Magnetic Resonance Angiography를 위한 Maximum-Intensity Projection을 구현

이 윤, 류택현, 김시승, 김일영, 이만우
고려대학교 자연과학대학 전자 및 정보공학과

Maximum-Intensity Projection for Magnetic Resonance Angiography

Y. Yi, T. H. Ryu, S. S. Kim, I. Y. Kim, M. W. Lee.
Department of Electronics & Informatics,
College of Sciences & technology, Korea University

ABSTRACT

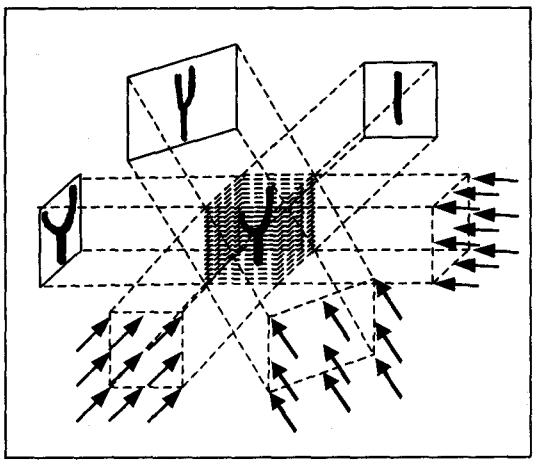
In this Paper, We use Maximum-Intensity Projection(MIP) algorithms. Maximum-Intensity Projection algorithms currently used for construction of magnetic resonance angiograms. The blood flow in a volume of interest is represented by bright intensities in the MR data volume. The flow within the vasculature shows up in the projections plane. By relating the intensities of the pixel to their location in the slice, the total number of pixels considered for the projection plane was reduced, thus saving calculation time. The algorithm was written in visual C++.

서 론

자기공명영상(MRI)을 이용한 Magnetic Resonan-ce Angiogram은 혈관의 영상을 얻을 수 있다. 하지만, MRA를 통해 얻은 영상은 slice에 해당하는 단면적인 영상이라는 것이 단점이라 할 수 있다. 연결된 혈관의 영상과 각도에 따른 혈관의 영상을 얻을 수 있다면, 의학적으로 환자의 혈관의 관찰이 용이할 것이다. 여러 장의 연속된 slice(slice간의 간격은 거의 없다고 가정)로 보는 방향에 따른 혈관의 영상을 Maximum-Intensity Projection algorithm을 이용해서 관찰하고 보다 좋은 영상을 얻는다.

이론 및 방법

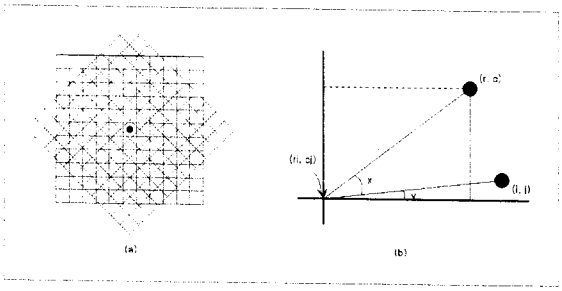
간격이 거의 없는 여러 장의 MRA영상의 배열은 혈관의 삼차원적인 입체 형태를 가지게 된다. 그러한 영상을 회전하면서 보게 된다면 각도에 따른 삼차원적인 영상을 얻을 수 있다.



[그림 A] Projection

•Rotating

Rotating은 image의 중심을 원점이라고 할 때, angle에 따른 좌표의 이동으로써 이루어질 수 있다.



[그림B] Rotation of pixel

그림B-(b)에서 pixel P(i, j)는 수평축에 대해 angle y를 가진다. 중심(ri, cj)에서 translate된 i, j 값을 구하면,

$$i = d \cdot \sin y \qquad j = d \cdot \cos y$$

이다. (d는 중심에서 pixel P까지의 거리)

(b)에서 처럼 P(i, j)를 angle x만큼 이동한 pixel를 P'(i', j')이라고 한다면, 수평축에 대한 angle이 (x+y)이므로 rotating 된 좌표를 구하면

$$j' = d \cdot \cos(x + y)$$

$$i' = d \cdot \sin(x + y)$$

이다.

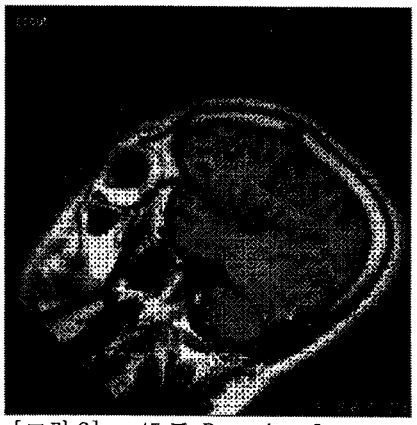
(i', j')는 (ri, cj)좌표를 중심으로 하는 새로운 위치에서의 rotating 된pixel 좌표이다.따라서, 좌표의 이동은 아래의 정리된 식을 통해 구할 수 있다. 여기서 r와 c는 rotating된 좌표를 말한다. 그리고 ri와 cj는 영상의 중심을 말한다. 즉 좌표상의 원점은 영상의 중심이 된다.

$$c = j'+cj = j \cdot \cos x - i \cdot \sin x + cj$$

$$r = i'+ri = j \cdot \sin x - i \cdot \cos x + ri$$

rotating에 있어서 좌표상의 이동이라고는 하겠지만 사실상 관찰자의 입장에서는 image pixel의 이동과 마찬가지인 것이다. 결국 pixel의 이동이라는 관점에서 본다면 한 점의 이동이 아닌 작게 나뉜 여러 개의 정사각형의 이동으로서 생각을 하였다.[그림B-(a)] 작게 나뉜 정사각형의 이동에 있어서도 그러한 정사각형이 angle에 따라서 달리 이동할 수도 있다. 그래서 이러한 점을 보완하기 위해서 Bilinear Interpolation의 방법을 사용하였다.

Rotating에 관한 프로그래밍에서 rotation의 angle은 임의적으로 다이얼로그 박스에서 입력할수 있도록 하였다. angle의 범위는 0도에서 180도까지 15도 간격으로 변화를 주었다. 그림C는 프로그램을 통해서 얻어진 rotating된 image이다.



[그림C] < 45도 Rotating Image >

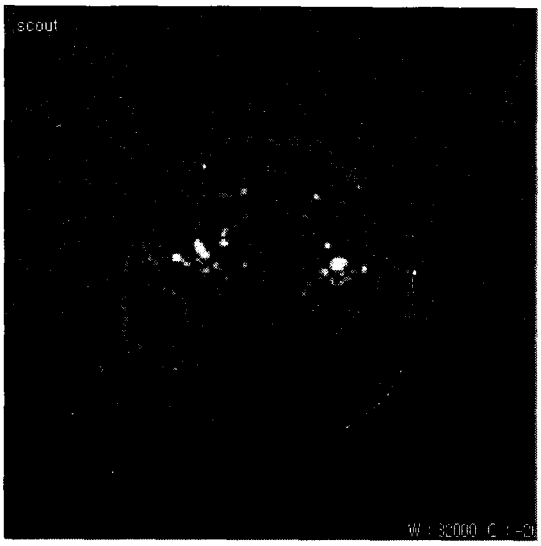
•Maximum Intensity Projection

2D MRA image[그림 D]을 보면 알 수 있듯이 혈관이 주변의 조직보다 더 밝게 나타난다. 그러나, 한 번에 한 image에서 전반적인 혈류와 혈관 구조를 나타내기에는 어렵다.

2D MRA image들을 하나의 series로 묶어 Parallel Projection을 한다면 우선, 각각 256*256 해상도를 가진 2D image MIP data를 얻을 수 있다.

그림 D와 같은 MRA영상을 거의 slice간의 gap이 없다고 할 때, 입체적인 혈관의 형태에서 여러 방향에 대해 projection영상을 얻을 수 있다.

첫번째 방법으로 slice를 쌓은 상태에서 이루어지는 projection이다. 이 방법은 여러 장의



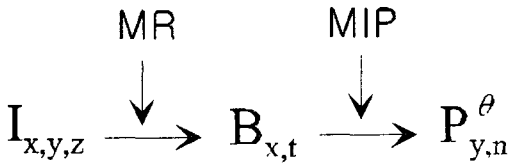
[그림 D] < MRA Image >

image data를 그대로 받아들여서 평균값으로 결과 image를 얻는 방법이다. 결국, 결과 image의 pixel 값은 여러 개의 image data의 그 위치에 해당하는 값들의 평균이 되는 것이다.

우리가 필요로 하지 않는 noise부분은 Threshold Coding방법을 이용하여 처리하였다. 두번째 방법은 pixel의 intensity가 가장 큰 값만을 찾아내는 방법을 사용하였다.

Maximum Intensity Projection(MIP) image는 기존의 2D MRA image에서 256개의 projection ray를 따라 존재하는 가장 높은 voxel 값들을 계산하여 얻는다.

하지만, 종종 MR을 통해 얻은 image에서 주변의 조직이 혈관보다 signal intensity가 크거나 MR image가 가지는 Artifact가 심할 때에는 우리가 원하는 image를 제대로 얻을 수 없다. Artifact가 심할 경우는 image의 환영이 많이 생기고, 우리가 보고자 하는 혈관 구조를 시각적으로 쉽게 구분하기 힘들다. 256*256인 n번째 2D image를 MIP 알고리즘을 바탕으로 parallel projection을 통해 또 다른 256*256의 2D image의 n번째 column으로 나타내었다. 즉,



I는 3차원 image이고, x, y, z는 각각 Pixel의 row, column, height를 나타낸다. B는 MR을 통해 얻어진 2D image이고, t는 slice의 두께이다. P는 MIP를 통해 얻은 또 다른 2D image이며, 여기서 y는 image의 column을 나타내고, n은 slice 수를 나타낸다. θ는 rotating angle 각도를 나타낸다.

MIP 실험을 위해 40개의 2D Angiography slice를 MR을 통해 얻었으며, slice의 두께는 4mm이고, slice 간의 distance은 1mm이다. 즉, Axial 방향(n축 방향)으로의 resolution은 한계성을 가진다.

MR image가 가지는 Artifact와 image의 Axial 방향(n축 방향)으로의 resolution을 보완하기 위해 Threshold Coding Interpolation 알고리즘을 사용하였다

일정한 rotating angle을 주어 다양한 방향에서도 같은 resolution를 가진 image가 나타난다. Rotating angle를 15도 간격으로 회전 시키면서 각 방향에 대한 MIP data를 구해보면 [그림 F-L] 과 같이 나타난다. 각 회전에 따른 image들은 앞서 말한 Bilinear Interpolation 방법을 사용하여 얻을 수 있었다.

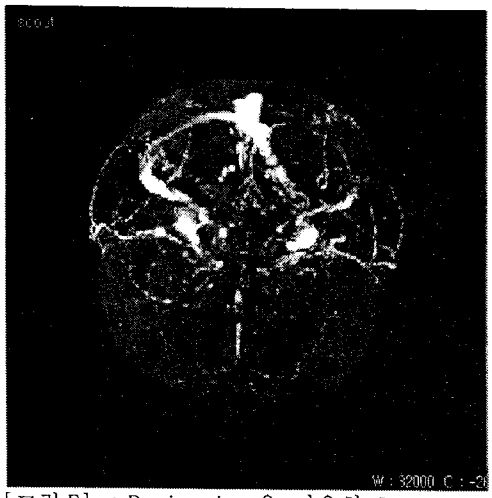
결과

3D volume image data로 부터 얻은 2D projection image는 MR angiographic data를 나타내는데 있어서 가장 많이 알려진 방법이다. 3D volume의 projection data를 2D 상에 나타낼 때 projection에서의 pixel들과 volume data 즉, ray상의 pixel들간에는 수학적인 상호 관계를 가진다. 이러한 수학적인 상호 관계는 ray상의 pixel intensity에 바탕을 둔 projection 영역에서의 pixel intensity로 나타

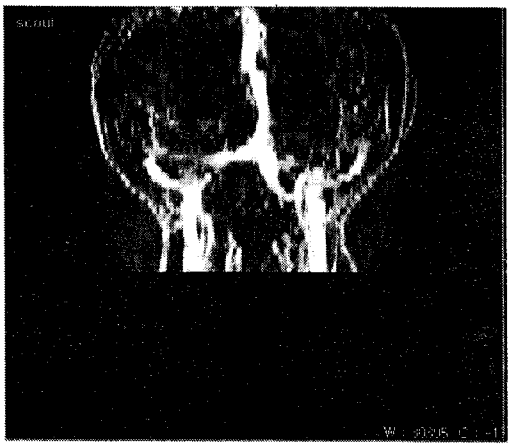
내어진다. 우리 실험에서 사용한 방법이 각각의 ray 상에서 "Maximum value pixel"을 찾아 내어 projection 을 하는 것이었고, 다른 projection angle 따른 실험을 반복하여 image를 얻을 수 있었다. Axial 방향의 slice들의 간격에 따른 문제점을 Interpolation 알고리즘을 사용하여 얻어진 2D image는(256*256) slice의 두께와 간격을 생각하지 않고 실행한 MIP 결과 image [그림 E]와 같은 결과를 얻을 수 있었다.

실제로 MIP image의 row 방향이나 axial 방향에 parallel한 방향으로 projection을 한다면 image[그림 E](256*256)와 같이 명확하게 혈관 구조를 관찰 할 수 있다. 그리고, 아주 미세한 주변의 조직까지 나타내고 있음을 결과 image를 가지고 관찰할 수 있었다.[그림 E]

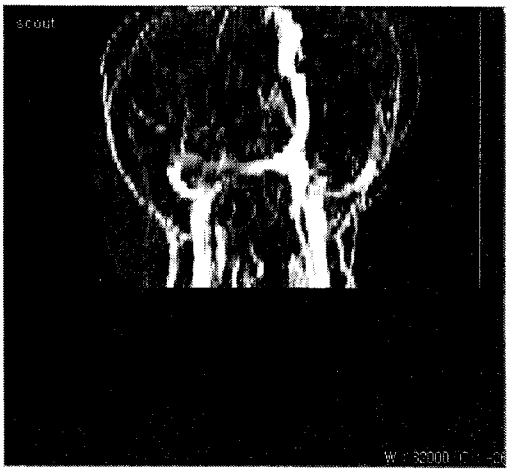
이젠 이러한 parallel projection과 oblique한 방향에서의 projection image를 나타내어 좀 더 명확한 혈관 구조를 관찰할 수 있다면 지금의 Maximum Intensity Projection 방법이 신뢰할 수 있다고 본다.



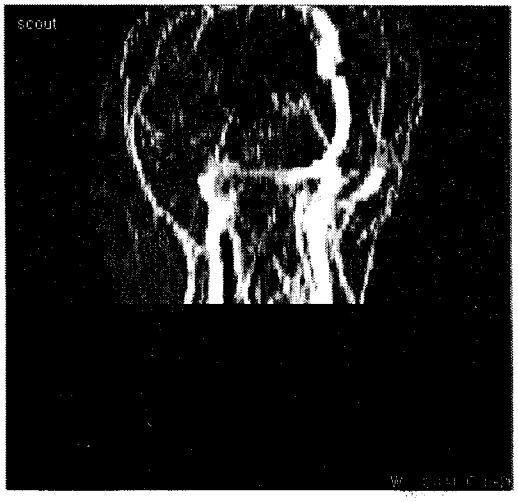
[그림 E] < Projection을 이용한 Image >



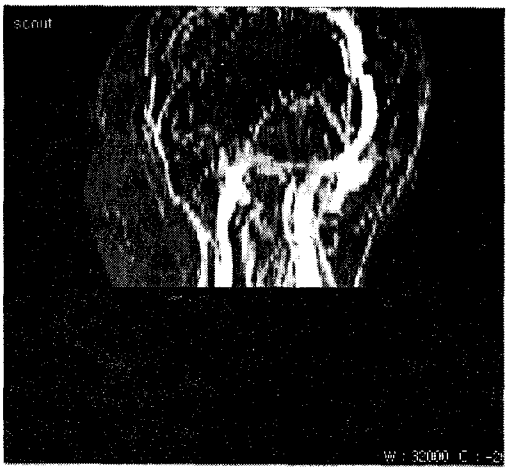
[그림 F] < 0도 회전한 MIP Image >



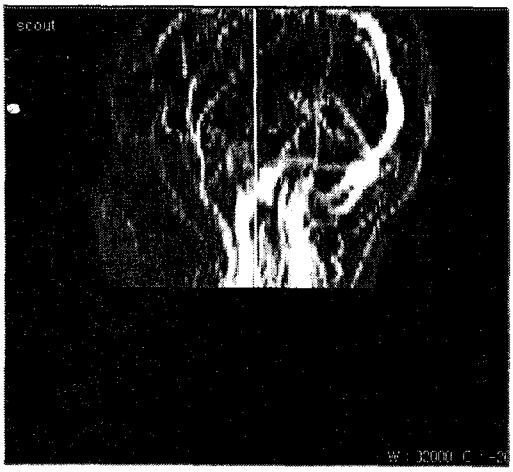
[그림 G] < 15도 회전한 MIP Image >



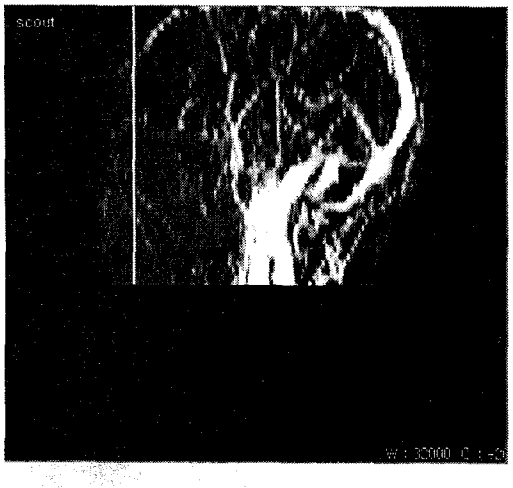
[그림 H] < 30도 회전한 MIP Image >



[그림 I] < 45 도 회전한 MIP Image >



[그림 J] < 60 도 회전한 MIP Image >



[그림 K] < 75 도 회전한 MIP Image >

[그림 L] < 90 도 MIP Image >

<참고 문헌>

[1] P. J. Keller, B. P. Drayer, E. K. Fram, K. D. Williams, C. L. Dumoulin, and S. P. Souza, "MR angiography with tow-diminsional acqutsition and three-dimensional display", Radiology, vol, 173, pp. 527-532, Nov. 1989.

[2] S. Schreiner, "A fast maximum intensity projection algorithm for magnetic resonance angiography", M.S. thesis, Vanderbilt Univ, Nashville. TN, Aug.1991

[3] S. Schreiner, R. L. Galloway, "A Fast Maximum-Intensity Projection Algorithm for Generating Magnetic Resonance Angiograms", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol, 12, NO. 1, pp. 50-57, March 1993.