

Original Article

최대강도투사를 이용한 관찰 위치와 거리에 최적화 된 입체 자기공명 뇌 혈관영상 재구성

신석현 · 황도식

연세대학교 전기전자공학과

목적 : 뇌에 분포하는 동맥혈관을 관찰할 때 흔히 자기공명 뇌혈관 데이터(Magnetic Resonance Angiography, MRA)를 이용한다. 하지만 뇌혈관 데이터의 경우 관찰하고자 하는 부위의 혈관을 직접적으로 관찰하기 어렵다. 이러한 3차원 데이터를 2차원 디스플레이 장치에 나타내기 위해 최대강도투사(Maximum Intensity Projection, MIP) 영상이 흔히 이용된다. 데이터의 투사방향에 위치한 복셀들 중 최대값을 가지는 복셀을 투사하여 최대강도투사 영상을 얻게 된다. 혈관의 경우 큰 복셀값을 가지기 때문에 영상에서 밝게 나타난다. 하지만 투사방향에 중첩되어 있는 일부 혈관들이 투사하는 과정에서 최대값을 가지는 혈관들에 가려져 나타나지 않게 되기 때문에 깊이 정보를 잃게 된다. 또한 정해진 위치에서의 투사영상 밖에 얻을 수 없다는 단점이 있다. 본 논문에서는 기존의 최대강도투사 영상이 가지는 이러한 단점들을 개선하여 뇌혈관의 분포를 3차원 공간상에서 최적화 된 입체영상으로 보는 새로운 방법을 제안하였다.

대상 및 방법 : 우리는 4개의 채널 코일과 3.0T 자기공명영상장치 (Siemens Tim Trio MRI scanner)를 이용하여 피험자의 머리를 고정시키고 3차원 위상대조 (Phase-Contrast, PC) 시퀀스를 적용하여 3차원 뇌혈관 데이터를 얻었다. 얻어진 뇌혈관 데이터의 중심점을 기준으로 3차원 공간 회전 알고리즘을 적용하여 회전된 새로운 데이터를 얻은 다음 이 데이터를 기준 수평면상에 투사하여 뇌혈관에 대한 2차원 최대강도투사 영상을 구한다. 이 때 입체영상 구현을 위해 두 눈과 데이터의 중심이 이루는 수렴각에 맞게 뇌혈관 데이터를 각각 공간 회전시킨 후 투사하여 각각의 눈에 적합한 영상들을 구하고 이를 적청안경방식 (anaglyph)을 이용하여 관찰함으로써 최적의 입체감을 가지는 최대강도투사 영상을 얻는다.

결과 : 결과 영상을 살펴보면 우선 기존의 방법들에서는 불가능했던 뇌혈관 데이터의 다양한 위치에서의 최대강도투사 영상이 가능해졌다는 것을 알 수 있다. 또한 관찰자와 데이터 사이의 거리와 두 눈 사이의 거리를 고려하여 보다 사실적인 입체감을 가지는 입체 최대강도투사 영상을 얻었다. 결론적으로 관찰자가 바라보는 방향과 관찰자와 데이터 사이의 거리에 따른 최적의 입체영상을 얻을 수 있었다.

결론 : 제안하는 방법은 단일 최대강도투사 영상을 관찰자의 위치를 고려하여 입체영상으로 변환시킴으로써 최적의 입체감을 가지는 입체 투사 영상을 구하였다. 그리고 구면좌표계 상에서 뇌혈관 데이터의 다양한 투사방향에서의 최대강도투사 영상을 나타낼 수 있었다. 추후 알고리즘 최적화와 병렬연산 프로세스가 적용된다면 진단과 수술 계획에 필요한 뇌혈관의 입체 정보들을 실시간으로 제공해 줄 수 있을 것으로 예상된다.

서 론

임상에서 뇌동맥류(cerebral aneurysm)와 같은 뇌동맥

• Received; February 14, 2012 • Revised; April 18, 2012

• Accepted; April 19, 2012

Corresponding author : Do-Sik Hwang, Ph.D., School of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University, 134 Shinchon-dong, Sudaemoon-gu, Seoul 120-749, Korea.

Tel. 82-2-2123-5771, Fax. 82-2-313-2879

E-mail: dosik.hwang@yonsei.ac.kr

혈관(cerebral artery)의 이상이나 기형유무 등을 분석할 때 흔히 자기공명 동맥 조영 (Magnetic Resonance Angiography, MRA) 데이터로부터 얻어지는 최대강도투사 (Maximum Intensity Projection, MIP)영상을 이용하는데 이는 높은 혈관 구현율과 그 알고리즘의 간결성 덕분이다 (1). 하지만 일반 최대강도투사 영상의 경우 3차원 뇌혈관 데이터를 2차원 수평면에 최대값만을 투사하기 때문에 깊이 정보를 상실하게 되어 혈관의 공간 분포를 알 수 없다는 단점이 생긴다. 또한 투사하는 방향에 두 개 이상의 혈관이 겹쳐져 있을 경우 가려진 혈관에 나타나는 이상유무를 판별하기 어려워진다 (2-5). 따라서 뇌동맥 혈관의 진단 정

확성을 떨어뜨리게 된다. 만약 이러한 단점을 보완한다면 진단의 정확성이 높아짐과 동시에 임상에서의 활용 범위 또한 확대 될 수 있을 것이다.

자기공명 뇌혈관 데이터를 이용하여 뇌혈관의 3차원정보를 얻기 위한 많은 연구들이 진행되어왔다. 그 구현 방향에 따라 크게 볼륨 렌더링을 이용하는 방법, 뇌혈관 데이터를 표면 렌더링하여 나타내는 방법, 최대강도투사 영상에 깊이 정보를 색상으로 표현하는 방법, 그리고 최대강도투사 입체 영상을 후처리를 통해 구하는 방법으로 나눌 수 있다 (그림 1). 뇌혈관 데이터의 픽셀 강도를 혈관과 조직들의 특성에 따라 몇 개의 겹치는 영역으로 나누고 각각의 영역에서 서로 다른 색상과 불투명도를 적용하는 볼륨 렌더링 (Volume rendering)의 경우 혈관의 3차원 구조를 보기 위해 조직을 구성하는 영역의 불투명도를 낮춤으로써 혈관을 영상화하는 방법을 사용한다 (6). 이 방법은 볼륨 렌더링 알고리즘의 복잡성과 그로 인한 많은 연산량으로 인해 데이터를 얻는데 오랜 시간이 걸린다. 그리고 혈관 영상을 얻는 과정에서 조직의 강도와 유사한 혈관의 경우 정보가 소실되는 문제점이 있고 조직의 픽셀 강도가 균일하지 않을 경우 일부 조직이

불투명하게 남아서 혈관의 관찰을 어렵게 하는 문제점이 발생한다. 뇌혈관 데이터를 표면 렌더링 (Surface shaded display)하는 방법은 영역분할 역치값 설정이나 영역성장 기법과 같은 알고리즘을 이용하여 뇌혈관 데이터를 추출하여 표면 렌더링 하는 방법이다. 이 방법은 뇌혈관을 추출하는 알고리즘이 완벽하지 않아서 일부 혈관이 소실되거나 혈관이 아닌 인공물이 렌더링 되는 문제점이 발생한다 (7). 그리고 뇌혈관 데이터로부터 얻어진 최대강도투사 영상에 깊이 정보를 색상으로 나타내는 방법의 경우 깊이 정보는 알 수는 있지만 실제 깊이감을 느낄 수 없고 투사 방향으로 바라보았을 때 나타내어진 혈관의 아래에 위치하는 가려진 혈관의 정보를 알 수 없다는 문제점이 발생한다 (8). 마지막으로 뇌혈관 데이터를 후처리를 통해 회전시켜 입체 최대강도투사 영상을 얻는 방법의 경우 나타내어진 입체영상이 축 주변 일정 반경에 고정되어 있어서 관찰할 수 있는 위치가 제한되어지는 문제점이 있고 또한 두 눈과 데이터의 중심이 이루는 수렴각이 한정되어 있어 관찰자와 데이터 사이의 거리에 따른 최적의 입체감을 나타내지 못한다는 문제점이 있다 (9).

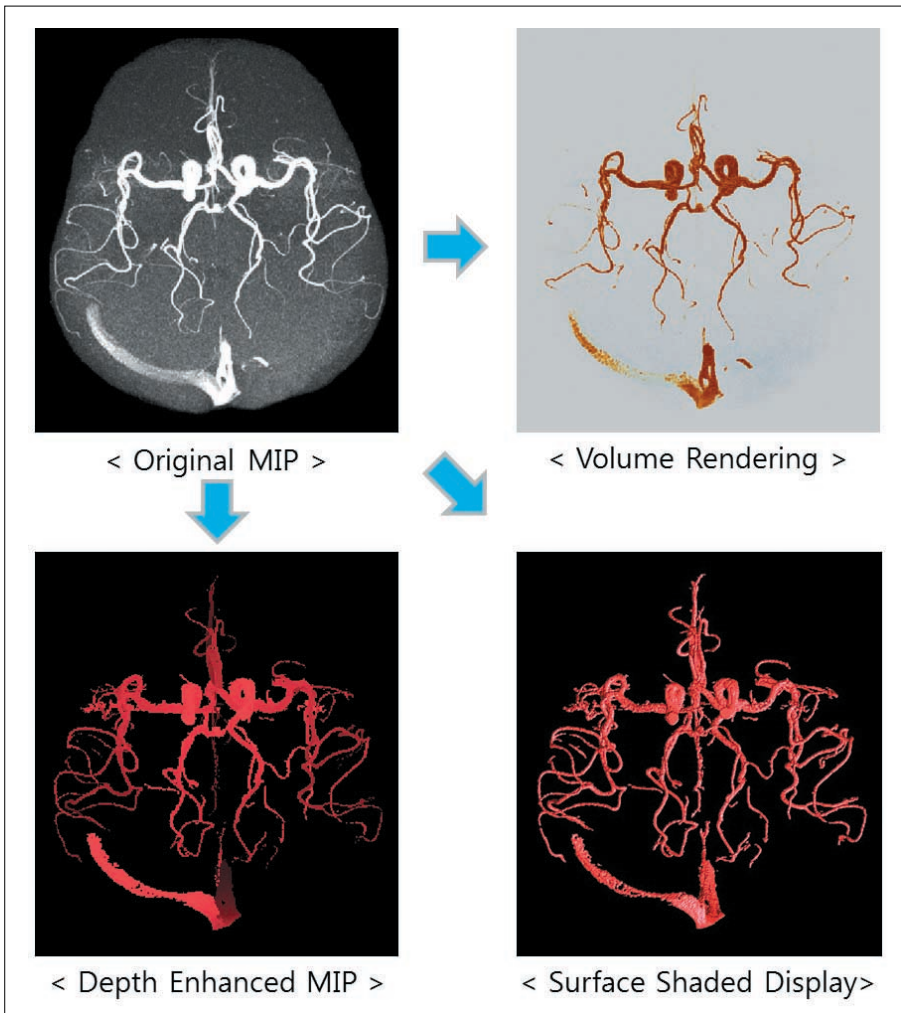


그림 1. 자기공명 뇌혈관 데이터로부터 얻어진 다양한 형태의 뇌혈관 영상들. 좌측상단부터 시계방향으로 최대강도투사 영상, 볼륨렌더링 영상, 표면 렌더링 영상, 그리고 깊이정보를 나타낸 최대강도투사 영상. 이 영상들은 각각의 장단점이 있지만 공통적으로 시각적인 3차원 입체감을 사실적으로 나타낼 수 없다는 단점을 가진다.

본 연구에서 기존의 3차원 뇌혈관 영상 기법들이 가진 문제점들을 개선하고 최대강도투사 영상이 가진 장점은 살리기 위해 3차원 구면좌표계 공간상의 다양한 위치에서 관찰자의 두 눈과 데이터가 이루는 수렴각을 고려하여 관찰자 개개인에게 최적화 된 입체 투사영상을 구현하도록 하였다.

방 법

1) 데이터획득

3.0T 자기공명영상시스템 (Siemens Tim Trio MRI scanner)과 4개 채널의 두부 위상배열 코일 (4 channel head phased array coil)을 사용하여 피험자의 3차원 뇌혈관 데이터를 얻었다. 사용한 시퀀스는 3차원 위상대조 시퀀스 (3D Phase Contrast sequence, 3D PC)이다. 영상을 얻는데 사용된 시퀀스의 영상변수는 다음과 같다. 반복 시간 (TR) = 52.9 ms, 숙입각 (Flip angle) = 15°, 에코시간 (TE) = 8.79 ms, 적용범위 (FOV) = 192 × 256, 슬라이스 두께 (Slice thickness) = 1.0 mm, 획득 매트릭스 크기 = 384 × 512, 총 획득 슬라이스 = 144개 이다. 위와 같은 영상변수를 이용하여 3차원 k-공간 데이터를 얻는데 총 24분 25초가 걸렸다.

2) 관찰 방향에 최적화 된 단일 최대강도투사 영상 구현

가상의 3차원 공간에 뇌혈관 데이터의 중심과 구면좌표계의 중심을 일치시키고 관찰방향에 최적화 된 최대강도투사를 하기 위한 투사 거리와 방향을 구면좌표계의 ρ (rho)와 θ (theta), 그리고 φ (phi)를 이용하여 나타낸다. ρ를 이용하여 눈과 뇌혈관 데이터의 중심 사이의 거리를 나타내고 θ를 이용하여 뇌혈관 데이터의 xy평면상에서의 회전각, 그리고 φ를 이용하여 z축으로부터 xy평면으로의 회전각을 알 수 있다. 관련 식은 아래와 같다.

$$x = r_{xy} \cdot \cos\beta_{xy}, y = r_{xy} \cdot \sin\beta_{xy}$$

$$x' = r_{xy} \cdot \cos(\beta_{xy} + \varphi) = r_{xy} \cdot \cos\beta_{xy} \cdot \cos\varphi - r_{xy} \cdot \sin\beta_{xy} \cdot \sin\varphi$$

$$y' = r_{xy} \cdot \sin(\beta_{xy} + \varphi) = r_{xy} \cdot \sin\beta_{xy} \cdot \cos\varphi + r_{xy} \cdot \cos\beta_{xy} \cdot \sin\varphi$$

[1]

$$y = r_{yz} \cdot \cos\beta_{yz}, z = r_{yz} \cdot \sin\beta_{yz}$$

$$y' = r_{yz} \cdot \cos(\beta_{yz} + \varphi) = r_{yz} \cdot \cos\beta_{yz} \cdot \cos\theta - r_{yz} \cdot \sin\beta_{yz} \cdot \sin\theta$$

$$z' = r_{yz} \cdot \sin(\beta_{yz} + \varphi) = r_{yz} \cdot \sin\beta_{yz} \cdot \cos\theta + r_{yz} \cdot \cos\beta_{yz} \cdot \sin\theta$$

이 식에서 r_{xy} 은 동일한 xy평면상에 위치한 슬라이스의 각각의 픽셀들과 좌표의 중심 사이의 거리를 나타내고 β는 동일한 xy평면상에 위치한 각각의 픽셀이 x축과 이루는 각도, 그리고 φ는 모든 픽셀들이 xy평면상에서 회전하는 각도를 나타낸다. 따라서 xy평면상에 위치한 슬라이스들을 z축을 따라 회전시키면 x와 y라는 새로운 값을 가지는 데이터를 구할 수 있다. 이때 x와 y의 값이 정수가 아닌 값을 갖기도 하기 때문에 보간법 (Interpolation)을 사용하여 정수화 하여 직각 좌표계상에 나타내게 된다. 이렇게 수평면 상에서 회전된 데이터를 회전 축을 바꿔서 xy평면상에서 x축을 따라 슬라이스들을 같은 방법으로 회전시키면 눈으로 바라보는 방향을 방향으로 하는 최종 데이터를 얻을 수 있다 (그림 2). 이를 이용하여 뇌 혈관 데이터와 뇌혈관의 최대강도투사 데이터만을 각각 공간회전 시켜 얻은 새로운 최대강도투사 데이터들을 서로 정합한 다음 최대강도투사로부터 얻어진 뇌혈관 데이터를 붉은색으로 색상 변환하여 최대강도투사만으로 볼 수 있는 혈관의 정도를 살펴보았다 (그림 3). 결과를 살펴보면 픽셀의 강도가 높게 나타나는 혈관들에서는 붉은색의 분포가 높게 나타나는 반면 가는 혈관이나 픽셀의 강도가 낮은 혈관들에서는 그 분포가 거의 나타나지 않는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 최대강도투사 만으로는 투사 방향에 중첩되어 가려진 혈관을 제대로 관찰할 수

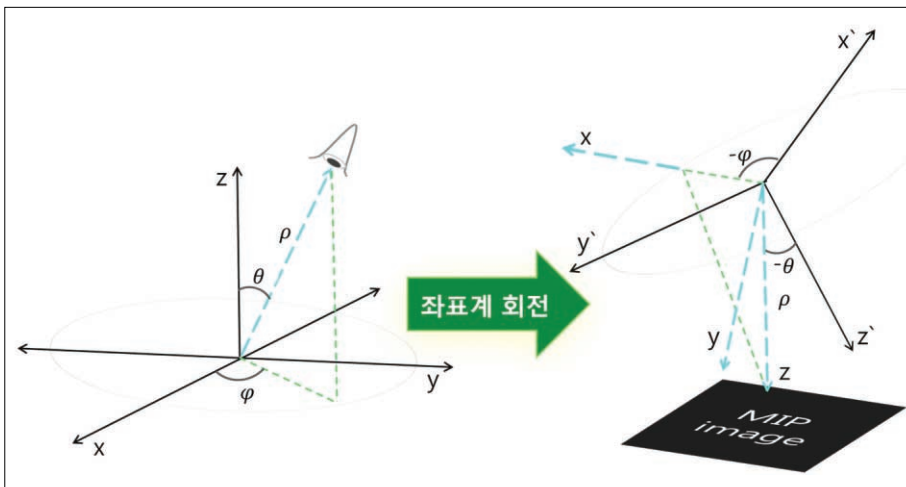


그림 2. (좌) 3차원 공간상에서 뇌혈관 데이터를 바라보는 위치를 구면좌표계를 이용하여 나타낸 모식도. (우) 바라보는 방향에 최적화 된 단일 최대강도투사 영상을 구하는 방법에 대한 모식도. 변환된 좌표에 최적화 된 데이터를 좌표 중심에서 z축 방향으로 투사하여 영상을 얻는다.

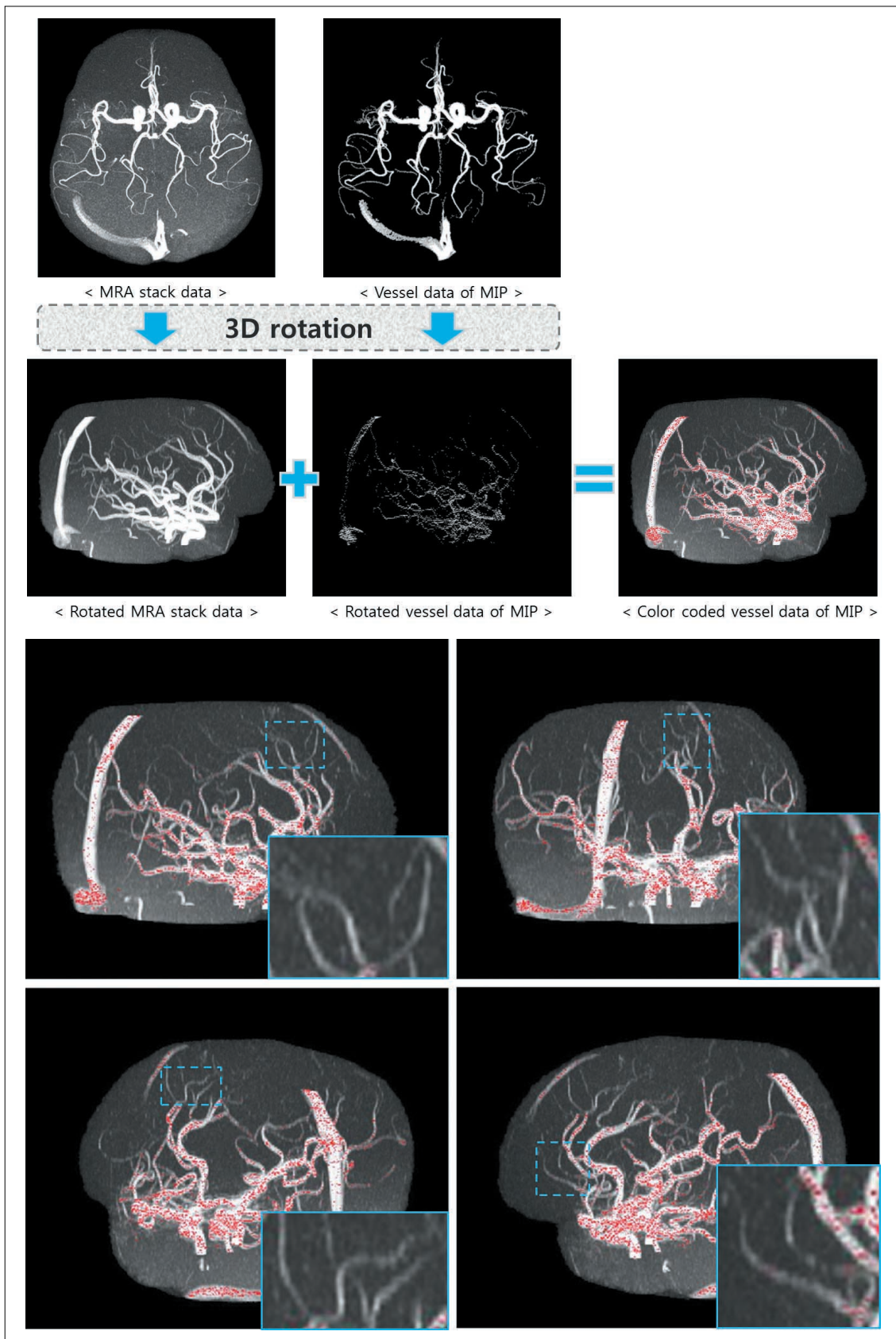


그림 3. 혈관의 최대강도투사 데이터의 3차원 공간상에서 분포와 이를 회전시켜 얻은 데이터의 혈관부위에서의 픽셀 분포. 그림을 살펴보면 가려진 혈관 부분이 최대강도투사 데이터만으로는 제대로 표현되지 않는 것을 확인할 수 있다. 또한 단일 영상만으로는 깊이 정보를 알 수 없다.

없다는 사실을 알 수 있다.

3) 관찰자와 데이터 사이의 거리를 고려한 입체 최대 강도투사 영상 구현

최대강도투사 영상을 입체로 나타내기 위해서는 각각 좌측 눈과 우측 눈에 해당하는 두 개의 투사영상을 조합해야 한다. 뇌혈관 데이터의 중심과 좌우 두 눈이 구면좌표계 상에서 이루는 수렴각 (Convergence angle)을 알면 실제 뇌 동맥 혈관의 3차원상의 구조와 가까운 입체 영상을 얻을 수 있다. 사람마다 조금씩 차이가 있지만 일반적으로 인간의 양쪽 눈은 약 6.5 cm 정도 떨어져 있기 때문에 왼쪽 눈과 오른쪽 눈의 망막에 맺히는 영상에 차이가 발생하게 된다. 이를 양안시차 (Binocular disparity)라고 한다. 관찰자의 보다 사실적인 입체감을 위해 두 눈 사이의 거리와 두 눈에서 뇌혈관 데이터의 중심까지의 거리를 이용해서 수렴각을

계산하게 된다. 바라보는 위치에 따라 수렴각이 변하게 되는데 구면좌표계로 변환할 경우 두 눈 사이의 거리 d 를 적용하면 수렴각 a 는 아래와 같은 식으로 나타내어진다.

$$a = \cos^{-1} \left(\frac{(\rho_1^2 + \rho_2^2) - d^2}{2\rho_1\rho_2} \right) \quad [2]$$

ρ_1 과 ρ_2 는 데이터의 중심으로부터 각각 왼쪽 눈과 오른쪽 눈까지의 거리를 나타낸다. 일반적으로 ρ_1 과 ρ_2 는 동일하므로 식을 다시 정리하면 아래와 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$a = \cos^{-1} \left(1 - 0.5 \times (d / \rho)^2 \right) \quad [3]$$

따라서 관찰하고자 하는 위치에 최적화 된 수렴각 a 에서 얻은 최대강도투사 영상 두 개를 조합하여 최적의 입체 최대강도투사 영상을 구현한다 (그림 4).

현재 입체 영상을 나타내는 방식으로는 크게 안경 방식과

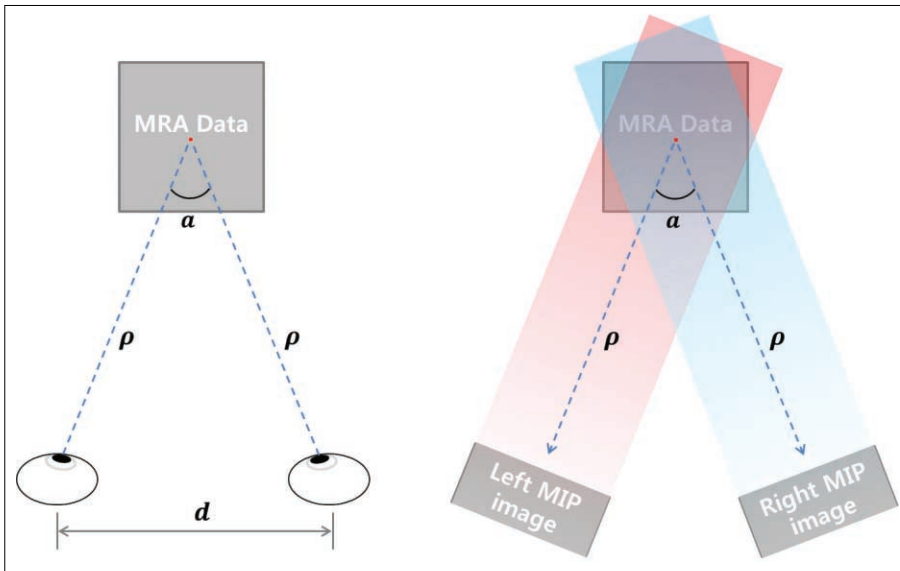


그림 4. 최대강도 입체 투사영상 모식도. 두 눈 사이의 거리(d)와 데이터와 두 눈 사이의 거리(ρ)를 이용하여 두 눈과 데이터의 중심이 이루는 수렴각 (a)를 구할 수 있고 이를 통해 관찰자의 위치에 최적화 된 입체영상을 얻을 수 있게 된다.

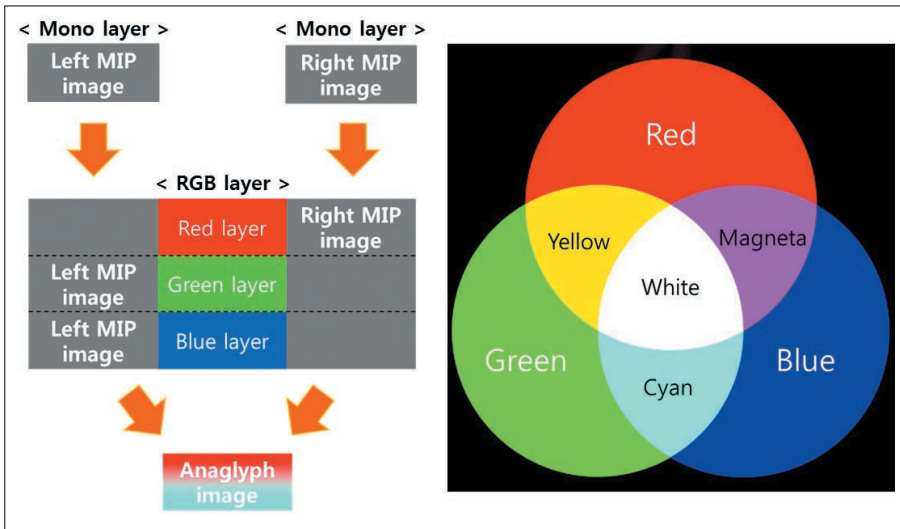


그림 5. 적청안경 방식을 이용한 입체 영상 구현 모식도. 각각 왼쪽 눈과 오른쪽 눈에 최적화 된 최대강도투사 영상을 이용하여 RGB영상을 구성할 때 왼쪽 영상은 청록색 (초록색+푸른색)을 나타내는 층의 값을 가지게 하고 오른쪽 영상은 빨간색을 나타내는 층의 값을 가지도록 한 다음 이 값들을 조합하여 적청안경 방식에 최적화 된 RGB 영상을 얻는다.

무안경 방식으로 구분할 수 있다. 무안경 방식의 경우 렌티큘러 방식 (Lenticular)과 패럴렉스 베리어 방식 (Parallax Barrier)을 사용하고 안경 방식의 셔터 글래스 방식 (Shutter glasses)과 편광필터 방식 (Polarizing Filter)이 흔히 사용된다. 하지만 위에서 언급한 방법들은 논문의 영상에 적용하기가 어렵다. 따라서 본 논문에서는 3차원 입체 영상 구현이 상대적으로 용이한 적청안경 방식 (Anaglyph)을 통해 입체 최대강도투사 영상을 나타내었다 (그림 5). 실제 타분야의 국외 논문들의 경우 입체영상 결과를 나타내기 위해 적청안경 방식을 이용하는 사례가 많다(10-12). 국내 관련 분야의 논문 중 삼차원 입체 시각 자극을 이용한 뇌기능 영상 연구에 관한 논문의 경우 거리 정보를 추출하는데 적청안경 방식을 이용하였다 (13).

$$\begin{bmatrix} r_{right\ MIP} \\ g_{left\ MIP} \\ b_{left\ MIP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_{right\ MIP} \\ g_{right\ MIP} \\ b_{right\ MIP} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_{left\ MIP} \\ g_{left\ MIP} \\ b_{left\ MIP} \end{bmatrix} \quad [4]$$

적청안경 방식은 빛을 합하면 색상이 하얗게 밝아지는 원리를 이용한다. 이때 좌/우측 시야에 들어오는 빛으로 각각 붉은색 (red)와 연청록색 (cyan)을 이용하는데 그렇게 하는 이유는 이 두가지 색의 빛을 합하면 하얀색의 백색광으로 나타나기 때문이다. 이를 보색관계라고 하는데 이러한 보색의 원리를 이용하여 좌/우 영상을 각각 분리하여 바라봄으로써 입체감을 느낄 수 있게 된다.

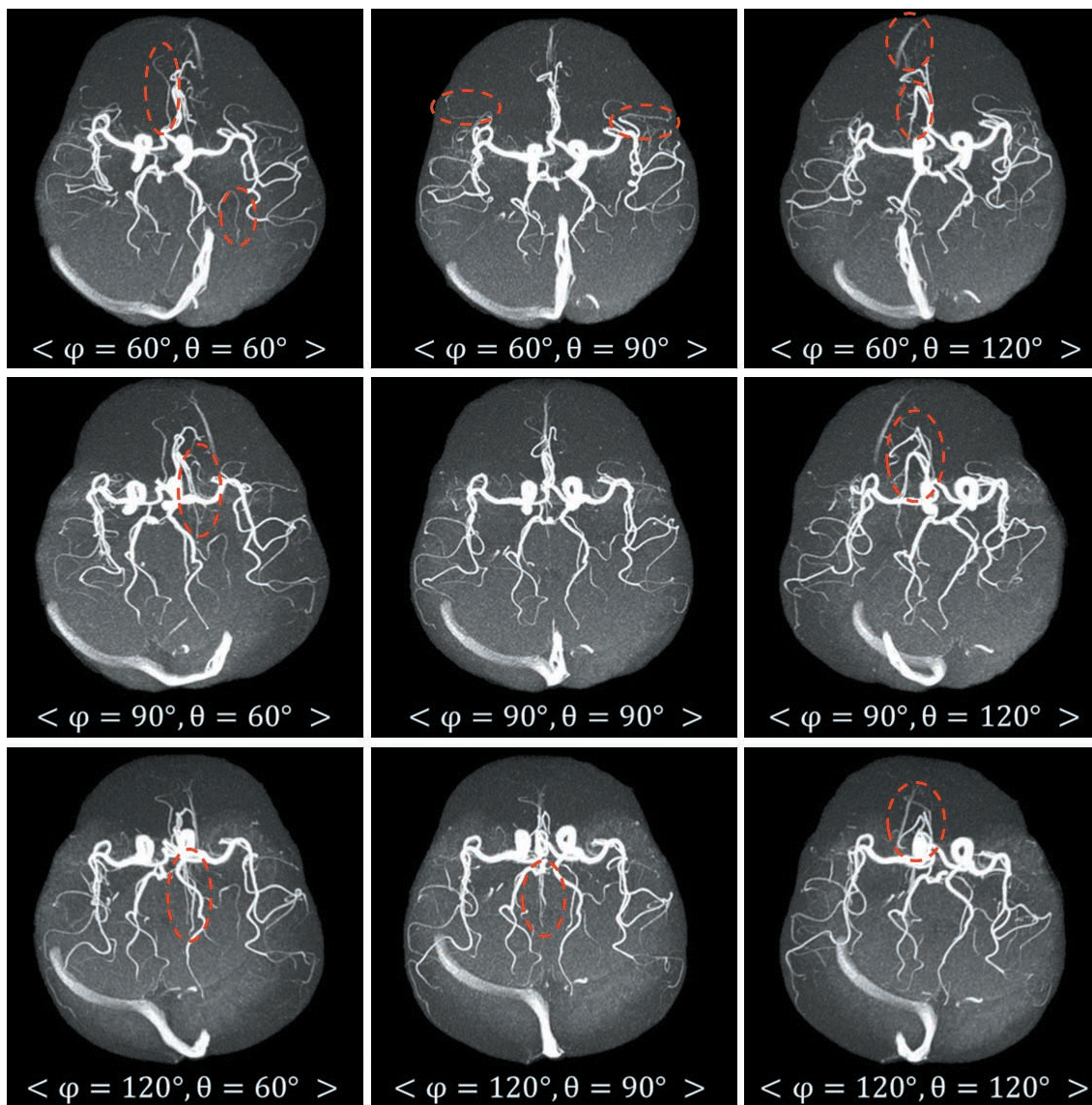


그림 6. 관찰하는 위치 (φ, θ)에 따른 최대강도투사 영상 결과 비교. 제안하는 알고리즘을 통해 관찰하고 싶은 위치에서의 최대강도투사 영상을 얻을 수 있고 이를 통해 기존의 최대강도투사 영상에서는 보이지 않던 혈관들이 선명하게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

결 과

제안하는 알고리즘을 통해 여러 위치에서의 입체 최대강도투사 영상을 얻을 수 있게 되었다. 그림 6는 다양한 관찰 위치에서 최대강도투사 영상을 나타낸다. 각각 θ 와 φ 를 서로 다르게 하여 얻은 최대강도투사 영상을 통해 기존의 방

법을 통해 얻은 영상에서는 가려서 보이지 않았을 혈관들이 선명하게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그림 7는 뇌혈관 데이터와 관찰자 사이의 거리를 고려하여 최적의 입체감을 적청안경 방식으로 나타낸 결과 영상이다. 실제 눈을 통해 사물을 바라볼 때 바라보는 대상과의 거리 차이에 따라 입체감이 다르게 나타나는데 대상과 눈이 가까울수록 입체감이 커지고 멀어질수록 입체감이 작아지는 것을 확인할 수

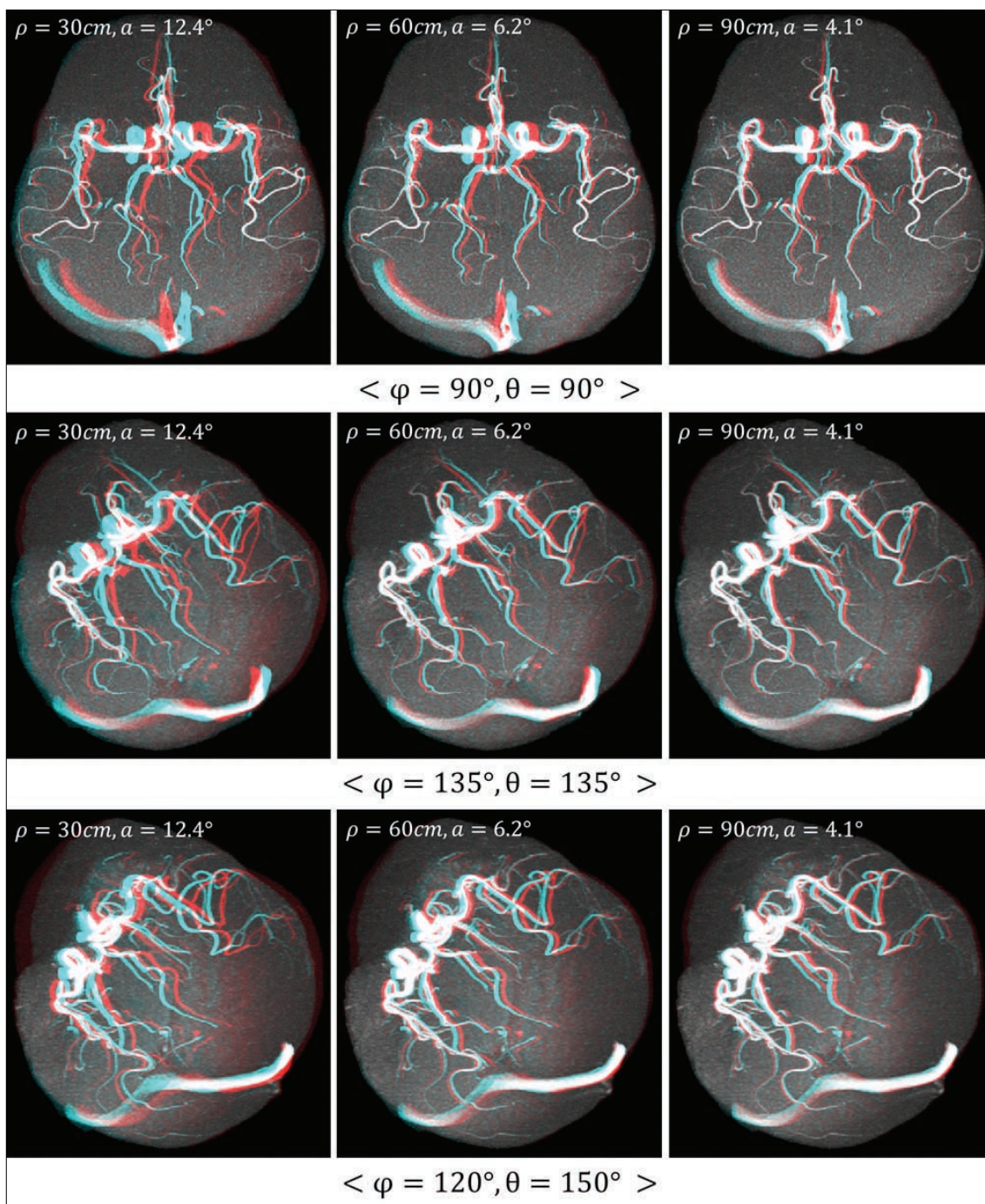


그림 7. 관찰하는 위치 (θ, φ)와 눈과 데이터 사이의 거리 (d)에 따른 입체 최대강도투사 영상의 결과 비교. 관찰하는 거리에 따라 두 눈과 데이터의 중심이 이루는 수렴각 (a)이 변하게 되는데 이를 이용하여 관찰하는 위치와 데이터와의 거리에 최적화 된 최대강도 입체 투사영상을 나타낼 수 있다 (적청안경에 최적화 된 원본영상은 muzesh@yonsei.ac.kr을 통해 확인 가능하다.).

있었다. 마찬가지로 제안하는 알고리즘을 통해 최적화 된 입체 최대강도투사 영상의 결과를 살펴보면 앞에서 설명했던 공식을 통해 나타낸 것처럼 눈과 데이터의 중심 사이의 거리 ρ 가 변함에 따라 두 눈과 데이터의 중심이 이루는 수렴각 α 도 변화하게 되고 이를 고려하여 뇌혈관 데이터와 관찰자 사이의 거리에 최적화 된 입체 최대강도투사 영상을 얻을 수 있었다. 이를 통해 관찰자는 자신이 주관적으로 편안함을 느끼는 최적의 입체감을 찾을 수 있게 된다.

고 찰

본 연구에서는 뇌혈관의 최대강도투사 영상의 임상적 사용에 있어서 문제가 되는 가려진 혈관정보의 소실과 깊이 정보의 부재 등을 개선하기 위한 방법으로 기존 최대강도투사 영상의 단점을 개선한 입체 최대강도투사 영상 알고리즘을 구현하였다. 바라보는 관찰자의 위치와 데이터와의 거리에 최적화 된 입체 최대강도 투사영상을 볼 수 있도록 함으로써 임상적 진단에 있어 보다 정확한 뇌혈관 정보를 제공하도록 하였다. 또한 관찰자 개개인이 입체감을 주관적으로 선택할 수 있기 때문에 실제 임상에서 장시간 사용하더라도 어지럼증이나 멀미와 같은 부작용을 최소화 할 수 있도록 하였다. 제안하는 알고리즘의 경우 뇌혈관 데이터로부터 관찰자에 최적화 된 입체 최대강도투사 영상을 얻기까지 약 15초 정도의 시간이 걸렸다. 이는 직렬연산으로 인해 발생하는 문제점으로서 단순 반복 계산의 경우 오랜 시간이 걸리게 된다. 제안한 알고리즘의 경우 3차원 가상공간에서의 회전을 수행할 때 총 수행 분량을 영역별로 나누어 각각 독립적인 연산이 가능하고 병렬 연산을 방해하는 연산 중속성이 적기 때문에 알고리즘을 최적화 하고 병렬처리 프로세스를 적용한다면 실시간 입체 영상 구현이 가능하게 될 것이다.

결 론

뇌혈관 데이터를 이용한 최대강도투사 영상은 임상에서 뇌혈관의 이상유무를 관찰하는데 많이 사용되고 있다. 반면에 혈관의 깊이 정보를 알 수 없고 가려진 혈관에 나타나는 이상을 관찰할 수 없다는 문제점을 가진다. 이번 연구에서는 이러한 문제점을 개선하기 위한 방법으로 사용자의 관찰 위치에 따른 다중 시점 관찰이 가능한 최적의 입체 최대강도투사 영상을 구하는 알고리즘을 제안하였다. 뇌혈관 데이터를 구면좌표계 상의 투사 방향이 가지는 z축에서 수평면으로 이루는 각 (θ)과 수평면 상에서의 회전각 (ϕ)에 맞춰 공간상에서 회전시킨 다음 기준 수평면에 최대강도투사를 함으로써 단일 최대강도투사 영상을 얻게 되는데 이를 입체화하기 위해 관찰하는 거리 (ρ)와 그에 따른 최적의 수렴각 (α)

을 구하고 이에 맞춰 투사하여 얻은 두 개의 최대강도투사 영상을 조합하여 사용자의 위치와 바라보는 방향에 최적화 된 입체영상을 나타내었다. 이번 연구를 통해 입체 최대강도투사 영상이라는 새로운 방법의 임상적 활용 가능성에 대해 확인할 수 있게 되었다. 다만 데이터를 얻기까지 시간이 걸리는 단점이 있는데 이는 알고리즘의 최적화와 병렬 연산 처리를 통해 실시간 영상화가 가능할 정도로 줄일 수 있을 것으로 생각한다.

감사의 글

본 논문 연구를 위한 자기공명 데이터는 연세대학교 Medical Imaging Lab의 고성민 연구원의 도움으로 획득하였음.

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (2011-0025574).

참고문헌

1. Jackowski C, Aghayev E, Sonnenschein M, Dirnhofer R, Thali MJ. Maximum intensity projection of cranial computed tomography data for dental identification. *International Journal of Legal Medicine* 2006;120:165-167
2. Fishman EK, Ney DR, Heath DG, Corl FM, Horton KM, Johnson PT. Volume rendering versus maximum intensity projection in CT angiography: what works best, when, and why. *Radiographics* 2006;26:905-922
3. Lee J, Chung TS, Lee KY, Suh SH. Comparison of non-invasive imaging studies in the evaluation of carotid artery stenosis and occlusion: CT angiography, time-of-flight MR angiography and contrast-enhanced MR angiography. *J Korean Soc Magn Reson Med* 2011;15:234-241
4. Kim SM, Lee DH, Choi JW, Choi BS, In HS. Diagnosis of vertebral artery ostial stenosis on contrast-enhanced MR angiography: usefulness of a thin-slab MIP technique. *J Korean Soc Magn Reson Med* 2011;15:77-81
5. Lee CM, Ryu CW, Kim KW. Assessment of carotid geometry by using the contrast-enhanced MR angiography. *J Korean Soc Magn Reson Med* 2010;14:47-55
6. Tsuchiya K, Katase S, Yoshino A, Hachiya J, Yodo K. Preliminary evaluation of volume-rendered three-dimensional display of time-of-flight MR angiography in the diagnosis of intracranial aneurysms. *Neuroradiology* 2001;43:633-636
7. Shapiro LB, Tien RD, Golding SJ, Tötterman SM. Preliminary results of a modified surface rendering technique in the display of magnetic resonance angiography images. *Magn Reson Imaging* 1994;12:461-468
8. Iriberry JD, Vázquez PP. Depth-enhanced maximum intensity projection. *IEEE/EG International Symposium on Volume Graphics* 2010;93-100
9. Guttman MA, McVeigh ER. Techniques for Fast Stereoscopic MRI. *Magn Reson Med* 2001;46:317-323
10. Ianir AI, Leonid PY. New methods to produce high quality color anaglyphs for 3-D Visualization. *ICIAR* 2004;2:273-280
11. Gatesy SM, Shubin NH, Jenkins FA. Anaglyph stereo imaging of dinosaur track morphology and microtopography. *Pale-*

ontologia Electronica 2005;8:10-22
12. Smith JR, Connell SD, Swift JA. Stereoscopic display of atomic force microscope images using anaglyph techniques. J Microsc 1999;196:347-51

13. Ahn CB, Kim CY, Park HJ, Oh SJ. f-MRI with three-dimensional visual stimulation. J Korean Soc Magn Reson Med 2005;9:24-29

JKSMRM 16(1) : 67-75, 2012

Reconstruction of Stereo MR Angiography Optimized to View Position and Distance using MIP

Seok-Hyun Shin, Do-Sik Hwang

School of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University

Purpose : We studied enhanced method to view the vessels in the brain using Magnetic Resonance Angiography (MRA). Noticing that Maximum Intensity Projection (MIP) image is often used to evaluate the arteries of the neck and brain, we propose a new method for view brain vessels to stereo image in 3D space with more superior and more correct compared with conventional method.

Materials and Methods: We use 3T Siemens Tim Trio MRI scanner with 4 channel head coil and get a 3D MRA brain data by fixing volunteers head and radiating Phase Contrast pulse sequence. MRA brain data is 3D rotated according to the view angle of each eyes. Optimal view angle (projection angle) is determined by the distance between eye and center of the data. Newly acquired MRA data are projected along with the projection line and display only the highest values. Each left and right view MIP image is integrated through anaglyph imaging method and optimal stereoscopic MIP image is acquired.

Results: Result image shows that proposed method let enable to view MIP image at any direction of MRA data that is impossible to the conventional method. Moreover, considering disparity and distance from viewer to center of MRA data at spherical coordinates, we can get more realistic stereo image. In conclusion, we can get optimal stereoscopic images according to the position that viewers want to see and distance between viewer and MRA data.

Conclusion: Proposed method overcome problems of conventional method that shows only specific projected image (z-axis projection) and give optimal depth information by converting mono MIP image to stereoscopic image considering viewers position. And can display any view of MRA data at spherical coordinates. If the optimization algorithm and parallel processing is applied, it may give useful medical information for diagnosis and treatment planning in real-time.

Index words : MRA data · MIP · Stereo MIP · Stereo imaging · Anaglyph

Address reprint requests to: Do-Sik Hwang, Ph.D., School of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University, 134 Shinchon-dong, Sudaemoon-gu, Seoul 120-749, Korea.
Tel. 82-2-2123-5771 Fax. 82-2-313-2879 E-mail: dosik.hwang@yonsei.ac.kr