

# 3차원 전산화 단층촬영영상과 2차원 X-선 투시영상간 표식기 기반 고속 정합

## (Fast Marker-based Registration of 3D CT and 2D X-ray Fluoroscopy Images)

김계현<sup>†</sup>      박성진<sup>†</sup>      홍헬렌<sup>\*\*</sup>      신영길<sup>\*\*\*</sup>  
 (GyeHyun Kim)      (SeongJin Park)      (Helen Hong)      (Yeong Gil Shin)

**요약** 본 논문에서는 수술 전에 획득한 전산화 단층촬영영상에서 추출한 3차원 정보를 수술 중에 획득한 2차원 X-선 투시영상에 실시간으로 표시하기 위하여 표식기 기반 고속 2차원-3차원 영상정합 방법을 제안한다. 정합과정은 전처리 과정과 실시간 정합 과정으로 나누어진다. 전처리 과정에서 가장 많은 계산량을 필요로 하는 DRR의 생성을 그래픽 하드웨어를 이용하여 고속으로 생성하고, 표식기를 부착한 심장 모형데이터에서 자동으로 표식기를 탐색·추출 한다. 실시간 정합 과정은 주축 정합을 이용한 평면 내부 정합과 구좌표계에서 최소 오차 탐색 방법을 이용한 평면 외부 정합 방법으로 분리하여 계층적으로 정합하여 탐색 범위를 6자유도에서 2자유도로 개선하였다. 본 제안방법은 실시간 계산을 최소화 함으로써 정확성을 유지하면서 정합의 효율성을 개선하였다.

**키워드** : 2차원-3차원 정합, 다차원 정합, 표식기-기반 정합, DRRs, 그래픽 하드웨어, 화상유도수술

**Abstract** This paper proposes a novel technique of marker-based 2D-3D registration to combine 3D information obtained from preoperative CT images into 2D image obtained from intraoperative x-ray fluoroscopy image. Our method is divided into preoperative and intraoperative procedures. In preoperative procedure, we generate CT-derived DRRs using graphics hardware and detect markers automatically. In intraoperative procedure, we propose a hierarchical two-step registration to reduce a degree of freedom from 6-DOF to 2-DOF which is composed of in-plane registration using principal axis method and out-plane registration using minimal error searching method in spherical coordinate. For experimentation, we use cardiac phantom datasets with confirmation markers and evaluate our method in the aspects of visual inspection, accuracy and processing time. As experimental results, our method keeps accuracy and aligns very fast by reducing real-time computations.

**Key words** : 2D-3D Registration, Multidimensional Registration, Marker-based Registration, DRRs, Graphics Hardware, Image Guided Surgery

### 1. 서론

수술 전에 획득한 전산화 단층촬영영상(CT: Computed Tomography), 자기공명영상(MRI: Magnetic Resonance Image) 등의 3차원 볼륨데이터와 수술 중에 실시간으로 획득한 X-선 투시영상(fluoroscopy image) 등

의 2차원 투영데이터의 2차원-3차원 영상 정합은 화상 유도수술(image guided surgery)이나 수술 중 안내시스템(intra-operative navigation system)에 유용한 정보를 제공한다[1]. X-선 투시영상은 수술 중 실시간으로 영상획득이 가능하여 수술도구나 카테터(catheter)<sup>1)</sup> 등의 인체 내 삽입된 도구의 위치를 실시간으로 확인 가능하다. 그러나 투시영상의 특성상 해상도가 낮고 영상 자체의 감도가 좋지 않기 때문에 해부학적 정보를 얻기 어렵고 전후의 상이 겹치기 때문에 인체기관에서 수술도구의 공간적 위치를 파악하기 어렵다. 반면, CT

<sup>†</sup> 학생회원 : 서울대학교 컴퓨터학과  
iamkgh@cglab.snu.ac.kr  
sjpark@cglab.snu.ac.kr

<sup>\*\*</sup> 정회원 : 서울여자대학교 미디어학부 교수  
hlhong@swu.ac.kr  
(Corresponding author)

<sup>\*\*\*</sup> 종신회원 : 서울대학교 컴퓨터학과 교수  
yshin@cglab.snu.ac.kr

논문접수 : 2005년 7월 27일

심사완료 : 2005년 12월 28일

1) 카테터(catheter): 채강(늑막강·복막강) 또는 관상(管狀)·낭상(囊狀) 기관(소화관·방광 등)의 내용액의 배출을 측정하기 위해 사용되는 고무 또는 금속제의 가는 관

는 인체 내 해부학적 정보를 3차원적으로 제공함으로써 인체 내부를 이해하고 병변의 공간적인 위치를 식별하기 쉬운 장점이 있지만, 실시간으로 영상을 획득할 수 없는 한계가 있다. 따라서 수술 중에 획득한 2차원 X-선 투시영상과 수술 전에 획득한 3차원 CT의 정합을 통하여 수술 전에 획득한 정보를 실시간으로 함께 보여줌으로써 수술 도구의 공간적 위치나 해부학적 위치를 효과적으로 제공할 수 있다.

이를 위한 2차원-3차원 영상정합 방법으로는 2차원 영상을 3차원 모델로 재구성 하여 3차원-3차원 정합하는 접근방법과, 3차원 영상을 2차원으로 투영하여 2차원-2차원 정합하는 접근방법이 있다. 2차원 영상을 3차원으로 재구성하여 3차원-3차원으로 정합하는 방법은 일반적으로 Horn[2]이 제안한 사원수(quaternion)를 이용한 절대좌표 풀이법을 사용한다. 이 방법은 2차원 X-선 투시영상을 3차원으로 복원하는 과정이 필요하고, 3차원 복원 시 여러 장의 2차원 영상이 필요한데 수술 중에 실시간으로 여러 장의 영상을 획득하기 어려운 문제점이 있다. 이러한 문제점을 보완하기 위하여 Tang[3]은 한 장의 2차원 X-선 투시영상을 3차원의 좌표계로 정합하는 3PLFLS(3-Point-Line Fixed Least Squares) 정합 방법을 제안하였다. 그러나 이 방법은 100초 이상의 계산 시간이 필요하고, 표식기 수가 적을 때 실패율이 높은 문제점이 있다.

3차원 영상을 2차원으로 투영하여 2차원-2차원 정합하는 접근방법은 3차원의 CT를 광선추적법(ray-casting)을 이용하여 2차원 DRR(Digitally-Reconstructed-Radiographs) 영상으로 투영하는 과정이 필요하다. 이때 DRR 영상은 3차원 볼륨데이터를 가상으로 2차원의 X-선 투시영상으로 투영한 영상으로, 일반적인 광선추적법에 비하여 광선의 투과도가 높기 때문에 광선이 3차원 볼륨데이터의 모든 영역을 투과하므로 계산량이 많다. Zollei[4]는 머리, 골반, 척추 부위를 촬영한 CT와 X-선 투시영상을 정합하기 위하여 상호정보량(mutual information)[5,6] 정합 방법을 적용하였다. 상호정보량을 이용한 정합 방법은 전처리 과정이 필요 없지만 계산량이 많기 때문에 실시간 적용이 어려운 문제점이 있다. Wein[7]과 Livyatan[8]은 고속 정합을 위하여 CT에서 밝기값의 변화량을 계산하고 밝기값의 변화량을 투영시킨 영상과 X-선 투시영상을 정합하는 기법을 적용하였다. Wein의 방법은 정합시간이 3초 내외로 매우 빠른 장점이 있지만 탐색의 범위가 좁고 밝기값의 변화량을 이용하여 정합하기 때문에 지역적 최소값에 빠지는 문제점이 있다. 그리고 Maurer[9]는 고속 정합을 위하여 고유치 분해(Singular Value Decomposition)를 통한 주축 정합하는 기법을 적용하였지만 20mm의 큰 오차를 가지는 문제점이 있다.

본 논문에서는 CT에서 추출한 3차원 정보를 실시간으로 2차원 X-선 투시영상에 표시하기 위하여 표식기 기반 고속 2D-3D 영상정합 방법을 제안한다. 기존의 2차원-3차원 정합과정에서 탐색 벡터가 변할 때 마다 많은 계산이 필요한 DRR 영상을 갱신해야 하므로 효율적인 최적화 이론을 적용하더라도 수백대는 수천장의 DRR영상이 필요하게 된다. 이러한 과정은 시간적인 측면에서 정합과정의 대부분을 차지하게 되므로 본 논문에서는 DRR 영상 생성을 전처리하는 방법을 개발하여 전처리 과정과 실시간 정합과정으로 나누어 정합시간을 효과적으로 단축시킨다. 전처리 과정에서는 표식기(marker)를 부착한 심장 모형데이터를 이용하여 자동으로 표식기를 탐색 및 추출하고, 전처리 과정에서 대부분의 계산량을 차지하는 DRR 영상 생성 과정을 줄이기 위하여 그래픽 하드웨어를 이용하여 가속하였다. 그리고 실시간 정합 과정은 평면 내부 정합(in-plane registration)과 평면 외부 정합(out-plane registration)과정으로 분리하여 계층적으로 정합하는 방법을 개발함으로써 일반적으로 3차원 공간상의 위치를 찾기 위한 6자유도의 탐색 범위를 2자유도로 개선하였다. 평면 내부 정합은 표식기 기반 주축 정합[10-12]을 이용하고, 평면 외부 정합은 구 좌표계에서 최소 정합오차 탐색 방법을 적용한다. 본 제안 방법은 실시간 계산을 최소화 함으로써 정확성을 유지하면서 정합의 효율성을 개선하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 본 논문에서 제안한 하드웨어를 이용한 고속 DRR 영상 생성 방법, 표식기의 자동 탐색 및 추출 방법, 2차원-3차원 정합을 위한 평면 외부 정합과 평면 내부 정합 방법에 대하여 설명한다. 3장에서는 실험 및 분석 결과를 제시하고, 4장에서 결론을 맺는다

## 2. 2차원-3차원 고속 표식기 정합

본 논문에서 제안하는 방법은 그림 1과 같이 수행된다. 첫번째, 3차원 CT의 각 시점에 대한 DRR 영상들을 그래픽 하드웨어를 이용한 고속 광선추적법을 사용하여 생성한다. 두번째, 임계값기반 기법(thresholding algorithm)[13]과 연결화소군 기법(connected component labeling)을 적용하여 피부에 부착한 표식기를 자동으로 탐색 및 분할(segmentation)하고, 분할된 표식기에서 각각의 중심점을 계산하여 정합의 초기 정보로 사용한다. 마지막으로, 평면 내부 정합과 외부 정합으로 분리하여 2차원-3차원 정합을 수행한다. 3차원 공간에서 X-선 투시영상 평면의 위치가 측정 및 보정(calibration) 되었을 때 X-선 광원의 위치를 찾기 위하여 x, y, z 각 축에 대한 회전과 이동 벡터는 6자유도<sup>2)</sup>(degree of freedom)로 탐색되어야 한다. 따라서 정합은 6지수의 계산량을

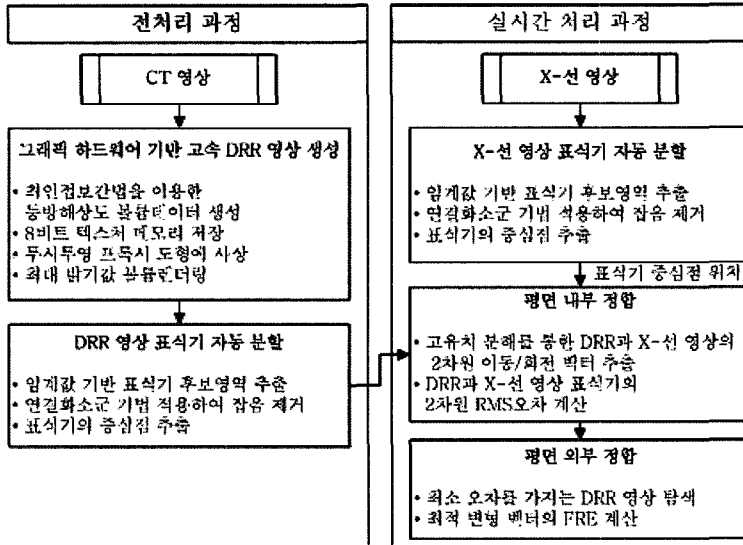


그림 1 3차원 CT와 2차원 X-선 투시영상간 정합 순서도

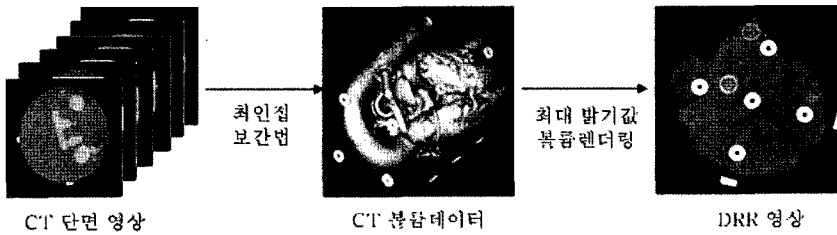


그림 2 CT의 DRR 영상 생성 과정

필요로 하지만, 본 논문에서는 구 좌표계의 회전 벡터를 2자유도로 계산하는 평면 외부 정합과 행렬 계산으로 주축을 정합하는 평면 내부 정합으로 정합 과정을 분리함으로써 정합에 필요한 계산량을 줄이는 방법을 제안한다.

**2.1 그래픽 하드웨어를 이용한 고속 DRR 영상 생성**

CT의 2차원 투시영상을 생성하여 X-선 투시영상과 정합하기 위하여 일반적으로 DRR 영상을 사용한다. DRR 영상을 생성하기 위해서는 3차원 볼륨데이터를 가시화하는 알고리즘을 적용한다. 이 때, 기존 볼륨렌더링에서는 병렬적(parallel) 투영방법이 사용되지만, X-선 투시영상이 투시적(perspective)으로 생성되었기 때문에 DRR 영상에는 투시적 볼륨렌더링 기법을 적용한다.

투시적 볼륨렌더링 알고리즘 중에서 가장 일반적인 광선추적법이 DRR 영상의 생성에 적용되는데, X-선 광원에서부터 나온 가상의 광선이 3차원 CT를 투과하

여 영상면까지 도달하는 빛의 양을 계산하는 방법이다. 이 방법은 3차원 볼륨데이터에 있는 모든 복셀(voxel)들을 참조해야 하고, 광선들이 항상 3차원 볼륨데이터의 복셀을 정확히 지나가는 것이 아니므로 보간 작업이 필요하기 때문에 많은 계산시간이 필요하다. 이를 해결하기 위해서 복셀투영법(voxel projection)이나 쉬어왁 분해법(shear warp factorization)을 사용해서 DRR 영상을 생성하는 방법이 제시되었다. 하지만, 복셀투영법의 경우 볼륨데이터의 복셀들이 모두 정확히 영상공간의 픽셀(pixel)에 투영되는 것이 아니므로 매끄러운 영상을 생성하지 못한다. 또한, 볼륨데이터의 해상도와 영상공간의 해상도가 일치하지 않으면, 투영된 복셀들 사이에 빈 공간이 생기는 문제점이 있다. 한편, 쉬어-왁 분해 방법은 삼각선형보간법이 아닌 이차선형보간법을 쓰고, 와핑(warping)단계에서의 왜곡이 있기 때문에 영상의 화질이 광선추적법의 결과와 비해 좋지 못하다. 따라서, 복셀투영법과 쉬어-왁 분해법으로 계산시간을 감소시킬 수는 있지만, 영상의 화질은 광선추적법을 사용한 영상의 화질보다는 떨어지는 결과를 보여준다. 따라서 본 논

2) 자유도(degree of freedom): 주어진 조건하에서 자유롭게 변화할 수 있는 변수, 변인의 수 또는 한 변인의 범주의 수. 3차원 공간에서 자유로운 강체(剛體)의 자유도는 6이다.

문에서는 영상의 화질은 그대로 유지하면서 DRR 영상 생성 시간의 문제점을 해결하기 위하여 그래픽 하드웨어를 이용하여 고속으로 DRR 영상을 생성한다.

DRR 영상 생성은 그림 2와 같이 CT를 최인접보간법을 이용하여 등방해상도 CT 볼륨데이터로 변화시킨 후 투시적 방법으로 하드웨어 볼륨렌더링하여 획득한다. 그래픽 하드웨어를 사용하기 위해 DirectX9 에서 지원하는 셰이더(shader) 언어를 사용하여 텍스처(texture) 기반 볼륨렌더링으로 DRR 영상을 생성한다. 우선, CT의 단면영상들을 그림 2와 같이 각 단면의 간격을 최인접보간법으로 보간함으로써  $512^3$  크기의 볼륨데이터를 생성한다. 일반적으로 텍스처 기반 볼륨렌더링은 텍스처의 RGB채널에는 x, y, z축에 해당하는 법선벡터(normal)를 저장하고, 텍스처의 A 채널에는 밝기값(intensity)을 저장하기 때문에 이러한 방법으로  $512^3$  크기의 볼륨데이터를 3차원 텍스처에 저장할 경우 한 텍셀(texel)이 32비트를 사용하게 되므로 512MB의 메모리가 필요하고, 256MB의 제한된 그래픽 하드웨어 메모리를 초과하는 문제점이 생긴다. 12비트 CT를 손실 없이 저장하기 위해서는 한 텍셀에 16비트의 데이터를 저장해야 하지만, 제안하는 방법은 셰이딩이 필요하지 않으므로 법선벡터를 저장하지 않고, DirectX9의 D3DFMT\_L16과 D3DFMT\_L8을 사용해서 하운즈필드 유닛(HU<sup>3)</sup>: hounsfield unit)값을 관심 밝기값으로 윈도우링(windowing)하여 8비트로 텍스처 메모리에 저장한다.

본 논문에서는 X-선 광원의 거리에 따라 원근감을 나타내야 하므로 투시투영을 통한 DRR 영상을 생성한다. 투시투영은 X-선 광원의 시야각을 DirectX9의 D3DXMatrixPerspectiveFovLH 함수에 적용하여 투영

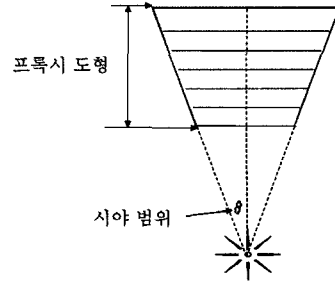


그림 3 투시투영을 이용한 프루시 도형 생성

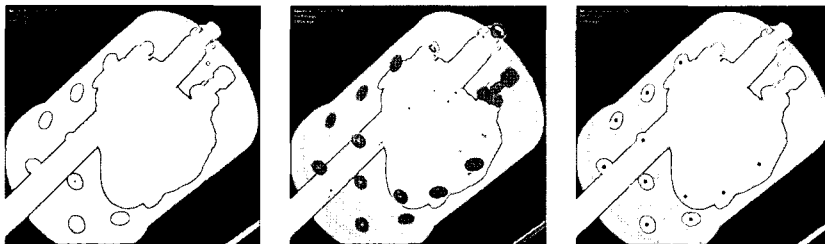
행렬을 결정한다. 그래픽 하드웨어의 메모리에 저장된 3차원 텍스처를 그림 3과 같이 투시적으로 생성된 프루시 도형에 사상한다. 사상된 단면들을 합성(composite)해서 프레임 버퍼(frame buffer)에 저장하고 화면에 출력한다. 합성방법으로는 최소 밝기값을 투영하는 방법(minimum intensity projection), 밝기값들의 평균값을 투영하는 방법(average intensity projection), 최대 밝기값을 투영하는 방법(maximum intensity projection)을 제공하고 이 중 표식기를 분할하기 가장 용의한 최대 밝기값 투영법을 사용한다.

각각의 텍스처를 그리는 것은 셰이더 내에서 이루어지는 작업으로써 최대 밝기값 투영법으로 합성을 하기 위해서 합성 옵션을 TRUE로 하고, 합성 연산으로 DirectX9에서 제공하는 D3DBLENDOP\_MAX연산을 이용한다.

2.2 자동 표식기 탐색 및 추출

표식기 기반 정합을 수행하기 위해서는 영상에서 표식기 분할이 선행되어야 한다. 그러나 X-선 투시영상은 낮은 해상도와 영상 자체의 선명도나 감도가 좋지 않고, 전후의 상이 겹쳐지고, 표식기의 밝기값과 유사한 다른 조직과 잡음이 존재한다. 따라서 본 논문에서는 그림 4와 같이 임계값기반 기법과 연결화소군 기법을 사용하여 자동으로 표식기를 추출한다.

3) Hounsfieldfield unit (HU): CT영상에서 밝기값을 표현하기 위한 수치로써, 물의 감쇠계수를 이용한다. 물은 0 HU, 공기는 -1000 HU, 지방·근육 등의 부드러운 조직은 -100~6 H, 뼈는 25 H 이상으로 표현됨.



(a) 원영상

(b) 임계값기반 기법을 사용한 후보영역 추출

(c) 연결화소군 기법을 사용한 잡음제거 및 중심점 추출

그림 4 자동 표식기 탐색 및 추출

첫번째, 획득된 영상에서 표식기에 해당되는 밝기값에 대하여 임계값기반 기법을 이용하여 표식기 후보 영역을 추출한다. 영상에서 표식기 밝기값은 최소 2300HU 이상으로 나타나므로 해당 수치를 임계치로 정하여 임계치 이상의 밝기값을 가지는 영역은 표식기의 후보 영역으로 간주하고 그 이하의 영역은 배경으로 간주하는 2진 영상을 만든다. 두번째, 임계치를 적용하여 획득된 표식기 후보영역 분할 결과는 많은 잡음과 표식기 이외의 영역이 검출될 수 있으므로 표식기 이외의 영역과 잡음을 제거한다. 그리고 표식기 이외의 영역을 구분하기 위하여 분할된 2차원 2진 영상에서 연결화소군 기법을 적용하고 이웃하게 연결된 각 화소에 대하여 같은 번호를 부여함으로써 동일 영역은 같은 번호로 표시한다. 연결 화소로 구분이 된 영상에서 표식기의 크기 보다 매우 작은 영역은 잡음으로 간주하고, 표식기의 크기 보다 매우 큰 영역은 표식기 이외의 조직이 검출된 것으로 간주하여 제거한다. 이와 같은 과정을 통하여 남은 영역은 최종 표식기 영역으로 인식하고 추출된 표식기들의 중심 위치를 수식 1을 이용하여 계산한다.

$$B(x, y) = \begin{cases} 1 & (x, y) \in M_i \\ 0 & (x, y) \notin M_i \end{cases}$$

$$x_g = \frac{\sum_{x,y} xB(x, y)}{\sum_{x,y} B(x, y)}, \quad y_g = \frac{\sum_{x,y} yB(x, y)}{\sum_{x,y} B(x, y)} \quad (1)$$

이 때, B는 x, y 좌표에서의 2진 값이고,  $M_i$ 는 i번째 표식기의 영역이고,  $x_g, y_g$ 는 표식기의 중심 위치이다.

### 2.3 평면 내외부 정합

2차원-3차원 영상정합은 최적의 상관도를 가지는 정합 벡터를 찾기 위하여 X-선 투시영상 평면과 광원의 위치를 탐색한다. X-선 투시영상 평면의 위치는 일반적으로 측정·보정 과정을 통하여 계산하고, X-선 광원의 위치는 정합 이론을 적용하여 최적의 정합 벡터를 계산한다. 일반적으로 X-선 광원의 위치를 탐색하는 과정은 계산량이 탐색범위의 6지수로 증가하는 문제점이 있지만, 본 논문에서는 이러한 계산량의 증가율을 최소화 하기 위하여 3차원 공간에서 정합을 하는 평면 외부 정합 과정과 2차원 평면 내부 정합 과정으로 분리하여 수행한다. 3차원 평면 외부 정합은 구 좌표계에서 2개의 회전 벡터를 적용하고 탐색하여 최적의 정합 벡터를 찾고, 2차원의 평면 내부 정합은 두 영상의 표식기를 주축 정합을 적용하여 최적의 이동과 회전 벡터를 찾는다. 주축 정합은 표식기들의 위치를 고유치 분해[14]하여 두 영상에서 주축을 추출하고 축의 회전 각도를 계산하여 회전 벡터를 찾고, 이동 벡터는 표식기들의 무게중심을 추출

하여 이동의 정도를 계산한다. 따라서 평면 외부 정합에서 2자유도로 탐색을 하고, 평면 내부 정합은 행렬 계산으로 정합 벡터가 계산되므로, 최종적으로 2자유도에 대한 벡터를 탐색 함으로써 정합에 대한 계산량은 2지수로 증가하게 된다.

#### 2.3.1 2차원-2차원 평면 내부 정합

평면 내부 정합 방법은 환자의 이동과 회전 정도를 정합하는 과정으로써 표식기 기반 정합을 이용하여 최적의 2차원 평면 회전 벡터  $\theta$ 와 x, y 각 축에 대한 이동 벡터  $T_x, T_y$ 를 계산한다. 본 논문에서는 표식기 기반 정합을 위하여 전 단계에서 계산된 분할 결과를 이용하여 표식기들의 중심점들을 고유치 분해를 적용하여 주축을 계산하고, 두 영상의 축에 대한 이동, 회전 벡터를 계산함으로써 최종적으로 정합을 수행한다. 일반적으로 고유치 분해를 통한 주축 정합 방법은 행렬 연산을 통하여 고속으로 실시간 정합에 적합하고, 단점으로는 정확한 정합이 어렵다는 것이다. 본 논문에서는 11개의 표식기를 고정적으로 부착하여 표식기들의 분포나 형태의 변화가 생기지 않으므로 정확한 정합 결과를 고속으로 획득 할 수 있다. 분할된 표식기들의 중심점들로 구성된 입력 행렬 A는 수식 2와 같이 고유치 분해를 통하여 U, S, V로 분해될 수 있다.

$$\bar{P} = USV^T \Leftrightarrow S = U^T \bar{P} V \quad (2)$$

여기서,  $\bar{P}$ 는 표식기의 위치정보이고, U와 V는 단위 행렬이고 S는 축의 크기 정보를 가지는 대각행렬이다. 행렬  $\bar{P}$ 는 실수성분을 가지므로 U, V는 실수의 직교성을 갖는다.

계산된 고유값은 수식 3을 이용하여 DRR 영상과 X-선 투시영상에서 표식기들의 x, y, z 축을 계산하게 된다.

$$\alpha = \arctan(S_{(2,3)} / S_{(3,3)})$$

$$\beta = \arcsin(S_{(1,3)})$$

$$\gamma = \arctan(-S_{(1,2)} / S_{(1,1)}) \quad (3)$$

$\alpha, \beta, \gamma$ 는 각각 x, y, z 축에 대한 각도이고, S는  $\bar{P}$ 로부터 고유치 분해를 통하여 획득된 고유값(Singular Value)이다. DRR 영상과 X선 영상에 대하여 각각의 축을 계산으로 두 영상의 회전 벡터를 계산한다. 이동 벡터는 표식기 위치의 차이를 이용하여 두 영상의 이동 벡터를 찾는다. 정합 벡터는 최종적으로 영상에 적용되어 두 영상에서 표식기들의 Root Mean Square(RMS) 오차를 계산한다. 계산된 정합 오차는 평면 외부 정합의 비교 수치로 사용된다.

#### 2.3.2 3차원-2차원 평면 외부 정합

평면 외부 정합은 X선 영상을 촬영할 때의 방사선 광

원을 3차원의 CT의 좌표계에서 계산하기 위한 과정이다. 3차원의 CT를 가상으로 X선 영상으로 만들기 위하여 DRR 영상 생성 과정이 필요하고, 방사선 광원을 변화시키기에 따라 매번 DRR 영상을 생성 하여야 하므로 수 천장의 DRR 영상을 생성하여야 한다. 이 과정에서 매우 많은 계산량이 필요하다. 본 논문에서는 이 과정을 수술 전에 여러 각도에 대하여 미리 계산을 하여 실시간 계산량을 줄이는 방법을 제안하였다. 본 방법은 수식 4의 방법으로 3차원의 X선 광원의 정합 벡터( $\hat{U}$ )를 계산한다. 여기서  $\bar{I}$ 는 X-선 투시영상의 표식기 벡터이고,  $\bar{Du}$ 는 DRR 영상의 표식기 벡터이고, S는 유사도 측정 함수로써 DRR 영상과 X선 영상의 2차원-2차원 평면 내부 정합에서 사용한 오차측정 함수이다. 최종적인 표식기 정합 오차(FRE)는  $\hat{U}$ 에 해당되는 모든 DRR 영상의 정합 오차들을 비교하여 최소값을 찾고, 해당되는  $\hat{U}$ 가 최종 정합벡터이다. 표식기 정합 오차는 수식 5를 이용하여 계산한다.

$$\hat{U} = \arg \max_u S(\bar{Du}, \bar{I}) \quad (4)$$

$$FRE = \frac{\sqrt{\|a_1 - c_1\|^2 + \|a_2 - c_2\|^2 + \dots + \|a_n - c_n\|^2}}{n} \quad (5)$$

이 때, a는 DRR 영상의 표식기 위치 벡터이고, c는 X-선 투시영상의 표식기 위치 벡터이고, n은 표식기의 수이다.

### 3. 실험 결과 및 분석

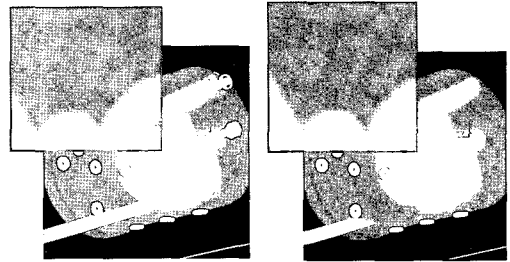
본 실험은 Intel Pentium 4 CPU 3GHz와 1.0GB 메모리를 장착한 PC에서 수행하였다. 실험데이터는 심장 모형 CT 2세트와, X-선 투시영상 6장이다. DRR 영상의 간격에 따른 결과의 정확성 평가를 위하여 구좌표계의  $\phi, \theta$ 각에 대하여 0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5도 간격으로 20도 회전시켜서 표 1의 DRR 영상을 생성하였다. CT와 X-선 투시영상의 밝기값은 -1024~3091 HU 값을 가진다. 생성된 DRR 영상은 CT를 700×700의 해상도로

표 1 실험데이터

실험 데이터	CT 크기 (픽셀)	단면 수 (장)	DRR 간격 (각도)	DRR 수 (장)
A	512×512	566	1.50	180
B	512×512	566	1.25	256
C	512×512	566	1.00	400
D	512×512	566	0.75	700
E	512×512	566	0.50	1600

투영시켜 획득하였으며, 12비트를 8비트 그레이-스케일 영상으로 변환하여 사용하였다.

그림 5는 소프트웨어 광선추적법을 사용한 결과와 하드웨어를 사용한 텍스처기반 볼륨렌더링 기법을 사용하여 DRR 영상을 생성한 결과이다. 하드웨어 렌더링 결과영상과 소프트웨어 렌더링 결과영상의 화질은 차이가 없음을 알 수 있다.



(a) 소프트웨어적 광선추적법 (b) 그래픽 하드웨어 광선추적법

그림 5 볼륨렌더링 방법에 따른 DRR 영상 비교

표 2에서는 그래픽 하드웨어를 이용하여 DRR 영상을 생성할 경우와 소프트웨어 렌더링 방법을 이용하여 DRR 영상을 생성하였을 경우의 계산시간을 보여준다. 그래픽 하드웨어를 사용해서 DRR 영상을 생성할 경우에는 평균 초당 2.55 프레임, 소프트웨어 광선추적법을 사용한 경우에는 평균 초당 0.016 프레임 정도가 소요되었다. 따라서 그래픽 하드웨어를 이용한 방법이 160배 정도 빠르게 영상을 생성하였고, 총 3,136장의 DRR 데이터를 만들기위해 소프트웨어 광선추적법으로 약 54시간이 소요되는 DRR 영상 생성시간을 그래픽 하드웨어를 이용하여 20분으로 단축시켰다.

표 2 제안한 하드웨어 렌더링과 일반적인 소프트웨어 렌더링 계산시간 비교 (단위: 분)

실험데이터	제안한 하드웨어 렌더링	일반적인 소프트웨어 렌더링
A	1.18	192
B	1.67	257
C	2.61	407
D	4.58	739
E	10.46	1762

그림 6은 DRR 영상들의 분할 결과이다. 상단 영상은 분할되기 전 2차원 X-선 투시영상이고, 하단 영상은 표식기가 추출된 영상으로써, 분할된 표식기의 영역이 나타나 있고, 표식기의 중심은 십자(+)표시로 나타난다.

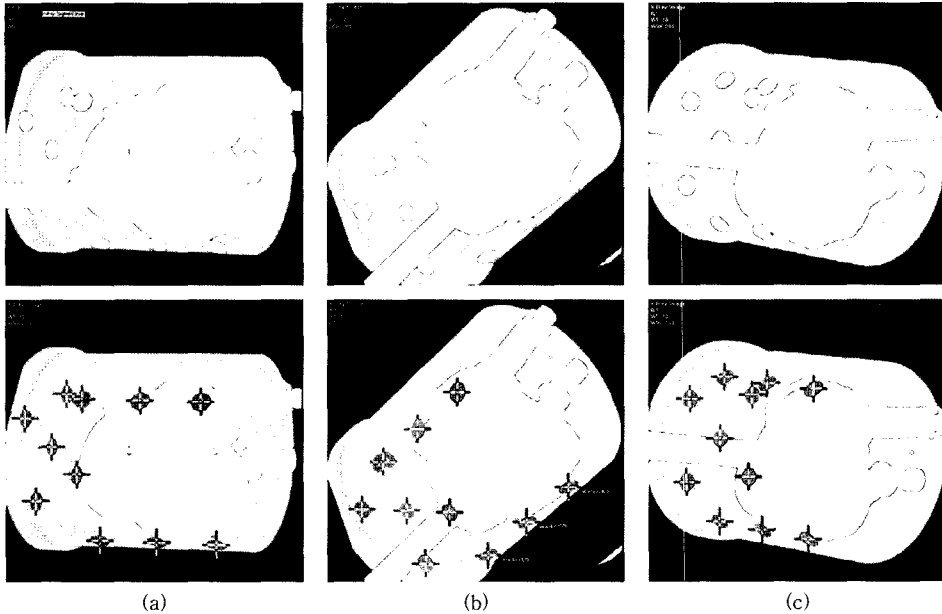


그림 6 표식기 자동 분할 결과

표식기 기반 정합에 소요되는 시간은 표 3과 같다. DRR 영상이 구좌표계의  $\phi$ ,  $\theta$ 각에 대하여 0.5도 간격으로 구성된 데이터 A에 대해서는 1초 이내의 시간이 소요되고, 1도 간격으로 구성된 데이터 C에 대해서는 2초의 시간이 소요되고, 1.5도 간격으로 구성된 데이터 E에 대해서는 약 8초의 시간이 소요된다. 평면 외부 정합 과정에서 실험영상의 모든 DRR 영상을 계산하여야 하므로 DRR 영상 세트의 장수에 비례하여 계산시간이 선형적으로 증가됨을 볼 수 있다. 표 3에서 계산 시간과 DRR 영상 세트의 크기가 비슷한 비율로 차이가 남을 확인할 수 있다.

각 실험결과에 대한 정확도 비교를 위하여 표 4는 ground-truth 값과 정합 벡터 값에 대한 RMSE 수치

표 3 실험 영상에 따른 정합 수행시간 (단위: 초)

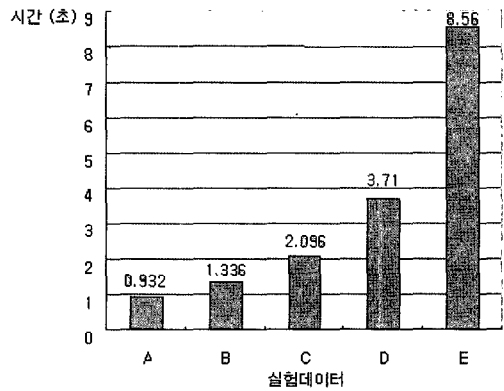
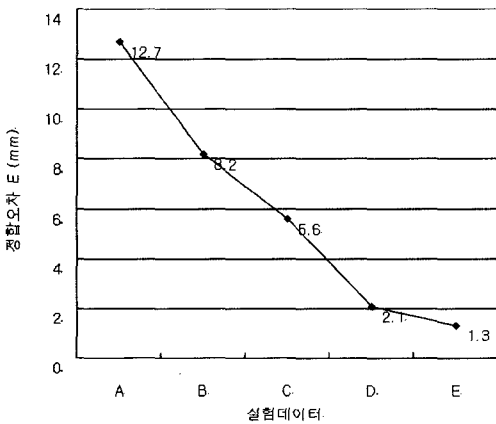


표 4 정확성 평가 결과

실험데이터	평면 내부 정합 벡터			평면 외부 정합 벡터		정합오차 E (mm)
	Ground-Truth 벡터			Ground-Truth 벡터		
	(Tx, mm)	(Ty, mm)	(R, deg)	( $\theta_x$ , deg)	( $\theta_y$ , deg)	
A	1.4	5.3	25.1	33.0	40.5	12.7
	2.0	5.0	26.0	32.3	41.2	
B	-2.6	1.1	17.8	40.0	46.25	8.2
	-3.0	1.0	18.0	39.5	46.7	
C	4.2	2.3	93.4	42.0	32.0	5.6
	4.0	2.0	93.0	41.5	32.4	
D	-1.7	3.1	76.5	45.0	36.75	2.1
	-2.0	3.0	76.0	45.3	37.1	
E	0.9	4.9	40.8	49.0	40.5	1.3
	1.0	5.0	41.0	49.2	40.6	

를 보여준다. 표식기들의 정합 벡터는 데이터 E에서는 0.5도의 간격으로 조밀하게 정합벡터를 탐색하기 때문에 작은 오차를 보여주고, RMSE 수치도 약 1mm의 작은 결과를 보여준다. 그리고 C에서는 1도 간격으로 탐색하여 약 5mm의 RMSE 값을 보여준다. 그리고 A에서는 1.5도 간격으로 탐색하여 10mm 이상의 비교적 큰 오차를 보여주고 있다. 이러한 오차 수치들은 DRR 영상을 조밀하게 탐색할수록 정확도가 증가함을 확인할 수 있다.

표 5 실험데이터에 대한 정합오차 E (단위: 밀리미터)



정합 결과영상은 그림 7과 같다. 영상은 X-선 투시영상 위에 작은 원형으로 X-선 투시영상의 표식기의 중심점이 검은색 점으로 그려져 있고, 그 위에 3차원 CT의 표식기의 중심점이 십자(+)표시로 나타난다. 그림 7 (a)는 1.5도 간격으로 생성된 DRR 영상을 정합한 결과로써, 오차가 비교적 큰 것을 확인할 수 있고, (b)는 1도 간격으로 DRR 영상을 생성하여 정합한 결과이고, (c)는 0.5도 간격으로 생성한 DRR 영상을 정합한 결과이다. 1도 이하 간격의 DRR 영상 데이터를 이용할 때

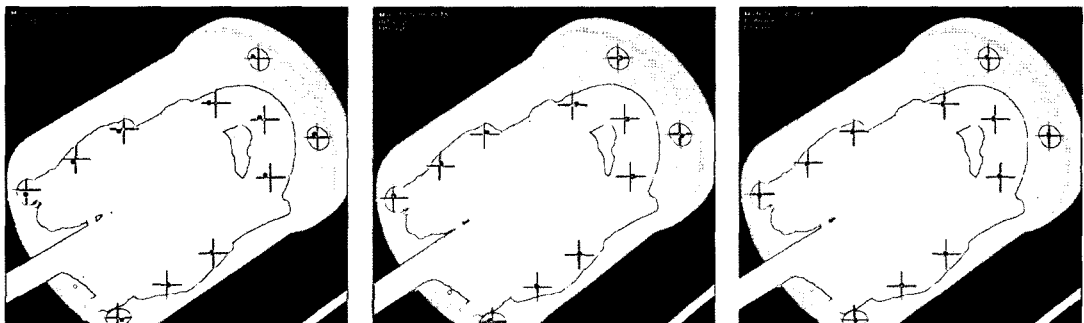
정확한 결과를 획득할 수 있음을 확인할 수 있다.

#### 4. 결론

본 논문에서는 실험용 심장 모형의 CT를 이용하여 실시간으로 획득한 X-선 투시영상을 3차원 CT와 정합하였다. 2차원-3차원 정합을 실시간으로 수행하기 위하여 본 논문에서는 정합에서 가장 많은 계산량을 요구하는 DRR 생성과정을 전처리 과정으로 분리하는 방법과 평면 내부/외부의 계층적 정합 방법을 개발함으로써 정합시간을 효과적으로 단축시켰다. 2차원-3차원 정합에서 변형 벡터를 탐색할 때마다 반복적 생성해야 하는 DRR 영상을 전처리 과정에서 그래픽 하드웨어를 이용하여 고속으로 생성함으로써 변형 벡터가 경신될 때마다 DRR을 재생성 하는 문제점을 해결하였다. 그리고 실시간 정합과정은 표식기 기반 주축 정합을 이용한 평면 내부 정합과 구 좌표계에서 최소 정합 오차 탐색 방법을 이용한 평면 외부 정합으로 계층적으로 수행하여 탐색 범위를 6자유도에서 2자유도로 개선하였다.

#### 참고문헌

- [1] M. Breeuwer, J. P.Wadley, H. L. T. deBlick, et al. "The EASI Project—Improving the effectiveness and quality of imageguided surgery," IEEE Trans. Inform. Technol. Biomedicine, 2:156-168, 1998.
- [2] Berthold K. P. Horn, "Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions," Journal of the Optical Society of America A, 4(4):629-642, April 1987.
- [3] T. S. Y. Tang, R. E. Ellis, and G. Fichtinger, "Fiducial registration from a single X-Ray image: a new technique for fluoroscopic guidance and radiotherapy," In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2000, pages 502-511. Springer, 2000.
- [4] L. Zöllei, E. Grimson, A. Norbash, W. Wells, "2D-3D Rigid Registration of X-Ray Fluoroscopy



(a) 1.5도 간격 정합 결과

(b) 1도 간격 정합 결과

(c) 0.5도 간격 정합 결과

그림 7 표식기 기반 평면 내외부 정합 결과



and CT Images Using Mutual Information and Sparsely Sampled Histogram Estimators," IEEE CVPR, 2001.

- [5] P. Viola, W. Wells, "Alignment by Maximization of Mutual Information," Proceedings of the 5th International Conference on Computer Vision, 1995.
- [6] A. Colignon et al. "Automated multi-modality image registration based on information theory," Proceeding of Information Processing in Medical Imaging Conference, p.263-174; Kluwer Academic Publisher, 1995.
- [7] W. Wein, Barpara Roper and Nassir Navab, "2D/3D Registration Based on Volume Gradients," in Proc. SPIE Medical Imaging Conf., 2005.
- [8] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz, "Gradient-based 2-D/3-D rigid registration of fluoroscopic x-ray to ct," IEEE Transactions on Medical Imaging, Nov 2003.
- [9] C. R. Maurer Jr, G. B. Aboutanos, B. M. Dawant, R. J. Maciunas, and J. M. Fitzpatrick, "Registration of 3-D images using weighted geometrical features," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 15, pp. 836-849, Dec. 1996.
- [10] Rusinek, H., Tsui, W., Levy, A. V., Noz, M. E. and de Leon, M. J. (1993) "Principal axes and surface fitting methods for three-dimensional image registration," J. Nucl. Med., 34, 2019-2024.
- [11] Alpert, N. M., Bradshaw, J. F., Kennedy, D. and Correia, J. A. (1990) "The principal axis transformation—a method for image registration," J. Nucl. Med., 31, 1717-1722.
- [12] J. Feldmar, N. Ayache, and F. Betting, "3D-2D Projective Registration of Free-Form Curves and Surfaces," Technical Report INRIA Epidaur 2434, December 1994.
- [13] R.G. Gonzalez, R.E. Woods, "Digital Image Processing," Addison Welsey. pp.443-458, Sep. 1993.
- [14] W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky and W. T. Vetterling, Numerical Recipes in C," pp. 534-539, Cambridge University Press, Cambridge, 1990.



박 성 진

2004년 8월 홍익대학교 정보컴퓨터공학부 학사. 2004년 8월~현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 석사과정. 관심분야는 그래픽 하드웨어기반 영상처리, 영상분할, 컴퓨터그래픽스



홍 헬 렌

1994년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 학사. 1996년 2월 이화여자대학교 전자계산학과 석사. 2001년 8월 이화여자대학교 컴퓨터학과 박사. 2001년 9월~2003년 7월 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 박사후연구원. 2002년 12월~2003년 4월 ㈜인피니트테크놀로지 책임연구원. 2003년 8월~2006년 2월 서울대학교 컴퓨터공학부 BK 계약조교수. 2006년 3월~현재 서울대학교 미디어학부 전임강사. 관심분야는 영상정합, 의료영상처리, 불투과시화, 컴퓨터그래픽스, 증강현실



신 영 길

1982년 2월 서울대학교 계산통계학과 학사. 1984년 2월 서울대학교 계산통계학과 석사. 1990년 2월 미국 USC 전산학과 박사. 1990년 2월~1992년 2월 경북대학교 전자계산학과 전임강사. 1992년 3월~현재 서울대학교 컴퓨터공학부 교수. 관심분야는 블룸렌더링, 의료영상처리, 하드웨어 기반 렌더링



김 계 현

2002년 2월 숭실대학교 전자전기정보통신공학부 학사. 2004년 2월 숭실대학교 정보통신공학과 석사. 현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 박사과정. 관심분야는 영상정합, 영상분할, 의료영상처리, 컴퓨터비전, 컴퓨터그래픽스