

# VTK를 이용한 의료영상정합의 3차원 시각화

이 명 은<sup>†</sup> · 김 수 형<sup>††</sup> · 임 준 식<sup>†††</sup>

## 요 약

의료기술의 발전과 함께 의료기관에서 사용되는 영상 데이터량이 급속히 증가하고 있다. 따라서 대용량 의료 영상의 해석을 위해서는 의사들의 육안 검사보다 영상처리 기술을 이용한 자동화 방법이 필요하다. 특히 영상 정합을 통하여 의료 영상을 원하는 형태로 제공할 필요가 있고, 연속적으로 촬영된 2차원 영상들을 3차원 공간으로 해석하고 가시화 할 수 있는 기술이 필수적으로 요구된다. 그러나 현재 고가의 시스템이 대부분이며 의료기관에서는 고가의 시스템 도입에 따른 예산문제로 인해 사용하기를 꺼려하는 문제가 있다. 따라서 본 논문에서는 이러한 환경들을 고려하여 공개 그래픽 라이브러리인 VTK(Visualization Tool Kit)를 이용하여 정합된 결과를 3차원을 비롯한 여러 형태로 가시화할 수 있는 시스템을 개발하고자 한다. 제안한 시각화 시스템은 3차원 공간에서의 정합된 결과를 다양한 형태로 확인함으로써 단순히 2차원으로만 정합 결과를 표현했을 때 보다 정확한 진단 및 치료에 적용할 수 있으며 기존의 유사한 소프트웨어에 비해 가격 경쟁력도 갖출 것이라 예상된다.

키워드 : 의료영상(전산화단층촬영, 자기공명), 의료영상정합, 3차원 시각화, 시각화 툴킷

## 3D Visualization of Medical Image Registration using VTK

Lee Myung-Eun<sup>†</sup> · Kim Soo-Hyung<sup>††</sup> · Lim Jun-Sik<sup>†††</sup>

### ABSTRACT

The amount of image data used in medical institution is increasing rapidly with great development of medical technology. Therefore, an automation method that use image processing description, rather than manual macrography of doctors, is required for the analysis large medical data. Specially, medical image registration, which is the process of finding the spatial transform that maps points from one image to the corresponding points in another image, and 3D analysis and visualization skills for a series of 2D images are essential technologies. However, a high establishment cost raise a budget problem, and hence small scaled hospitals hesitate importing these medical visualizing system. In this paper, we propose a visualization system which allows user to manage datasets and manipulates medical images registration using an open source graphics tool - VTK(Visualization Tool Kit). The propose of our research is to get more accurate 3D diagnosis system in less expensive price, compared to existing systems.

Keywords : Medical Images(CT, MR), Medical Image Registration, 3D Visualization, VTK

### 1. 서 론

컴퓨터를 이용한 의료 영상의 시각화는 병원 특히 외과에서 진료전의 상태를 여러 방향으로 점검하거나 진료후의 결과를 미리 예측하여 수술시 발생할 수 있는 문제를 예방하는데 중요한 자료로 사용된다. 특히, 의료 영상의 3차원 재구성은 모의시술, 의료교육 등에 활용도가 높다. 그러나 의료 영상을 3차원 그래픽으로 구현하는 것은 쉬운 일이 아니다. 많은 이들이 OpenGL 등을 공부하고 이를 이용해 3차원 그래픽을 구현하지만, OpenGL은 3차원 데이터를 모니터와

같은 하드웨어에 그려주는 기본적인 그래픽 라이브러리가 때문에 거의 모든 것을 사용자가 작성해야 한다.

반면 VTK(Visualization Toolkit)는 객체지향 기법으로 구현된 3차원 그래픽 라이브러리로 소스가 공개되는 프리웨어이며[1], VTK를 사용함으로써 영상처리 결과들의 과정을 시각화함으로써 정확도 있는 결과를 도출할 수 있는 장점이 있다.

특히, 본 논문에서는 의료 영상 정합 결과를 시각화 하고자 한다. 그 이유는 서로 다른 영상 데이터들을 비교하고 혼합하여 생성된 정보가 임상에서 진단과 치료에 유용하게 사용되고 있기 때문이다. 이처럼 서로 다른 모달리티 영상의 정합은 의료분야에 많은 도움을 줄 수 있지만, 영상 정합은 단순히 합쳐서 보기에는 한계가 있다[2,3]. 그리고 의사들이 눈으로 확인할 수 없었던 영상 간 공간적 정렬을 영상 정합을 통하여 원하는 형태로 제공할 필요가 있고, 이에 연속적으로 단층 촬영된 2차원 영상들에 대하여 3차원 공간으로 해석하고 가시화 할 수 있는 기술이 필수적이기

※ 이 논문은 2007년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R01-2007-000-20486-0).  
† 정 회 원 : 전남대학교 전자컴퓨터공학부 연구원  
†† 종신회원 : 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수  
††† 준 회 원 : 전남대학교 전자컴퓨터공학부 박사과정  
논문접수 : 2008년 8월 11일  
수 정 일 : 1차 2008년 9월 5일, 2차 2008년 9월 24일  
심사완료 : 2008년 9월 24일

때문이다.

기존의 정합된 결과의 3차원 시각화에 관련된 선행연구는 대부분 정합 방법에 비중이 치우치다 보니 정합된 결과를 시각화할 때 2차원 단면으로 정합 결과를 제시[4]하거나 영상 디스플레이 및 GUI(Graphic User Interface)를 위하여 XWindow, ISG IAP 라이브러리 등을 사용하여 구현하였다[5,6]. VTK를 사용하여 의료 영상처리 시스템을 구현한 선행연구[7]가 있지만 VTK를 이용한 정합된 결과의 3차원 시각화에 관련된 연구는 전무한 편이다.

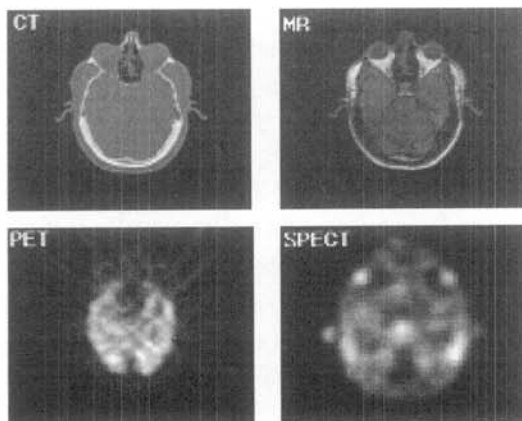
따라서 본 논문에서는 VTK를 이용하여 3차원 볼륨 데이터의 정합된 결과를 시각화 하고자 한다. 알고리즘구현은 VTK 5.0, CMake2.4를 사용했으며, 이를 뇌 영상 정합에 활용하였다. 실험결과에서 확인할 수 있듯 제안된 시각화 방법은 시각화 전의 2차원 정합 결과 영상보다 영상간의 다양한 공간적 정보까지 확인함으로써, 환자의 진단 및 치료 등에 효과적으로 사용할 수 있을 것이다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 시각화하고자 하는 의료 영상 데이터의 개괄 및 의료 영상 정합에 관하여 간략히 살펴보고, 3장에서는 기본적인 VTK 개요 및 특성에 관하여 기술한다. 4장에서는 시스템 구현 및 결과, 5장에서 결론을 맺는다.

## 2. 의료 영상 데이터 및 정합

의료 영상 정합은 공간좌표가 서로 다른 영상에서 연관관계를 쉽게 파악하기 위하여 서로 맵핑되는 기하학적 변환을 찾는 과정이라 할 수 있으며[2,3], 최근 의료분야에서 관심이 급격히 고조되고 있다. 따라서 정합에 가장 기본이 되는 동일한 부위를 촬영한 의료 영상 데이터의 특성을 예로 살펴보면 (그림 1)과 같다[8].

전산화단층촬영(CT: Computed Tomography) 영상은 뼈와 같은 골 조직 부위를 잘 나타내어 뇌, 폐, 신장 등 전신의 질병을 진단하는데 효과가 있으며 자기공명(MR: Magnetic Resonance) 영상은 지방, 근육과 같은 연조직 부위를 잘 나타내는 등 해부학적 정보를 제공하는 반면, 광자방출촬영



(그림 1) 영상 모달리티별 뇌 부위 영상 예

(PET: Positron Emission Tomography) 영상과 단일광자방출단층촬영(SPECT: Single Positron Emission Computed Tomography) 영상은 우리 몸의 해부학적 정보를 제공하지는 못하지만 몸의 어느 조직에 기능이나 대사 이상 등의 기능적 정보를 제공한다.

이와 같이 동일한 부위에 대하여 촬영한 서로 다른 모달리티 영상은 각기 다른 정보를 제공하며, 같은 부위를 서로 다른 모달리티로 촬영했을 경우 두 영상이 서로 다른 해상도, 촬영지점 및 시점에서 얻어지는 과정이 다르다는 점이다. 또한 환자 한사람 당 대용량 데이터가 쏟아져 나오는 상황에서 의료 영상 정합의 3차원 시각화는 진단, 치료계획, 처치, 수술안내, 질환진행에 대한 모니터링 등 다양한 영역에서 필요성이 증대되고 있다.

그러므로 본 논문에서는 3차원 시각화를 나타내기 전에 영상 정합을 실행 한다. 영상 정합에 사용된 최적화 방법은 개선된 조건부 엔트로피(MCE: Modified Conditional Entropy)[9]로 두 영상이 최적의 정합이 이루어졌을 때, 각 조건에서 발생하는 조건부 엔트로피를 결합한 MCE의 값이 가장 작은 값을 갖게 되고, 두 영상이 서로 조금씩 멀어질수록 MCE의 값은 증가하게 되는 방법이다. 각각의 조건부 엔트로피를 결합한 정보를 사용함으로써 더욱 안정적인 결과를 보여줄 수 있다. 제안한 정합 방법의 성능평가는 의료영상 정합에서 최적화 방법 중 가장 표준이 되는 상호 정보(Mutual Information) 측정 방법[8,10]과 비교하여 우수함을 입증하였다. 본 논문은 3차원 시각화에 초점을 두고 있기 때문에 자세한 정합 방법의 수식 전개에 관하여는 생략하고, 개선된 조건부 엔트로피 방법을 이용한 3차원 정합 결과를 다음 (그림 2)에 나타냈다. (그림 2)에서 기준영상은 MR T1 뇌 영상이고 부유영상은 CT 뇌 영상이다. 또한 기준영상, 부유영상, 정합된 영상을 각 방향에 대하여 나타내었다.



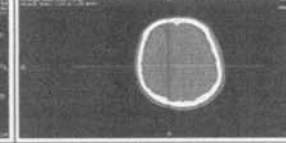

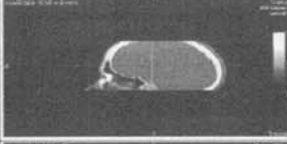
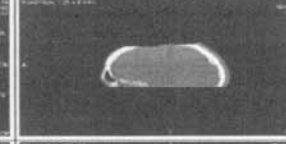

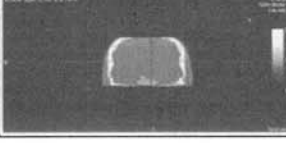
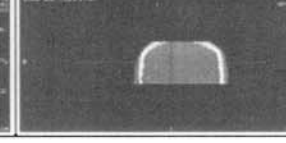
## 3. VTK(Visualization Toolkit)

본 장에서는 2차원 의료 영상의 3차원 재구성을 중심으로 시각화과정에 필요한 VTK의 기본적인 이론들을 설명한다.

### 3.1 VTK 개요 및 그래픽스 모델

VTK는 주로 이미지 시각화에 관련된 라이브러리로 구성 되어있다. 전반적인 구조를 살펴보면 핵심 컴파일 언어로는 C++이 사용되었고 Tcl/Tk, Python, Java 등 여러 다른 언어로 사용할 수 있도록 래핑(wrapping) 되어있다. VTK에서 그래픽스 모델은 OpenGL등과 같은 다른 렌더링 라이브러리보다 이해하기 쉽고, 사용하기 쉽다. 다음은 VTK에서 윈도우와 같은 그래픽 사용자 인터페이스 환경에 기반을 둔 기본적인 객체들을[11,12] 나타내고 있다.

- 렌더 마스터(Render Master) : 장치 독립적인 환경을 제공하고 렌더링 윈도우를 만든다.
- 렌더 윈도우(Render Window) : 장치에 보여지는 윈도우

영상 방향	기준영상	부유영상	정합영상
			개선된 조건부 오프셋피 방법
Up-down view			
Side view			
Front view			

(그림 2) MCE 방법을 이용한 3차원 의료 영상 정합 결과

우를 관리한다.

- 렌더러(Renderer) : 렌더링 되는 빛, 카메라, 액터를 표현한다.
- 카메라(Camera) : 시점, 초점, 카메라의 특징 등을 계산한다.
- 빛(Light) : 액터가 보이도록 빛을 발한다.
- 액터(Actor) : 렌더에 의해 구현되는 모든 것을 말한다. 실제 모니터 화면에 결과로 보여지는 윈도우를 의미한다.
- 속성(Property) : 색상, 빛, 질감, 스타일처럼 렌더링 시 액터로부터 표현되는 속성을 의미한다.
- 매퍼(Mapper) : 룩업테이블을 통해 매핑 된 물체를 표현한다. 하나 이상의 물체가 같은 매퍼를 사용할 수 있다.
- 변환(Transform) : 액터, 카메라, 빛의 위치와 방향 값을 가진다.

### 3.2 이미징 모델

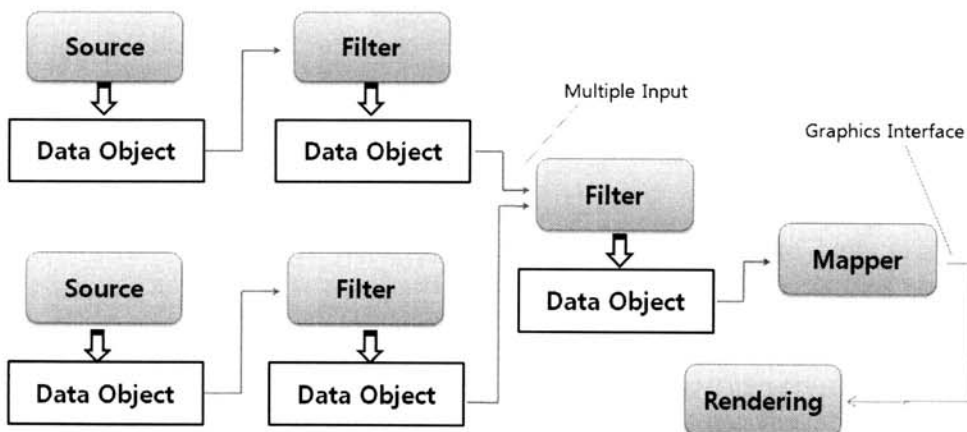
다음은 VTK에서 원하는 객체의 시각화를 위해 필요한

이미징 모델의 파이프라인을 나타내며 (그림 3)과 같다[1,12].

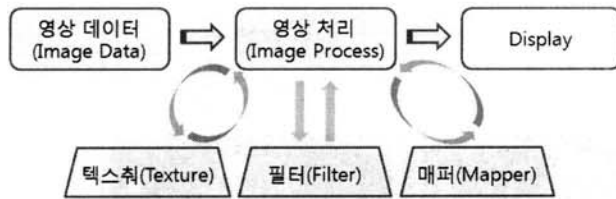
먼저, 소스(source)부분에서는 파일에서 데이터를 읽어 데이터 오브젝트(data object)를 생성해내고, 하나 이상의 데이터 오브젝트를 입력받아 새로운 데이터 오브젝트로 변환해주는 일은 필터(filter)에서 한다. 필터는 종류에 따라 하나 이상의 데이터 오브젝트를 입력으로 받을 수도 있고, 하나 이상의 데이터 오브젝트를 출력하기도 한다. 그리고 데이터 오브젝트를 다시 그래픽 데이터로 변환해주는 매퍼(mapper)로 구성되어있다. 위의 과정을 통해 객체의 시각화 된 결과를 확인 할 수 있다.

### 4. 시스템 구현 및 결과

이번 장에서는 3장에서 언급한 개념과 이론을 토대로 본 논문에서 제안하는 VTK를 이용한 의료 영상 정합 시각화 시스템의 구현과정 및 결과에 관해 기술한다. 구현과정 및 실험의 전반적인 파이프라인은 (그림 4)와 같고, 이미지 입력,



(그림 3) VTK 파이프라인



(그림 4) 제안한 시각화 시스템의 파이프라인

처리, 결과 출력의 3단계를 기반으로 3차원 가시화를 위한 각종처리를 추가하는 구조로 설계하였다.

#### 4.1 영상 데이터(Image Data)

영상 데이터는 시각화를 하고자 하는 소스가 되는 입력영상을 의미하며, 비압축 영상인 RAW, TIFF, BMP 포맷 등이 지원가능하다. 소스에 사용된 의료 영상은 미국 Vanderbilt

```
static char BASED_CODE szFilter[] = "Mhd Files (*.mhd)|*.mhd|All Files (*.*)|*.*|";

if (cFileDialog.DoModal() == IDOK)
{
    flags=2;

    this->view1_Renderer->RemoveActor(this->pvtActor2D);
    this->view1_Renderer->RemoveActor(this->view1_Actor2D);

    this->Input1 = vtkMetaImageReader::New();
    this->Input1->SetFileName(cFileDialog.GetPathName());
    this->Input1->Update();

    ViewInput1(0);
}
```

(그림 5) 제안된 시스템의 입력 영상을 설정하는 일부코드

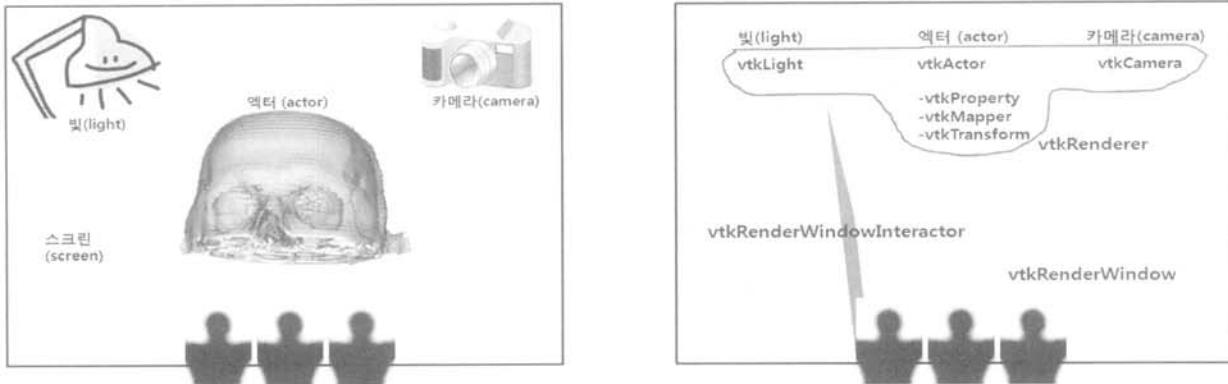
```
// ImageMap 설정부분
Input1_LookupTable->SetTableRange (0, 200);
Input1_LookupTable->SetHueRange (0, 0);
Input1_LookupTable->SetSaturationRange (0, 0);
Input1_LookupTable->SetValueRange (0, 1);

// 객체의 투명도 설정부분
if(Input1_3D!=0)Input1_Actor->GetProperty()->SetOpacity(0.7);

// 렌더링시 Skin 설정부분
Input1_ContourFilter->SetInputConnection( this->Input1->GetOutputPort());
if(type==1)this->Input1_ContourFilter->SetValue(0, 25);
else this->Input1_ContourFilter->SetValue(0, 60);
Input1_PolyDataNormals->SetInputConnection(this->Input1_ContourFilter->GetOutputPort());
Input1_PolyDataNormals->SetFeatureAngle(60.0);
Input1_PolyDataMapper->SetInputConnection(this->Input1_PolyDataNormals->GetOutputPort());
Input1_PolyDataMapper->ScalarVisibilityOff();
Input1_Actor->SetMapper(Input1_PolyDataMapper);
Input1_Actor->GetProperty()->SetDiffuseColor(1, .49, .25);
Main_view_Render->AddActor(this->Input1_Actor);

// 단면을 추출하는 부분
Input1_saggital->SetInput(this->Input1_IMapToColors_saggital->GetOutput());
Input1_saggital->SetDisplayExtent(aa[0]/2,aa[0]/2, 0,aa[1]-1, 0,aa[2]-1);
Input1_axial->SetInput(this->Input1_IMapToColors_axial->GetOutput());
Input1_axial->SetDisplayExtent(0,aa[0]-1, 0,aa[0]-1, aa[2]/2,aa[2]/2);
Input1_coronal->SetInput(this->Input1_IMapToColors_coronal->GetOutput());
Input1_coronal->SetDisplayExtent(0,aa[0]-1, aa[0]/2,aa[0]/2, 0,aa[2]-1);
```

(그림 6) 제안된 시스템의 영상처리 일부코드



(그림 7) 렌더 대상들 간의 관계(좌측)와 렌더 요소들 간의 관계(우측)

대학교에서 제공한 공개(open)영상이며, 사용된 CT 뇌 영상의 크기는 512×512 해상도 29장으로 구성되어있고, MR T1 뇌 영상의 크기는 256x256 해상도 26장으로 구성되어있다. (그림 5)는 VTK에서 입력 영상을 설정하는 코드의 일부이다.

#### 4.2 영상 처리(Image Process)

영상처리 부분은 입력받은 데이터의 처리과정이다. 즉, 단면 추출이나 3차원 모델을 생성하기 위해서 텍스처(texture), 필터(filter), 매퍼(mapper) 과정을 통해야 한다는 것을 의미한다.

먼저, 텍스처 부분에서는 나타내고자하는 객체의 문턱치 조절, 컬러, 명도 등의 정보를 포함하고 있는 맵을 불러오고 그것을 물체에 바인딩(binding)한다. 또한, 액터를 투과하는 빛의 량을 조절하기도 한다.

색상은 *vtkLookupTable*에서 제어하며, 룩업테이블의 생성은 다음과 같은 성질을 갖는다. 각 매퍼들은 설정된 룩업테이블의 스칼라 값으로부터 물체 외관을 매핑하며, 이때 스칼라의 범위는 *mapper->SetScalarRange(min, max)*로 설정한다. 만약 *vtk* 룩업테이블에서 단지 색상만을 제어하기 위해서는 *vtkActor* 클래스로부터 얻어지는 *property(actor->GetProperty()->SetColor(r,g,b))*를 사용할 수도 있다.

필터는 사용자의 환경에 맞게 선택하여 사용한다. 제안하는 시스템에서 사용한 필터 *vtkStructuredPointsGeometryFilter*는 *vtkStructuredPoints*로부터 선, 면 등을 추출하는데 사용되며, 추출된 값을 활용하여 단면을 표현하는 axial, sagittal, coronal 등의 직교면을 추출해 낼 수 있다. Axial은 직립한 단면을, sagittal은 왼쪽에서 오른쪽으로, coronal은 정면에서 뒤쪽으로 가로지르는 단면을 각각 나타낸다. 또한 *vtkContourFilter*는 특정 임계값에 의해 스칼라 값으로부터 isosurface나 isoline을 생성시켜 도형의 외곽선을 표현하는데 사용되었다. 텍스처와 필터의 과정을 거친 이미지 값은 3차원 시각화 효과의 마무리 단계인 매핑의 과정을 거친다. *vtkPolyDataMapper*는 polygonal 데이터를 그래픽스 프리미티브로 변환시키는 역할을 하는데, 매끄러운 시각적 효과를 얻기 위해 매퍼 처리과정에 포함시킨다. (그림 6)은 VTK에서 영상처리 부분에 해당하는 텍스처, 필터, 매퍼를 설정하는 코드의 일부이다.

#### 4.3 Display

다음은 영상처리 과정에서 처리된 의료 영상 정보를 최종적으로 화면에 렌더 시키는 과정이다. 렌더 윈도우는 렌더된 화면이 디스플레이 할 수 있는 프레임을 제공하고, 액터는 화면에서 렌더되는 대상을 의미한다. (그림 7)은 화면에 렌더 시키는 과정을 사용자의 입장에서 바라 본 빛, 액터, 카메라의 관계(좌측)와 VTK에서 렌더 요소들간의 관계(우측)를 보여주고 있다.

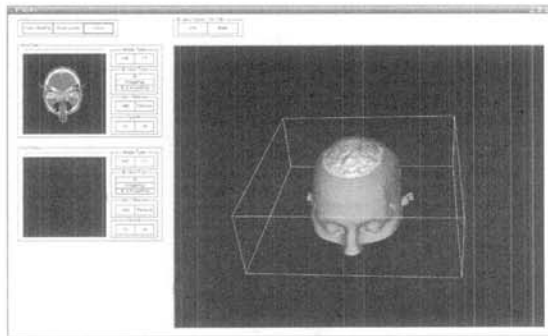
위의 모든 과정들을 통해 구현된 3차원 가시화 결과는 (그림 8)과 같다. (그림 8(a)~(h))의 렌더링 된 윈도우 결과 화면에서 좌측 상·하단은 정합을 실행 할 때 기준영상과 부유영상으로 사용된 입력영상이며, 우측은 정합 후 시각화된 결과를 다양하게 보여주는 화면이다.

(그림 8(a))는 정합 전 기준영상으로 사용된 원본 CT 뇌 영상과 그것의 렌더링 결과(주황색)이며, (b)는 정합 전 부유영상으로 사용된 MR T1 영상 및 렌더링 결과(파란색)이다.

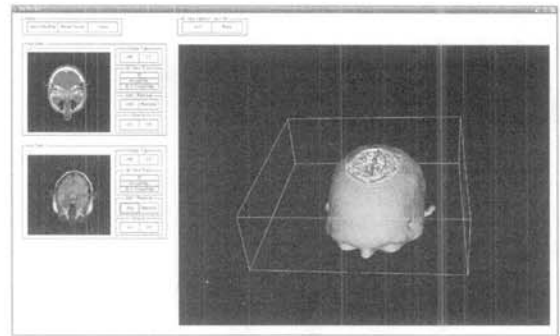
(c)의 결과는 정합 후 결과의 정확성을 비교하기 위하여 정합 전 CT 영상과 MR 영상의 차 영상을 렌더링한 것이고, (d)는 2장에서 간단히 언급한 개선된 조건부 엔트로피 방법을 사용한 정합 후의 결과를 렌더링한 것이다.

(e)~(h)는 정합 후 렌더링 결과를 다양하게 분석하기 위한 결과들이다. (e)는 정합후의 결과를 투명도를 조절하여 렌더링한 결과이며, 이는 정확한 정합 후의 결과를 렌더링하게 되면 서로 정확히 겹쳐있기 때문에 부유영상 혹은 기준영상 중 원하는 영상의 투명도를 조절하여 영상을 더 세밀히 분석할 수 있다는 장점이 있다. (f)는 정합 후의 렌더링 결과 중 스킨을 제외한 뼈(bone)만 렌더링한 결과이다. 이는 진단시 스킨이 아닌 골격부분에 이상이 있었을 때 진단하여야 할 경우를 고려하여 삽입한 부분이다. (g)와 (h)의 결과는 실제 의료기관에서 많이 사용하고 있는 2차원 단면을 포함한 렌더링 결과이다. (g)의 렌더링 결과에서 CT 영상은 3D로 표현하고 MR 영상은 단면으로 표현한 결과이며, (h)는 정합 후 CT, MR 모두 단면으로 렌더링한 결과이다.

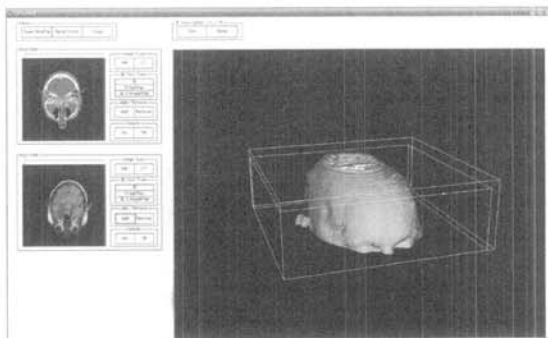
기존 연구 대부분이 3차원 정합된 결과를 나타낼 때 (그림 2)의 결과처럼 2차원 단면으로 결과를 표현하였다. 이는 복잡한 3D 렌더링의 결과를 다른 그래픽 소프트웨어를 사용하여 보기가 쉽지 않기 때문이다. 국내에서 이미 시판되고



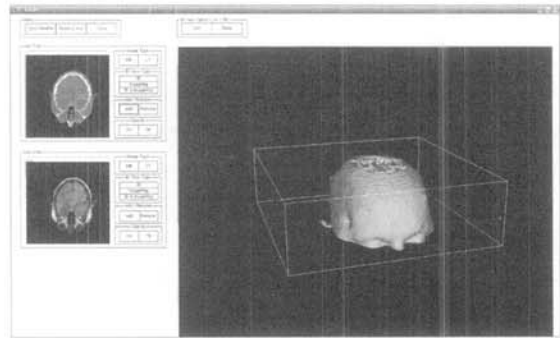
(a) 정합 전 CT 뇌 영상 렌더링



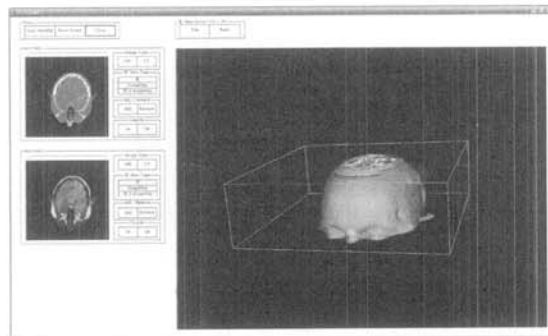
(b) 정합 전 MR T1 뇌 영상 렌더링



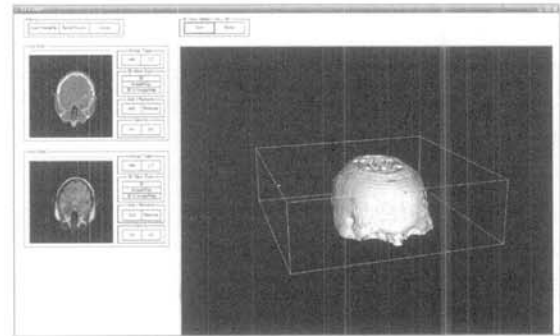
(c) 정합 전의 차 영상 렌더링



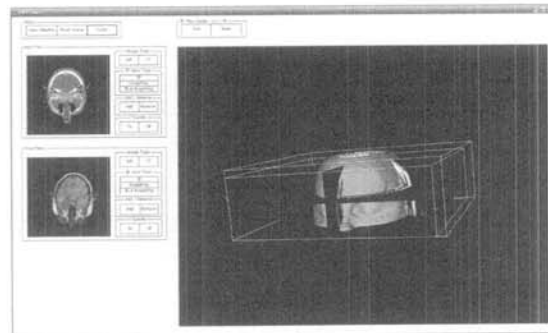
(d) 정합 후의 차 영상 렌더링



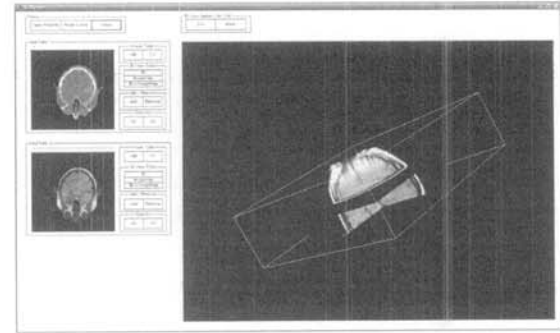
(e) 정합 후 투명도를 조절하여 렌더링



(f) 정합 후 뼈 만 렌더링



(g) CT: 3D, MR: 단면 렌더링



(h) CT, MR 모두 단면 렌더링

(그림 8) 제안한 시스템을 이용한 다양한 시각화 결과

있는 의료 영상처리 및 렌더링 뷰어 소프트웨어가 있다. 하지만, 다양한 영상처리 기술이 포함되어 있는 소프트웨어의 경우 영상 정합시 사용자가 수동으로 정합하고자 하는 지점에 제어점을 제공하여야만 정합을 실시하고, 정합된 결과

또한 (그림 2)의 결과처럼 단면으로 밖에 표현할 수 없다는 단점을 가지고 있다.

그러나 제안한 시스템은 어떤 데이터 포맷이 입력으로 들어오더라도 렌더링하는데 어려움이 없으며, 3차원 정합을

단순히 사용자가 제어점을 이용하여 정합하는 방법이 아닌 정확한 최적화 방법을 적용하여 정합한다는 것과 정합된 결과를 렌더링할 때 상용화된 소프트웨어에 의존하지 않았지만 시판되고 있는 응용 소프트웨어처럼 단순히 렌더링 결과만을 볼 수 있는 것이 아니라 정합된 데이터의 렌더링까지 가능하다는 측면에서 더 우수하다고 할 수 있다.

### 5. 결 론

의료기술이 발전함에 따라 의료데이터를 단순히 아날로그 필름에 대한 대체물로 간주해왔던 시각에서 벗어나 의료의 질을 향상 시킬 수 있는 여러 방법들이 요구되고 있는 시점에서 세계 시장에 어깨를 견줄만한 응용 소프트웨어에 대한 관련 연구가 절실히 요구되는 시점이다. 이러한 현실에 발맞춰 본 논문에서는 의료 영상으로부터 추출한 영상정보를 사용하여 3차원 볼륨 데이터의 정합된 결과를 시각화 하는 알고리즘을 VTK를 이용하여 개발하였다.

제안된 방법은 방대한 데이터를 단순한 2차원 영상으로 표현하는 것 보다 데이터의 3차원 시각화를 통하여 데이터의 특성을 이해하고 응용하기 쉬우며 다양한 측면에서 의료 영상 데이터를 해석하고 분석 가능성을 알 수 있다. 또한, 기존에 정합관련 시각화를 VTK를 사용한 시스템이 전무한 시점에서 VTK를 이용한 의료 영상 정합의 3차원 시각화는 의료 영상 시각화 시스템이 여전히 고가의 라이브러리 기반으로 동작하고 있는 기존의 상용 시스템에 뒤지지 않는 주요기능을 갖는 반면, 경쟁력에 있어서는 훨씬 앞설 수 있는 충분한 가능성을 제시하였다고 사료된다.

향후 연구과제로는 MR-PET, CT-PET 등 다양한 데이터들의 최적화 정합기술이 필요하며, 최적화된 정합 결과에 따라 시각화 시스템의 업그레이드 및 확장에 관한 연구를 수행할 예정이다.

### 참 고 문 헌

[1] Will Schroeder, Ken Martin and Bill Lorensen, "The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach To 3D Graphics," Kitware, 2004.  
 [2] J. V. Hajnal, D. L.G. Hill and D. J. Hawkes, "Medical Image Registration," CRC Press, New York, 2001.  
 [3] T. S. Yoo, "Insight into Images: Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis," AK Peters, Ltd., 2004.  
 [4] C. D. Hansen and C. R. Johnson, "The Visualization Handbook," Elsevier, 2004.  
 [5] 조동욱, 김태우, 신승수, 김지영, 김동원, 조태경, "마커 기반과 특징기반에 기초한 뇌 영상의 3차원 정합방법의 비교·고찰", 한국콘텐츠학회논문지, pp.85-97, 2003.  
 [6] B. Preim and D. Bartz, "Visualization In Medicine: theory, algorithms, and applications," Morgan-Kaufmann, 2007.

[7] 김민석, 이상범, "VTK를 이용한 3차원 의료영상처리 시스템의 설계 및 구현", 대한의료정보학회, pp.375-380, 2003.  
 [8] 홍헬렌, "의료분야에서의 영상정합 연구", 한국정보과학회, pp. 61-67, 2005.  
 [9] Wan-Hyun Cho, Sun-Worl Kim, Myung-Eun Lee, Soo-Hyung Kim, Soon-Young Park and Chang-Bu Jeong, "Multimodality Image Registration Using Spatial Procrustes Analysis and Modified Conditional Entropy," Journal of signal Processing Systems, July, 2008.(online published)  
 [10] J. P. W. Pluim, J. B. A. Maintz and M. A. Viergever, "Mutual information based registration of medical images: a survey," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.20(Y), pp.1-20, 2003.  
 [11] L. Ibanez, W. Schroeder, L. Ng and J. Cates, "The ITK software Guide," Kitware, Nov., 2005.  
 [12] Kitware, "The VTK User's Guide: Updated for VTK Version 4.4," Kitware, Inc., 2004.



### 이 명 은

e-mail : melee@chonnam.ac.kr  
 1998년 목포대학교 전자공학과(학사)  
 2001년 목포대학교 대학원 전자공학과(공학석사)  
 2007년 목포대학교 대학원 전자공학과(공학박사)  
 2006년~2007년 목포대학교 정보공학부 초빙교수  
 2007년~현 재 전남대학교 전자컴퓨터공학부 연구원  
 관심분야 : 의료영상처리, 3차원 시각화, 패턴인식, 인공지능



### 김 수 형

e-mail : shkim@chonnam.ac.kr  
 1986년 서울대학교 컴퓨터공학과(학사)  
 1988년 한국과학기술원 전산학과(공학석사)  
 1993년 한국과학기술원 전산학과(공학박사)  
 1993년~1996년 삼성전자 멀티미디어연구소 선임연구원  
 2000년~2002년 캐나다 Concordia 대학 CENPARMI 연구소 방문교수  
 1997년~현 재 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수  
 관심분야 : 인공지능, 패턴인식, 문서영상 정보검색, 유비쿼터스 컴퓨팅



### 임준식

e-mail : goethe0708@iip.chonnam.ac.kr

2004년 전남대학교 전산학과(학사)

2007년 전남대학교 대학원 전산학과(이학석사)

2007년~현재 전남대학교 대학원 전자컴퓨터공학부 박사과정

관심분야 : 객체추정, 문자인식, 3D 시각화