영상을 사용하지 않고 적은 수의 횡단면층 영상만을 활용한다. 그리고 원 영상의 정확한 복원을 위해서 두 개의 단층영상으로 부터 화소들의 절대 위치 관계를 고려하는 것이 아니라 여러 단층 영상을 활용하고 각 단층의 MBR 크기에 비례하여 화소들의 상대 위치 관계 정보를 이용하여 보간 영상을 생성하는 방법에 대해 제안한다. 제안된 보간 영상을 생성하는 과정은 기존 연구에서 제시한 방법[1]으로 관심 영역으로 분할하고 분할된 관심영역의 경계와 MBR 정보를 추출하며 보간하고자 하는 층의 영상 크기는 분할된 관심영역의 상·하층 각각 두 영상들의 MBR 크기 변화율로 결정된 후 각 층의 MBR 비례 관계 특성을 기반으로 분할된 관심 영역 영상내에서 해당 화소를 찾고 입방 보간법을 통해 검출된 각 화소의 명암 가중치를 부여하여 보간 영상의 화소 명암치를 산출한다. 그리고 원영상의 관심영역과 생성된 보간영상들에서 특징점 정보와 3차원 복셀을 추출하여 3차원으로 재구성한다.

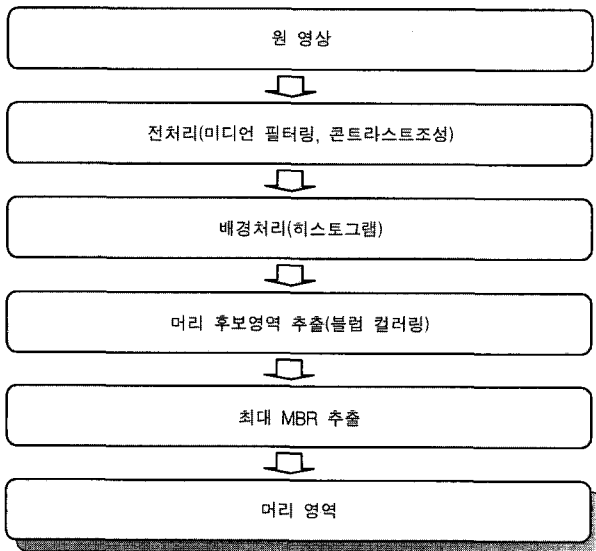
본 연구의 구성은 2장에서는 관심영역인 머리영역의 추출 과정을 살펴보고 3장은 본 연구에서 제안하는 MBR 비례 관계를 이용한 영상 보간 방법에 대해 기술하고, 4장에서는 추출된 관심영역과 보간 영상에서 윤곽선의 특징점

정보와 영상 화소 명암치를 이용하여 3차원으로 재구성하는 방법에 대해 살펴보고, 5장은 제안된 보간 방법을 통한 구현 결과를 제시하고, 6장에서는 결론을 맺는다.

2. 관심 영역 추출

본 연구에서는 뇌의 구조물을 파악에 유용한 해부학적 영상으로 양성자 밀도 영상보다 전체적으로 어둡고 뇌척수액 부분이 상대적으로 밝아서 뇌척수액 추출에 용이한 뇌 MR T2 강조 영상을 사용한다(그림 2).

뇌 MR 영상에서 관심 영역인 머리영역에 대한 추출은 기존 연구에서 제시한 방법[1]을 기반으로 한다. 이러한 관심영역의 추출과정은 (그림 1)과 같다.



(그림 1) 관심 영역 추출 과정

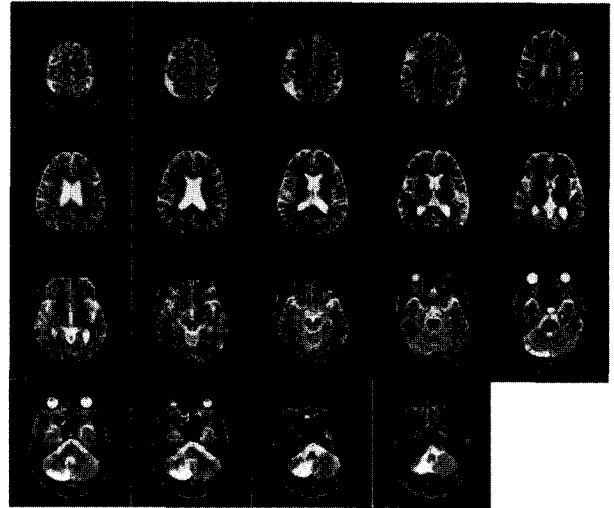
관심 영역인 머리 영역의 추출과정을 살펴보면, 우선 전처리 과정으로 뇌 MR의 그레이 원영상을 반전하고, 반전된 영상의 잡음 화소들을 균일화하기 위해 5×5 윈도우의 미디언 필터링을 적용한 후, 뇌 구성 요소들의 명암차를 뚜렷하게 하기 위해 식 (1)과 같이 콘트라스트 처리 방법을 적용한다.

$$I_{neu}(x, y) = I(x, y) + (I(x, y) - 128) \times \frac{Threshold}{128} \quad (1)$$

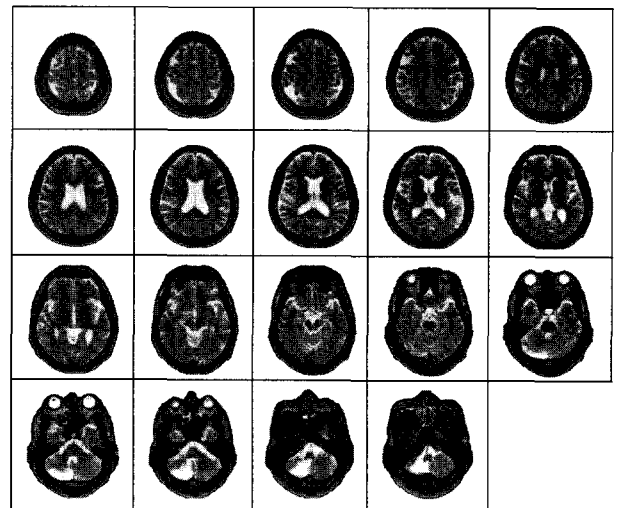
원 MR 영상에서 배경을 제거하기 위해 반전된 MR 영상의 히스토그램을 이용하여 배경 제거를 위한 임계치를 산출한다. 배경 제거 임계치는 히스토그램에서 가장 많은 분포를 차지하는 지점을 임계치로 하여 이 임계치 이상의 값은 배경으로 간주하여 제거한다.

배경이 제거된 영상에서 블롭 컬러링(blob coloring) 처리

과정을 거쳐 동일한 영역으로 그룹화하여 이를 머리 후보 영역들로 간주한다. 그리고 모든 머리 후보 영역들에 대해 최대 외곽 사각형(MBR)을 비교하여 그 중 가장 큰 MBR을 머리 영역으로 추출한다. 이러한 관심 영역 추출 처리 과정을 통해 머리 영역의 추출 결과를 (그림 3)에서 보여주고 있다.



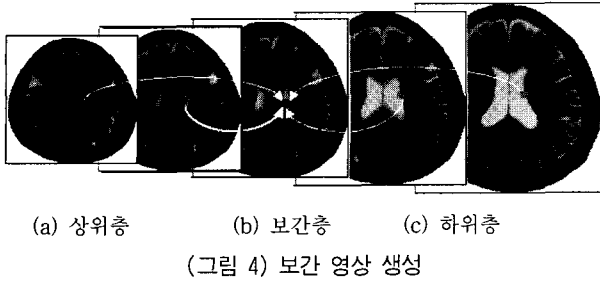
(그림 2) 뇌 MR 원 영상



(그림 3) 머리 영역 추출 결과

3. MBR의 비례를 이용한 보간 영상 생성

일반적으로 의학 진단기로부터 얻어지는 단면층 영상들은 영상내의 픽셀 간격보다 훨씬 크기 때문에 획득한 단면층 영상들만을 이용하여 3차원으로 재구성하면 실제 모형과는 다르게 왜곡을 가져오게 된다. 따라서 단면층 영상 사이에 원영상의 해상도와 같은 해상도를 얻기 위해 보간 상을 생성해 추가할 필요가 있다.



(그림 4) 보간 영상 생성

본 연구에서는 (그림 4)와 같이 상위 단면층 (그림 4)(a)와 하위 단면층 (그림 4)(c)의 MBR 증가(감소)량을 산출하여 보간 단면층의 MBR (그림 4)(b)를 구하고, 이 MBR 내의 화소 명암치를 표현하는 경계 영역을 결정한다. 그리고 (그림 4)에서 보듯이 보간 단면층 영상 (그림 4)(b)의 화소 명암치는 상위 두 단면층 영상과 하위 두 단면층 영상에서 각각 해당 위치를 찾고, 검출된 이들 화소 명암치들을 가중치를 다르게 하여 정합함으로써 보간 영상을 생성한다<표 1>. 이때 상위 두 단면층 영상과 하위 두 단면층 영상에서 찾아진 화소들의 명암 가중치는 입방 보간법(cubic interpolation)을 이용하여 부여한다<표 1>.

<표 1> 보간 영상 생성법

```

SIinter.MBR = ComputeMBR(SItop1.MBR, SIbottom1.MBR);
for (y = 0; y < SIinter.Height; y++)
for (x = 0; x < SIinter.Width; x++)
    SItop2.Pos = PosLayer(SIinter.MBR, SItop2.MBR, x, y);
    SItop1.Pos = PosLayer(SIinter.MBR, SItop1.MBR, x, y);
    SIbottom1.Pos = PosLayer(SIinter.MBR, SIbottom1.MBR, x, y);
    SIbottom2.Pos = PosLayer(SIinter.MBR, SIbottom2.MBR, x, y);
    SIinter.In(x, y) = C0 × SItop2.In(SItop2.Pos) +
        C1 × SItop1.In(SItop1.Pos) +
        C2 × SIbottom1.In(SIbottom1.Pos) +
        C3 × SIbottom2.In(SIbottom2.Pos);
endfor
endfor
    
```

<표 1>에서 *SI*_{inter}은 보간하고자 하는 단면층 영상, *SI*_{top1}은 첫 번째 상위 단면층 영상, *SI*_{top2}은 두 번째 상위 단면층 영상, *SI*_{bottom1}은 첫 번째 하위 단면층 영상, *SI*_{bottom2}은 두 번째 하위 단면층 영상, *MBR*은 최외각 사각형, *Pos*는 영상의 화소 위치 그리고 *In*는 영상의 화소치를 의미한다.

본 연구에서 보간 단면층 영상의 *MBR*를 산출하는 방법은 식 (2)와 같이 상위 단면층과 하위 단면층의 *MBR* 증가(감소) 변화 비율로서, 단면층과 단면층사이인 보간 영상의 단면층 크기는 두 단면층의 크기 변화에 따라 일정하게 변하기 때문에 두 단면층간의 크기 변화율로 결정한다.

$$SI_{inter}.MBR = \frac{|SI_{top1}.MBR - SI_{bottom1}.MBR|}{Rate} \quad (2)$$

여기서, *SI*_{inter}은 보간하고자 하는 단면층 영상, *SI*_{top1}은 첫

번째 상위 단면층 영상, *MBR*은 최외각 사각형, *Rate*는 두 단면층간의 간격이 동일하다는 가정하에 0.5로 한다.

식 (2)에 따라 보간 영상의 *MBR*를 산출한 후, *MBR* 내의 화소 명암치를 표현하는 경계 영역을 결정하고, 보간 단면층 영상의 화소 명암치는 상위 두 단면층 영상과 하위 두 단면층 영상에서 각각 해당 위치를 식 (3)의 방법으로 찾는다.

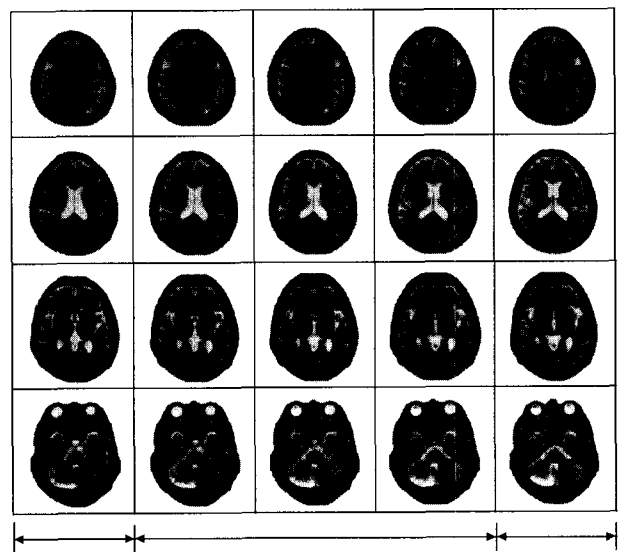
$$SI_{top/bottom}.Pos = SI_{top/bottom}.MBR_{min} + \frac{(SI_{inter}.Pos - SI_{inter}.MBR_{min})}{(SI_{inter}.MBR_{max} - SI_{inter}.MBR_{min})} \times \frac{(SI_{top/bottom}.MBR_{max} - SI_{top/bottom}.MBR_{min})}{(SI_{inter}.MBR_{max} - SI_{inter}.MBR_{min})} \quad (3)$$

여기서 *SI*_{top/bottom}은 상위 단면층이나 하위 단면층에 해당되는 영상이고, 위의 식 (3)은 *SI*_{top/bottom}.*Pos* = (*T*₂ · *S* · *T*₁) *SI*_{inter}.*Pos*와 같은 의미로 볼 수 있다.

식 (3)에 따라 보간 단면층 *MBR* 내의 화소 명암치 표현 영역에 해당되는 지점을 상위 두 단면층과 하위 두 단면층에서 검출된 각 단면층의 4개 화소 명암치에 <표 1>에서 보듯이 *C*₀, *C*₁, *C*₂, *C*₃의 화소 가중치를 부여하여 보간 영상내의 화소치를 결정한다. 이때 화소의 가중치는 입방 보간법 식 (4)로 산출한다.

$$f(x) = \begin{cases} (a+2)|x|^3 - (a+3)|x|^2 + 1 & 0 \leq |x| \leq 1 \\ a|x|^2 - 5a|x| + 8a|x| - 4a & 1 \leq |x| \leq 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases} \quad (4)$$

여기서 *a*는 상수값으로써 -3 < *a* < 0사이의 값이다. *a*가 0에 근접할 수록 흐린 효과의 영상을 얻게되고 *a*가 -3에 근



(a) 원영상 (b) 보간된 영상들 (c) 원영상 (그림 5) 보간 영상 결과

근접할 수록 날카로운 효과를 얻게된다. 따라서 가장 최적의 값은 -1/2를 사용한다.

(그림 5)는 제안된 MBR의 비례 관계를 이용한 보간 방법을 통해 원 MR 256×256×19장의 영상 (그림 2)을 가지고 최대 256×256×256장의 보간 영상을 생성한 결과로서 가장 좌·우측의 영상은 분할된 관심영역의 원영상이고, 중앙 열의 영상은 가장 좌·우측의 원영상으로부터 보간 영상을 생성한 결과의 일부분을 나타낸 것이다.

4. 3차원 표현

일반적으로 3차원 모델은 표면 모델과 볼륨 모델로 구분되며, 렌더링은 3차원으로 재구성된 모델의 종류에 따라 다르게 적용된다.

표면기반 렌더링(surface-based rendering)은 볼륨 자료로부터 얻어진 3차원 표현 객체의 표면을 기술하는 것으로 볼륨에 대한 표면 표현으로 매우 높은 자료 정보들을 줄일 수 있다는 장점이 있다.

볼륨기반 렌더링(volume-based rendering)에서 영상의 자료로부터 직접적으로 볼륨을 형성한다. 표면 렌더링과 비교해 보면 주요 장점은 기관이 갖고 있는 모든 그레이 레벨 정보를 렌더링 작업 동안 유지된다는 점이다. 그러나 컴퓨터가 실시간으로 다룰 수 없는 방대한 양의 자료를 운영해야 하는 문제가 있다.

4.1 표면 렌더링

앞에서 생성된 보간 영상에서 윤곽선 정보와 폴리곤 생성을 위한 특징점 정보를 추출하여 폴리곤을 형성하고 렌더링 과정을 거쳐 3차원으로 가시화한다. 각 단층 영상에서 추출된 특징점들의 위치 관계를 정합하기 위하여 촬영시 머리의 움직임이 없다는 가정하에 중심점과 시작점을 고정한다. 그리고 각 단층에서 추출된 특징점들의 수가 일치하지 않으므로 <표 2>와 같은 방법으로 각 단층에서 추출된 특징점들의 위치를 정합한다.

<표 2> 두 단층의 특징점 연결 방법

```

rate =  $\frac{TVt_{num}}{BVt_{num}}$ 
index = 0.0;
for (i = 0; i < BVtnum; i++)
    in = int(index);
    in2 = int(index + rate);
    if ((in2 - in) = 1)
        RectPolygon(BVti, BVti+1, TVtin, TVtin2);
    else for (inter = 0; inter < (in2 - in); inter++)
        TriPolygon(BVti+1, TVtinter, TVtinter+1);
endif
    
```

```

index+ = rate;
endfor
if (index < TVtnum)
    for (rest = 0; rest < TVtnum - index; rest++)
        TriPolygon(BVti, TVtrest, TVtindex+rest+1);
    endif
    
```

<표 2>는 $TVt_{num} \geq BVt_{num}$ 인 경우에 대한 처리 방법이다. 여기서 TVt_{num} 은 상위 단면층의 윤곽선 전체 화소수, BVt_{num} 은 하위 단면층의 윤곽선 전체 화소수, $RectPolygon(\dots)$ 은 사각형 폴리곤을 생성하는 함수 그리고 $TriPolygon(\dots)$ 은 삼각형 폴리곤을 생성하는 함수를 의미한다. 따라서 <표 2>와 같이 두 단면층의 특징점 연결 방법을 통해 3차원으로 재구성 결과가 (그림 6)과 같다.



(그림 6) 특징점 정보를 이용한 3차원 재구성

4.2 볼륨 렌더링

원 MR 256×256×19장의 영상 (그림 2)을 가지고 제안된 MBR의 비례 관계를 이용하여 최대 256×256×256장 영상으로 보간하여 각 영상의 화소치를 저장한다. 또한 3차원 형상의 실제감을 위해 투명도를 부여하여 가시화한다. 여기서 투명도 조정치는 식 (5)와 같은 방법으로 적용한다.

$$B_n = Blend_0 \times (1 - a)^n \tag{5}$$

식 (5)에서 $Blend_0$ 는 투명도 초기치이고 a 는 투명도 가중치이다. 이러한 보간된 영상들의 화소치와 투명도를 조정하여 3차원으로 재구성한 결과가 (그림 7)이다.



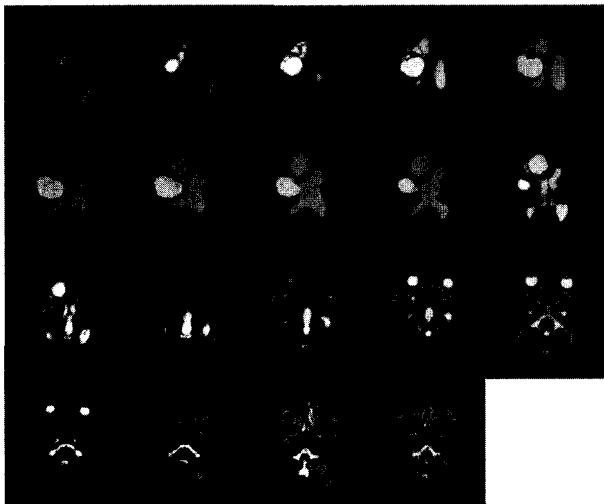
(a) 상면 (b) 정면 (c) 측면 (d) 후면

(그림 7) 복셀을 이용한 3차원 재구성

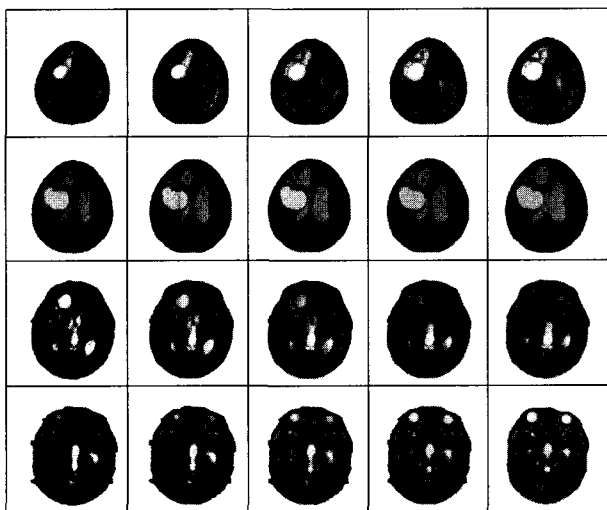
5. 구현 및 검토

서술된 내용을 구현하기 위해 IBM 호환 Pentium III 시스템을 사용하고 운영체제는 Windows 2000, 개발 언어는 Microsoft Visual C++ 6.0 그리고 그래픽 라이브러리 OpenGL을 사용하여 구현하였다.

앞에 제시된 실험 영상 (그림 2)은 정상인에 대해 횡단면으로 촬영된 $256 \times 256 \times 19$ 장의 뇌 MR T2 강조 영상이다. 본 연구에서 $256 \times 256 \times 19$ 장의 영상에서 관심 영역을 분할하고 분할된 관심 영역의 영상을 통해 보간하고자하는 층의 영상은 상·하단면층의 각각 두 영상을 통해 MBR의 비례 관계를 이용하여 해당 화소 위치를 찾고 입방 보간법을 적용하여 검출된 화소들에 가중치를 부여하여 $256 \times 256 \times 256$ 장의 보간 영상을 생성하는 방법을 제안하였다. 또한 제안된 보간 영상 방법으로 생성된 전체 영상에서 머리와 뇌의 윤곽선에 대한 특징점 정보와 화소 명암치를 이용하여 3차원으로 재구성한 결과를 (그림 6)과 (그림 7)에서 제시하였다.



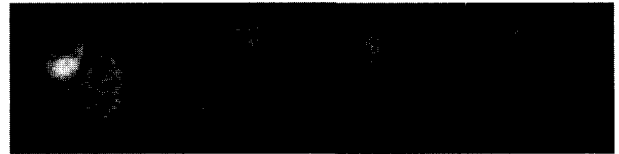
(그림 8) 비정상인의 원영상



(그림 9) 보간 머리 영상

다음은 $256 \times 256 \times 19$ 장의 비정상인 MR T2 강조 영상인 (그림 8)을 가지고 그레이 영상의 반전 영상과 히스토그램 방법을 이용하여 머리 영역을 추출하고, 추출된 머리 영역

에 대해 본 연구에서 제안한 보간 방법으로 처리하여 $256 \times 256 \times 256$ 장으로 생성된 보간영상의 일부분을 (그림 9)에서 보여주고 있다. 이렇게 생성된 $256 \times 256 \times 256$ 장의 영상들을 가지고 3차원으로 재구성된 결과가 (그림 10)이다.



(a) 상면 (b) 정면 (c) 측면 (d) 후면

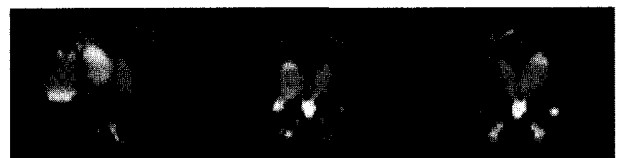
(그림 10) 3차원 재구성 결과

또한 제안된 관심영역의 MBR 비례 관계를 이용한 영상 보간방법을 통해 3차원으로 재구성하였을 경우, 단면층간의 영상보간이 정확하게 복원되었는지 확인하고자 전·측·후면등의 수직 방향의 단면 영상이 (그림 11), (그림 12)에 나타나 있다. 이로 미루어 제안된 영상 보간 방법이 원영상의 손상없이 보간 영상을 생성함을 확인할 수 있다.



(a) 측면 (b) 정면 (c) 후면

(그림 11) (그림 7) 정상인 영상의 단면도



(a) 측면 (b) 정면 (c) 후면

(그림 12) (그림 10) 비정상인 영상의 단면도

6. 결 론

의료 영상의 3차원 가시화는 의학 연구 및 교육, 환자 치료를 위해 보다 정확한 정보를 제공할 수 있다. 특히 수술과 같은 경우, 점차 환부를 불륨 가시화는 수술전 작업으로 자리를 잡아가고 있다. 그러나 영상 획득 단계에서 발생 가능한 기계적 오류나 촬영 시간차에 의한 오류를 영상 전처리를 통해 모두 제거했다거나, 영상 촬영 간격과 시간차 때문에 보간을 통해 정확하고 오류없는 등방 해상도의 자료를 생성했다고 확신하기는 어렵다. 또한 정확한 분할을 제공하는 자동화된 방법은 아직 없으며 전문가에 의해 수동 또는 반수동의 작업을 통해 분할이 이루어진다.

기존의 연구들은 3차원 재구성을 위해서 좀더 세밀하고

정확한 보간 영상을 생성하고자 뇌 MR 영상의 횡단면과 종단면 등의 여러 단면층의 영상을 정합하여 보간 영상을 생성하거나, 한 단면층의 유형에 대해 다수의 영상 자료들을 요구한다. 이러한 여러 유형의 단면층 영상이나 한 단면층 유형의 다수 영상들을 사용할 경우 정밀하게 3차원 볼륨으로 재구성할 수 있지만, 실제 MR 영상을 얻기 위해서는 정밀한 촬영과 많은 비용 그리고 현실적으로 MR 영상 자료를 쉽게 얻을 수 없는 실정이다.

따라서 본 연구는 MR 영상의 촬영에 대한 어려움과 많은 다양한 유형의 영상을 필요로 하는 등의 현실적인 어려움을 보완하기 위해서 적은 수의 횡단면 MR T2 강조 영상만으로 상하 각각 두 계층의 MBR 비례적인 화소 위치 관계 정보를 이용하여 보간 영상을 생성하는 방법에 대해 제안하였고 이를 통해 보간 된 영상이 정확히 복원되었는지 실험결과에서 수직단면을 통해 확인할 수 있었다. 또한 원영상에서 분할한 관심영역 및 생성된 관심영역의 보간 영상들에서 특징점 정보와 3차원 복셀을 추출하여 3차원으로 재구성하였다.

향후 3차원 재구성에서 가장 중요한 부분인 관심 영역 분할에 대한 연구가 진행되어야 할 것이고 분할된 영상의 경계부분을 부드럽게 마무리하기 위한 후처리에 대한 연구도 이루어져야 할 것으로 본다.

참 고 문 헌

[1] 조경은 외 5인, “반전 이미지와의 차이에 의한 뇌 MR 영상의 영역 분할 기법”, 한국멀티미디어학회 춘계학술 발표논문집, 제4권 제1호, 2001.

[2] 송미영 외 6명, “지식기반 진단 자동화를 위한 의료영상 처리 및 관리 시스템”, 한국멀티미디어학회 춘계학술 발표논문집, 2001.

[3] 김태우, “MR 영상의 3차원 가시화 및 분석을 위한 뇌영역의 자동분할”, 정보처리학회논문지, 제7권 제2호, pp.542-551, 2000.

[4] A. C. Dhanantwari and S. Stergiopoulos, “Adaptive processing to correct for organ motion artifacts in X-ray CT medical imaging systems,” *Sensor Array and Multichannel Signal Processing Workshop, IEEE*, pp.261-265, 2000.

[5] 성윤창, 유승화, 송창준, 박종원, “뇌의 MR 영상에서 번짐 현상의 명암 값 분석을 통한 백질과 회백질의 추출 및 체적 산출”, 정보과학회논문지 : 소프트웨어 및 응용, 제27권 제8호, pp.815-826, 2000.

[6] 임현우, 이동혁, 정용규, “의료영상의 체적 가시화를 위한 가속 알고리즘에 관한 연구”, 한국멀티미디어학회 추계학술발표논문집, pp.228-233, 2000.

[7] 최영규, 이의택, “의료영상 가시화를 위한 셀 경계 방식 체적 재구성 방법”, 정보과학회논문지 : 시스템 및 이론, 제27권 제3호, pp.235-244, 2000.

[8] 고선영, “영역 확장 기반 추적을 이용한 효율적인 3차원 의료 영상 분할 기법”, 한국과학기술원 석사학위논문, 1999.

[9] P. Kokol, “Some ideas about intelligent medical system design,” *12th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, pp.48-52, 1999.

[10] 유현경, 박종원, 송창준, “뇌의 자기 공명(MR) 영상에서 백질과 회백질의 추출”, 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, Vol.26, No.2, pp.431-433, 1999.

[11] 김민수, “3차원 의료영상 복원을 위한 2차원 영상 영역분할에 관한 연구”, 호서대학교 석사논문, 1999.

[12] 고선영, “영역 확장 기반 추적을 이용한 효율적인 3차원 의료 영상 분할기법”, 한국과학기술원 석사논문, 1999.

[13] 신영길 외 2 인, “뇌 정위 수술계획을 위한 다원 3차원 영상 가시화 시스템의 개발”, 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, Vol.25, No.2, pp.612-614, 1998.

[14] 김명희 외 2 인, “의료영상의 3차원 가시화기술 및 발전방향”, 한국정보과학회지, 제16권 제12호, pp.13-21, 1998.

[15] Mei Chen, Takeo Kanade, Henry A. Rowely, Dean Pomerleau, “Anomaly Detection through Registration,” *IEEE Trans on Medical Imaging*, pp.304-310, 1998.

[16] Christos Davatzikos, Jerry L. Prince and R. Nick Bryan, “Image Registration Based On Boundary Mapping,” *IEEE Trans on Medical Imaging*, Vol.15, No.1, pp.112-115, 1996.

[17] William E. Higgins, Christopher J. Orlick and Brian E. Ledell, “Nonlinear Filtering Approach to 3-D Gray-Scale Image Interpolation,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.15, pp.580-587, 1996.

[18] Chris Davatzikos and Jerry L. Prince, “Brain Image Registration Based on Curve Mapping,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pp.245-254, 1994.

[19] Rob W. Parrott, Martin R. Stytyz, Phillip Amburn, David Robinson, “Towards Statistically Optimal Interpolation for 3-D Medical,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp.49-59, 1993.

[20] Raya SP, Udupa JK, “Shape-based Interpolation of Multidimensional Objects,” *IEEE Transactions on Medical Imaging* Vol.9, pp.32-42, 1990.

[21] G. T. Herman, J. Zheng and C. A. Bucholtz, “Shape-based Interpolation,” *IEEE Computer Graph Application*, Vol.12, pp.69-79, 1992.

[22] Parrott, R.W., Stytyz, M. R., Amburn, P., Robinson, D., “Statistically Optimal Interslice Value Interpolation in 3D Medical Imaging : Thoery and Implementation,” *IEEE Symp Computer-Based Medical System*, pp.276-283, 1992.

[23] G. Grevera and J. Udupa, “Shape-based Interpolation of Multidimensional Grey-Level Images,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15, pp.881-892, 1996.

[24] A. Goshtaby, D. Turner and L. Ackerman, “Matching of Tomographic Slices for Interpolation,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11, pp.507-516, 1992.



송 미 영

e-mail : smy@dgu.edu

1995년 안양대학교 전자계산학과(학사)

1998년 동국대학교 컴퓨터공학과 대학원
(공학석사)

1998년~현재 동국대학교 컴퓨터공학과
대학원(박사과정)

관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전, 컴퓨터그래픽스, 2D/3D 게임



조 형 제

e-mail : chohj@dgu.edu

1973년 부산대학교 전자공학과(학사)

1975년 한국과학기술원 전기·전자공학과
대학원(공학석사)

1986년 한국과학기술원 전기·전자공학과
대학원(공학박사)

1986년~현재 동국대학교 컴퓨터·멀티미디어공학과 교수

관심분야 : 멀티미디어 정보처리, 영상처리, 컴퓨터비전, 컴퓨터
그래픽스, 2D/3D 게임