

## 의료영상 시스템의 다중 단면 재구성을 위한 좌표계 제어 시스템

김준호\*, 계획원\*

### A management system for plural viewing coordinates of multiplanar reformation

Junho Kim\*, Heewon Kye\*

#### 요약

다중 단면 재구성(MPR)은 삼차원 의료 데이터에서 사용자가 지정한 단면의 영상을 생성하는 볼륨 가시화 기법으로 의료영상 시스템에 필수적으로 이용되고 있다. 최근 의료영상 시스템의 발전으로, 사용자는 하나의 인체 데이터에 여러 단면을 위치시키고 이들 각각을 편리하게 제어하는 기능을 요구한다. 본 연구는 최근 MPR에 필요한 다양한 사용자 요구를 분석하고, 이에 적합하도록 좌표계를 제어하는 방법을 제안한다. 구체적으로, 가능한 사용자 조작을 모두 나열하여, 각 조작에 대해 단면의 움직임에 대한 요구를 분석한다. 또한, 이를 효과적으로 구현하기 위해, 각 단면을 별도의 좌표계로 다루고, 좌표계를 구성하는 정보를 독립 구성요소와 공통 구성요소로 나누어 처리하는 방법을 제안한다. 본 시스템은 그래픽스 가속기 상에서 구현되어 최근 요구사항을 포함하는 MPR 기능을 원활하게 수행할 수 있다.

#### Abstract

Multi-planar reformatting(MPR) is a volume rendering technique which generates images of sectional planes users define, so that it is essential for medical imaging system. Due to the recent advances of medical imaging system, users require to place plural planes on a single dataset and to enable an individual and easy control for each plane. In this paper, we enumerate various user operations for recent MPR and analyze user requirements to update the plane equation. For the effective control of coordinate system, each plane is considered in a separated coordinate system and all informations which form a coordinate system are grouped into two components: the individual components and the common components. The proposed system is implemented on a graphics hardware, so that it smoothly performs MPR including recent requirements.

▶ Keyword : 볼륨 가시화(volume graphics), 다중 단면 재구성(multiplanar reformation), 의료영상 시스템(medical imaging system), 좌표계 제어(coordinates system control)

• 제1저자 : 김준호

• 투고일 : 2010. 01. 04, 심사일 : 2010. 01. 26, 게재확정일 : 2010. 02. 22.

\* 한성대학교정보시스템공학과 석사과정 \* 한성대학교정보시스템공학과 조교수

※ 본 연구는 2008년도 한성대학교 교내연구비 지원과제임

## 1. 서론

의료영상 시스템은 컴퓨터 단층 촬영이나 자기공명 단층 촬영 등을 이용하여 인체내부의 정보를 획득하여 삼차원의 볼륨데이터를 생성하고, 이를 가시화하여 의료 진단에 도움을 주는 시스템이다. 의료영상 시스템은 직접 볼륨 렌더링, 최대 투영, 다중 단면 재구성 등의 세부 기능으로 구분되며, 그 중 다중 단면 재구성(MPR : MultiPlanar Reformatting)[1]은 볼륨데이터의 절단면을 보여주는 가시화 기법으로, 사용자가 지정한 위치 주변의 인체 정보를 간편하게 드러내어 의료 영상 시스템에 필수적으로 사용되고 있다[2].

최근에는 특정 위치의 주변 정보를 더욱 정확하게 판별하기 위해서 그림 1과 같이 서로 다른 방향의 여러 절단면을 보여주는 방법이 일반적이다. 각 단면은 볼륨데이터를 구성하는 x, y, z 축에 따라서 미리 결정되거나 사용자의 요구에 따라 새롭게 정의될 수 있다.

의료영상 시스템에서는 인체의 축상면(axial plane : 인체를 위쪽과 아래쪽으로 나누는 면), 관상면(coronal plane : 인체를 앞쪽과 뒤쪽으로 나누는 면), 시상면(sagittal plane : 인체를 좌우 대칭으로 나누는 면)을 MPR의 기본 영상으로 정의한다. 이후, 단면의 방향이나 위치를 사용자 요구에 따라 변경하여 육면체 형태의 볼륨 데이터를 관통하는 임의의 평면을 지정한다. 이렇게 단면에서 추출된 볼륨데이터의 밀도 또는 밝기 값은 영상에 출력되어 진단에 사용된다[3].

예를 들어, 치과(dental) 분야에서도 볼륨데이터를 이용한 의료영상 시스템으로 시술을 미리 시뮬레이션해볼 수 있다. 시술 부위 주변의 치아나 신경을 다치지 않게 하거나 비강을 피해서 수술을 계획함으로써 보다 안전한 수술을 할 수 있다. 주변 조직의 정보를 원활하게 파악하려면 다양한 방향에서 볼륨데이터를 관찰할 수 있어야 한다.

이를 위해서 치과 분야의 의료영상 시스템은 각 MPR 단면의 방향이나 위치를 자유로이 변화시키기를 요구한다. 예를 들어 평행이동에 대해서, 하나의 출력 영상만 좌우, 상하로 움직이거나 세 평면 모두 위치를 변경할 수 있다. 회전の場合도 하나의 출력 영상만 평면상에서 회전하거나, 세 평면 모두 회전 이동할 수도 있다. 그러나 각 단면이 모두 독자적으로 움직이면 사용자가 원하는 위치의 단면을 정의하기가 힘들어진다. 따라서 복잡한 변화 이후에도 세 단면이 서로 수직인 관계를 유지하면 사용자는 평면을 더 쉽게 조작할 수 있다. 이 때 한 단면이 사용자 요구에 의해 변경되면, 다른 두 단면의 위치도 적당한 계산을 통해 변경되어야 한다. 이러한 변경은 사용

자 입력에 따라 반복적으로 이루어지므로, 각각의 삼차원 좌표계의 복합 변환을 일관성 있도록 수행하는 설계 지침이 요구된다.

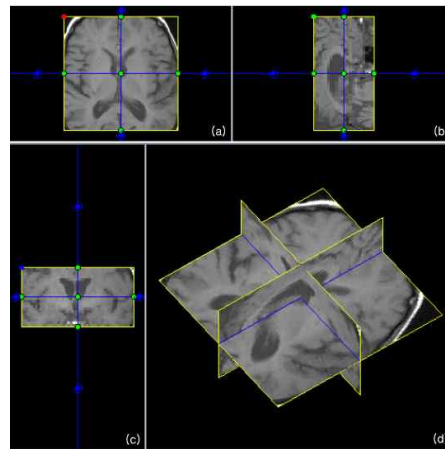


그림 1. MPR의 세 단면 axial, coronal, sagittal 과 세 단면의 공간관계[4]

Fig 1. Axial, coronal and sagittal planes and relation of three planes

관련 연구로서 Shekhar 와 Zagrodsky 의 연구[5]는 초음파 데이터를 이용하여 GPU 기반으로 MPR을 생성하는 방법을 제시하였다. 이 방법은 서로 수직인 축상면, 관상면, 시상면을 자유롭게 회전할 수 있으나, 각 화면의 업벡터(up vector)를 독립적으로 변경할 수 없다는 단점이 있다. Zhang 와 Eagleson, Peters 의 연구[6]는 4D 심장 박동 데이터를 GPU를 이용하여 VR(Volume Rendering)과 MPR 및 합성영상을 모두 구현하였다. 그러나 MPR 단면의 평행이동만을 지원하고 단면의 회전을 지원하지 못하고 있다. 이와 같이 MPR을 GPU를 이용하여 구현하는 것은 기존 연구에서 다루어진 바 있지만, 화면상에서의 평행이동이나 사용자가 지정한 화면만을 회전하는 기능과 같이 각 단면의 복잡한 요구사항들을 모두 대응하는 방법은 제시되지 않았다.

본 연구에서는 의료영상 시스템의 요구사항에 효과적으로 대응하기 위해서 MPR의 각 영상의 정보를 이용해서 좌표계를 제어하는 방법을 제안한다. 본 연구는 영상을 구성하는 각 정보를 영상 별로 저장해야 하는 독립 구성요소와 영상 간에 공유하여 저장해야 하는 공통 구성요소로 나누어 정의하였고, 이를 바탕으로 효과적인 좌표계 제어를 가능하게 하였다. 이러한 설계는 GPU를 이용한 프로그래밍[7][8]으로 구현되었다.

이후 구성은, GPU 기반의 MPR 기법의 특성에 대해 살펴

보고, 본 제안 시스템의 구성요소의 변화를 사용자 요구에 맞추어 설명하며, 그 결과를 보이고 결론을 맺는다.

## II. GPU기반의 MPR 기법

GPU 기반의 볼륨 가시화 기법이 일반화되기 이전에는 CPU 기반으로 볼륨 가시화를 수행하였다. CPU 기반으로 MPR 영상을 가시화하려면 영상을 구성하는 각 화소(pixel)에 대해 물체 좌표계에서의 좌표를 얻어 볼륨데이터에서 밝기 값을 추출해야 한다. 좌표의 계산은 매 단계마다 3차원 벡터 연산을 필요로 한다. 또한 화소의 밝기 값을 구하기 위해 화소에 대응하는 물체 좌표 부근 샘플(sample)의 값을 보간(interpolation)하여야 하므로 많은 연산이 필요하다. 최근에는 성능이 비약적으로 발전한 GPU를 이용하여 MPR을 비롯한 볼륨 가시화 기능을 처리하는 것이 일반적이다.

한 평면이 육면체를 절단하여 생기는 단면은, 평면의 위치와 방향에 따라 삼각형에서 육각형까지 다양한 모양으로 나타나게 된다. 그러나 육면체의 외부에 대한 예외처리를 GPU에서 담당하게 하면, 그 위치에 관계없이 사각형으로 평면을 정의할 수 있다. 본 연구는 그래픽스 처리단계에서 텍스처 기능(texture mapping)을 활용하여, 단면 사각형을 구성하는 네 정점(vertex) 각각에 대해 공간 좌표와 텍스처 좌표를 입력하는 것으로 볼륨데이터에서의 절단면을 정의하였다. 그리고 사각형 내부의 보간은 GPU가 담당하게 함으로써 단면을 가시화하는데 필요한 처리가 완료된다.

MPR이 일반적인 볼륨 가시화[9]나 표면 가시화(surface rendering)와 다른 점은 투영 연산이 없다는 점이다. 사용자가 정의한 단면은 그림 1.(d)와 같이 볼륨 가시화를 적용하면 관찰방향에 따라 투영된다. 그러나 MPR을 적용하면 사용자가 영상을 넓게 관찰할 수 있도록 그림 1의 (a)(b)(c)와 같이 위치되는 것이 일반적이다. 즉, 모든 단면은 관찰 방향에 수직으로 배치된다. 볼륨 데이터를 곡면을 따라 절단한 단면을 보여주는 CPR(Curved Planar Reformation)을 적용시킬 경우에도 단면은 관찰방향에 수직으로 펼쳐져서 그려진다[10].

이를 처리하기 위해 본 연구는 다음과 같은 좌표계를 구성한다. 정점의 공간 좌표는 영상에 고정시켜 공간좌표와 영상 좌표를 일치시킨다. 따라서 그래픽스의 시각-투영 변환(view-projection transform)[11]을 항등 변환인 단위 행렬로 고정한다. 사용자 입력에 대응하여 단면을 움직이기 위해서, 단면을 구성하는 정점의 위치는 텍스처 좌표로 지정한다. 정점의 공간 좌표는 고정된 채로 텍스처 좌표만을 변경하여 원하는 좌표의 단면을 그림 2와 같이 생성한다.

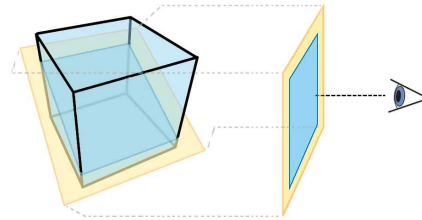


그림 2. 볼륨 좌표계상의 텍스처 좌표와, 카메라에 고정된 정점의 공간 좌표

Fig 2. Texture coordinate in object coordinate system and vertex coordinate in screen coordinate system.

MPR의 세 단면 axial, coronal, sagittal을 생성하기 위해 3개의 엔진을 그림 3(a)과 같이 구성할 수 있으나, 이 경우 사용자 입력에 따라 각 상태정보가 모두 갱신되어야 하므로 상태정보간의 변경이 복잡해지고 제어가 어려워지는 단점이 있다. 또한 사용자 및 개발자의 실수로 인해 각 엔진의 상태가 불일치되는 상황이 발생 할 수 있다.

따라서 제안 시스템은 그림 3(b)과 같이 axial, coronal, sagittal 세 영상을 하나의 엔진이 정보를 변경하며 생성하도록 구성하였다. 이 경우 각 상태정보의 갱신이 순환하지 않고 한 방향으로 이루어져 제어가 단순해지는 장점이 있다.

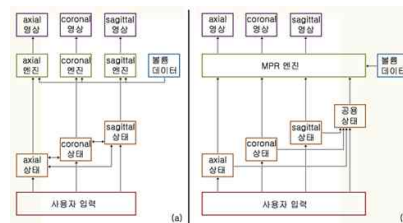


그림 3. 개별엔진 구조(a), 단일엔진 구조(b)  
Fig 3. Multi engine structure(a), single engine structure(b)

본 연구는 하나의 엔진에서 각 영상을 생성하기 위해 그림 3(b)와 같이 각 영상이 서로 다르게 갖고 있어야 하는 정보를 독립 구성요소로, 세 영상이 공용으로 이용하는 정보를 공통 구성요소로 정의하였다. 엔진은 독립 구성요소와 공통 구성요소를 이용하여 서로 다른 텍스처 좌표 변환 행렬을 생성해내며 각 영상의 가시화를 수행한다.

### III. 다중 단면 재구성 시스템의 설계

이번 장에서는 본 시스템의 구체적인 설계 방향에 대해 설명한다. 우선 본 연구에서 만족해야 할 전체 시스템의 개요에 대해 설명하고 구체적으로 독립 구성요소와 공통 구성요소에 대해 설명한다.

본 연구에서는 볼륨 가시화 영상과 MPR의 세 단면 영상을 하나의 화면에 출력하여 MPR 영상이 사용자의 조작에 따라 실시간으로 변화하는 과정을 볼 수 있도록 한다. 그리고 사용자가 MPR 영상의 좌표를 조작할 수 있도록 그림 4에 보여지는 십자선 모양의 인터페이스 CHL(CrossHair Line)를 추가하여 마우스로 조작하도록 한다.

한 좌표를 기준으로, 사용자가 지정한 기준점 근처의 다양한 영상을 관찰하기 위해서는, 하나의 영상에서 다른 두 영상의 위치를 변경할 필요가 있다. 세 단면이 항상 수직인 관계를 유지하므로 한 단면 영상에서 보이는 다른 두 단면들의 축은 서로 직교하는 형태인 CHL 모양을 나타내고 있으며 사용자는 CHL을 교차점을 중심으로 회전시켜 두 단면의 방향을 변경할 수 있으며, 교차점을 이동시킴으로서 다른 두 단면의 위치를 이동시킬 수 있다.

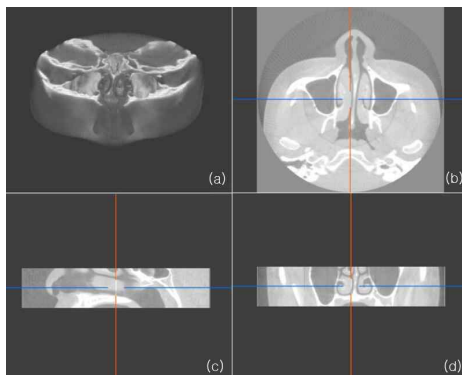


그림 4. 치과 분야 의료영상 화면. MPR 영상위의 십자선 모양의 CHL(b, c, d)과 VR영상(a)

Fig 4. Dental images. CHL on MPR images(b, c, d) and VR image(a)

한 단면의 화면상의 위치를 이동시킬 때는 다른 두 단면의 좌표는 변하지 않으므로 CHL도 단면 영상과 함께 움직여야 한다. 또한 다른 두 단면의 좌표를 변경시킬 때는 각 단면에서 CHL이 나머지 다른 단면들의 위치에 맞게 동시에 변경되어야 한다.

정리하면, 사용자가 각 단면 위에서 수행하고자 하는 기능은 다음과 같다: (1)단면의 방향을 변경. (2)단면의 위치를 이동. (3)한 화면의 특정 부분을 화면 가운데로 이동. (4)특정 부분의 확대/축소.

(1)기능과 (2)기능은 단면이 가지는 평면의 방정식을 변화시키는 기능이나, (3)기능과 (4)기능은 평면의 방정식은 변화하지 않으며 단면상에 위치하는 관찰영역을 변경시키는 기능이다. 이후 각 기능의 구현방법을 설명한다.

#### 3.1. 시스템 구조

3D 공간에서 하나의 2D 평면을 만들기 위한 최소한의 구성요소는 각각의 기준점, 평면에 수직인 방향의 법선벡터, 평면의 y축에 해당하는 업벡터이다[11].

기준점은 MPR의 각 단면 영상이 하나의 볼륨데이터로부터 얻어지므로 공용으로 쓸 수 있으며 이 기준점은 axial, coronal, sagittal 단면들의 교차점(PCross)으로 삼는다. 반면에 법선벡터(N)와 업벡터(U)는 각각의 단면들이 독립 구성요소로 갖고 있어야 한다. 왜냐하면 기본적인 MPR 영상에서는 한 단면의 법선벡터(N)가 다른 화면의 업벡터(U)와 일치하고 있으나 사용자의 요구에 따라서 특정 단면의 업벡터만 변화할 경우에도 다른 단면의 법선벡터는 변화하지 않기 때문이다. 또한 한 영상의 화면상의 위치변화를 구현하기 위해서 각 단면은 화면상의 중심점(S)을 독립적으로 갖고 있을 필요가 있다.

시스템에서 사용하는 좌표계는 3D 볼륨 좌표계와 2D 화면 좌표계가 있다. MPR 영상을 생성하기 위한 모든 구성요소인 법선벡터(N), 업벡터(U), 교차점(PCross), 화면상의 중심점(S)은 모두 3D 볼륨 좌표계의 정보를 가지고 있다.

사용자는 주어진 사용자 인터페이스를 통해 단면의 위치와 방향, 그리고 단면상의 관찰영역을 변화시킨다. 이 과정은 일반적인 삼차원 좌표계 변환으로 해석 할 수 있으며, 사용자에게 의한 좌표계 변화는 다음과 같은 순차적인 변환 과정으로 이해할 수 있다.

- (1)볼륨데이터의 중심을 원점으로 이동하는 평행이동
- (2)사용자가 지정한 만큼의 회전
- (3)사용자가 지정한 크기변환
- (4)사용자가 지정한 점을 화면상의 중심에 위치시키는 평행이동

이와 같은 과정은 수식 1과 같은 복합변환 행렬로 표현 할 수 있다.

Final

$$= TransCenter \times Rotation \times Scale \\ \times TransComplex$$

수식 1. 복합 변환 행렬  
Expression 1. Complex form of transformation matrix

이후 3.2절에서 이동변환에 해당하는 과정(4)를 설명한 후, 3.3절에서 과정(2)를, 3.4절에서 과정(3)를 설명한다. 과정(1)은 볼륨데이터의 크기에 따라 고정되는 단순한 평행이동이므로 별도로 설명하지 않는다.

### 3.2. 이동 변환

사용자가 조작 할 수 있는 이동변환은 두 가지가 있다. 한 화면의 특정부분을 화면 가운데로 이동시키는 화면상의 이동 변환과 단면의 위치를 이동시키는 이동변환이다. 이후 각각에 대해 사용자가 지정한 점을 화면의 중심에 위치시키는 평행이동으로 어떻게 계산할 수 있는지 설명한다.

본 연구에서는 변환 후에 화면상의 중심이 되는 볼륨좌표계상의 한 점의 좌표를 화면상의 중심점(S)라고 정의하였다. (4)과정은 3.1절의 과정에 따라 (1)~(3)까지의 변환이 이루어진 결과를 화면의 중심에 오도록 하는 이동변환이다. 따라서 사용자가 원하는 각 요구에 따라 화면상의 중심점(S)를 계산되는지를 보임으로써 이동변환을 유도할 수 있다.

한 화면의 특정부분을 화면 가운데로 이동하는 경우 단면의 방정식은 변화 없이 단면에 존재하는 관찰영역만이 평행 이동하게 된다. 따라서 화면상의 중심점(S)은 그림 5와 같이 단면의 크로스벡터(C)와 업벡터(U)의 선형결합만으로 표현될 수 있다.

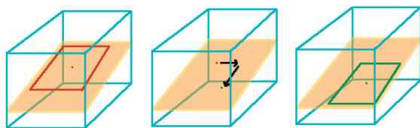


그림 5. MPR 영상의 화면상의 이동은 볼륨좌표계상에서의 3차원 이동이다.  
Fig 5. Transfer in screen space is 3D transformation in object space.

예를 들어 사용자의 입력으로 x방향으로 a, y방향으로 b만큼 이동해야 한다면, 화면상의 중심점(S)은 단면을 따라  $aC + bU$  만큼을 평행이동 해야 한다. 이를 일반화 하여 정리하면 수식 2와 같이 정리할 수 있다.

$$S \leftarrow S + (\vec{C} \times a) + (\vec{U} \times b)$$

수식 2. 화면의 위치이동  
Expression 2. Transfer transformation of Screen

반면 단면의 위치를 이동시키는 변환은 볼륨좌표계 상에서 단면을 움직이는 변환으로, 세 단면의 교차점(Pcross)을 이동시킨다. 교차점(Pcross)는 사용자가 조작하는 화면상에서 움직이므로 해당 단면의 크로스벡터(C)와 업벡터(U)의 선형 결합으로 표현된다. 그리고 조작한 화면의 단면은 변화하지 않고, 다른 두 단면의 위치가 변경되므로 교차점(Pcross)을 변경 시킬과 동시에 다른 두 화면에서의 화면상의 중심점(S)을 변 화시킬 필요가 있다.

이동하는 단면의 화면상의 중심점(S)은 화면상에서의 이동을 하지 않기 위해서 각 단면의 법선벡터(N)방향으로 이동해야 한다. 따라서 그림 6과 같이 단면이 이동한 거리만큼 법선 벡터 방향으로만 이동해야한다.

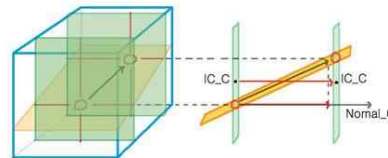


그림 6. 교차점 이동시에 화면상의 중심점의 이동  
Fig 6. Transfer of screen center due to transfer of cross point

교차점(Pcross)은 사용자가 조작한 화면의 크로스벡터(C)와 업벡터(U) 방향으로 이동하며, 화면상의 중심점(S)은 교차점(Pcross)이 이동한 벡터와 각 단면의 법선벡터(N)와의 내적 값 만큼 이동한다. 예를 들어 사용자가 이동시킨 범위가 x와 y 축 방향으로 각각 (a, b)라면, 이동벡터(V)는 사용자가 조작한 화면의 단면을 따라  $aC + bU$  만큼을 평행이동하는 벡터이며, 교차점(Pcross)은 이 이동벡터(V)만큼 이동하게 된다. 또한 이동하는 두 단면은 위에서 구한 이동벡터(V)를 자신의 법선벡터(N)과 내적인 만큼 법선벡터(N)방향으로 이동하게 된다. 이를 일반화 하여 정리하면 수식 3과 같이 정리할 수 있다.

$$\vec{V} \leftarrow (\vec{C} \times a) + (\vec{U} \times b)$$

$$P_{cross} \leftarrow P_{cross} + \vec{V}$$

$$S \leftarrow S + (\vec{V} \cdot \vec{N}) \times \vec{N}$$

수식 3. 단면의 위치이동  
Expression 3. Transfer transformation of sectional plane



사용자가 각 이동을 조작할 때마다 위와 같은 연산으로 교차점(Pcross)과 각 영상의 화면상의 중심점(S)을 변화시키고 화면상의 중심점(S)을 이용한 이동변환 행렬을 3.1절의 (4)과정에 적용함으로써 서로 다른 두 이동변환이 적용된 TransComplex를 유도 할 수 있다.

### 3.3. 회전 변환

MPR 가시화에서의 회전은 그림 7에서와 같이 Pcross를 중심으로 뻗어있는 CHL을 회전시킴으로써 나머지 두 화면의 좌표를 회전시키는 것을 의미한다.

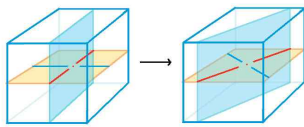


그림 7. MPR에서의 회전  
Fig 7. Rotation on MPR image

본 연구에서는 MPR에서의 회전 변환을 단순화하기 위하여, 행렬에 직접 변환을 가하는 대신 각 화면의 구성요소들을 변화시키고 이 값들을 이용하여 회전 변환 행렬을 생성하였다.

Rotation 변환은 사용자가 조작한 화면 이외의 다른 두 화면의 법선벡터(N), 업벡터(U), 화면상의 중심점(S)를 사용자가 조작한 화면의 법선벡터(N)를 축으로 회전시키며 교차점(Pcross)은 변화시키지 않는다.

각 화면의 Rotation 변환 행렬은 [9]에서 제시된 바와 같이 크로스벡터(C), 업벡터(U), 법선벡터(N)의 원소들을 이용해 수식 4와 같이 만들어진다.

$$Rotation = \begin{pmatrix} C.x & C.y & C.z & 0 \\ U.x & U.y & U.z & 0 \\ N.x & N.y & N.z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

수식 4. 회전 행렬의 생성[11]  
Expression 4. Generation of a rotation matrix[11]

### 3.4. 확대/축소 변환

GPU를 이용한 MPR 영상의 확대는 두 가지 방법으로 구현 할 수 있다. 정점을 고정하고 텍스처 좌표를 축소하여 출력 영상에서 단면을 크게 보이게 하는 방법과, 가시화 된 영상을 확대하여 출력하는 방법이다.

가시화된 영상을 확대하는 방법은 볼륨데이터에서 텍스처를 가져오는 단계에서의 해상도가 실제로 출력할 해상도보다 낮아지게 되므로 화질이 저하될 수 있다. 반면 텍스처 좌표를 변경하는 방법은 화질손실이 없고 다른 변환과 동일한 단계에

서 연산을 수행할 수 있다는 장점이 있다.

본 연구에서는 크기 변환에 대한 사용자 요구가 발생하면 확대/축소 변환에 대한 공통 구성요소 정보를 변화시킨다. 이후 확대/축소 변환 정보는 수식 1에 따라 Scale 행렬로 변환되고 최종적으로 전체 복합변환 행렬에 반영된다. 이 복합변환 행렬을 이용하여 텍스처 좌표가 변경되어 확대/축소 변환이 구현되었다.

### 3.5. GPU 구현

사용자의 입력은 좌표계를 변환하는 필수정보인 독립 구성요소와 공통 구성요소를 변경하게 된다. 이에 따라 3.1절에서 설명한 각 복합변환의 구성요소들이 변경되고 최종적으로 수식 1의 복합변환 행렬이 계산된다. 이 복합변환 행렬은 볼륨좌표계의 임의의 점을 영상좌표계로 변환하는 기능을 한다. 따라서 주어진 axial, coronal, sagittal 영상의 관찰영역에 대해 복합변환의 역행렬을 취하여 변환하면, 볼륨좌표계상에서 서로 수직인 3개의 단면을 얻게 된다. 이렇게 역변환으로 얻은 영역을 텍스처 좌표로 대입하고, 주어진 영상의 영역을 공간 좌표로 대입하여 GPU를 이용한 가시화를 수행함으로써 원하는 영상을 얻을 수 있다.

## IV. 실험 결과

이번 장은 제안 시스템의 실제 구현 결과를 보인다. 개발환경은 Visual Studio 2005에서 C++를 사용하였고 그래픽 프로그래밍 라이브러리로는 DirectX 9를 이용하였다. 데이터는 512 x 512 x 108 해상도의 치과용 컴퓨터 단층 촬영 영상을 이용하였다. 이를 바탕으로 사용자 요구인 평행 이동 변환, 화면 이동 변환, 회전 변환, 크기의 확대 축소 변환이 잘 동작하는지 순서대로 확인하였다.

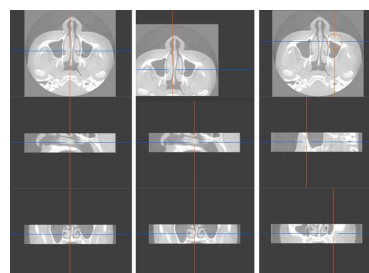


그림 8. 이동 전의 영상(좌)과 두가지 이동변환 후의 영상(가운데, 우)  
Fig 8. Images before transfer(left) and other images after another transfer(center, right)

그림 8은 왼쪽부터 변환을 가하기 전의 영상과 화면상에서의 이동변환을 가한 영상, 세 단면의 교차점(Pcross)를 이동시킨 영상을 보인다. 왼쪽의 이동전의 화면과 비교하였을 때, 가운데의 영상은 axial 영상이 화면상에서 이동했지만 세 단면의 위치는 변화하지 않았음을 알 수 있다. 반면 교차점(Pcross)을 이동시킨 오른쪽 영상의 경우, axial 화면에서 CHL을 이동한 만큼 다른 두 화면의 위치가 변경하였으며, 각 화면의 CHL의 위치가 변화하며 세 화면이 볼륨좌표계에서 서로 어떤 위치에 있는지 보여주고 있다.

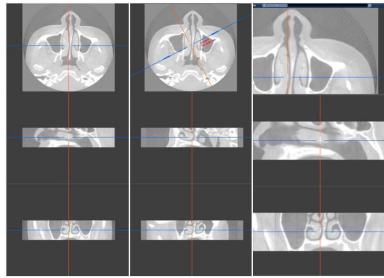


그림 9. CHL을 회전시킨 영상(가운데)과 원래 영상을 확대시킨 영상(우)  
 Fig 9. Images after CHL rotation (center) and zoom in images (right)

그림 9에서는 CHL을 회전시킴으로써 사용자가 조작한 화면 이외의 두 화면의 좌표를 회전시키는 변환과 확대변환을 보인다. CHL이 움직임에 따라 나머지 두 화면의 영상이 CHL이 표시되는 부분의 단면으로 변화하였으며 CHL의 중심점은 세 화면에서 모두 이동하지 않는다. 또한 오른쪽은 확대시킨 영상을 보이고 있다. 변환 전인 왼쪽 영상과 비교하였을 때, 영상 내부의 데이터는 변화 없이 크기만 변화하며 화면상의 중심점이 이동된 상태에서 확대/축소를 실행해도 CHL의 중심점이 데이터 상에서 같은 위치를 유지하고 있다.

### V. 결론

본 연구는 의료영상 시스템에서 다중 MPR 영상을 다루는 표준적인 좌표계 제어 방법을 제안하였다. 기존 연구에서는 다중 MPR 영상을 GPU로 다룸에 있어서 여러 변환 기능 중 일부분만을 구현하여 사용자가 인체 볼륨데이터를 손쉽게 판단하는데 한계가 있었다. 본 연구는 사용자가 요구하는 변환들을 파악 한 후 각 변환들을 모두 지원하면서 세 개의 단면들이 유기적으로 움직이게 하였다. 하나의 화면을 정의하기

위해 가져야 하는 좌표계의 구성요소를 개별적으로 관리해야 할 독립 구성요소와 공통 구성요소로 나누었다. 그리고 사용자가 요구하는 각각의 기능에 따라서 적합한 구성요소들을 변화시키고, 변화된 구성요소의 값들을 이용하여 좌표계 변환 행렬을 생성해내었다. 또한 사용자가 원하는 요구사항들을 파악하는 과정에서 서로 다른 두 가지의 이동 변환이 있음을 발견하고 이를 동시에 해결 할 수 있는 변환 행렬을 생성하는 방법을 설계하였고, 세 개의 화면을 유기적으로 동작시켰다. 실험 결과 복잡한 요구사항을 연속적으로 실행하여도 MPR의 각 단면들이 서로 수직인 관계를 유지하였다. 이는 사용자가 의료영상 시스템에서 인체 조직을 다양한 방향에서 관찰하면서 주변의 정보를 손쉽게 이해하도록 도와줌으로써 진단을 편리하게 해준다. 추후 연구로서 초음파 데이터[12]하고 GPU에서 다루기 어려운 대용량 데이터를 처리[13]하는 방법을 연구하고자 한다.

### 참고문헌

- [1] Lichtenbelt, B., Crane, R. and Naqvi, S., "Introduction to volume rendering," Prentice-HALL, Inc. 1998.
- [2] Kalender, W.A. and Polacin, A., "Physical performance characteristics of spiral CT scanning," Medical Physics, Vol.18, pp. 910-915, 1991.
- [3] Johnson, P.T., Heath, D.G., Bliss, D.F., Cabral B. and Fishman, E.K., "Three-dimensional CT: real-time interactive volume rendering". American Journal of Roentgenology, Vol.167, No. 3, pp. 581-583, 1996.
- [4] Xinapse systems, <http://www.xinapse.com>
- [5] Shekhar, R. and Zagrodsky, V., "Cine MPR: interactive multiplanar reformatting of four-dimensional cardiac data using hardware-accelerated texture mapping," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 7, No. 4, pp. 384-393, 2003.
- [6] Zhang, Q., Eagleson, R. and Peters, T., "Dynamic real-time 4D cardiac MDCT image display using GPU-accelerated volume rendering," Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 33, No. 6, pp. 461-476, 2009.
- [7] DirectX, <http://msdn.microsoft.com/directx>
- [8] Bernhard Preim and Dirk Bartz, "Visualization in medicine," pp. 71-81, Morgan Kaufmann Publishers, 2007.

[9] Krüger, J. and Westermann, R., "Acceleration Techniques for GPU-based volume rendering," IEEE visualization, pp.287-292, 2003.

[10] Kanitsar, A., Fleischmann, D., Wegenkittl, R., Felkel, P. and Gröller, M.E., "CPR - Curved Planar Reformation," IEEE Visualization, pp.37-44, 2002.

[11] Foley, J.D., Dam, A.V. and Feiner, S.K., "Computer Graphics: Principles and Practice second edition," pp.237-238, Addison-Wesley, 1990.

[12] 김주환, 권구주, 신병석, "블리킹을 이용한 대용량 초음파 볼륨 데이터 렌더링," 한국컴퓨터정보학회논문지, 제13권, 제 7호, 117-126쪽, 2008년 12월.

[13] 손봉수, "시변 볼륨 데이터의 압축과 가시화 기법," 한국 컴퓨터정보학회논문지, 제12권, 제 3호, 85-93쪽, 2007년 7월.

### 저자 소개



#### 김준호

2009 : 한성대학교 정보시스템공학과  
학사  
2009~현재 : 한성대학교 정보시스템  
공학과 석사과정  
관심분야 : 볼륨 가시화, 컴퓨터 그래픽스, 실시간 렌더링



#### 계희원

1999 : 서울대학교 전산학과 학사  
2001 : 서울대학교 컴퓨터공학부 석사  
2005 : 서울대학교 컴퓨터공학부 박사  
2007~현재 : 한성대학교 정보시스템  
공학과 조교수  
관심분야 : 볼륨 가시화, 컴퓨터 그래픽스, 실시간 렌더링