

# 경사 윤곽의 고주파 펄스와 이중 투사법에 의한 Fourier 변환 동맥 혈관 촬영법의 성능 향상

정관진<sup>1</sup> · 김일영<sup>2</sup> · 이만우<sup>3</sup> · 이 윤<sup>4</sup>

Fourier 변환 동맥혈관 영상법(FTA)은 동맥혈류의 속도가 심장박동 주기와 동기화되어서 주기적으로 변화하는 사실에 착안하였다. Presaturation 기법에 의하여 정맥과 동맥을 분리하는 기존의 다른 혈관촬영법과는 본질적으로 다른 기술이다. 따라서 생체조직의 고주파(RF) 흡수정도가 낮으며, 굵은 혈관이나 역류 현상으로부터 발생할 수 있는 어두운 띠 모양의 허상이 나타나지 않는다. 더욱이 강한 경사자기장을 사용하지 않음으로써 강한 경사자기장에 수반되는 와류현상에 의한 허상까지도 줄일 수 있는 장점이 있다. 그러나 하나의 투사 영상을 얻고, 영상 영역 내에서 혈류 유입부와 출구부의 혈류포화 현상에 의하여 신호강도가 상이한 단점이 있다. 이러한 단점들은 최근의 기술적 발전으로 극복될 수 있다. 현대 자기공명영상장치의 고속 경사자기 변화 능력으로 반복시간(TR)의 변화 없이 FTA 시퀀스에 이중 투사법을 적용할 수 있었다. 경사 고주파 전자기파(Ramped RF) 펄스를 사용하여 유입부와 출구부에서 속입각을 달리하여 신호가 포화되는 정도를 줄여서 균일한 혈관신호를 얻을 수 있었다. 이중투사영상과 경사고주파 펄스를 사용하여 대퇴 동맥의 시상면과 관상면 투사영상을 동시에 얻고, 종래의 FTA 방식에 의한 영상보다 출구부의 혈관신호가 향상된 결과 영상을 얻을 수가 있었다.

## 서 론

혈관촬영술은 MRI 시스템의 성능 향상, 특히 능동차폐형 경사자기 코일(actively shielded gradient coil)의 개발에 따라 많은 발전이 이루어져 현재는 일상적으로 임상에 응용되고 있다(1, 2). 일반적으로 위상감지(phase sensitive), time-of-flight (TOF) 및 조영제(contrast agent)를 이용한 방법들이 사용되고 있으며 임상 내용과 부위 등에 따라 선택적으로 사용되어지고 있다. 본 논문은 MR angiography의 발전초기에 개발된 Fourier Transform Arteriography(FTA)가 갖는 장점들을 활용하고자, 최근 향상된 MRI system과 여러 기술들을 응용하여 개선하였다(3).

FTA는 동맥 내에서 피의 유속이 심장주기에 따라 변화하는

맥동성을 이용하여 한 심장주기 동안 각각 다른 시각에 얻어진 일련의 영상들을 시간 방향으로 Fourier transform을 통하여 스펙트럼 분해를 하면, 맥동흐름의 동맥피와 기타 조직들을 고조파(harmonic frequency)와 고정성분(stationary tissues)으로 분리시킬 수 있다. 동맥 영상은 고정성분을 뺀 나머지 고조파 성분의 영상들을 합하여 얻을 수 있다. 이 방법이 개발되던 때에는 능동차폐형 경사자기 코일이 개발되기 이전으로, 와전류(eddy current)가 가장 큰 문제였다. FTA는 경사자기계를 변화시키지 않으므로 와전류의 영향을 전혀 받지 않게 되어, 동맥에 비해 훨씬 큰 신호크기의 다른 조직들을 깨끗하게 제거할 수 있으므로 안정되게 동맥영상을 얻을 수 있음이 큰 특징이었다.

현재 유행하는 TOF 혈관촬영법과 비교하여 다음과 같은 장점들을 갖는다. (a) 동맥류의 맥동성에 의한 유속허상(flow artifacts)이 전혀 발생하지 않으며 (4), (b) 정맥을 제거하기 위한

대한자기공명과학회지 6:41-46(2002)

<sup>1</sup>한국과학기술원 뇌과학연구소 fMRI 연구실

<sup>2</sup>메디너스

<sup>3</sup>카이

<sup>4</sup>고려대학교 전자 및 정보공학부

이 연구는 보건복지부 정책과제에 의하여 이루어진 것임.

접 수 : 2001년 8월 10일, 채 택 : 2002년 3월 28일

통신저자 : 정관진, (306-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1 한국과학기술원 뇌과학연구소 fMRI 연구실

Tel. 82-42-869-8495 Fax. 82-42-869-8490 E-mail: kjjung@ee.kaist.ac.kr

## 정관진 외

전포화(presaturation) 과정이 불필요하므로 고주파 흡수(RF deposition) 즉 SAR(specific absorption rate)가 적으며, (c) 동맥 내 혈류의 역류나 동맥이 zig-zag 형태로 휘어졌을 때 전포화 RF 펄스가 만들 수 있는 어두운 띠 허상(dark band artifacts)이 없다 (5, 6). 또한, (d) TOF와는 달리 투사영상을 직접 얻기 때문에 전체적인 영상획득 시간이 매우 빠르다.

그러나, 기존의 FTA는 projection의 한 방향에 대해서만 동맥혈관 영상이 얻어지도록 구현되었기 때문에 입체적인 진단이 어려웠다. 또한, 영상구역의 전 영역을 장방형(rectangular) RF pulse를 사용하여 동일한 숙임각(flip angle)으로 포화(saturation)시켰기 때문에, 영상구역 입구 쪽의 동맥은 밝게 나오나 출구 쪽의 가는 동맥신호는 포화 되어 희미해지는 문제점이 있었다. 본 논문에서는 최근의 MRI system의 개선된 성능과 그 동안 개발된 혈관촬영법의 최신 기법들을 응용하여 FTA를 개선하였다.

## 이론 및 방법

### Fourier transform arteriography의 이론적 배경

Gradient echo sequence로 얻어진 혈관신호는 혈류 속도가 유기하는 위상이동과 유입신호 증강(inflow enhancement) 혹은 time-of-flight 효과에 의해 영향을 받는다 (1). 동맥 혈류속도는 심장주기에 동기되어 변하기 때문에 동맥에서의 혈류 흐름 효과는 심장주기 동안 데이터가 샘플되는 시각에 달려 있다. 만약 일련의 데이터 샘플링이 짧은 TR을 가지면서 규칙적인 펄스 시퀀스의 반복에 의해 각각의 심장주기에서 얻어진다면, 각각의 샘플된 데이터는 동맥에서 순간 혈류속도에 의해 영향을 받을 것이다. 여기서 샘플된 데이터들로부터 일련의 cine 영상  $f(n;r)$ 을 구성할 수 있다 (그림 1):

$$f(n;r), n=0, 1, \dots, N-1. \quad (1)$$

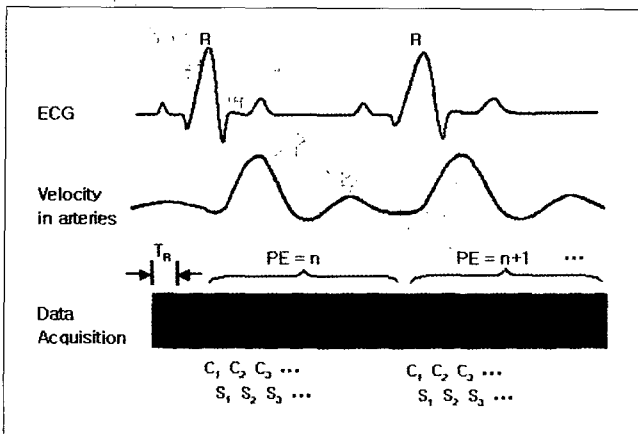


그림 1. ECG에 따른 혈류 속도 변화와 cine 영상. Cine 영상들은 retrospective gating에 의해 얻어진다.  $C_1, C_2$  등은 관상면 투사영상들을,  $S_1, S_2$  등은 시상면 투사영상에 해당하는 신호를 얻는 시각을 나타낸다.

$n$ 은 일 심장주기 동안의 데이터 샘플링 시간을 나타내고  $r$ 은 화소(pixel) 위치를 나타내는 공간위치 벡터이다.

Cine 영상  $f(n;r)$ 들은 시간에 종속적이고 독립적인 요소들로 분해할 수 있다:

$$f(n;r) = f_s(r) + f_v(n;r). \quad (2)$$

$f_s(r)$ 은 심장주기에 독립적으로 움직임이 없는 성분을 나타내고,  $f_v(n;r)$ 은 심장주기  $n$ 측 시간에 따른 변화 성분을 나타낸다. 동맥혈류 흐름의 맥동성(pulsatility)을 감안한다면,  $f_s(r)$ 은 정지한 조직이나 정맥에 해당하는 반면  $f_v(n;r)$ 은 동맥에 해당한다.

만약,  $\rho_s(r)$ 과  $\rho_v(r)$ 이 각각 정지한 조직과 동맥의 spin density라면,  $f_s(r)$ 과  $f_v(n;r)$ 은 각각

$$f_s(r) = C_s(r)\rho_s(r) \quad (3)$$

과

$$f_v(n;r) = C_v(n;r)\exp(-i\Phi_v(n;r))\rho_v(r) \quad (4)$$

로 나타낼 수 있다.  $C_s(r)$ 은 위상상쇄(dephasing)에 따른 감쇠 계수이고,  $C_v(n;r)$ 은 동맥 혈류 신호의 감쇠 계수로서 혈류 흐름의 증가와 속도를 가진 혈류 스핀들의 위상분산에 따른 신호 감소를 내포한다.  $\Phi_v(n;r)$ 은 영상 경사자장이 주어졌을 때 변동하는 혈류 속도에 의해 유도된 위상변화이다.

$f_s(r)$ 과  $f_v(n;r)$ 이  $n$ 값에 따른 변동 특성이 다르므로 스펙트럼 성분도 다르다. 각각의 공간 위치  $r$ 에서 영상  $f(n;r)$ 을 심장주기에 따른  $n$ 방향으로 Fourier 변환을 하게 되면 스펙트럼 영상  $F(k;r)$ 이 얻어진다:

$$F(k;r) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n;r)\exp(-i\frac{2\pi}{N}nk), \quad k = -\frac{N}{2}, \dots, -1, 0, 1, \dots, \left(\frac{N}{2}-1\right). \quad (5)$$

윗 식에서  $k$ 는 스펙트럼의 주파수를 나타낸다.

스펙트럼 영상  $F(k;r)$ 은 식 [1]-[5]로부터

$$\begin{aligned} F(k;r) &= \sum_{n=0}^{N-1} [f_s(r) + f_v(n;r)]\exp\left(-i\frac{2\pi}{N}nk\right) \\ &= N\rho_s(r)C_s(r)\delta(k) + \rho_v(r) \sum_{n=0}^{N-1} C_v(n;r)\exp[-i\Phi_v(n;r)]\exp\left(-i\frac{2\pi}{N}nk\right). \end{aligned} \quad (6)$$

이 해석의 흥미로운 점은 정지한 조직들은 dc(direct current) 성분으로 축적되고, 반면에 동맥은 고조파(harmonic) 성분들을 가진다. 그러므로, dc 성분  $F(0;r)$ 은 정지한 조직, 정맥 그리고 시간변화 동맥 혈류 신호의 평균값을 가질 것이다:

$$\begin{aligned} F(0;r) &= N\rho_s(r)C_s(r) + \rho_v(r) \sum_{n=0}^{N-1} C_v(n;r)\exp[-i\Phi_v(n;r)] \end{aligned}$$

$$= F_s(0:r) + F_b(0:r) \quad [7]$$

반면에, 모든 다른 고조파 성분들은 심장주기에 따라 동맥에서 주기적인 속도 변화의 다양한 스펙트럼 성분들에 상응한다:

$$F(k:r) = \rho_v(r) \sum_{n=0}^{N-1} C_v(n:r) \exp[-i\phi_v(n:r)] \exp(-i\frac{2\pi}{N}nk), k \neq 0. \quad [8]$$

스펙트럼 영상  $F(k:r)$ 의 크기를 구함으로서, 스펙트럼 크기 영상  $G(k:r)$ 을 얻는다:

$$G(k:r) = [F(k:r)], \quad k = -\frac{N}{2}, \dots, -1, 0, 1, \dots, (\frac{N}{2}-1). \quad [9]$$

dc 성분  $G(0:r)$ 를 제외한 고조파 성분 스펙트럼 크기 영상들의 합은 동맥영상  $U(r)$ 이다:

$$U(r) = \sum_{k=-\frac{N}{2}}^{-1} G(k:r) + \sum_{k=1}^{\frac{N}{2}-1} G(k:r) \quad [10]$$

**경사진 윤곽(ramped profile)의 고주파 펄스**

경사윤곽(ramped profile)을 갖는 고주파 펄스는 multi-slab 3D TOF 혈관촬영법에서 slab들의 경계면에서 핏줄의 대조도가 떨어지는 현상을 없애기 위해 도입된 방법이다 (8). 떨어지는 이유는 유입신호 증강(inflow enhancement) 효과가 s-slab의 입구보다 출구 쪽이 약하기 때문이다. 이를 해결하기 위하여 유입된 새로운 혈류가 입구에서 출구로 흘러 들어가면서 점진적으로 더 큰 숙임각을 받게 하는 경사진 형태의 고주파 펄스를 이용하였다.

원 FTA 방법에서는 비선택적 고주파펄스(non-selective RF pulse)를 사용하여 모든 slab에 대하여 균일한 숙임각을 갖도록 하였다. 이는 3D TOF angiography에서와 같은 효과로 slab 출구 쪽의 비교적 가는 혈관들이 지나치게 약하게 감지되는 단점을 보였다. 따라서, 경사윤곽의 고주파 펄스를 적용하면 이러한 단점을 보완할 수 있다. SLR algorithm을 사용하여 설계한 RF waveform과 profile을 그림 2에 보였다.

**이중투사영상(dual projection views)**

최근의 혈관촬영법들이 다면(multi-slice) 영상들을 얻은 다음에 maximum intensity projection(MIP)를 이용하여 특정 평면에 투사된 혈관조영 영상을 얻는데 반하여, FTA에서는 신호를 얻을 때부터 투사된 영상을 얻는다. 기존의 FTA는 한 평면

으로만 투사된 영상만을 획득하였지만, 본 논문에서는 두 개의 수직인 평면들에 투사된 영상들을 획득 할 수 있다 (그림 3). 즉, readout gradient는 한 축에 고정하고, phase encoding 방향의 경사자계 축과 투사방향 축들을 교대함으로써 자기 수직인 평면들에 투사시킬 수 있다.

기존의 FTA에서는 spoiled gradient echo를 사용하였으나, 이중투사법에서는 refocused gradient echo를 사용하였다. 이는 phase encoding 경사자계 방향과 투사방향의 경사자계가 가해지는 축들이 교대되기 때문에 인접한 두개의 gradient echo들이 정상상태(steady state)를 유지하지 못함으로 인하여 유발될 수 있는 허상을 방지하기 위한 방법이다. 즉, 각각의 투사 시퀀스

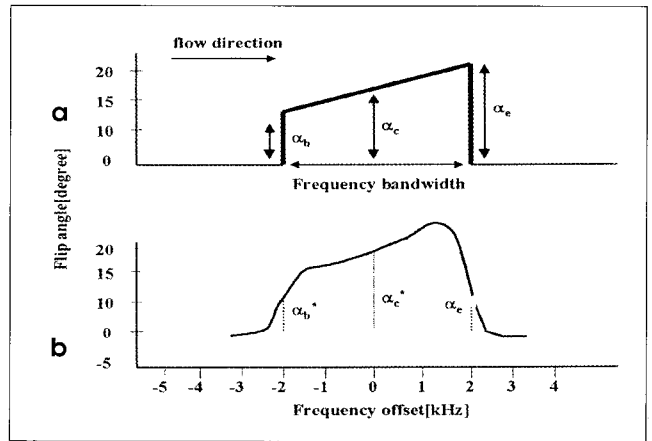


그림 2. 경사윤곽의 고주파 펄스 (ramped RF pulse). 경사윤곽의 (a) 이상적인 형태와 (b) minimum phase SLR RF pulse의 computer 모의실험 결과이다.  $\alpha_b$ ,  $\alpha_c$ , 그리고  $\alpha_e$ 는 자기 경사의 시작, 중간, 그리고 끝 점에서의 숙임각을 나타낸다.

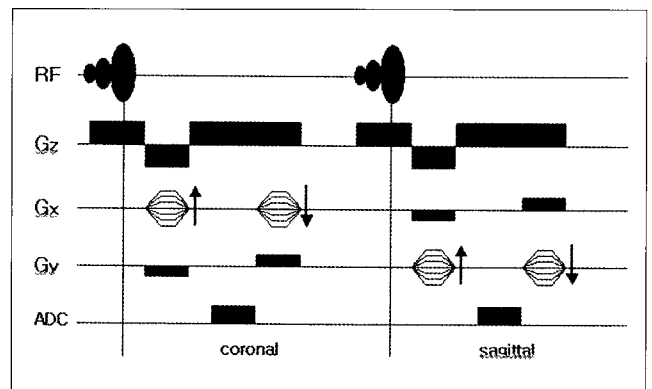


그림 3. Pulse sequence for dual projected FTA. 왼쪽 부분이 관상면 투사이며 오른쪽 부분이 시상면 투사이다. 기본적으로 정상상태의(steady state) gradient echo sequence이다. 각각의 투사부분에서 투사축인 y축 및 x축에는 약한 경사자계를 가해서 투사축 위상상쇄(projection dephasing) 효과를 주었다.

**정관진 외**

에서 경사자계의 모멘트의 합을 영으로 해 줌으로서 정상상태를 유지해 주기 위함이다 (9).

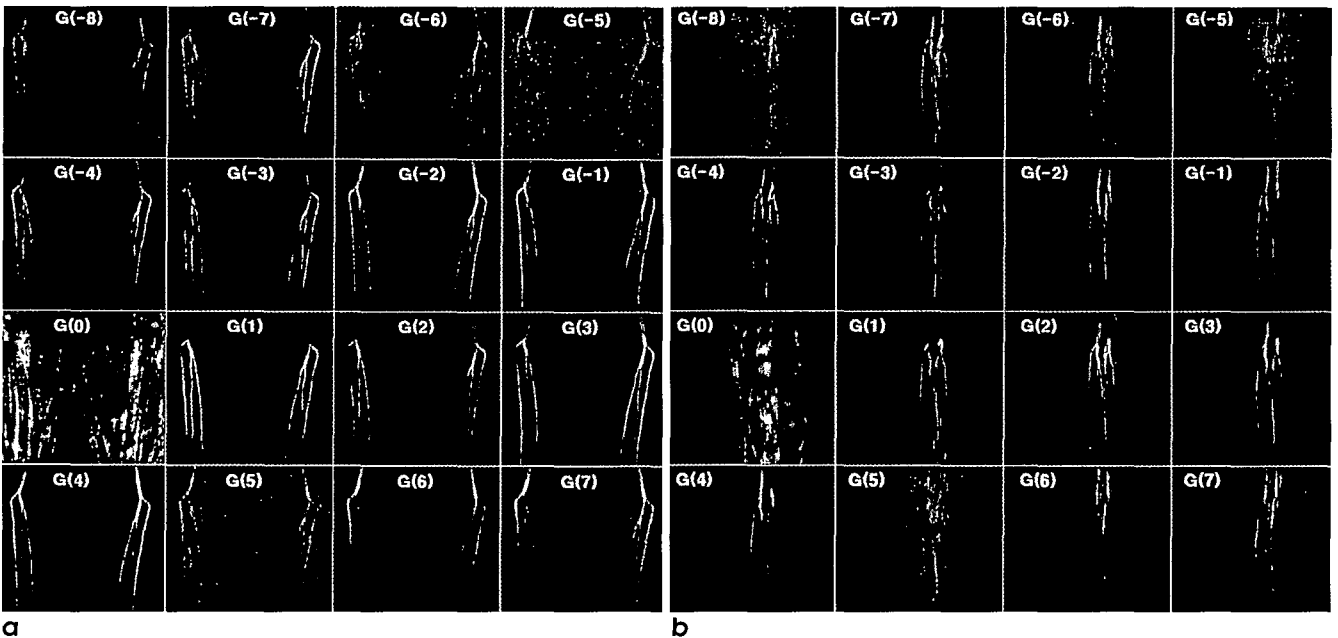
**실험 결과**

실험은 (주)메디너스의 Magnum 1.0T를 사용하였다 (www.medinus.co.kr). 새장형 head coil을 사용하여 다리를 넣고 대퇴동맥 부위를 촬영하였다. Retrospective gating이 일반적이거나 본 실험에 사용된 장비가 이를 지원하지 않아서 cardiac gating을 사용하여 (Biosys Co., model SE103) 영상을 얻은 다음, 처음 4 장의 영상을 건너 뛰어서 steady state 상태

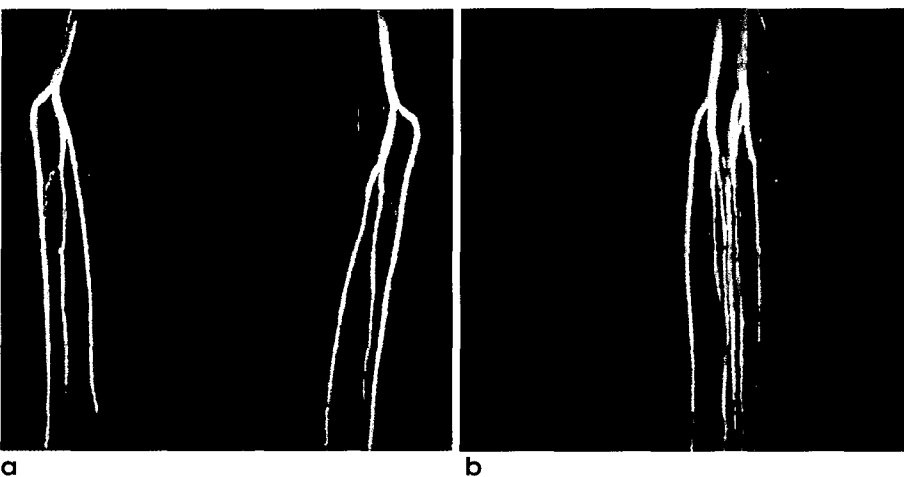
의 신호들을 사용하여 cine 영상을 구성 하였다 (11). 따라서 retrospective gating의 경우보다는 data 획득 시간이 약 2배 정도 길어졌으나, 본 논문의 효과를 보는 데는 영향이 없었다.

다리 동맥의 혈류 방향이 주자기장의 축 방향인 z축과 일치하므로 pulse sequence에서는 readout 경사자장( $G_z$ )을 projection view에 관계 없이 일정하게 z축으로 가하였다. 영상을 얻는 slab도 flow 방향, 즉 z 방향으로 slice selection gradient가 가해졌다 (그림 3).

경사운곽을 가진 고주파 펄스를 사용하였으며, 중심각도를  $30^\circ$ 로 하고 slope의 경사율을 3으로 하여, slab을  $15^\circ$ 에서  $45^\circ$ 의 경사운곽을 갖도록 하였다. 이는 여러 중심각도 및 경사율에



**그림 4.** 주파수 성분(Spectral component) 영상들: (a) 관상면과 (b) 시상면. 각각에서  $G(0)$ 가 dc 성분이고  $G(k \neq 0)$ 가 고조파 성분을 나타낸다.



**그림 5.** 대퇴동맥의 혈관 영상들: (a) 관상면과 (b) 시상면 투시영상. 각각의 동맥영상은 그림. 4의 주파수 성분 영상들의 고조파 성분들 중에서 저주파 부분만을 합하여 얻어졌다.

대해 실험을 반복 수행하면서 가장 결과가 좋은 조합을 택하였다. 기타 실험 조건들은 RF bandwidth=3.3 kHz, TE=12 ms, TR=30 ms, slab thickness=240 mm, 그리고 FOV=240 mm이었다.

자원자의 평균 심장 박동수는 71 bpm이었고 각각의 projection별로 16장의 영상을 얻었다. 이들을 수식 [5]에 따라 Fourier 변환을 적용하여 각기 16 장의 spectral component 영상들을 구했으며 그 결과를 그림 4에 보였다. 기대했던 대로, 각 projection별로 dc 성분에, 즉  $G(0)$ 에 stationary tissue와 vein들이 골라졌으며, 우리가 원하는 동맥 성분들은 고주파 영상들  $k \neq 0$ 의 영상들에 분포되어 있다. 상대적으로 높은 주파수 성분, 즉  $k=-8, -7, -6, -5, 5, 6,$  and  $7$ 에는 핏줄 정보보다도 noise 성분이 크게 나와 있다. 따라서 각기 낮은 주파수, 즉  $k=-4, -3, -2, -1, 1, 2, 3,$  and  $4$ 에 해당하는 8개의 영상들을 수식 [10]을 적용하여 arteriogram들을 얻을 수 있었다 (그림 5). 높은 주파수, 즉  $k=-8, -7, -6, -5, 5, 6,$  and  $7$ 에 몰려 있는 noise들을 제외시킴으로서 noise filtering 효과도 함께 얻어졌다.

### 논의 및 결론

기존 FTA 방법의 장점을 유지하면서 현대 MRI 영상장치의 성능과 최근 혈관촬영법의 기술들을 응용하여 FTA를 개선하였다. 혈류 진행 방향에 대해 선형적으로 1:3 비율로 증가하는 속임각을 가진 경사윤곽 고주파 펄스를 이용하여 혈류가 들어오는 시점에서 영상의 slab 끝까지 대조도가 향상된 영상을 얻을 수 있었다. 또한, 2개의 투사면을 scan time의 증가 없이 한꺼번에 얻으므로써 입체적인 진단을 하는데 도움을 주었다.

TOF 혈관촬영법으로 대퇴동맥(femoral artery)을 영상화하는데 십 여분이 소요되는데 비하여, 약 4분 이내에 대퇴동맥의 전면과 측면 영상을 동시에 얻을 수 있었다. Retrospective gating을 원래대로 지원하는 시스템에서는 2분 내에 얻을 수도 있으므로 3D TOF 혈관촬영법을 시행하기 이전에 quick scan으로 현재 많이 사용되는 위상대조 혈관촬영법(phase contrast angiography)을 대신하여 사용될 수도 있겠다.

나아가서 spectral 분석은 혈류의 여러 성분을 분석적으로 나타내주므로 임상적으로 새로운 정보를 제공할 수 있겠다. 이를 위한 임상적 연구도 계획 중이다. 다만, FTA는 cine 영상을 얻기 위해서 ECG를 설치 하여야 하는데 이는 finger pulse oximeter를 사용하면 환자의 편의성을 높이고 경사자계펄스와 ECG와의 간섭도 피할 수 있으므로 크게 단점이 되지는 않으리라 생각한다.

결론적으로 현재 임상적으로 주로 활용되는 TOF angiography에 비하여 장점으로는

- 정맥의 자연적인 제저로 추가적인 고주파 펄스를 사용하지 않으므로 SAR가 훨씬 적게 들어가며,
- 심장 주기에 따른 역류 현상에 의하여 생길 수 있는 락슨

이 없으며 (12),

- 혈류의 와류 등에 의한 유속 훼손에 의하여 stenosis 등이 실제보다 과대하게 진단되는 현상이 없으며,
- 각각의 단면들을 연결하는데 따르는 혈관 벽을 따라서 생기는 계단 현상이 없고,
- 비교적 짧은 시간에 투사된 혈관영상을 얻을 수 있으며,
- 기존의 FTA 보다는 더 넓은 영역에서 가는 혈관까지를 촬영하면서, 동시에 수직된 2 방향의 투사된 혈관영상을 얻을 수 있어 입체적인 진단이 가능하다.
- 아울러 MIP가 별도로 필요가 없으며,
- 고주파 성분의 분석에 따라서 여러 혈류 형태에 따른 고유한 진단 방법의 개발이 기대되어 질 수 있겠다.

반면에 단점으로는

- Cardiac 정보를 필요로 하며,
- Retrospective gating이 가능한 system 구성이어야 하면서,
- Spectral 분석과 결과 영상의 재 조합을 하여야 한다.

현대의 MRI system의 발전으로 보아 상기의 단점들은 쉽게 극복될 수 있다. 따라서 기존의 다른 방법들과 함께 상호 보완적으로 임상에서 응용되어질 수 있겠다.

### 감사의 글

본 연구는 보건복지부의 선도기술·의료공학기술 개발사업의 (HMP-98-G-1-028) 지원으로 수행되었다.

### 참 고 문 헌

1. Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R., Venkatesan R., Magnetic resonance imaging physical principles and sequence design, Wiley-Liss 1999; Ch. 7
2. Anderson C.M., Edelman R.R., Turski P.A., Clinical magnetic resonance angiography, Raven Press, New York, 1993
3. Cho Z.H., Jung K.J., Ro Y.M., MR Fourier transform arteriography using spectral decomposition, Magn. Reson. Med. 1990; 6:226-237
4. Haacke E.M., Patrick J.L., Reducing motion artifacts in two-dimensional Fourier transform imaging, Magn. Reson. Imag. 1986;4:359
5. Kaufman J.A., McCarter D., Geller S.C., Waltman A.C., Two-dimensional time-of-flight MR angiography of the lower extremities: artifacts and pitfalls, Am. J. Roen. 1998; 171:129-135
6. Jung K.J., Lee J.K., Chung S.T., Artifacts due to reverse flow in the artery and their correction in TOF angiography with pre-saturation of the vein, Abstract in Int. Soc. Magn. Reson. Med. 2000;p. 1826
7. Wang Y., Weber D.M., Korosec F.R., Mistretta C.A., Grist T.M., Swan J.S., Turski P.A., Generalized matched filtering for time-resolved MR angiography of pulsatile flow, Magn. Reson. Med. 1993;30:600-608
8. Haacke E.M., Masaryk T.J., et. al, Optimizing blood vessel contrast in fast three-dimensional MRI, Magn. Reson. Med.

## 정관진 외

- 1990;14:202
9. Gao J.H., Holland S.K., Gore J.C., Nuclear magnetic resonance signal from flowing nuclei in rapid imaging using gradient echoes, *Med. Phys.* 1998;15:809
10. Dumoulin C.L., Hart H.R., Jr., Magnetic resonance angiography, *Radiology*, 1986;161:717
11. Glover G. H. and Pelc N. J. A rapid-gated cine MRI technique. *Magn. Reson. Annual*, 1998;229
12. Jung K.J., Lee J.K., Kim S.K., and Park S.H. Artifacts due to Retrograde Flow in the Artery and Their Elimination in 2D TOF MR Angiography. *대한자기공명의과학회지*, 2001;5:38-42

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 6:41-46(2002)

# Improvement of Fourier Transform Arteriography by Use of Ramped RF Profile and Dual Projections

KJ Jung<sup>1</sup>, IY Kim<sup>2</sup>, MW Lee<sup>3</sup>, Y Yi<sup>4</sup>,

<sup>1</sup>*MRI Lab., Brain Science Research Center, KAIST*

<sup>2</sup>*Medinus Co*

<sup>3</sup>*Chi Inc*

<sup>4</sup>*Department of Electronics & Information Engineering, Korea University*

The Fourier transform arteriography (FTA) exploits the periodic variation of arterial flow velocity of arterial flow velocity in stnchronized with cardiac cycles. This technique is intrinsically unique compared to other modern techniques. This technique separates the arteries from the veins using the pulsatile arterial flow without using the presaturation RF pulses. Therefore, it has less RF deposition and is free from the dark band artifacts that can arise from retrograde flow and curved arteries. Furthermore, it is free from the artifacts induced by eddy currents. However, there are some drawbacks such as a single projection view and the saturation of arteries at the end of an imaging slab. These drawbacks are circumvented by applying recently developed techniques. The fast gradient switching capability of modern MRI systems enabled us to incorporate dual projection views into the conventional FTA sequence without increasing the repetition time. In addition, signals from the distal arteries were enhanced by use of a ramped RF pulse and therefore the distal arteries were less saturated. By use of the FTA sequence with dual projection views and the ramped RF pulse, we acquired the sagittal and coronal projection views of femoral arteriograms simultaneously with more enhanced signals of distal arteries than the conventional FTA.

**Index words :** Angiography  
Arterioraphy  
Fourier transform  
Ramped RF

Address reprint requests to : K.J. Jung, Brain Science Research Center, Department of Electrical Engineering and Computer Science, KAIST, Daejeon 305-701, Korea.  
Tel. 82-42-869-8495, 4374 Fax. 82-2-476-8490 E-mail: kjjung@ee.kaist.ac.kr