

고속 Burst 영상법 - pulse sequence 중심으로

강 호 경 · 노 용 만

서 론

Magnetic Resonance Imaging(MRI)은 강력한 자력이 가해진 상태에서 발생하는 핵자기공명이라는 물리적현상을 응용하여 개발된 진단용 첨단의학 기계 또는 그 기계로 만든 영상을 말한다.

MRI는 기존의 X-ray, CT에 비교해서 여러 영상변수를 가진다. 이러한 영상변수인 T1, T2 이완 시간에 의하여 각기 다른 신호로 정보를 얻을 수 있다. 또 MRI의 장점은 비 침습성 검사이므로 환자에게 고통을 주지 않으며, 조영제 없이 조직을 양질의 대조도로 묘사할 수 있고 CT 영상에 비해 조직간의 대조가 우수하며, 검사자의 조작에 의해 다양한 각도에서 다양한 영상을 얻을 수 있다.

그러나 단점으로는 장비가 고가이므로 검사료가 비싸고, 촬영 시간이 오래 걸리는 점을 들 수 있다. 또한 강한 자기장을 이용하기 때문에 각종 자성체 또는 전자장치를 부착한 환자는 검사할 수 없고, 검사공간이 협소하여 중환자나 응급환자, 폐쇄 공포증이 심한 환자는 검사하기 어려운 단점이 있다.

촬영시간이 길어지는 이유는 하나의 영상을 구성하는 신호를 수집하기 위해 신호 수집을 여러 번 반복해야 하는데, T1 이완시간 때문에 이 반복주기를 짧게 하기 어려운 것 때문이다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 제안된 방법이 EPI(Echo Planar Imaging) (4-6)등이 있다. 이 방법을 사용하면 K 영역에서 한번에 여러 개의 Line에 대한 데이터를 얻을 수 있다. 비슷한 방법으로 버스트 펄스 Sequence를 이용한 방법이 많이 연구되어 왔다. 대표적으로는 DUFIS (DANTE UltraFast Imaging Sequence)나 OUFIS (Optimized UltraFast Imaging sequence)등이 있다(1-3). 이것은 EPI 영상법등에서 경사자계의 빠른 스위칭으로 K 영역의 여러 개의 Line의 데이터를 동시에 얻는 대신 한번에 여러 개의 RF 펄스를 순간적으로 가하고 스핀 에코 영상법을 이용하여 여러 개의 에코신호를 동시에 얻기 때문에 빠른 경사자계 스위칭이 필요하지 않아 기존의 MRI에서

도 구현이 가능하다.

그러나 이러한 장점에도 불구하고 T2 이 감소에 의하여 버스트 펄스열의 시간이 제한됨에 따라 픽셀에서 얻어지는 부분에 제한이 생긴다. 그로 인하여 각 픽셀에서 스핀의 단편만을 얻기 때문에 낮은 Signal to Noise Ratio(SNR)를 가지게 된다(보통 MR 영상의 1% 미만). 이러한 낮은 SNR이 보통 버스트 펄스의 단점이다. 따라서 이러한 낮은 SNR을 보상하기 위하여 버스트 펄스열에 변조를 하여 물체에 다 많은 스핀을 자극시키게 한다. 요즘에 모든 물체에 최대한 자극을 주기 위하여 위상 변조가 확장되어 사용되고 또 최적화 되었다(9).

이 논문에서는 버스트 펄스의 주파수 스위핑을 통하여 픽셀의 정보 취득을 향상시키는 방법을 제안하고자 한다.

K - 영역 데이터 수집

영상 단면 선택은 외부에서 경사 자계와 동시에 RF 펄스를 가하여 영상화 하고자 하는 부분을 선택하는 방법을 사용한다. 외부에서 인체에 경사 자계를 걸어주게 되면 인체 내의 자계는 기울기를 가지게 되는데, 이러한 자계의 기울기는 Larmor Frequency를 나타내는 식1에 의해 결국 그림1과 같이 주파수의 기울기가 존재하는 것으로 생각할 수 있다.

$$\omega_0 = -\gamma H_0 \quad (1)$$

여기서 입력 신호 H, 주파수 ω , γ gyromagnetic ratio를 나타낸다.

그림1에서와 같이 경사 자계를 걸어서 위치에 따라 주파수가 기울기를 갖도록 하면, 외부에서 일정한 주파수를 갖는 RF 펄스를 방사하여 인체 내의 특정부분을 선택할 수 있게 된다. 즉 영상화 하고자 하는 부분의 주파수 대역폭을 갖는 RF 펄스를 방사하여 그 부분 안의 스핀들이 자기 공명을 일으켜 응답신호를 얻게 되므로 선택된 단면만의 영상을 구성할 수 있게 된다.

이러한 응답신호를 효과적으로 모으기 위해 Spin echo 방법을 주로 사용한다(8).

대한자기공명의과학회지 3:13-19(1999)

한국정보통신대학원 통신공학부

접 수 : 1999년 1월 3일, 채 택 : 99년 3월 10일

통신저자 : 노용만 대전광역시 유성구 사서함 77번 한국정보통신대학원 통신공학부

Tel. 82-42-866-6129 Fax. 82-42-866-6110

강호경 의

Spin echo 방법이란 공명신호를 얻기 위해 90°의 Filp angle을 주는 RF 펄스를 가한 후 Transeverse 방향의 자화들이 각기 다른 위상을 갖기 때문에 신호가 감쇄할 때 다시 180°의 Filp angle을 갖는 RF 펄스를 가해 주면 그림2와 같은 Spin echo 현상이 발생되어 큰 신호의 응답을 얻을 수 있다. 다음의 그림3은 Spin echo 방법을 사용하여 Data를 Sampling하기 위하여 경사 자계와 RF 펄스를 가하는 과정을 설명한 것이다.

그러나 위에서 설명한 Spin echo 방법을 사용하여 영상을 얻기 위한 data를 수집하는 것은 한번에 Spin echo에서 K 영역의 한 줄에 대한 데이터를 얻게 되는 것이므로, 얻고자 하는 영상의 격자 크기가 256×256 이라면 위와 같은 과정을 256번 되풀이 하여야 하므로 하나의 2차원 영상을 얻기 위해서는 많은 시간이 요구된다.

그래서 데이터 수집 시간을 줄이기 위해 사용하는 방법의 하나가 K 영역에서 Multiple line를 한번의 고주파 펄스 여기로 수

집하는 것이다. 즉 그림4에서와 같이 Line 내의 여러 줄을 한번에 수집할 수 있다면 그만큼 데이터를 수집하는데 걸리는 시간을 줄일 수 있게 된다. 참고로 실험에 사용된 버스트 Imaging에서는 한번에 16개의 Line을 한번에 수집한다.

그리고 그림5에는 Multiple line를 수집하기위해 RF 펄스를 가하는 과정을 나타낸 것이다. 이 그림에서 보면 Multiple 수집을 하기 위해 특이한 RF 펄스 Sequence를 사용하였는데, 이것이 다음에 설명할 버스트 펄스 Sequence이다(1-3).

실제로 1.0T에 구현된 버스트 영상 Sequence는 그림 5와 같이, 90도 펄스로 버스트를 구현하였으며 180도 펄스는 sinc 펄스를 사용하였다. Interlace 방식을 사용 하여 한번에 버스트 펄스로 K 영역상에서 1에 해당하는 곳의 Data를 수집하고 Gy의 Step에 따라서 그 다음의 Data를 수집한다.

Burst Pulse Sequence.

빠른 MRI영상을 얻기 위해 사용되는 버스트 펄스는 그림6의

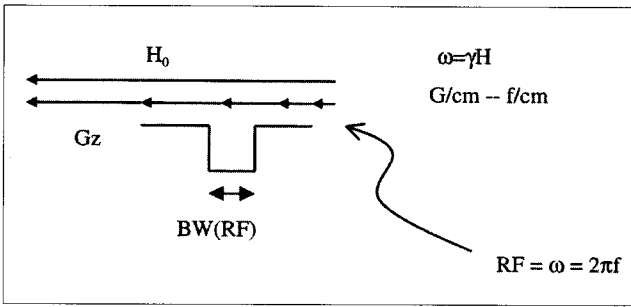


그림 1. line 수집개념도

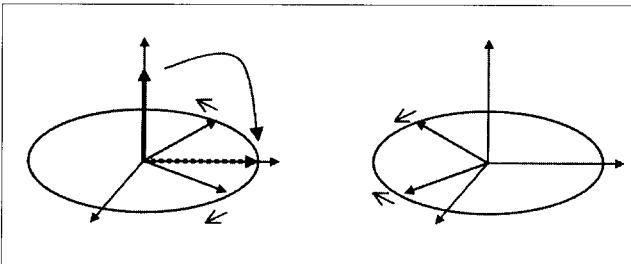


그림 2. Spin-echo가 일어나는 과정

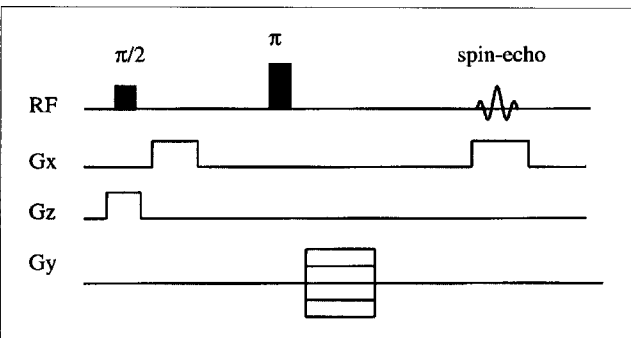


그림 3. Spin-echo 방법을 이용한 data collection

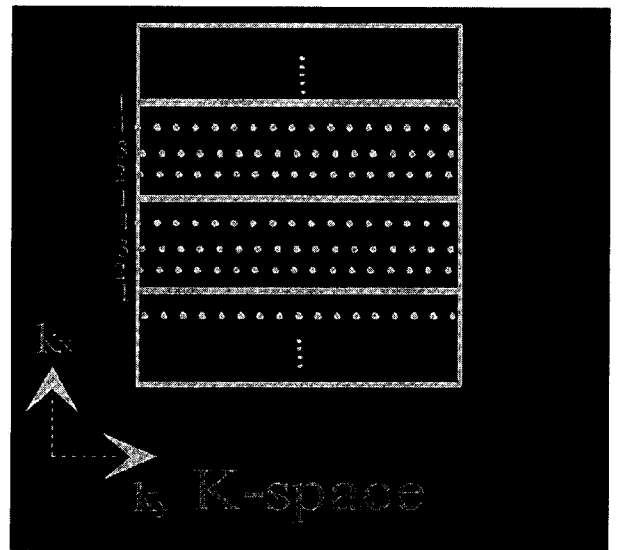


그림 4. K영역에서 Multiple line 수집

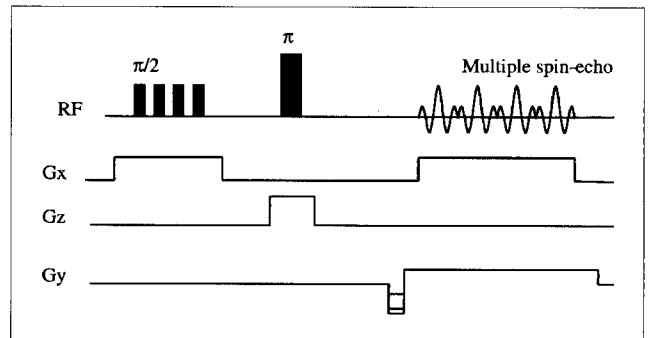


그림 5. Multiple Spin-echo 방법을 이용한 data collection

RF 펄스와 같이 일정한 간격을 갖는 펄스의 묶음을 말한다.

여기서 보이듯이 전통적인 스핀에코에서 하나의 RF 펄스를 펄스열로 대체한 것이다. 그 뒤에 180도 RF 펄스, Reading 경사자계, Slide selection 경사자계는 스핀에코와 같다. 한 버스트 펄스는 그림 6에서 보이듯이 τ 라는 시간 간격을 두고 있는 RF 펄스의 열로 구성되어 있다. 작은 Flip angle이라는 가정에서 버스트 펄스의 푸리에 변환은 주파수나 이미지에서 $1/\tau$ 떨어진

진 sinc 함수의 열이다. 그림 8에서 W 사이의 잘려진 펄스열은 이미지 차원에서 $2/W$ 의 간격을 가지는 sinc함수들의 열로 표시된다. 펄스열의 전체적인 모양의 푸리에 변환인 이러한 sinc

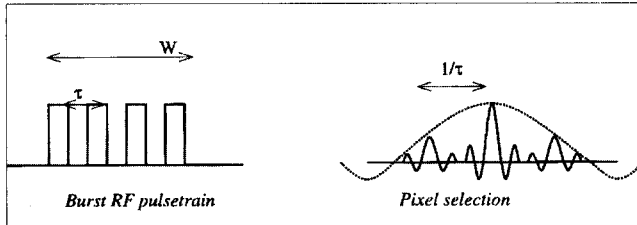


그림 6. 버스트 펄스 신호의 픽셀 profile

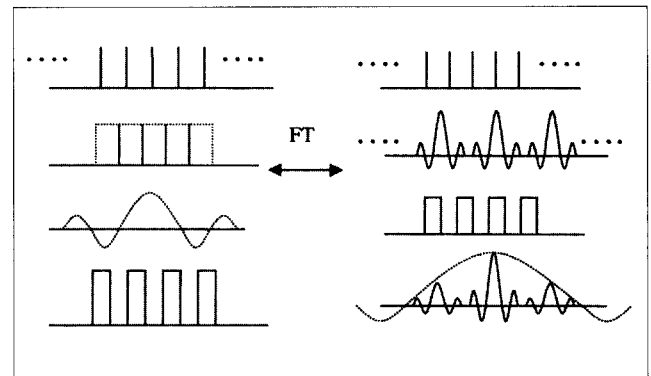


그림 7. Pulse Sequence and Fourier Transform

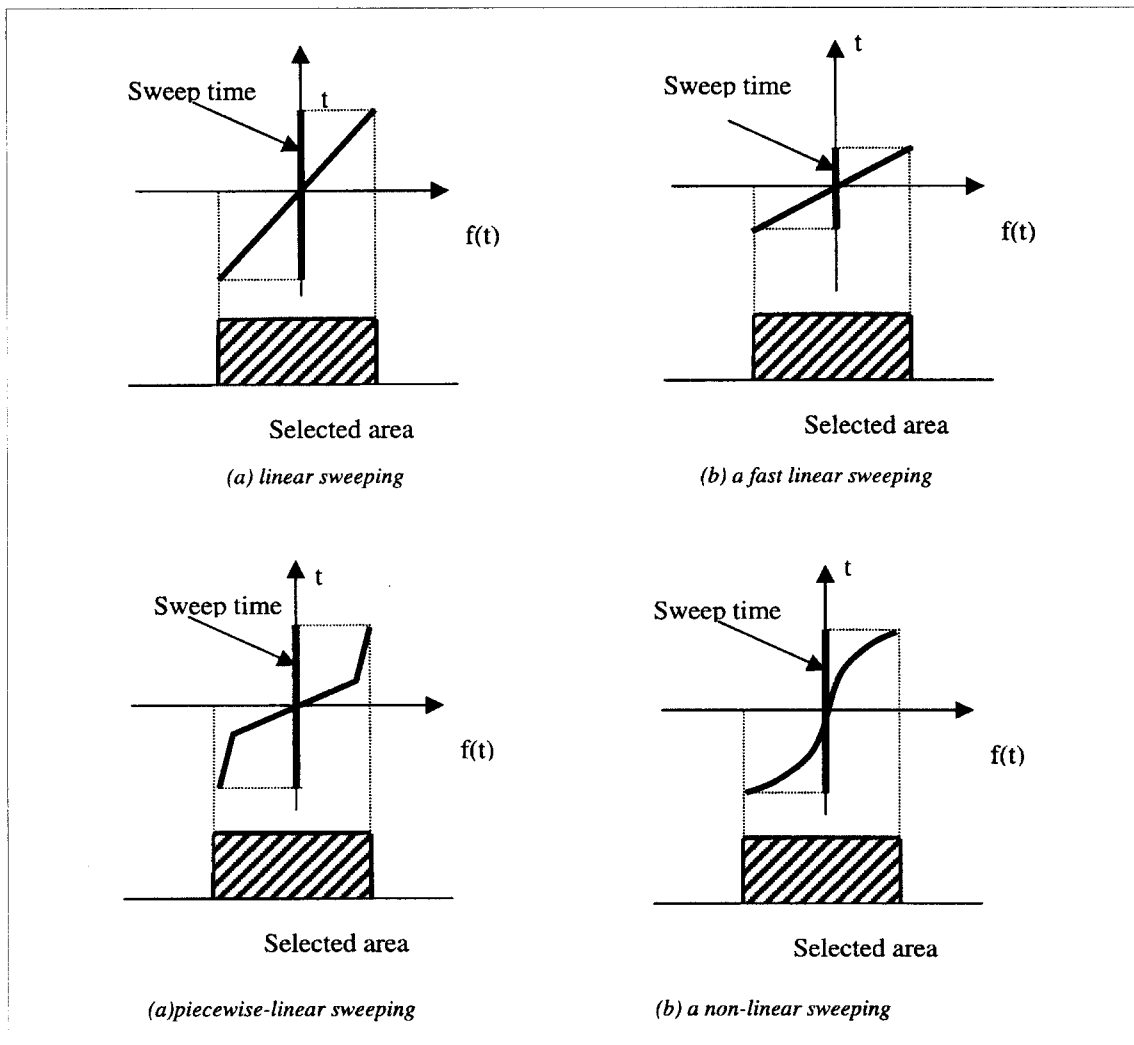


그림 8. Relationships between selected pixel and frequency sweeping

강호경 의

결과들은 이 경우 Rectangular 함수가 된다.

여기서 버스트 RF 펄스열은 두 함수로 생성된다.

$$s_t(t) \cdot w(t), \tag{2}$$

$s(t)$ 는 펄스의 간격인 τ 을 정의하며 $w(t)$ 는 펄스열의 전체 모양을 결정한다. 한 예로 원래의 버스트 신호의 경우 $w(t)$ 는 Rectangular 함수가 된다. 주파수나 이미지 차원에서 보면 물체에서 수집되는 스핀들은 식 2의 푸리에 변환이 된다. 즉 버스트 펄스열에서 한 펄스의 푸리에 변환은 수집되는 신호들의 전체적인 모양을 결정하게 된다. 또 버스트 펄스열 전체 모양의 푸리에 변환은 한 픽셀의 수집되는 함수를 나타내게 된다. 결과적으로 이미지 차원에서 보면 픽셀의 수집되는 모양(profile)은 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$profile(f) = \mathcal{F}\{s_t(t) \cdot w(t)\} = S_{\frac{1}{\tau}}(f) * W(f) \tag{3}$$

여기서 * 은 Convolution 이고 $W(f)$ 는 이미지 차원에서의 한 픽셀의 모양이다. 보통의 버스트 펄스에서 RF 펄스열인 $w(t)$ 의 모양이 Rectangular 함수임으로 $W(f)$ 는 sinc형의 모양을 가지게 된다. 따라서 자극받은 픽셀의 스핀은 작은 부분만을 나타내게 됨으로 신호의 민감도가 떨어지게 된다(그림7참조). 우리가 원하는 Line 수집의 형태는 물체의 전체 범위를 포함하면서도 SNR이 높은 신호를 얻는 것이다. 그런데 Normal 버스트 펄스는 Rectangular function 형태의 펄스 Train은 수집은 영역이 sinc 함수이기 때문에 작게 되고 결과적으로 SNR이 낮은 신호를 얻게 된다. 그리고 Echo train에서의 Magnitude가 Uniform하지 않기 때문에 Fast MR Imaging에 사용하기는 적합하지 않다. 이러한 문제를 해결하기 위한 방법으로 Frequency modulation 방법이 있다. FM function을 이용하여 물체를 수집하게 되면 펄스의 크기를 이용하는 것이 아니라, Frequency sweeping을 이용하는 것이므로 FM 펄스의 크기는 Uniform 하게 된다. 그림8에 이러한

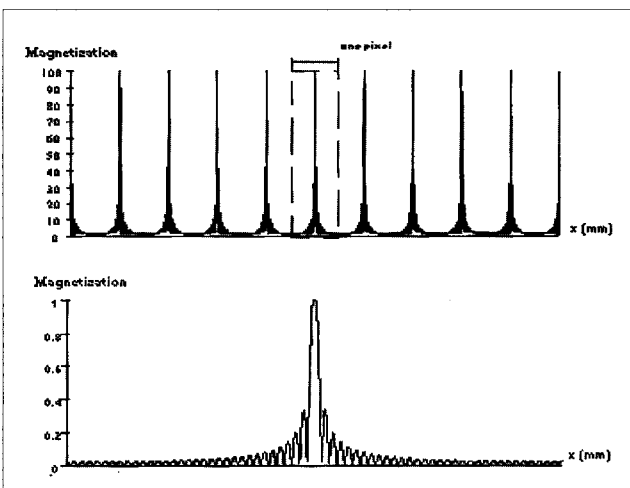


그림 9. Burst pluse의 픽셀 선택 분포.

Frequency sweeping과 Line 수집의 관계를 나타내었다.

MRI에서 물체에서 픽셀이 수집되어지는 것은 RF 펄스의 푸리에 변환이라 할 수 있다. 따라서 RF 펄스의 진폭변조(AM: Amplitude Modulation) 뿐만아니라 주파수변조(FM: Frequency Modulation)를 통하여 수집하는 것을 바꿀 수 있다. 주파수 스위핑을 이용하면 픽셀의 윤곽은 주파수 대역, 스위핑 주파수, 스위핑율에 의하여 결정된다. 더욱이 FM변조를 하면 버스트 펄스열에서 각 Echo 신호는 동일한 크기를 가진다. 보통의 FM 함수는 다음과 같다.

$$R(t) = A \exp\left[i \int \pi a t dt\right] = A \exp[i\pi a t] \tag{4}$$

여기서 at 는 주파수 스위핑 함수이고 A 는 상수이다. 그림 8은 선형과 비선형 스위핑과 주파수 영역에서 수집되는 모양을 나타낸다. 그림에서 보면 주파수 스위핑 함수 $f(t)$ 에 의하여 이미지의 영역이 선택되어 진다. 그림에서 보면 3(a)와 3(b)는 선형 주파수 스위핑 함수를 가지고 있고 3(c), 3(d)는 같은 픽셀이 다른 스위핑 함수에 의하여 수집되어 진다.

선형 주파수 스위핑에서 RF 펄스는 하나의 스위핑 속도 α 을 가지고 t 의 구간에서 선형적인 스위핑을 한다. 주파수 속도인 α 는 BW/t_s 로 결정되는데 BW 는 주파수 대역이고 t_s 는 RF 스위핑 시간이다. 따라서 at_s Hz의 두께를 가지는 사각형 모양의 윤곽이 그림 10에서 오른쪽부분의 선택 부분을 표시한다. 그림 11에서는 FM 버스트 펄스열의 모양과 그것에 의하여 선택된 픽셀의 사각형 모양의 윤곽을 나타낸다. FM 버스트 펄스는 모든 픽셀이 X 방향으로 $1/\tau = at_s$ 라는 대역을 가지고 있다. 그리고 FM 버스트 펄스는 같은 크기를 가지고 있으므로 echo 신호의 열이 같은 크기를 가지게 한다.

픽셀이 주파수 스위핑을 거쳐 선택되어지면 픽셀은 비선형적인 위상을 가지게 된다. 그 예로 비선형 주파수 스위핑을 한 픽셀의 윤곽의 푸리에 변환은 다음과 같이 나타내어 진다.

$$profile(f) = \mathcal{F}\{R(t)\} = A \sqrt{\frac{1}{2|\alpha|}} \cdot (1 + i \cdot \text{sign}(\alpha)) \cdot e^{-\pi \frac{f}{\alpha}} \tag{5}$$

선형 FM 함수는 한 픽셀에서 2차 방정식의 위상 왜곡과 같은

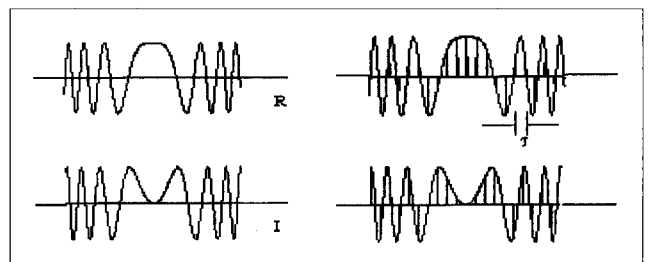


그림 10. a. FM pulse, b. FM Burst pulse

비선형의 위상을 지닌다. 식 4에서 보이듯 2차원의 위상은 신호의 세기를 감소시킨다. 2차원의 위상은 스위핑 시간 t_s 에 의하여 결정 되어진다. 식 5에서 보이듯이 픽셀에서의 2차원 위상은 스위핑 속도인 α 에 반비례한다. 따라서 고정된 BW에서 2차원 위상을 줄이는 것이 스위칭 시간을 줄이게 된다. 따라서 선형 FM 버스트에서 신호 세기의 증가는 스위핑 속도 α 를 크게 만든다.

이러한 FM 펄스를 버스트 Sequence로 사용하게 되면 FM function의 Frequency selectivity 때문에 Rectangular 형태의 Line 수집을 할 수 있고, 넓은 영역을 선택할 수 있어 상대적으로 강도가 센 신호를 얻을 수 있으며, 또한 FM 펄스의 크기가 일정하므로 FM shaped 버스트 펄스에 의한 Echo train 신호의 크기도 일정하게 된다.

그림6에서 보듯이 버스트 RF 펄스는 시간 축으로 W만큼 제한되어 있다. 따라서 주파수 영역에서는 $2/W$ 의 폭을 갖는 sinc 함수들의 연속으로 물체가 선택되어진다. 따라서 버스트 RF 펄스의 진폭은 주파수 영역에서 각각 선택 함수들의 모양을 결정하게 된다.

예를 들어 버스트 RF 펄스의 실제 펄스 폭이 9.2 usec, 펄스 간격은 1.17 msec이고 16개의 펄스로 구성된다라는 가정하에 전체 버스트 RF 길이는 18.84 msec로 만들고 영상의 대역폭은 109 KHz로 구현 되었다

Normal Burst pulse sequence의 신호의 크기

버스트 영상법에서 한 픽셀에서 신호의 크기를 분석하기 위해서 주파수나 이미지 차원에서 X 방향으로의 모양을 1차원의 신호로 대응 시킨다고 가정한다. 그러면 각 픽셀에서의 신호의 세기는 다음 식과 같이 픽셀의 윤곽에 비례하게 된다.

$$Signal\ Intensty = C \int_{-1/2\tau}^{1/2\tau} W(f) df \quad [6]$$

여기서는 버스트 펄스열에서 근접한 RF 펄스사이의 간격이고 $W(t)$ 는 이미지 차원에 픽셀의 윤곽이다. 또 C는 T1, T2와 스핀 밀도로 정해지는 상수이다. 식 3에서 f는 $\frac{\gamma G_x X}{2\pi}$ 식으로 주어지는데 G_x 는 X방향의 경사자계이다. 식 3에서 나타나있듯이 신호의 크기는 각 픽셀이 모든 스핀에 자극을 받았을 때 최대값

을 가지게 된다. 앞에서 언급되었듯이 보통의 버스트 영상법에서의 $W(t)$ 는 sinc 함수이다.

실제로 구현된 버스트 펄스는 그림 11.a과 같다. 그림 11.b는 버스트 펄스의 FT 형태이다. 그런데 MRI에서 얻어지는 신호의 세기는 픽셀내의 모든 스핀들이 RF 에너지를 받았을 때 제일 커진다. 즉 픽셀이 차지하는 주파수 영역내의 선택 함수가 직사각형 일 때 커다란 신호를 얻게 된다. 하지만 보통의 버스트 펄스에서 선택 함수는 그림 11.b와 같이 sinc 함수가 된다. 보통의 버스트 펄스를 가했을 때 sinc 함수들이 일정한 간격으로 분포해 있고 각 sinc 함수 하나가 한 픽셀에서의 스핀들의 선택 함수가 된다. 따라서 전체 Pixel의 크기와 비교하여 매우 적은 양의 스핀들이 선택되어 신호의 세기가 작아 지게 된다.

그림 10은 그림 11.a의 버스트 펄스를 가했을 때 선택된 픽셀의 분포를 나타낸 것이다. sinc 함수는 각 픽셀내의 모든 영역 중 극히 일부에 지나지 않고 각 픽셀내의 위상분포도 균일하지 않아 스핀들이 서로 상쇄된다. 버스트 Sequence에 의해 생성되는 신호의 크기는 한 픽셀에서 생성된 신호의 최대 크기와 비교했을 때(보통의 MR 영상) 즉 차지화는 면적이 1.6%에 지나지 않아서 실제 2차원 영상에 적용 하기에는 신호의 크기가 너무 작게 된다.

FM Burst pulse sequence 신호의 크기

자기 공명 영상에서 FM RF 펄스(13-15)는 넓은 주파수 공간을 선택 하는데 이용 되어져 왔는데 FM RF 펄스는 펄스 진폭을 이용하여 물체를 선택 하는 것이 아니라 물체가 차지하는 주파수 공간을 선택(sweep)함으로써 영상하고자 하는 부분을 선택한다. 또한 FM RF 펄스에서 펄스의 진폭은 일정하므로 고속 영상에 적용하면 에코신호의 크기도 균일하게 된다.

그림 12.a에서 보이듯이 FM 버스트 펄스는 FM 펄스를 시간 축으로 샘플링한 것으로 픽셀의 선택은 보통의 버스트 펄스와 같이 펄스간격과 경사자계의 크기로 결정된다.

그림 12.b는 실제로 구현한 FM 버스트 펄스의 주파수 분포를 나타낸 것이다. FM 펄스와 같이 완전한 Rectangular의 주파수 분포는 보이지 않지만, 그림에서 보듯이 전 픽셀이 고루 선택 되어져 있음을 알 수 있다.

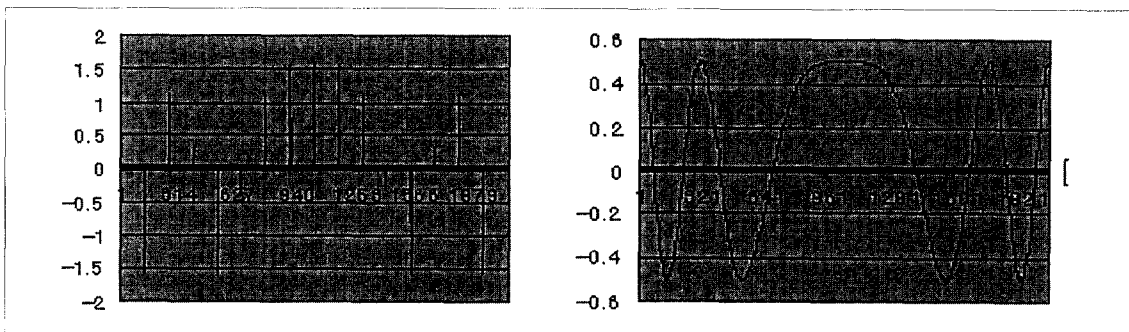


그림 11.a. FM Burst pulse, b. FM Burst의 주파수 분포.

강호경 외

주파수 변조 버스트 RF는 주파수 변조에 따라 다양하게 픽셀 선택함수가 변한다. FM 버스트는 주파수를 스위핑하므로 픽셀의 모든 스핀이 RF 에너지를 받게된다. 따라서 실제 구현된 그림 13의 FM 버스트 펄스를 가했을때 픽셀의 선택분포는 다음과 같이 전체 픽셀을 포함한다. 그런데 FM 펄스는 주파수 스위핑으로 인하여 한 픽셀내에서 그림 14같은 이차원 위상 분포를 갖는다.

그림 15는 Normal 버스트와 FM 버스트 펄스를 이용하여 획득한 영상을 보이는 것이다. FM 버스트에서는 펄스를 가했을 때 한 Pixel의 구간에 있는 모든 스핀들이 RF 에너지를 받으므로 영상의 SNR은 FM 합수를 사용하지 않을 때 보다 증가한다. 그러나 스핀들은 Pixel내에서 모두 에너지를 받았더라도 비선형으로 분포된 위상때문에 스핀 선택모양이 직사각형이 되어도 SNR은 그것과 비례하여 좋아지지 않는다.

실험 결과

실험에서 영상은 128×128 의 크기를 가지고 16번의 버스트 펄스를 동시에 뿌리고 8번의 Interlace를 하여 신호를 얻어서 영상을 만들어 낸 것이다. T2의 감소에 따라 버스트 RF 펄스의 길이는 시간적으로 제한되므로, 너무 많은 수의(16번이상) 에코 신호를 얻기 힘들다. 128×128 Matrix의 영상을 취득할 때 픽셀 해상도를 2mm, 1G/cm의 경사자계인 조건에서 하나의 에코신호의 길이는 1.178msec 이다. 128개의 에코를 얻는 데이터 수집 시간도 151msec 나 된다. 따라서 데이터 취득 시간이

길어짐으로 신호의 T2 감소에 영향을 받게 된다. 이것을 해결 하기 위하여 데이터를 몇 개의 그룹으로 나누어 T2 감소에 영향을 받지 않을 만큼의 에코 수만큼 얻는다.

여기서는 16개 에코를 하나의 그룹으로 하여 전체적으로 8그룹으로 나누는 비일 주사를 구현하였다. 16에코의 데이터 수집 시 수집시간은 18.84msec로 T2영향을 거의 받지 않는다.

그림15에서 보는 결과는 Normal 버스트는 SNR이 2인 반면 FM 버스트는 SNR이 20이 되었다.

결 과

본 논문에서는 MRI 시스템의 단점 중의 하나인 데이터 수집 시간을 줄이기 위하여 사용되는 Fast MR imaging 기술의 하나인 버스트 Imaging에 대해 그 배경 및 원리에 대해 살펴 보았다. K 영역에서 Multiple line 수집을 하기 위해서는 버스트 펄스를 이용하게 된다.

Normal 버스트 펄스는 상대적으로 적은 부분만이 선택되고, 그로 인해 얻어지는 신호의 세기가 약하게 됨을 알 수 있었다. FM shaped 버스트 Sequence는 선택 범위도 넓고, 펄스의 크기에 의한 것이 아닌 Frequency sweeping에 의해 선택하기 때문에 펄스의 크기가 일정하므로 Echo train 신호의 크기도 일정하게 된다. 따라서 FM shaped 버스트 펄스 Sequence는 다른 Sequence 들에 비해 Selectivity가 월등히 우수하므로 Fast MR Imaging 시스템에 매우 적합한 RF 펄스임을 알 수 있었다.

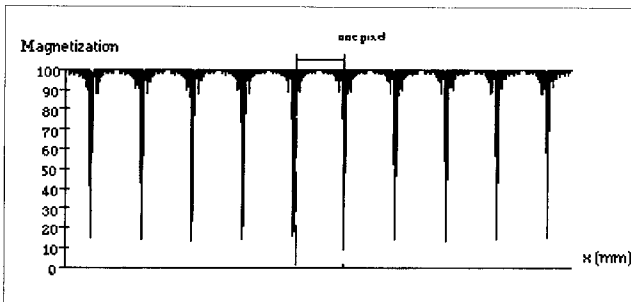


그림 12. FM Burst sequence의 픽셀 선택 분포.

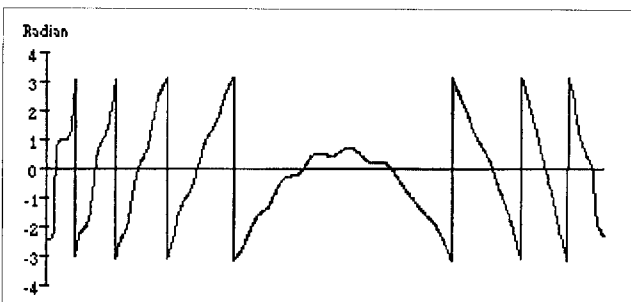


그림 13. FM Burst sequence의 픽셀 내 위상 분포.

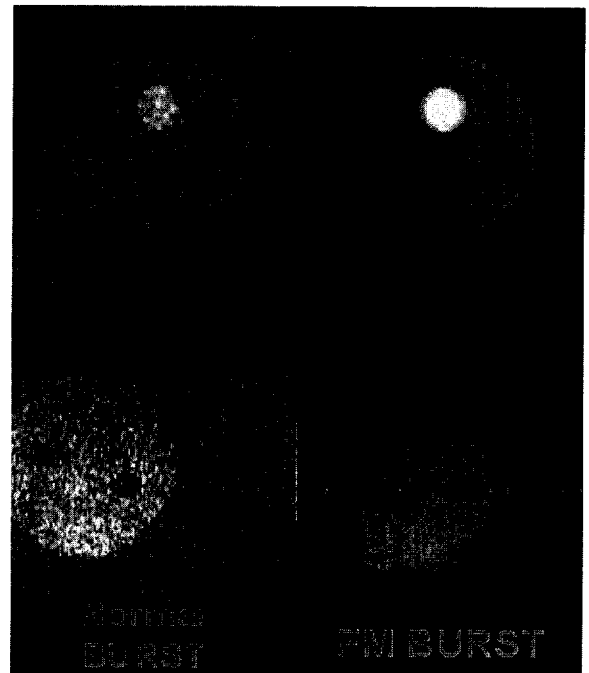


그림 14. Normal Burst와 FM Burst pulse에 의한 영상 비교.

또한 세밀하게 보면 T2가 시간에 따라 감소함으로 발생하는 신호의 변화를 고려 해줘야 한다.

이러한 신호는 프로그래밍 상으로 구현이 가능하여 기존의 MRI 장비에서 구현이 가능함으로 보다 빠른 시간에 Normal 버스트 Imaging 보다 높은SNR을 가지는 MRI를 구현 할 수 있다.

참 고 문 헌

1. T. J. Mosher and M. Smith, "A DANTE Tagging Sequence for the Evaluation of Translational Sample Motion", Magn. Reson in Med, 1990;15:334-339
2. I. J. Lowe and R. E. Wyson, "DANTE Ultra fast Imaging Sequence (DUFIS)", J. Magn. Reson Series B, 1993;101:106-109
3. J. Hennig, "Fast Imaging Burst Excitation Pulses", Books of Abstract, 7th SMRM, 1988:238
4. P. Mansfield and A. A. Maudsley, "Planar Spin Imaging by NMR" J. Magn. Reson, 1977;27:101
5. C.B.Ahn, J.H.Kim, and Z.H.Cho, "High-Speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I", IEEE. Trans. Med. imaging. 1986;5(1):1-6
6. Z.H.Cho, C.B.Ahn, J.H.Kim, Y.E.Lee, and C.W.Mun, "Phase Error Corrected Interlaced Echo Planar Imaging", Books of Abstract, 6th SMRM, vol. 2, 1987:912
7. J. Hennig, A. Nauerth and H. Friedburg, "RARE Imaging: A Fast imaging Method for Clinical MR", Magn. Reson in Med, 1986;3:823
8. D. Kunz, "Use of Frequency-Modulated Radiofrequency Pulses in MR Imaging Experiments", Magn. Reson in Med, 1986;3:377-384
9. L. Zha and I.J. Lowe, "Optimized Ultra-fast Imaging sequence (OUFIS)", Books of Abstract, 12th SMRM, 1993 ; 471 & L. Zha and I.J. Lowe, "Optimized Ultra-fast Imaging sequence (OUFIS)", Magn. Reson in Med, 1995;33:377-395
10. Z.H.Cho, and E.Wong, "Fringe Field NMR", US patent 1989; 532-243
11. A. Anderson, R. Garwin, E. Hahn, et al, "Spin Echo Serial Storage Memory", J. Appli. Phys, 1955;26:1324-1338
12. J. Fridrich, S. Davis and R. Freeman, "Shaped Selective Pulses for Coherence-Transfer Experiments", J. Magn. Reson, 1987; 75:390-395
13. A. A. Maudsley, "Dynamic Range Improvement in NMR Imaging Using Phase Scrambling", J. Magn. Reson, 1988;76: 287
14. P. Leroux, and J. Pauly, "Burst Excitation Pulses, Books of Abstract, 10th SMRM, 1991;269
15. Y. M. Ro and Z. H. Cho, "A Novel Flow Suppression Technique using Tailored RF Pulses", Magn. Reson in Med, 1993;28: 237-248

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 3:13-19(1999)

Fast Burst Imaging

Ho-Kyoung Kang, Yong Man Ro

ICU, School of Engineering

MRI imaging provides many benefits such as noninvasive, 3-dimensional imaging capabilities. But it has relatively serious drawback that is the long data collection time, compared with other imaging modality. Many studies have been performed for fast MR imaging. But EPI and SEPI (4-6) are required to expensive hardware. In this paper, we introduce to Burst imaging technique. It can reduce imaging time by use of a multiple RF excitation technique. Further it is easily implemented to the normal MRI system. But a pixel profile in the conventional burst sequence is so poor that excited area by burst sequence is a small portion of a pixel. This causes poor signal to noise ratio in burst image. Therefore frequency sweeping of RF pulse for burst imaging sequence is proposed to improve pixel profile. A burst pulse train is shaped by liner or nonlinear frequency sweeping function so that all the spins within a pixel are excited, thereby improving the signal to noise ratio. It also shows that the pixel profiles are dependent on how the frequency sweep is made. Computer simulations with Bloch equation and experimental results obtained using a 1.0 T NMR imaging system are presented.

Address reprint requests to : Yong Man Ro, Ph.D., Multimedia Information Communication Group, Information and Communication University, Taejon Yusong PoBox 77, Taejon, South Korea.
Tel. 82-42-866-6189 Fax. 82-42-866-6110 E-mail. yro@mail.icu.ac.kr