

論文2003-40SC-4-8

2D/3D Time-of-Flight, Phase Contrast 그리고 Contrast Enhanced 자기 공명 혈관조영기법에 관한 연구

(The 2D/3D Time-of-Flight, Phase Contrast and Contrast Enhanced Magnetic Resonance Angiograph)

李 潤 *, 崔 廷 丸 *, 朴 承 勳 **, 金 是 昇 ***, 鄭 性 澤 ***

(Yun Yi, Jung-Hwan Choi, Seung-Hun Park, Si-Seung Kim, and Sung-Taek Chung)

요 약

질병을 진단하기 위하여 환부를 가시화하는 것은 매우 중요 하다. 많은 경우 환부의 형태학적 변화를 동반하기 때문이다. 혈관에서의 이러한 형태학적 특성을 가시화하는 기법을 혈관 조영기법 이라 한다. 혈관조영기법은 TOF 기법과 위상대조도 기법, 조영제 증강 기법이 있다. 본 논문에서는 혈관 조영기법에 대한 각각의 원리와 관련된 시퀀스 및 특성에 대하여 소개하고 촬영을 통한 데이터 획득후의 데이터 후처리의 과정을 기술하였으며 인체에 응용의 최근 사례들을 소개 하였다.

Abstract

It is important to visualize a lesion accurately in diagnosis of disease. Many diseases result in a change of lesion. Magnetic resonance angiography can visualize the morphological characteristics of blood vessel. The magnetic resonance angiography (MRA) can be categorized to time-of-flight, phase contrast, and contrast enhanced MRA. In this paper, we introduce a principle, sequence, and feature of angiography. For better image quality we describe data processing methods and show several applications to human bodies

Keyword : magnetic resonance angiography, time-of-flight, phase contrast, contrast enhanced

* 正會員, 高麗大學校 電子情報工學部
(Dept. of Electronics & Information, Korea Univ.)
* 學生會員, 高麗大學校 電子情報工學部
(Dept. of Electronics & Information, Korea Univ.)
** 學生會員, 高麗大學校 醫工學協同課程
(Dept. of Biomedical Electronics, Korea Univ.)
*** 正會員, 메디너스
(Medinus, Inc)
※ 이 논문은 고려대학교 특별연구비에 의하여 수행되었습니다
接受日字:2002年11月7日, 수정완료일:2003年6月2日

I. 서 론

혈관 조영술(angiography)이란 특정 혈관의 해부학적 구조, 병소의 유무확인, 생리학적 상태 등의 변화를 가시화 하는 기법이다. 사용하는 장비에 따라 여러 방법들이 사용되고 있는데 그 중에서도 자기공명 현상을 이용하는 MRI 영상화 기법을Magnetic Resonance Angiography (MRA) 라고 한다. MRA는 혈관 형태에 의한 신호 획득이 아닌 혈류 자체 흐름의 특성을 이용한 영상신호를 얻는 방법이다. 현재 MRA는 CT, Digital Subtraction Angiography (DSA), 초음파 법과 더불어 진단 목적으로 폭 넓게 사용 되고 있다.

MRA장점은 DSA가 갖는 단점인 낮은 해상도와 대 조도를 극복하고, 방사선 피폭 없이 비 침습적으로 혈 관 조영이 가능하다는 점을 들 수 있고 조영제 또한 X 선 조영제에 비하여 상대적으로 부작용의 정도가 적다 고 할 수 있다. 특히 Phase Contrast Angiography (PCA) 경우 혈류의 속도를 수치화된 정보로 제공할 수 있으며 또한 얻는 방법에 따라 소프트웨어인 Maximum Intensity Projection (MIP)를 이용하여 임의의 각도에 서 투사 영상을 볼 수 있기 때문에 널리 이용되고 있 다.

현재까지 개발되고 있는 MRA 기법은 크게 3가지로 나눌 수 있는데 Time-of-Flight(TOF) 기법, Phase Contrast(PC) 기법, Contrast Enhance(CE) 기법이다.

TOF기법은 In-flow effect를 이용한 혈관 조영 기법이고 PC기법은 움직이는 스핀들은 한 쌍의 서로 반대방 향의 경사 자장 안을 이동할 때 위상의 변화가 생긴다 는 것을 이용한 기법이며 CE기법은 혈관 조영제를 이 용하여 혈관의 T1감소 효과로 인한 혈관신호를 강하게 하는 혈관 조영 기법을 의미한다. MRA는 말초신경 혈 관계통, 폐동맥 혈관계통, 신장계 혈관계통 그리고 심혈 관계까지도 다양하게 적용하고 있는 것이 최근의 경향 이다.

본 논문에서는 3가지 MRA기법 TOF, PC, CE를 개 발하여 임상 적용한 원리와 결과 그리고 후처리 기법 을 기술 하고자 한다.

II. 본 론

1. MR Pulse의 이해

MRI의 가장 큰 특징 중의 하나는 여러 가지 변수와 펄스시퀀스가 다양하다는 것이다. MRI를 이용하여 각 종 질병의 진단에 이용할 때는 적절한 영상 변수와 펄 스시퀀스를 선택하여야만 원하는 대조도를 갖는 영상 을 얻을 수 있다. 임상에서 MR영상을 얻기 위해서 여 러 가지 기법들이 사용되는 기본적인 몇 가지를 설명 하면 크게 Spin Echo(SE)방식, Gradient Echo(GE)방식 으로 구분한다. SE방식은 90°와 180°파형을 이용하여 반향 신호를 얻는 것을 말하는데 이는 90° RF pulse에 의해서 생긴 spin들이 흩어졌다가 180° pulse에 의해서 다시 모여 생성되는 신호를 영상으로 얻는 방법이다^[1]. 그에 비해 GE방식은 FID 신호를 gradient의 극성을 바

꿔 가하면 각 스핀들의 회전 방향이 반대가 되어 스핀 들의 위상이 다시 모여 신호를 형성하게 된다^[2].

이상의 기법에 의해 생성된 신호의 강도는 체적의 부피, 양성자의 밀도, 조직의 이완시간 T1, T2와 펄스 시퀀스의 TR, TE등의 변수에 의하여 결정된다. 이상 일반적인 MRI 촬영기법 이론들은 스핀들의 위치가 변 하지 않는다는 가정 하에 설명하였지만, 만약 혈관내의 혈류나 뇌 척수액과 같이 흐름이 있을 경우도 영상 대 조도에 영향을 미치며, 그 유속과 흐름의 방향 그리고 사용된 펄스 파형에 의해서 밝거나 검게 나타날 수 있 다.

2. 혈관 조영 기법

(1) Time-of-Flight 자기공명 혈관 조영기법 (TOF)

TOF 기법은 <그림 1>에서 보는 바와 같이 유체의 in-flow effect를 이용하여 혈류에 의해 영상 단면에 흘 러 들어온 혈액 양성자 스핀들은 반복적으로 가해진 RF펄스에 의한 포화(saturation)의 정도가 작아 큰 신 호를 만드는 반면 정지해 있는 주변조직의 양성자 스 핀들은 반복적인 RF 펄스에 의한 포화의 정도가 심해 서 작은 신호를 만드는 기법이다.

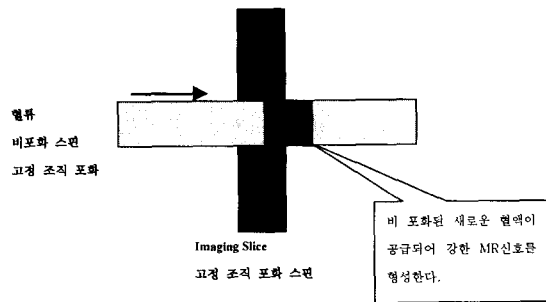


그림 1. Gradient echo sequence에서 속도에 따른 In-flow효과. In-flow 효과 정도는 속임각(Flip Angle), TR, 절편의 두께, 혈류의 속도등에 의하여 결정된다.

Fig. 1. In-Flow effect of speed in Gradient echo sequence. In-flow effect is determined by flip angle, TR, slice thickness and vessel blood speed.

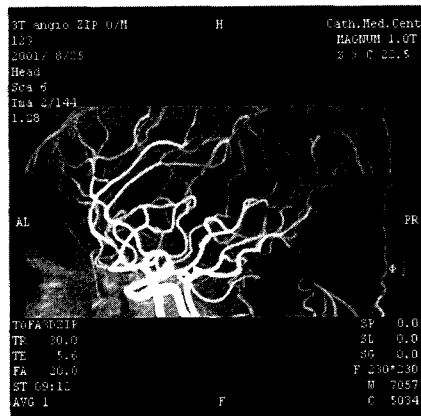
2D TOF 혈관 조영 기법에서는 얇은 절편 두께(2~3mm), 짧은 TR, 큰 FA을 사용한다. 짧은 TR과 큰 FA는 주변 조직의 신호를 포화에 의해 감소시키고 얇 은 절편 두께는 혈류의 포화를 적게 하여 in-flow효과



그림 2. 2D TOF 경동맥 관상면 자기공명 혈관 조영 영상
Fig. 2. 2D TOF artery coronal MR angiogram.



(a)



(b)

그림 3. (a) 뇌동맥 축상면 자기공명 혈관 조영영상
(b) 뇌동맥 시상면 자기공명혈관 조영영상
Fig. 3. (a) Brain artery axial MR angiogram
(b) Brain artery sagittal MR angiogram.

를 극대화 하게 한다. 이 기법은 경동맥의 경우와 같이 구조가 비교적 단순하고 유속이 빠른 경우에 적용이 적당하다. 이 기법의 단점으로는 <그림 2>의 2D TOF 경동맥 혈과 조영 영상에서 보는 바와 같이 공간 해상도가 떨어지고 분화되는(bifurcation) 혈관에서 난류 현상에 의한 신호 손실이 있다는 것이다.

한편 3D TOF 혈관 조영 기법에서는 두꺼운 단면을 선택한다. 두꺼운 단면을 3D 기법으로 혈관을 영상화 하여, 각 단면을 후처리 과정에서 합하게 된다. 두꺼운 단면을 선택하므로 단면의 유입부와 출구쪽의 포화정도가 다르게 되어 유입부는 신호가 강한 영상을 출구 쪽은 신호가 약한 영상을 얻게 되는데 이것은 “Venetian Blind Artifact”의 원인이 된다^[3].

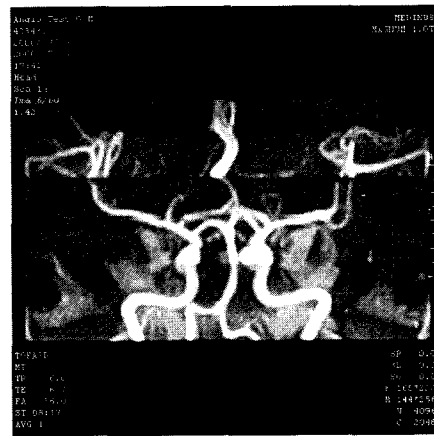


그림 4. 3 slab 뇌 동맥 관상면 자기공명 혈관 조영영상. 각 slab 사이에 경계가 생기는 Venetian Blind Artifact가 관찰된다.

Fig. 4. 3 slab brain artery axial MR angiogram. We see Venetian Blind Artifact between each slab.

이를 극복하기 위해서 작은 숙임각과 TONE 혹은 RAMP RF pulse을 도입하여 사용한다. 특히 RAMP RF pulse의 사용은 Venetian Blind Artifact의 제거에 효과적이다^[4].

자화전이(Magnetization Transfer) 기법은 주변조직의 신호감소 및 상대적인 혈관신호의 강조를 통한 대조도 향상을 위하여 사용한다^[5,6]. <그림 5>에서 보는 바와 같은 MT 기법은 조직의 자유수 양자(free proton bulk water)와 대분자 내의 양자(immobile proton) 사이에 에너지 상호 교환에 의한 자화전이 현상을 이용한 것으로 특정 RF pulse가 대분자 내의 양자만을 여

기 시키고 포화 된 양자가 자유수 내의 양자와 에너지 상호교환을 일으켜 자유수 내의 양자가 일부 포화된다. 그 후 자유수 내의 양자를 여기 시키는 RF pulse를 주면 자유수 내의 양자 일부가 이미 포화 되었기 때문에 MT pulse를 사용하지 않은 영상보다 신호가 감소되어 나타난다. 그러나 조영제에 의한 T1 단축에 의하여 얻어진 고신호 강도는 대분자 내의 양자와 상호작용에 의한 영향을 받지 않아 그 신호 강도가 거의 낮아지지 않기 때문에 상대적인 대조도를 상승시킨다.

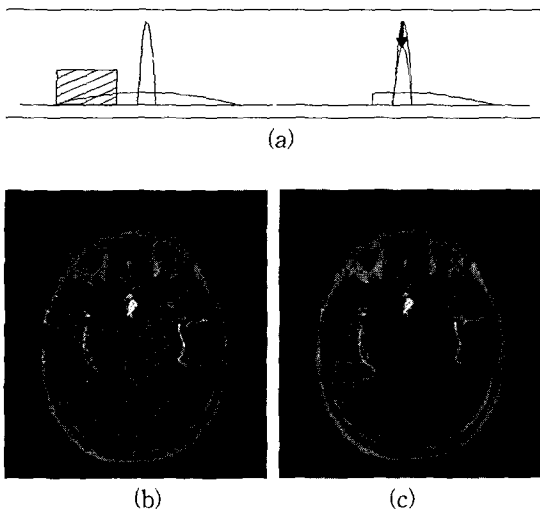


그림 5. (a) MTC (Magnetization Transfer Contrast) 기본 원리 (b) MTC 기법 적용전 (c) MTC에 의한 미세혈관 가시효과 증대 조영 영상
Fig. 5. (a) Basic principle of MTC (Magnetization Transfer Contrast) (b) Before MTC (Magnetization Transfer Contrast) (c) Thin vessel blood contrast enhanced by MTC (Magnetization Transfer Contrast).

TOF 기법에서 혈류는 속도에 따라서 경험하는 경사 자장(gradient field)의 양이 다르므로 데이터 획득시의 위상이 달라진다. 혈류에 의한 위상의 변이(phase shift)는 영상에 신호감소와 인공물(ghost)을 유발한다. 이를 극소화하기 위하여 TE를 가능한 짧게 하여 위상변이를 최소화하는 방법과 <그림 6>과 같이 flow compensation Gradient를 넣어서 일정한 속도에 의하여 유발되는 위상변이를 영으로 만드는 방법이 있다. 이것을 Gradient Moment Nulling (GMN) 이라고 한다^[7].

GMN은 데이터 획득 시 서로 다른 속도의 양성자 위상들이 재정렬 되는 강점이 있는 반면 GMN gradient

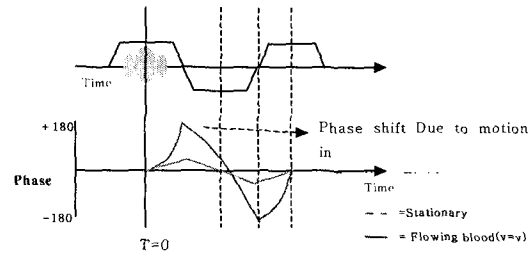


그림 6. Compensation gradient의 흐름도
Fig. 6. Flow Compensation gradient.

를 넣으면 TE가 늘어나는 단점이 있다. TE가 늘어나면 T2* 효과에 의하여 신호가 줄어들기 때문이다. TE를 줄이기 위해서 비대칭적 selection RF 펄스를 사용하거나 부분적인 에코(fractional echo) 방법을 사용할 수 있다.

(2) 위상대조도 혈관조영기법 (Phase Contrast MR Angiography)

위상대조도 혈관 조영 기법(PC MRA)은 <그림 7>에서 보는 바와 같이 움직이는 스핀은 한 쌍의 서로 반대 방향의 경사 자장 안을 이동 할 때 위상의 변화가 생긴다는 원리를 이용하여 신호획득 후 속도에 의한 부분을 reference signal complex subtraction을 통해 영상화 하는 기법이다.

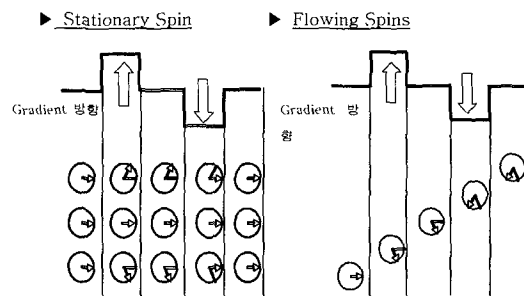


그림 7. Bipolar Gradient 에 의한 Spin 변화
Fig. 7. Spin change of Bipolar Gradient.

흐름보상(Flow compensation)을 고려한 참고(reference)데이터

$$S_1 = S_s + S_m \quad (1)$$

(stationary + moving spin의 phase는 zero)와 원하는 속도의 스핀(spine)들이 180도의 phase shift 데이터 S2를

$$S_2 = S_s + S_m e^{j\varphi_m},$$

$$\varphi_m = \gamma \Delta M v (v = \text{velocity}) \quad (2)$$

감산 함으로써 각 방향(sel+ph+rd방향)에 따른 속도에 민감한 영상을 얻는다.

PCA기법은 원하는 혈류속도의 신호를 영상화 할 수 있다는 장점이 있는 반면 단점으로 다른 scan에 비하여 각 방향에 따른 bipolar gradient를 적용함으로써 4 배의 scan time이 길어지는 단점이 있다. 좀 더 자세히 설명하면 자기공명 영상 신호는 실수항과 허수항의 복소수로 이루어져 있으며 이 신호를 극좌표로 표시하면 크기(magnitude)과 위상(phase)로 표현할 수 있다. 각 방향에 따른 bipolar gradient data set으로부터 위상민감도(phase sensitive) 재구성을 한 후 그 차이를 PD (Phase Difference) 기법이라고 하는데 위상차이에 대하여 경사자계의 1차 모멘트로 나누어 줌으로써 흐름 속도(flow velocity)를 정량화 할 수도 있다^[8]. 위상차이의 범위는 180에서 +180도 사이로 한정이 되며, 따라서 최대 혈류속도가 180도를 넘지 않도록 bipolar gradient가 조정되어야 한다. 추정 최대 혈류속도를 VENC (Velocity encoding)이라고 표현하는데 혈류의 방향에 따라 위상 차이가 의 밝고 어두움으로 방향을 알 수 있다. 환자의 움직임에 매우 민감하므로 scan 시 움직이지 않도록 주의가 필요하다. 그리고 혈관이 굵어진

곳에서는 와류에 의하여 신호감소가 크게 나고, scan을 시작하기 전 최대 유속을 추측하여 적절한 VENC를 정하여야 하는 단점인 반면 신호의 감산(subtraction) 과정에 의하여 background suppression이 잘되어 지방과 같이 강한 신호에 대하여는 나오지 않는 장점도 있다.

(3) 조영제 증강 혈관조영기법(Contrast Agent Enhanced MR Angiography)

조영제 증강 혈관 조영기법(CE MRA)의 기본 원리는 상자성 조영제를 주입하여 T1을 매우 짧게 만들고 매우 짧은 TE / TR을 갖는 heavily T1 강조영상을 획득하게 되면 주변 조직들은 포화가 심하게 일어나서 아주 작은 신호를 만드는 반면 혈액은 조영제에 의해 T1이 수십msec 정도로 짧아져 있으므로 포화가 적게 되어 아주 우수한 대조도의 영상을 얻는 것이다. 이 기법은 짧은 TR을 사용하여 3D 기법을 적용하더라도 고해상도의 3D 영상을 짧은 시간 내에 획득 할 수 있다. 영상화 되는 체적을 효율적으로 이용하기 위하여 관상



그림 8. 위상 대조도 혈관 조영 기법
Fig. 8. PC MRA.

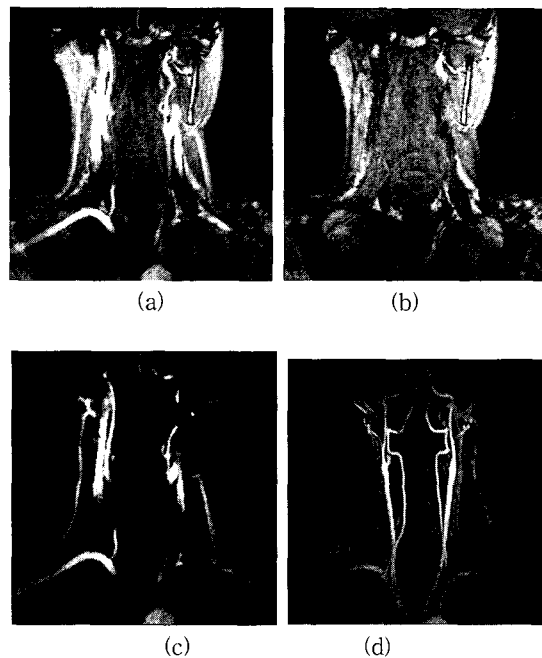


그림 9. 조영제 주입에 의한 효과. (a) 조영제 주입후. (b) 조영제 주입전. (c) (a)영상-(b)영상. (d) 결과 MIP영상

Fig. 9. Effect of Contrast Agent (a) after injection of Contrast Agent. (b) before injection of Contrast Agent. (c) Subtraction (d) Result of MIP angiogra.

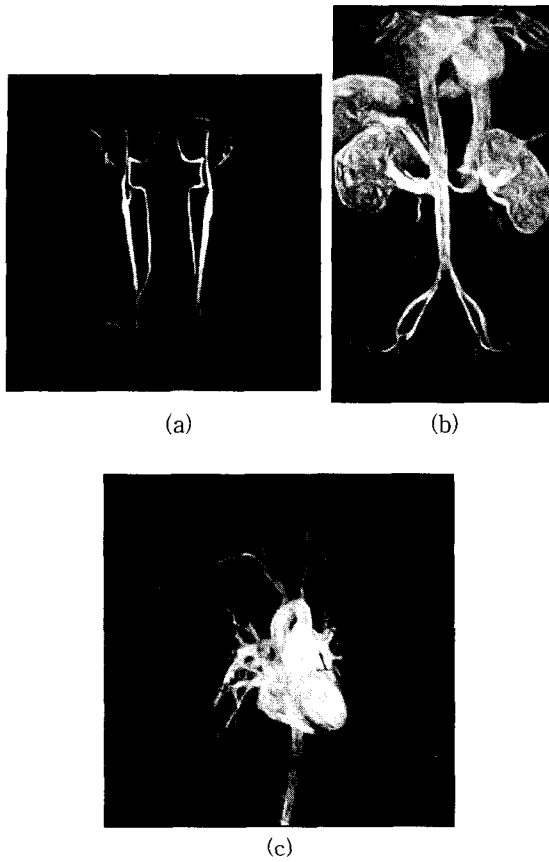


그림 10. 부위별 CE영상 (a) 경동맥 CE MRA (b) 신장 동맥 CE MRA (c) 폐 동맥 CE MRA
 Fig. 10. CE angiogram of each organ. (a) Carotid Artery CE MRA (b) Renal Artery CE MRA (c) Pulmonary Artery CE MRA.

(coronal) 단면 영상을 turbo-flash 시퀀스로 짧은 TR과 TE와 비교적 큰 숙임각의 RF를 이용하여 숨참음(breath hold) 시간동안 촬영한다. 조영제 투입시기와 조영제가 목표지점에 도달하는 시간이 있기 때문에 영상 시점을 결정하는 것이 중요하다.

시간적인 조영제의 확산과정을 보기 위하여 연속적인 촬영을 하기도 하며, 실시간으로 CE MRA를 하기 위하여 bolus tracking기법을 사용하기도 한다. 조영제 증강 방법으로 두개강의 혈관, 경동맥에 적용하여 고화질의 혈관 조영영상 뿐 아니라 종래에는 불가능하였던 <그림 9>와 같은 호흡기 계통, <그림 10>과 같은 신장동맥계통, 사지 혈관계통의 혈관 영상, 그리고 심혈관계통의 혈류 및 심근 영상을 뚜렷이 얻을 수 있어 임상적용의 범위를 획기적으로 넓혔다.

(4) 데이터 후처리 기법 소개

ZIP[GE용어]: 아래 <그림 11>처럼 부분획득(fraction acquisition)방법으로 획득한 K-space데이터 양쪽을 원하는 데이터 matrix 크기만큼 0(zero)으로 채워서 재구성하는 기법이다.K-space상에서 0를 채움으로 이미지 상에서는 0으로 채워진 만큼 원하는 크기의 이미지 영상이 확장되어 보간된 효과로 나타난다. 따라서 기존의 512x512 matrix 크기의 영상을 얻기 위하여 matrix전체를 채워서 얻는 방법보다 영상 scan time의 감소 효과가 있고 반면 256개의 matrix를 양쪽을 0으로 채워서 512영상을 만드는 것으로 256영상보다는 이미지 재구성면에서 향상된 이미지를 얻을 수 있다.그러나 주의해야 할 점은 기존의 256 원본 영상보다 약 70%정도로 신호대잡음비(SNR)측면에서 감소되는 점이 있고 0으로 채워지는 양이 너무 많아지면 truncation artifact를 유발 할 수 있다는 것이다.

MIP: 삼차원적 데이터를 2차원적인 평면상에서 표현

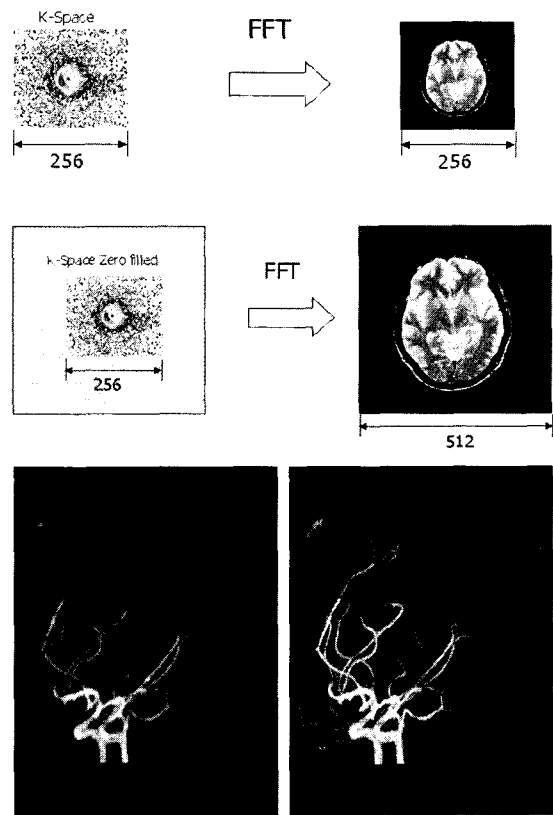


그림 11. Zero Filled Interpolation을 통한 분해능 향상
 Fig. 11. Improved resolution by using Zero Filled Interpolation.

하기 위해서는 어떠한 각도이던 원하는 각도에서 데이터를 표시할 수 있어야 한다. 밝은 혈관 신호를 강조하여 보여주기 위하여 최대신호투시법(Maximum Intensity Projection) 기법을 가장 많이 사용하고 있는데 이것을 <그림 12>에서 보는 바와 같이 MIP라고 한다^[9].

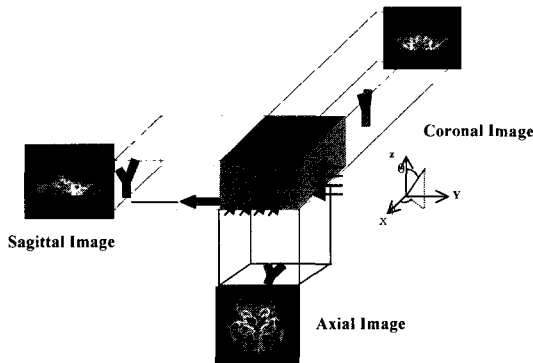


그림 12. 최대 신호 투시법의 원리
Fig. 12. Principle of MIP.

III. 결 론

자기공명 혈관 조영술은 기본적으로 인체에 비침습적이고, 인체의 거의 모든 부위의 혈관을 가시화할 수 있으며, 시스템성능향상에 따라 촬영시간도 대폭적으로 단축되었고 영상의 화질 또한 X-선 혈관 조영 영상에 필적하게 되었다. 또한 기법에 따라 혈관 속도와 컴퓨터 기술의 발전과 함께 영상 재구성 방법, 영상 표현 방법의 발전으로 자기 공명 혈관 영상을 다양한 방법으로 진단을 할 수 있게 되었다. 앞으로 자기공명 혈관 조영술은 혈관 질환 진단의 가장 중요한 도구로 사용되고 보편화 될 것으로 예상된다.

참 고 문 헌

[1] William G. Bradley, MD, PhD. Basic Flow Phenomena. MRI Clinics of North America vol.3, number 3, August 1995, 375-390.
[2] Gerhard A. Laub, PhD. Time of Flight Method of MR Angiography. MRI Clinics of North America vol.3, number 3, August 1995, 391-398.
[3] Parker DL, Yuan C, Blatter DD. MR

angiography by multiple thin slab 3D acquisition. Magn Reson Med 1991; 17; 434.
[4] Dennis Atkinson and Louis Teresi. Magnetic Resonance Angiography. Magnetic Resonance Quarterly VOL. 10, No. 3, 1994; 149-172.
[5] S. D. Wolff, J. Eng, R. S. Balaban, Magnetization transfer contrast: method for improving contrast in gradient-recalled-echo images. Radiology 179, 133-137, 1991.
[6] Dannis L. Parker, Henry R. Buswell, K. Craig Goodrich, Andrew L. Alexander, Nanette Keck, Jay S. Tsuruda. The Application of Magnetization Transfer to MR Angiography with Reduced Total Power. MRM 34:283-286, 1995.
[7] Dwight G. Nishimura, Albert Macovski, Tohn M. Pauly. Magnetic Resonance Angiography. IEEE Transactions on Medical Imaging, VOL. MI-5, NO3, September 1986, 140-151.
[8] Charles L. Dumoulin, PhD. Phase Contrast MR Angiography Techniques. MRI Clinics of NorthAmerica vol.3, number 3, August 1995, 399-411.
[9] Steven Schreiner, Rober L. Galloway, Jr..A Fast Maximum-Intensity Projection Algorithm for Generating Magnetic Resonance Angiograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, VOL. 12, NO.1, March 1993, 50-57

저자 소개



李潤(正會員)

1976년~1980년 : 고려대학교 이과대학 학사. 1980년~1982년 : 고려대학교 대학원 석사. 1982년~1990년 : Univ. 박사. 1986년~1989년 : Cornell Univ. Medical Center 연구원. 1990년~1991년 : 아산 생명과학연구소 선임연구원. 1991년~1995년 : 고려대학교 응용전자공학과 조교수. 1995년~2001년 : 고려대학교 전자 및 정보공학부 부교수. 2001년~현재 : 고려대학교 전자 및 정보공학부 교수

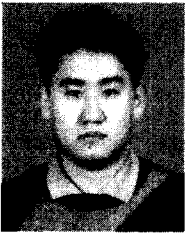


朴承勳(學生會員)

2002년 : 고려대학교 응용전자공학과 석사. 2003년~현재 : 고려대학교 의공학협동과정 석사3학기

金是昇(正會員)

1991년 : 고려대학교 응용전자공학 학사. 1998년 : 고려대학교의공학 협동과정 석사. 2000년 7월~현재 : 메디너스 MRI연구소에서 "1.5T MRI System" 개발 중.



崔廷丸(學生會員)

2002년 : 고려대학교 전자 및 정보공학과 학사. 2003년~현재 : 고려대학교 전자 및 정보전공 석사3학기



鄭性澤(正會員)

1992년 : KAIST 전기 및 전자공학과 학사. 1995년 : KAIST 정보 및 통신공학과 석사. 1998년 1월~2000년 : 4월. 메디슨 MRI사업부에서 "1.0T/3.0T MRI System" 개발. 2000년 : KAIST 전기 및 전자공학과 박사. 2000년 5월~현재 : 메디너스 MRI연구소에서 "1.5T MRI System" 개발 중.