

Ultrafast MRI Techniques

가톨릭대학교 의과대학 최보영

1. 서론

1972년 SUNY의 Lauterbur 교수가 처음으로 자기공명영상을 소개한 이후로 자기공명영상 장비가 일반 병원에서 실용화하는데 약 10년의 기간이 소요되었다. 현재 학계에 새로운 혁신적인 modality의 발명 보고가 없기 때문에 의학계에서 다음 10-20년 동안 자기공명영상을 대신할 새로운 modality의 출현 가능성이 현재로서는 없다고 추정한다. 따라서 현재로서는 자기공명영상의 여러 가지 문제점과 단점을 보완하는 방법이 연구 진행 중이다. 그 중에서 가장 큰 문제로 지적 받는 conventional 스핀 echo 영상의 영상화 시간, 즉 scan time을 단축시키는 방안이 끊임없이 연구 진행되어 왔다.

일반적으로 5 mm³의 pixel에서 비교적 높은 SNR을 유지하고 diagnostic quality 자기공명영상을 얻기 위하여 20-30 분의 시간이 소요된다. 이 정도의 소요시간은 기존 CT 방법과 비교하여 2-3 배 더 많이 걸리며 환자 본인에게도 장시간 밀폐된 자석통 안에서 체류해야 하는 정신적 부담을 가중시키는 요인으로 작용한다. 더욱이 촌각을 다투는 응급환자인 경우에 검사 시간 단축은 절대적으로 필요하다고 볼 수 있다. 그 외에도 영상화 시간을 단축시키면 환자와 장기의 motion artifact, 특히 respiration artifact를 제거 할 수 있고 cardiac 영상, perfusion과 diffusion에 관한 연구, functional brain 영상 같은 dynamic 정보를 얻을 수 있기 때문에 잠재적인 의학적 가치는 무한하다. 그러므로 영상화 시간을 단축시키기 위하여 새로운 hardware 뿐만 아니라 software의 개발이 이루어졌고, 특히 펄스시퀀스 개발은 가장 두드러진 분야이다.

Fast imaging techniques들의 명칭은 각 학교 및 연구 기관에서 발명된 후, 각각의 기업체에서 상업화하여 명명하였기 때문에 서로 비슷한 방법이라도 업체에 따라 이름을 다르다. 따라서 각 업체가 명명한 technique들은 각각 고유명사로서 특허권을 가지고 있기 때문에 현재 명명된 이름들은 copyright로서 보호 받고 있다. 그러므로 사용자 입장에서 각 기업체들이 명명한 명칭과 약어에 대한 종합적인 분류가 필요하다. 다음은 전세계적으로 가장 많이 분포된 자기공명장비를 제작한 기업체를 중심으로 그들이 명명한 Fast imaging techniques들의 명칭을 종류별로 분류한 Table들이다.

| Abbreviation | Full name | Company (Alphabet order) |
|--------------|----------------------------|--------------------------|
| MPGR | Multi Planar Gradient Echo | GE |
| GRE | Gradient Echo | GE, Siemens |
| FFE | Fast Field Echo | Philips |
| TFE | Turbo Field Echo | Philips |
| FE | Field Echo | Picker |
| FLASH | Flip Angle Short | Siemens |

Table 1. 일반적인 Fast gradient echo imaging techniques

| Abbreviation | Full name | Company (Alphabet order) |
|--------------|---|--------------------------|
| GRASS | Gradient Recalled Acquisition in the Steady State | GE |
| FGR | Fast GRASS | GE |
| FAST | Fourier Acquired Steady-state Technique | Picker |
| SSFP | Steady State Free Precession | Shimadzu |
| FISP | Fast Imaging with Steady-state Precession | Siemens |

Table 2. Enhanced intensity techniques (Rewinding of phase-encoding, No intentional spoiling)

| Abbreviation | Full name | Company |
|-----------------|--|----------|
| SPGR | Spoiled Gradient Recalled | GE |
| FSPGR | Fast Spoiled Gradient Recalled | GE |
| IR FGR | Inversion Recovery Fast GRASS | GE |
| T1-FFE | Contrast-enhanced Fast Field Echo | Philips |
| RF Spoiled FAST | RF Spoiled Fourier Acquired Steady-state Technique | Picker |
| STAGE T1W | Small Tip Angle Gradient Echo: T1-Weighted | Shimadzu |
| Turbo FLASH | Turbo Flip Angle Short | Siemens |
| 3D MP RAGE | 3 Dimensional Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo (3D Turbo FLASH) | Siemens |

Table 3. T1-강조 contrast techniques

| Abbreviation | Full name | Company |
|--------------|---|----------|
| SSFP | Steady State Free Precession | GE |
| DE FGR | Driven Equilibrium Fast GRASS | GE |
| T2-FFE | T2 contrast enhanced Fast Field Echo | Philips |
| CE-FAST | Contrast Enhance FAST | Picker |
| STERF | Steady-state Technique with Refocused FID | Shimadzu |
| True FISP | FISP with heavy T2 weighting | Siemens |
| PSIF | mirrored FISP | Siemens |
| ROAST | Resonant Offset Averaging in the Steady-state | Siemens |

Table 4. Steady-state Free Precession

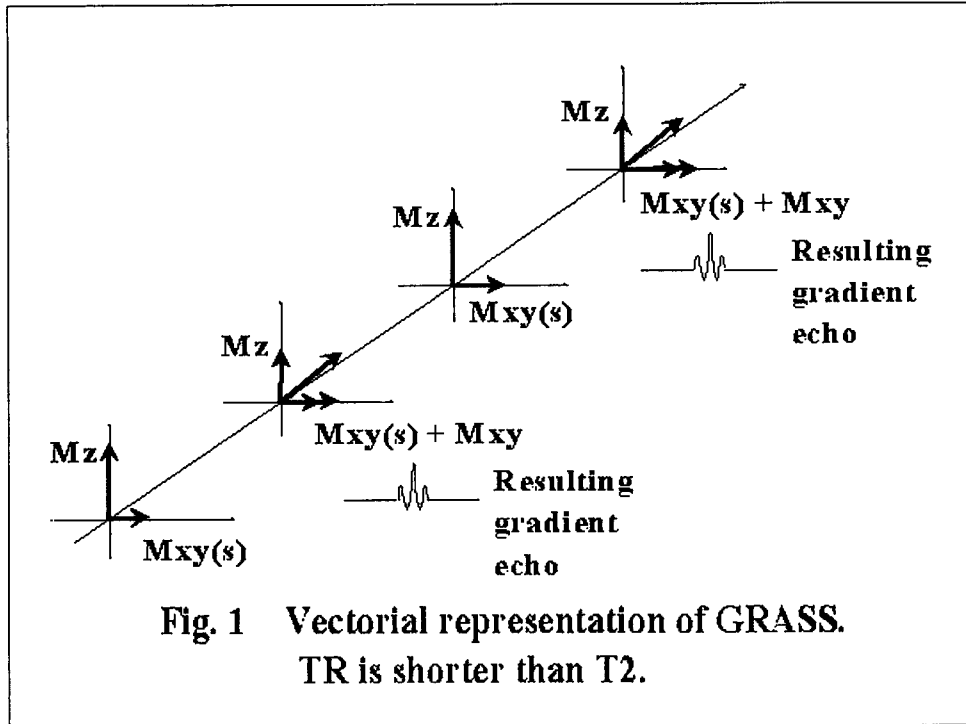
Fast imaging techniques으로서는 기본적으로 단순히 flip angle (α)를 사용하는 gradient echo pulse sequence가 주로 응용된다. 그 이유는 spin echo pulse sequence는 90도와 180도를 이용하는 반면 gradient echo pulse sequence가 90도 보다 더 작은 꺾임각을 사용함으로써 보다 효과적으로 scan time을 감축시킬 수 있기 때문이다.

Gradient echo pulse sequence는 크게 two-dimensional (2D)과 three-dimensional (3D)로 구분되어지며 그 중 2D technique은 연속적 (sequential)과 다평면 (multi-planar)으로 더욱 세분되어진다. 2D sequential technique은 한 단면 (slice)의 정보를 차례차례 획득하는 방법으로 한번의 TR 기간동안 한번의 phase encoding step이 실행된다. K-spec에서 모든 phase encoding step들이 하나의 slice를 완성한 뒤에 다음 slice로 이동된다. 2D sequential technique은 single slice와 multi-pass mode의 multiple slice에도 사용 가능하며 그 예로서 GE사의 GRASS와 SPGR이 있다.

GE사를 예로들어 설명하여 보면 fast imaging technique의 변천과정을 First Generation과 Second Generation으로 구분한다. First Generation에는 GRASS, SPGR, MPGR, SSFP, POMP (Phase Offset Multi Planar) 등이 있고 Second Generation에는 Fast GRASS, Fast SPGR, FMPSPGR (Fast Multi Planar SPGR), Fast GRASS Tissue IR Prepared, Fast GRASS DE (Driven Equilibrium) Prepared가 있다. 그리고 gradient echo 방식이 아닌 spin echo 방식을 사용한 Fast Spin Echo 방법이 있다.

(1) GRASS (Gradient Recalled Acquisition in the Steady State)

GRASS pulse sequence와 관련된 contrast는 혼합된 강조영상에 해당된다고 볼 수 있다. 임상검사 중 선택한 TR이 조직의 T2에 비하여 상당히 짧은 경우가 종종 있기 때문에 xy 평면상에서 steady-state 성분, 즉 net magnetization의 횡축 성분 또한 크게 남는 경우가 종종 있다. 이렇게 남는 net magnetization의 횡축 성분은 T2* 효과를 증가시킨다. 따라서 GRASS technique은 선택한 TE, TR, flip angle에 따라 혼합된 강조 영상을 얻게 되는데 작은 flip angle (10-15도)에서는 양성자 밀도영상, 중간에서 높은 flip angle (30-50 도)에서 T1/T2 영상을 얻게 된다. 이 technique은 주로 심장같이 움직이는 부위, T2가 짧은 간이나 근육 조직의 영상을 얻는데 이용된다

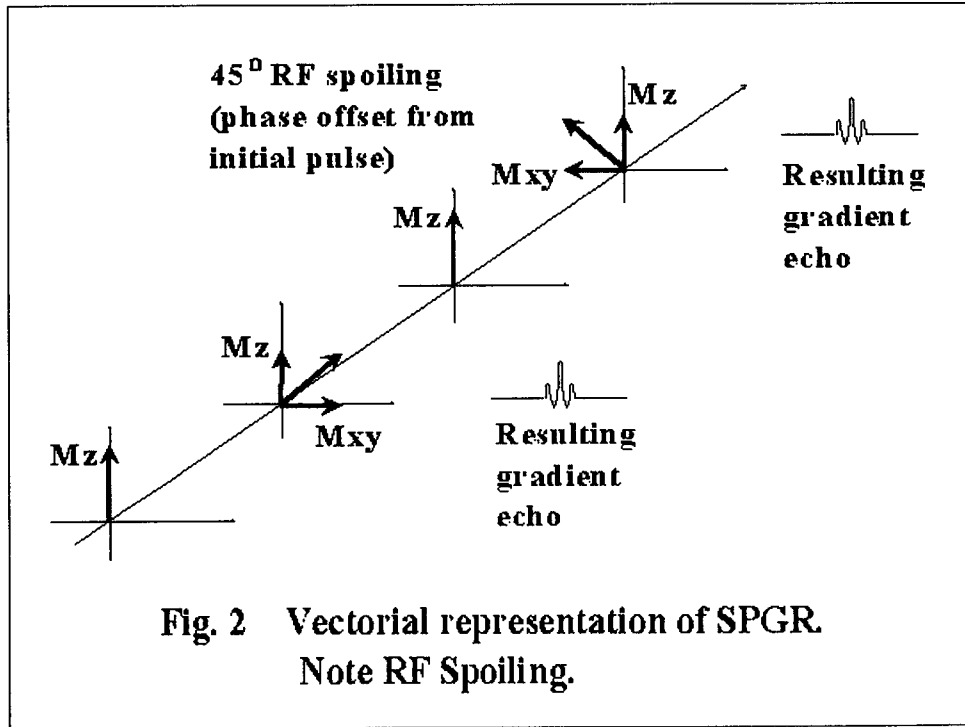


(2) SPGR (Spoiled Gradient Recalled)

SPGR pulse sequence는 빠른 T1-강조 영상을 얻기 위하여 RF spoiling을 사용한다. Steady-state상태는 phase shift를 각 연속적인 RF pulse에 더해줌으로서 감소된다. 그 결과로서 각 스핀들의 횡축 자기장은 서로 위상을 잃어버리고 out of phase가 된다. 따라서 phase shift를 더해

주는 방법은 steady-state accumulation을 감소시킬 뿐만 아니라 $T2^*$ 효과 또한 감소시킨다. 그러므로 SPGR에 의한 contrast는 GRASS보다 훨씬 $T2^*$ 의 영향을 받지 않게 된다. 따라서 SPGR technique은 빠르고 heavily T1-강조 영상을 얻는데 주로 사용된다.

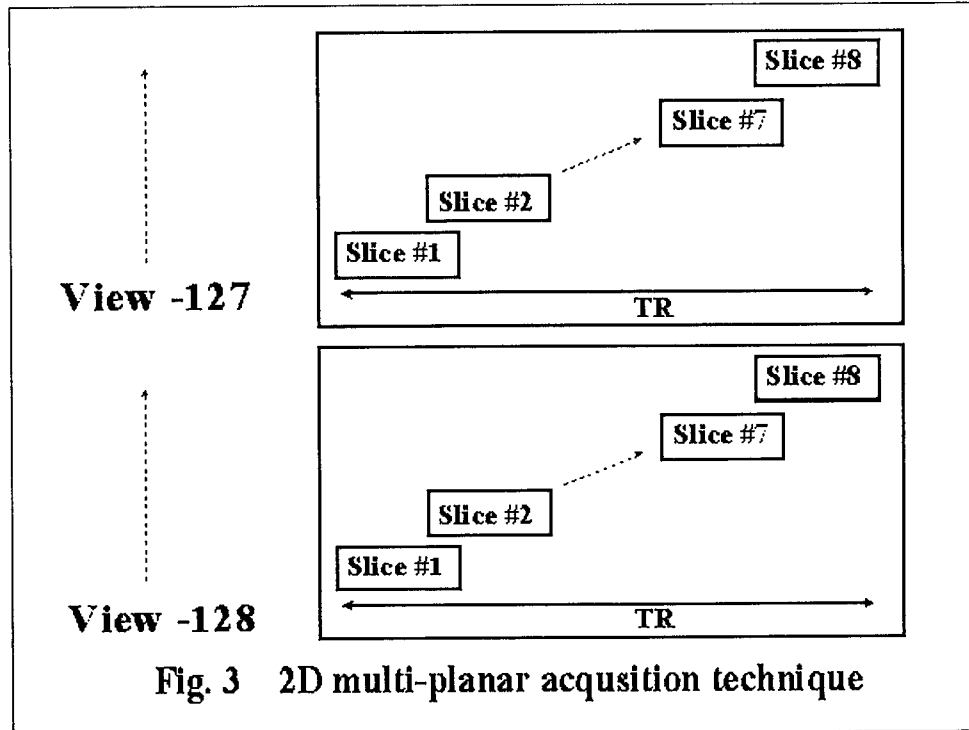
SPGR technique은 2D와 3D volume mode에 모두 사용 가능하며 3D volume mode에서 slice간의 gap을 필요치 않기 때문에 넓은 FOV에서 연속적인 slice 영상을 만들어 낼 수 있다. 특히 얇은 slice volume scan은 2D mode와 비교될 정도로 뛰어난 SNR을 제공한다.



(3) MPGR (Multi Planar Gradient Echo)

2D-multi planar technique은 slice들의 group을 한꺼번에 데이터 획득하는 방법으로 TR 기간동안에 phase encoding step들이 모든 slice에 대하여 일련적으로 시행된다. 만일 선택한 TR보다 더 많은 slice들이 필요하다면 2D-multi planar technique은 concatenated (multi-pass) 획득이 일어나도록 한다. MPGR은 2D-multi planar technique의 예로서 단위 TR당 보다 많은 slice들이 포함되도록 TR을 증가시킬 수 있다. TR이 증가됨으

로서 SNR과 flip angle의 flexibility 또한 증가한다.



(4) SSFP (Steady State Free Precession)

SSFP pulse sequence는 빠른 T2-강조 영상을 얻을 수 있는 technique으로서 빠른 T1-강조 영상을 얻을 수 있는 SPGR pulse sequence와 함께 고속영상을 얻는데 널리 사용되고 있다. a RF 펄스에는 90도와 180도 성분이 포함되어 있다. 즉 첫 번째 RF 펄스가 가해지면 90도 특성이 90%, 180도 특성이 10% 정도 포함되어 작용하고 두 번째 RF 펄스에 의하여 90도 특성에 의하여 -z으로 net magnetization이 꺾이게 된다. 결국 echo signal은 -z방향에서 이완된 성분으로 얻게 된다. 그러므로 echo signal이 얻어지는 TE가 TR보다 길어지게 되어 heavily T2-강조 영상을 얻게 된다.

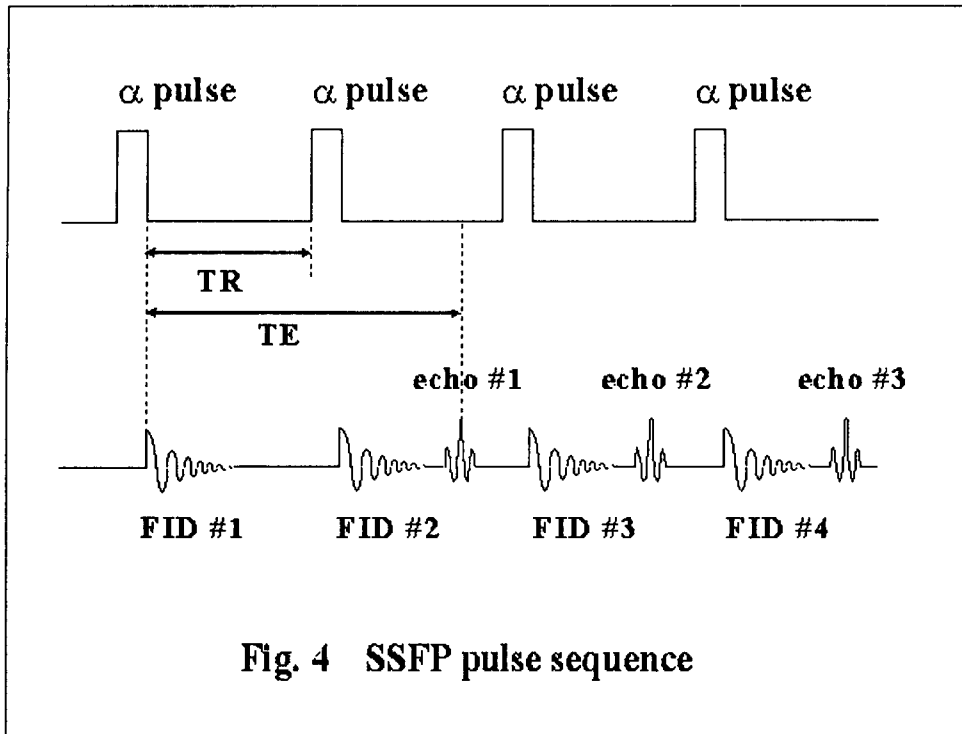


Fig. 4 SSFP pulse sequence

(5) POMP (Phase Offset Multi Planar)

POMP pulse sequence는 하나의 90도 펄스 내에 두개의 slice를 동시에 excitation 시킬 수 있는 주파수 성분을 포함하고 있다. No phase wrap과 마찬가지로 phase encoding이 2배가 되므로 K-space 또한 2배가 증가하며 따라서 1개의 K-space 상에 2개의 slice raw data가 입력되어 영상 processing할 때 분리되어 연산한다. 또 NEX를 반으로 줄임으로서 scan time 또한 반으로 줄일 수 있다.

POMP pulse sequence의 가장 큰 장점으로서는 scan time을 반으로 단축시킬 수 있는 것과 slice 숫자를 줄이지 않고 짧은 TR을 유지할 수 있기 때문에 좋은 T1 contrast를 유지할 수 있는 것이다. 그러나 한 slice에서의 motion이나 flow artifact가 다음 slice까지 영향을 미치는 단점을 가지고 있다.

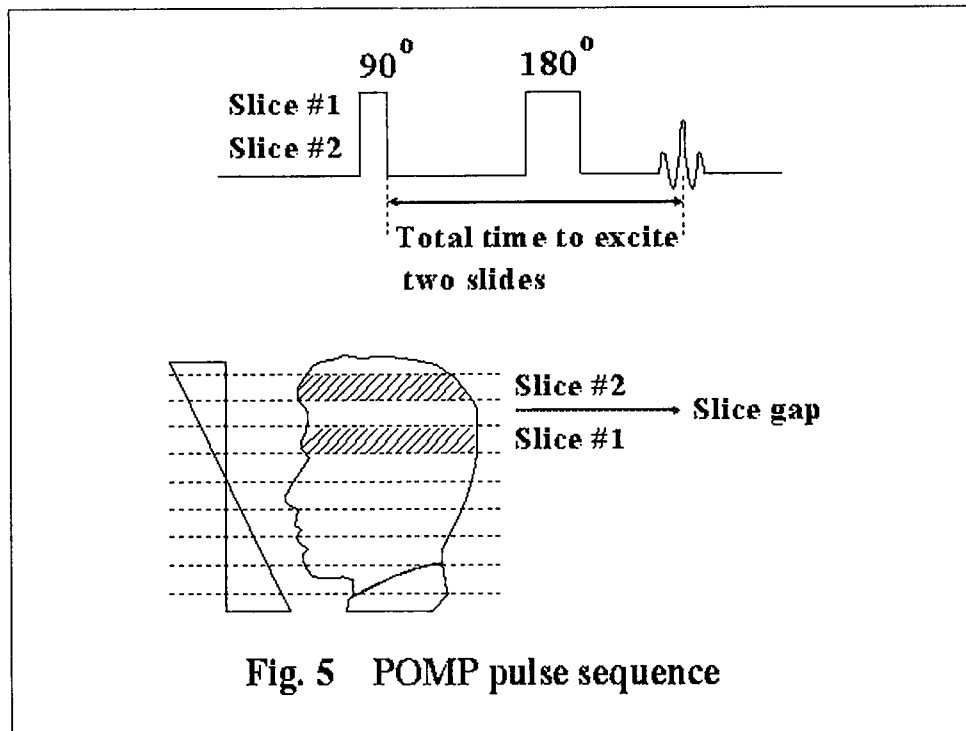


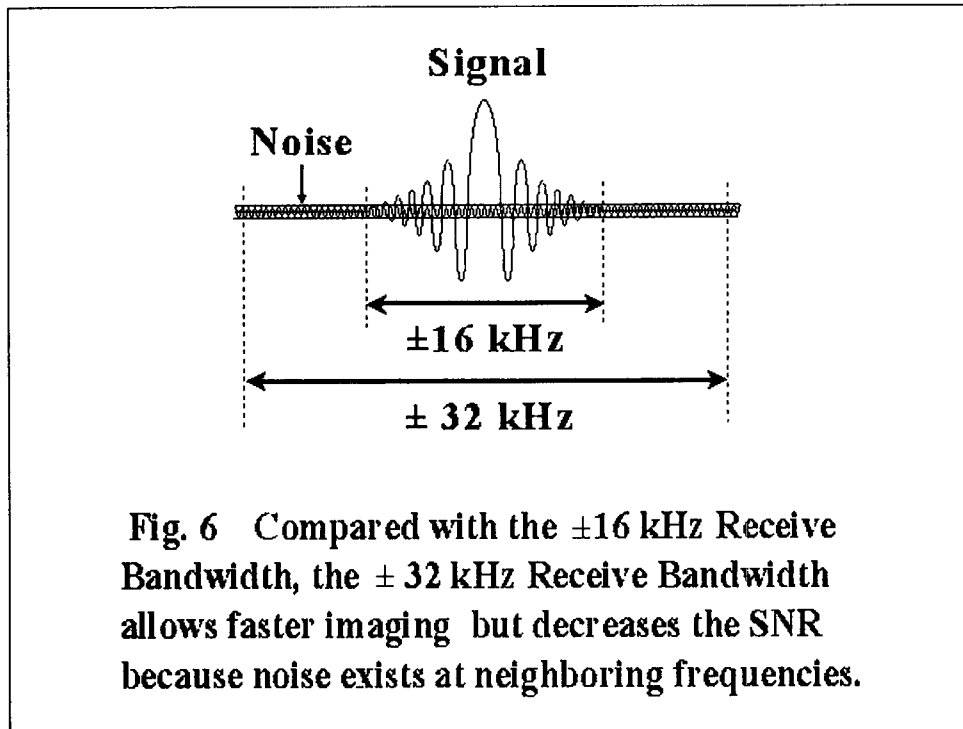
Fig. 5 POMP pulse sequence

(6) Fast SPGR/Fast GRASS (FSPGR/FGRASS)

Fast SPGR/Fast GRASS pulse sequence들은 지금까지 언급한 Conventional GRASS, SPGR, MPGR 방법에 비하여 훨씬 빠른 속도로 영상을 획득 할 수 있다. FSPGR/FGRASS pulse sequence 모두 연속적 (sequential)인 방법과 다평면 (multi-planar) 형식을 취할 수 있으며 TR과 TE를 상당히 감축시킬 수 있기 때문에 영상들은 800 ms에 하나의 image를 만들어 낼 수 있다. 이렇게 아주 짧은 TR을 사용해야 되기 때문에 phase encoding, frequency encoding 등 모든 단계들에서 요구되는 시간은 최소화 되어야 한다. 여기서 요구되어지는 시간을 sequence time이라 부르며, 이 시간은 Fractional RF, Fractional Echo와 Increased Bandwidth로 최소화 될 수 있다.

Fractional RF는 RF excitation pulse의 duration을 감소시키고 Fractional Echo는 보다 짧은 TE와 TR을 제공하여 준다. Increased Bandwidth는 이미 언급한 Variable Bandwidth의 응용 단계로서 보다 넓은 부위의 스핀들을 여기 (excitation) 시켜 준다. 예로서 ± 16 kHz의 conventional bandwidth보다 ± 32 kHz의 bandwidth를 사용하면 frequency encoding 단계에 소요되는 시간을 절반으로 줄일 수 있다. 그러나 약 40 % SNR이 감소하는 단점이 있다.

Bandwidth를 계산하는 방법은 Frequency encoding step 수를 Total sampling time으로 나누어주면 된다. 예를 들어 Frequency encoding step 수가 256, Total sampling time이 8msec 인 경우에 $256 / 0.008 \text{ sec} = 32,000 \text{ Hz}$ 이므로 Bandwidth가 $\pm 16 \text{ kHz}$ 임을 알 수 있다.

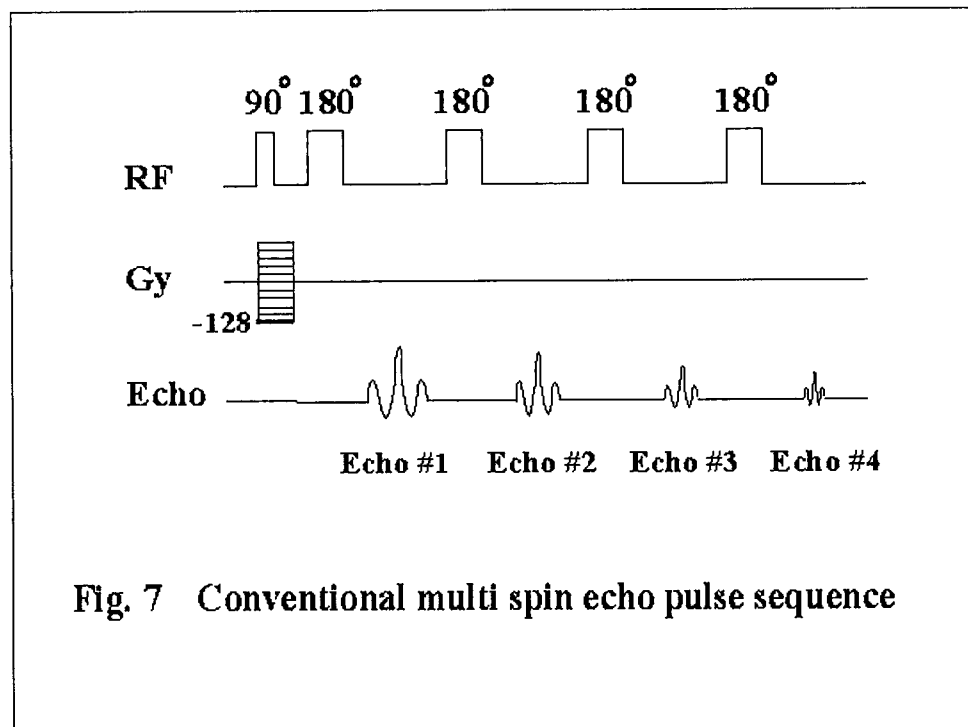


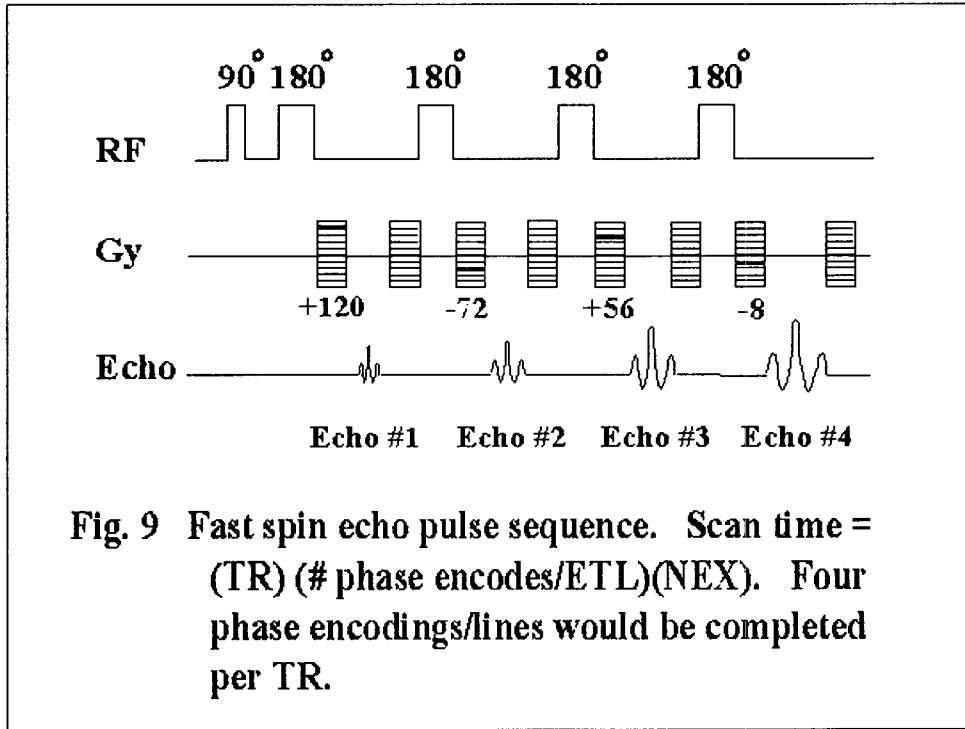
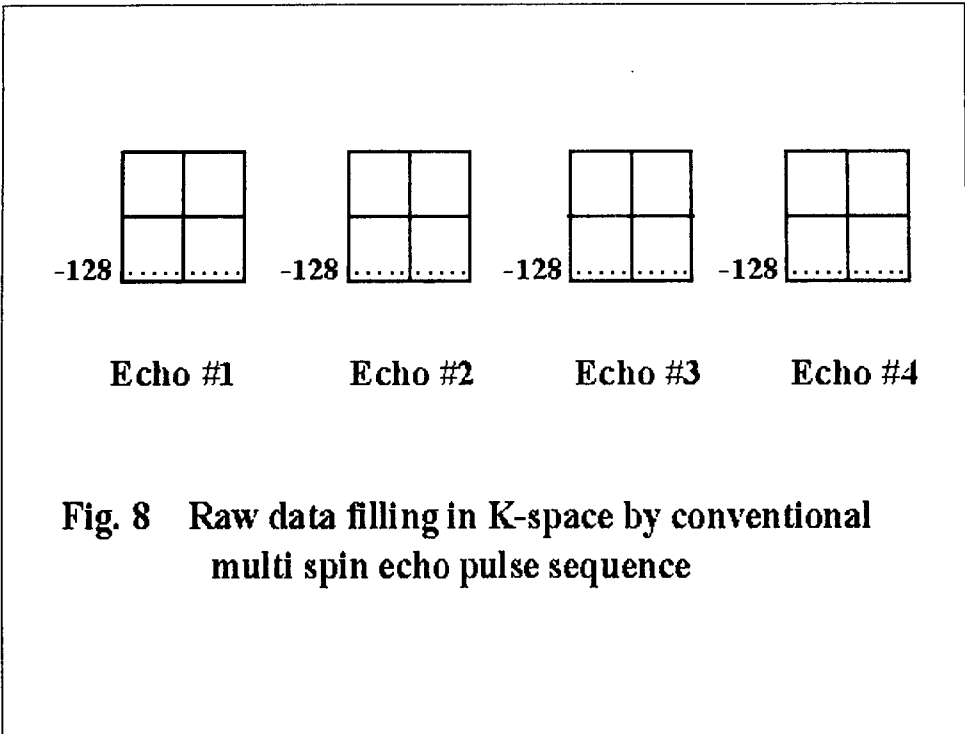
임상적으로 병변부위의 초기 contrast enhancement를 확인하거나 호흡을 멈춘 상태에서 multiple temporal phase와 slice를 획득하거나 움직이는 knee, wrist, TM joint를 촬영할 경우와 같이 SNR이 감소되더라도 영상 획득 시간을 보다 빠르게 해야되는 경우에 이와 같이 주로 Bandwidth를 증가시킨다.

(7) Fast Spin Echo (FSE)

Fast Spin Echo (FSE) pulse sequence는 spin echo을 사용하여 K-space에 raw data 채우는 방식을 변화시킨 Fast imaging technique이다. 이 방법은 기존 spin echo 방식에 비하여 보통 12초에서 30초 동안에 여러 개의 영상을 만들어 낼 수 있다. 즉 짧은 시간 동안에 보다 많은

conventional spin echo 영상을 산출하도록 고안되었다. 또 FSE 방법은 사용자가 임의대로 TR과 TE를 선택할 수 있는 장점도 가지고 있다. Conventional spin echo pulse sequence에서 K-space에 raw data 채우는 방식은 두개 이상의 multiple echo가 sequence 상에 있을 지라도 하나의 echo가 끝날 때마다 오로지 하나의 phase encoding이 K-space에 채워진다. 각각의 echo는 같은 phase encoding을 소유하지만 각각의 echo (#1, #2, #3, #4)는 여러 가지 다른 영상에 대한 정보를 포함하고 있다. 다음 그림을 자세히 보면 이해하는데 도움을 준다.



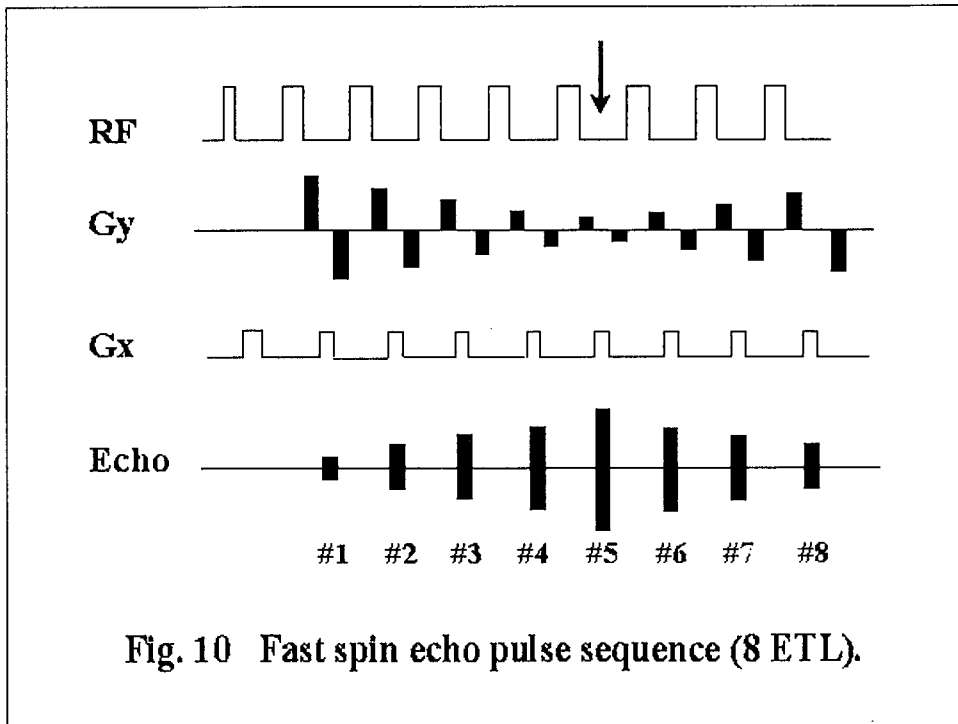


Conventional multi spin echo pulse sequence에서 2000 ms TR, 256x256 matrix, 15 ms TE, 1 NEX, 네 개의 echo가 선택될 때를 예로 들어 생각하여 보자. 90도 펄스가 시작되면서 -128 phase encoding

gradient가 가해진다. 그 후 네 개의 연속된 180도 펄스가 가해지는데 각각의 180도 펄스가 끝나면서 echo signal이 산출되고 readout gradient에 의하여 자기공명 신호가 검출된다. Echo signal의 크기는 T2 decay 때문에 점점 작아진다. 한번의 TR이 진행되는 동안 K-space상에 하나의 phase encoding이 기록되므로 256번의 TR이 진행되어야 검사가 완전히 끝나게 된다. 그러므로 결국 총 검사 소요시간은 2 sec x 256 x 1 NEX이므로 8분 53초가 요구된다.

그러나 Fast Spin Echo pulse sequence에서는 산출된 하나의 echo signal이 K-space 상에서 하나의 phase encoding 자리를 차지하기 때문에 네 개의 echo signal이 나오면 네 개의 phase encoding step이 끝나게 된다. 그러므로 256 TR은 4분의 1이 줄어든 64번의 반복으로 검사를 끝마칠 수가 있다. 따라서 FSE를 사용하면 총 검사 소요시간이 2 sec x 64 x 1 NEX이므로 2분 13초로 단축시킬 수가 있다.

Fast Spin Echo pulse sequence에서 우선 먼저 90도 펄스가 가해지고 그 후에 2 개에서 16 개의 echo가 가해지며 자기공명신호가 얻어지게 되는데 총 echo 개수를 Echo Train Length (ETL)라고 부르며 echo들 사이의 간격시간을 Echo Space (ES)라고 부른다. 각각의 echo는 각각의 phase encoding gradient에 의하여 얻어진다. 만일 예로서 256x256 matrix의 자기공명영상을 얻기 위하여 16 개의 echo가 선택되면 16 개의 phase



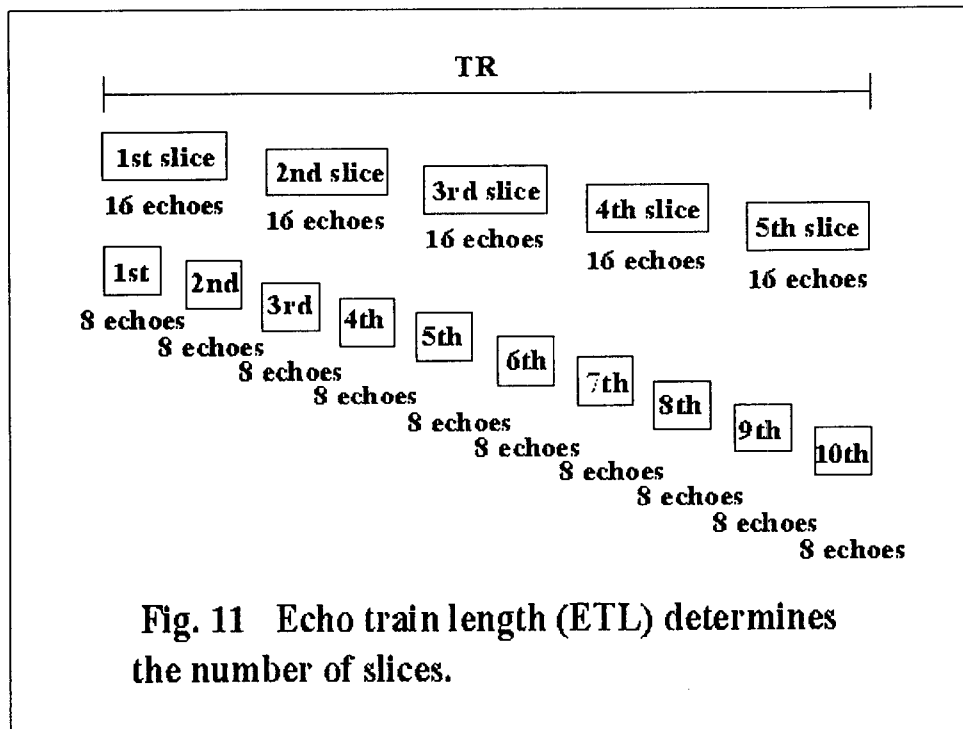
encoding step이 얻어지게 되므로 $256 \div 16 = 16$ 을 계산하여 16번의

repetition만 행하여지면 된다.

K-space 상에서 가장 중심선에 위치한 raw data는 사용자가 임의로 선택할 수 있는 TE, 즉 effective TE에서 얻어지며 가장 강한 신호 강도를 소유하게 되므로 따라서 가장 커다란 contrast를 내게 된다. K-space 상에서 중심선에서 떨어진 주변 raw data는 SNR에도 contrast에도 큰 영향을 미치지 않는다. 만일 K-space 상에서 가장 중심선에 위치한 raw data가 약 80 ms TE에서 얻어졌다면 그 영상은 T2 강조 영상이 될 것이다.

각각의 MR 검사과정이 각각의 phase encoding step과 함께 2개에서 16개의 180도 펄스를 소유하고 있기 때문에 각각의 echo 또한 다른 T2 decay를 나타내게 된다. 따라서 T2 decay에서 나타나는 phase encoding echo 때문에 뒤늦게 영상에서 신호가 증대될 수 있다. 특히 TE를 아주 짧게 선택하였을 때 이런 현상이 주로 잘 나타난다.

Echo Train Length를 증가시키면 acquisition 시간을 감소시킬 뿐만 아니라 선택한 TE에서의 contrast에 영향을 주고 slice의 개수 또한 줄일 수 있다. 또 Echo Train Length를 증가시킴으로서 slice 당 획득시간은 증가된다. Fast Spin Echo pulse sequence에서와 같이 K-space 상에 sequential로 raw data를 채우지 않을 경우 주로 phase encoding 방향으로 blurring과 같은 artifact가 나타난다. 그 이유는 K-space상의 각각의 raw



data 선들이 다른 echo delay에서 얻어졌기 때문이다. 다시 말하면 각각의 tissue들이 T2 decay 때문에 각각 다른 횡축 net magnetization을 소유하기 때문이다. 하지만 이러한 blurring artifact는 encoding수를 증가시키면 사라지게 되며 512 개의 phase encoding에서는 거의 나타나지 않는다. 선택되어진 TR에는 한정된 slice개수가 들어가게 되는데 만일 ETL을 반으로 줄인다면 가용한 slice 개수를 두 배로 증가시킬 수 있다.

FSE는 매우 긴 (ultra long) TR (5초 이상)을 사용하더라도 임상적으로 가용한 시간 내에 높은 해상도의 영상을 제공하여준다. 예로서 TR을 2초와 5초를 선택하였을 때 소요된 총 scan시간을 비교하여보자. 공통 parameter로서 512x512 matrix, 2 NEX가 사용되었다.

(Example 1) TR = 2 sec 인 경우

(i) Conventional scan

$$(2 \text{ sec}) (512) (2 \text{ NEX}) (1/60) = 34.13 \text{ min}$$

(ii) FSE

$$(2 \text{ sec}) (512/16) (2 \text{ NEX}) (1/60) = 2.13 \text{ min}$$

(Example 2) TR = 5 sec 인 경우

(i) Conventional scan

$$(5 \text{ sec}) (512) (2 \text{ NEX}) (1/60) = 85.4 \text{ min}$$

(ii) FSE

$$(5 \text{ sec}) (512/16) (2 \text{ NEX}) (1/60) = 5.32 \text{ min}$$

매우 긴 TR은 주로 myelographic 효과를 증대시키고, 소아 뇌에서 T2 강조 현상을 나타내고, SNR을 증가시키며, 긴 T1 (예, CSF)을 가진 부위의 양성자 밀도 정보를 제공하여 주고, 또 가용한 slice를 증가시키는 역할을 한다.

TR을 증가시키면 SNR이 증가되지만 그 SNR은 단지 한 점 (point)에 국한된다. 그러므로 어느 한계점에 이르면 더 이상 SNR은 증가되지 않는다. 예로서 뇌 영상에서 6 초 이상 TR을 선택하였을 경우, gray, white matter의 SNR은 큰 차이를 보이지 않는다.

(8) Echo Planar Imaging (EPI)

(a) 서론

Spin Echo 영상은 고유한 대조도, 강한 신호 강도, 대조도 처리의

용이성과 Gradient Echo에 비하여 상대적으로 artifact에 둔감하기 때문에 현재까지도 많이 사용되고 있다. 그러나 Spin Echo의 가장 큰 결점은 고 해상도와 3D-scan을 위한 T2-weighted 영상을 얻고자 할 때 상당히 긴 scan 시간을 요구하는 점이다. 임상적으로 커다란 제약 요소인 긴 scan 시간을 줄이는 방안으로 Fast spin echo 방식이 도입되어 기존 해상도를 유지하면서 scan 시간을 16배까지 줄일 수 있게 되었다. Fast Gradient Recalled Echo (FGRE) 방식도 더욱 짧은 echo 시간과 향상된 RF spoiling 방법으로 conventional 기술에 비하여 artifact에 더욱 강하게 되었다.

그러나 현재 임상의학에서는 보다 빠른 속도의 영상 획득을 끊임없이 요구하고 있다. 특히 정신 질환과 같은 불안정한 환자 촬영, sedation 하지 않은 소아 촬영, dynamic 심장 촬영 및 perfusion, diffusion 연구, 뇌전체의 기능적 영상 촬영 등을 위해서는 수정 및 보완 방식으로 개선된 Spin Echo 및 Gradient Echo 방식으로는 한계점이 뚜렷하여 수행하기가 불가능하다. 이에 더욱 빠른 영상 획득, 즉 초당 10-50 장 씩 산출할 수 있는 "snapshot"을 수행할 수 있는 Echo Planar Imaging (EPI) 방법이 고안되기에 이르렀다.

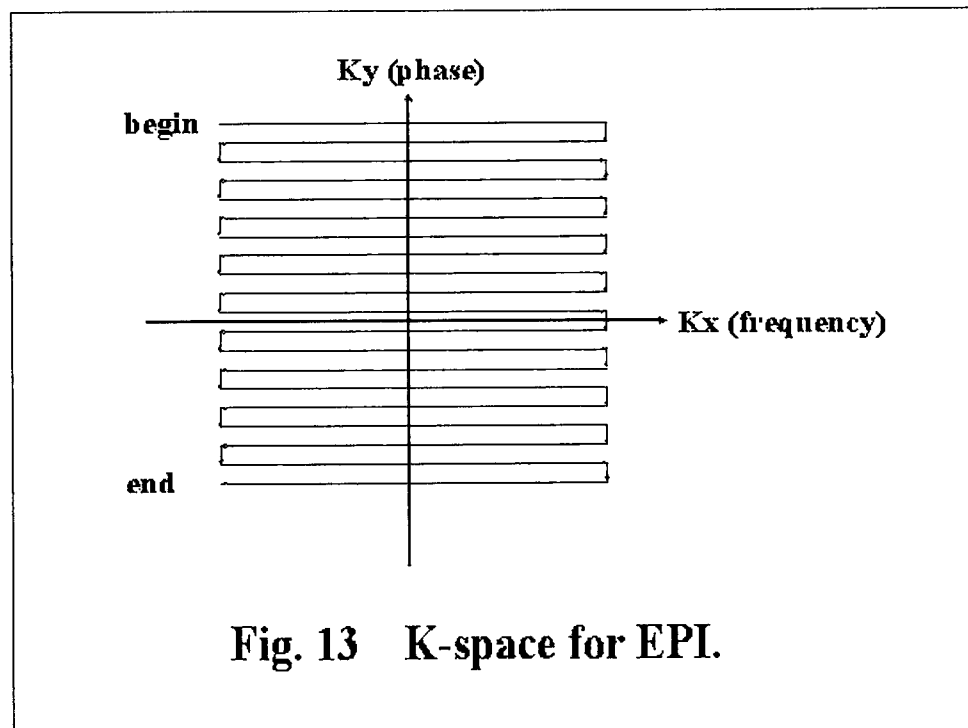
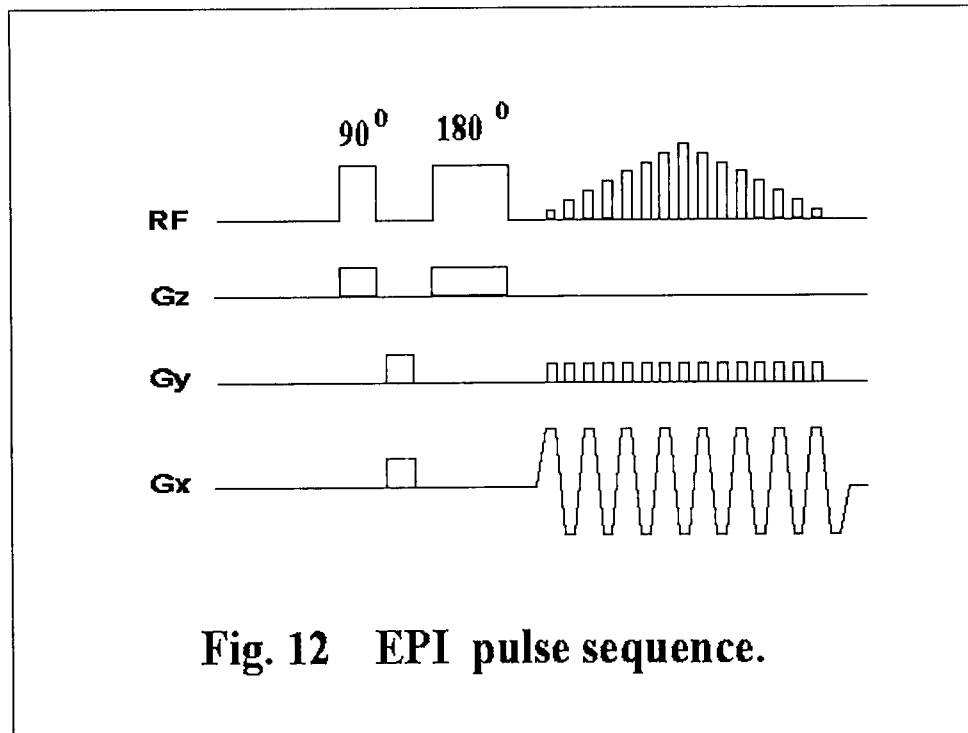
EPI 방식은 기존 방법과는 근본적으로 다른 hardware를 사용하기 때문에 많은 금전적인 투자를 요구한다. 우선 gradient의 성능을 향상시켜야 하고, 안정성도 유지시켜야 하며 소음 완충 요소 및 방열을 위한 장치도 신설해야하고 빠른 영상처리를 위한 data 전송 시스템도 새롭게 설계하여야 한다. EPI 기술은 현재 초기 1 세대 장비들이 상업화되어 시판되기 시작하고 지금 계속 개발 중에 있다. 그리고 앞으로 5년 내지 10년 안에 기존 conventional 장비를 모두 대체하리라 예상된다.

(b) EPI의 정의

EPI는 현재 MR 고속촬영의 대명사로 지칭되고 있고, 단일 spin echo나 gradient echo로부터 다수의 영상 data 묶음을 획득할 수 있는 기법이다. EPI 펄스 sequence는 spin echo 펄스의 90도 180도 펄스를 그대로 사용하지만 frequency encoding gradient가 +와 -로 급격히 변하며 진동한다. 180도 펄스 후 spin echo train이 형성되고 gradient echo train 또한 형성한다. 이 echo train에 있는 각각의 echo 들은 phase 축에서 일어나는 phase encode 용 "blips"에 의해 각기 다른 위상 부호를 갖는다.

"snapshot" EPI는 단일 echo train으로부터 영상 전체를 위한 모든 phase encoding이 얻어지는 것을 말한다. 예를 들어 128 phase encoding

영상의 경우 반드시 128번의 readout gradient의 진동이 있어야 한다.



(c) EPI 요구사항

EPI 기술을 수행하기 위하여 다음과 같은 hardware 적인 요구사항이 필요하다.

(i) Gradient 진폭 (Amplitude)

Gradient 진폭은 사다리꼴과 같은 형태를 가지며, 선형적으로 증가하여 최대 진폭에 도달하고 얼마간의 평탄한 최대진폭을 유지한 후 다시 선형적으로 감소한다. 최대진폭은 통상 밀리테슬라/미터 (mT/m), 혹은 가우스/센티미터 (G/cm)로 측정되며 측정단위의 상호관계는 (10 mT/m = 1 G/cm) 이다. 진폭의 크기는 사다리꼴 높이에 해당된다.

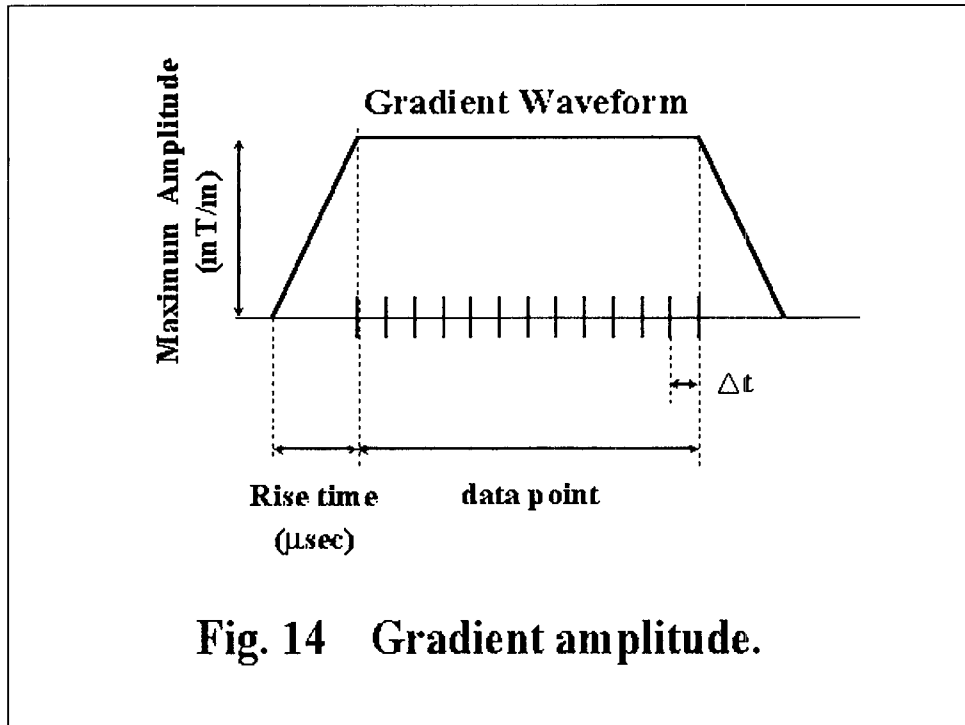


Fig. 14 Gradient amplitude.

EPI에서 Gradient waveform은 각각의 Gz, Gx, Gy에 직접 연관되어 있다. Gz인 경우 최대 amplitude는 최소 slice 두께가 된다. 즉 amplitude가 클수록 slice두께는 작아지게 된다. 일반적으로 최대 amplitude는 영상의 최대 공간 분해능에 관계된다. Gy인 경우 Gradient waveform의 평탄한 부분의 높이는 field of view (FOV)의 크기에 영향을 준다. 즉 평탄한 부분의 높이가 높을수록 FOV는 작아진다.

(ii) Gradient Slew Rate

Gradient slew rate는 gradient system의 속도를 결정 짓는다. Gradient slew rate는 실제로 gradient 파형의 경사진 부분의 기울기를 의미 하며 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$\text{Gradient slew rate} = \text{최대 Gradient 진폭} / \text{최대진폭까지의 상승시간}$$

Gradient slew rate는 테슬라 / 미터 / 초 (T/m/sec) 의 단위로 측정되 어진다. 최대 gradient slew rate는 기존 일반 MR 영상기법에서 최소 TE 와 TR에 영향을 주고, FSE와 EPI에서는 echo 간격에 영향을 준다.

Gradient 상승시간 (Rise time) 자체만으로 gradient 속도를 결정할 수 없고, 반드시 gradient slew rate로서 gradient 속도를 결정하여야 한다. EPI에서 gradient slew rate는 echo 간격에 영향을 주므로 echo-planar image의 질을 결정짓는다. 다음 표는 최대 Gradient 진폭과 최대 진폭까지 의 상승시간으로 slew rate를 산출한 예이다.

| 최대 Gradient 진폭 & 최대 진폭까지의 상승시간 | 최대 Slew Rate |
|--------------------------------|--------------|
| 15 mT/m & 1000 μ sec | 15 T/m/sec |
| 10 mT/m & 600 μ sec | 17 T/m/sec |
| 25 mT/m & 1300 μ sec | 19 T/m/sec |
| 23 mT/m & 300 μ sec | 77 T/m/sec |
| 23 mT/m & 100 μ sec | 230 T/m/sec |

Table 5. Slew rate 산출 예

(iii) Gradient Duty Cycle

최대 gradient duty cycle의 정의는 gradient가 "ON"되어있는 총 시간의 양이다. Gradient duty cycle은 percentage로 표시된다. 예로서 50 %의 gradient duty cycle인 경우, gradient system은 TR 시간의 반 동안 "ON" 될 수 있는 용량을 가지고 나머지 TR 시간의 반 동안은 gradient의 냉각을 위하여 반드시 "OFF" 되어야 한다. 그러나 모든 MR 펄스 sequence는 x, y, z 축 각각의 gradient가 지속적으로 "ON"과 "OFF"을 반복하며 진폭을 변화한다. 그러므로 gradient duty cycle은 gradient가 냉각을 위해 꺼지기 직전까지 최대 진폭을 유지할 수 있는 가설적인 TR 시간에 대한 percentage로 명확히 정의 내릴 수 있다.

다음은 임상에서 사용되는 Spin Echo, Gradient Echo, FSE, FGRE 및 EPI scan protocol을 수행하는데 필요한 gradient duty cycle을 나열하였다.

| Pulse Sequence | Protocol | Required Duty Cycle |
|---------------------------------|--|---------------------|
| Spin Echo (T2, Brain) | Matrix = 256 x 256 TR/TE = 2000/30, 80 FOV = 20 cm Thickness = 7 mm # slices = 21 | 8 % |
| Gradient Echo (T1, Spine) | Matrix = 256 x 192 TR/TE = 600/17 Flow Comp FOV = 24 cm Thickness = 3 mm # slices = 12 | 19 % |
| FSE (High Resolution, Brain) | Matrix = 512 x 512 TR/TE = 5000/100 ETL = 32 FOV = 20 cm Thickness = 3 mm # slices = 9 | 25 % |
| FGRE (Breath-hold Cardiac) | Matrix = 256 x 128 TR/TE = 6/1.9 FOV = 16 cm Thickness = 3 mm # slices = 1 / breath-hold | 30 % |
| EPI (Function Brain Exam) | Matrix = 128 x 128 TR/TE = 1000/80 FOV = 40x20 cm Thickness = 10 mm # slices = 20 Repeat all slices every second for 120 sec | 56 % |

Table 6. Gradient duty cycle for various pulse sequences

(iv) RF Receiver Bandwidth

EPI에서는 지금까지 언급한 gradient 특성 외에 라디오 주파수 수신기 (RF receiver)의 대역폭 (bandwidth)가 중요한 작용을 한다. RF receiver의 bandwidth는 MR 신호가 얼마나 빨리 digital화 되는가를 결정한다. Bandwidth가 넓을수록 digital화는 빨라진다. Gradient 진폭이 크고 slew rate가 큰 system 일수록 MR 신호 획득을 위한 할당된 시간 (즉 delta t)이 작아진다.

$$\text{대역폭 (Bandwidth)} = 1 / \text{delta t}$$

그러므로 delta t가 작을수록 대역폭은 증가한다. 그러나 대역폭이 증가함에 따라 digital화는 빠르게 되지만 MR 영상의 SNR이 감소하는 문제점을 가지고 있다. 따라서 현재 EPI 기술은 기존 MR 방식에 비하여 SNR이 떨어지는 문제를 풀어야할 과제를 가지고 있다.

(d) EPI 기술

고품질의 snapshot EPI는 기존 gradient보다 약 4배 빠른 slew rate를 갖는 gradient를 필요로 한다. 이와 같은 high power gradient를 설계하기 위하여 현재까지 개발된 gradient 기술은 다음과 같다.

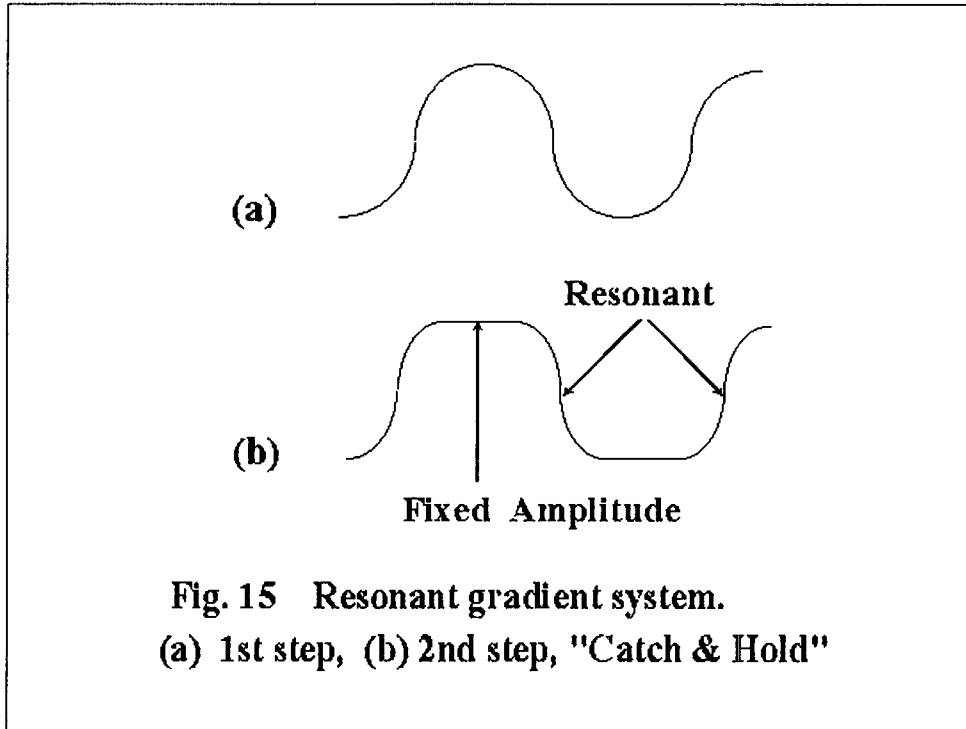
(i) Local Gradient Coil

보다 강력한 gradient 성능을 내기 위한 가장 간단한 방법은 국소용 (local) gradient coil이다. 국소용 coil이란 어느 일정 부위에 국한시켜 사용할 수 있는 작은 규모의 coil로서 기존의 gradient amplitude에 의해 향상된 성능을 낼 수 있다. 현재 대부분의 MR 장비에는 모든 촬영에 사용할 수 있는 whole body gradient coil을 사용하고 있다.

국소용 gradient coil은 전신용 gradient coil에 비하여 상대적으로 비용이 적게 든다는 장점은 있지만 촬영부위에 제한을 받는다는 단점을 가지고 있다. 예를 들어 brain용 gradient coil은 기능적 brain EPI 검사에 유용하지만 cardiac EPI 검사에는 사용하지 못한다. 따라서 현재 검사부위마다 RF coil을 교환하듯이 gradient coil을 검사부위마다 교환해야하는 불편한 점을

가지고 있다.

(ii) Resonant Gradient System



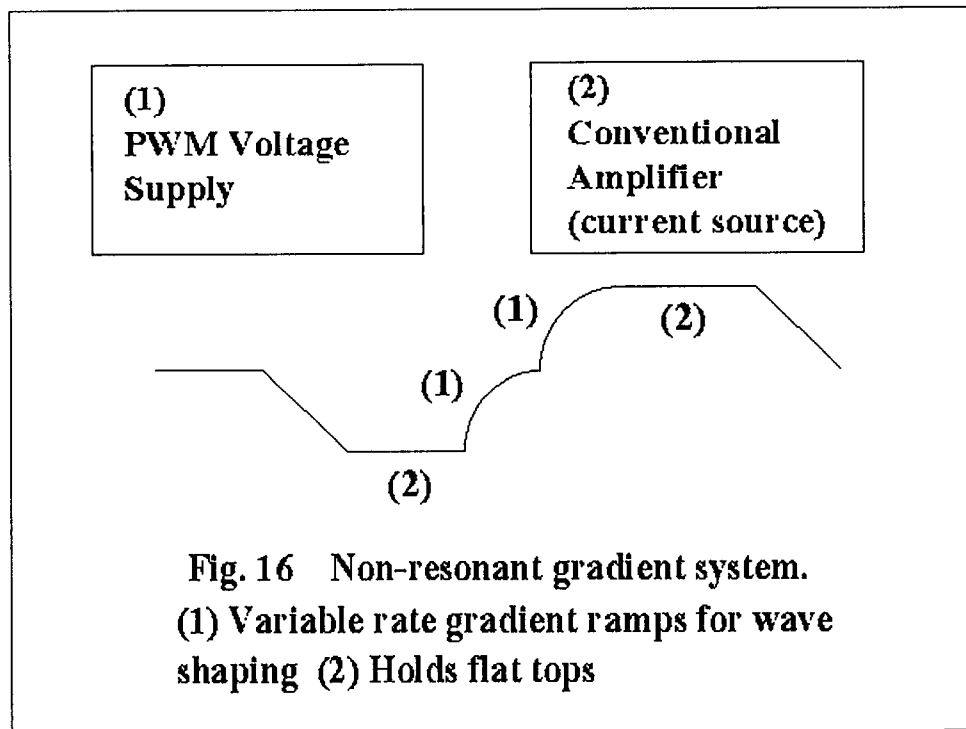
EPI를 위한 전시용 gradient system의 한 방법으로 resonant (공명형) gradient 기법이 있다. Resonant gradient power supply는 gradient 극성을 아주 빨리 변화시킬 수 있다. 한가지 조건으로서는 아주 작은 저항의 gradient coil과 조합을 이룰 때만이 EPI가 요구하는 slew rate를 산출 할 수 있다.

Resonant gradient 기법은 1 단계와 2 단계로 발전되어 왔다. 1 단계는 순수한 정현파 (standing wave)만을 만들어 EPI pulse sequence에 삽입하여 급속히 진동할 수 있는 readout gradient로 사용하는 것이다. 순수한 정현파는 gradient 영향이 고정된 동작점에 국한되는 것으로 단일 주파수와 동일한 진폭으로 진동한다. 공간분해능은 readout gradient의 각파형이 포함하는 면적에 의해 결정되기 때문에 동작점 및 EPI 영상의 공간분해능이 고정되는 결과를 가져온다. 그러므로 이러한 문제점을 해결하기 위하여 2 단계 "Catch & Hold" 방법이 고안되었다. "Catch & Hold" 방법은

gradient 파형 부분에 평탄한 부분을 삽입하여 readout gradient의 면적을 증가시켜 EPI acquisition의 공간분해능을 향상시킬 수 있다.

EPI 전용 방식은 단지 1-2 개의 gradient 형태만 만들어 내므로 일반적인 MR pulse sequence에는 사용하지 못하기 때문에 2개의 다른 power supply를 사용하여야 한다. 그러므로 일반적인 MR imaging은 빠른 공명형 gradient에 의해 향상되지 못한다. 따라서 공명형 gradient system은 EPI의 기술적 요구 사항에는 부합되지만 EPI scan에 제약을 가지고 있고 MR 촬영 장비의 속도를 전반적으로 향상시키지 못한다.

(iii) Non-Resonant Gradient System



비공명형 (non-resonant) gradient 기법은 EPI 용 gradient system으로 모든 일반적 MR 촬영에도 이용할 수 있는 가장 최신 version이다. 비공명형 gradient 기법은 어떠한 일반적인 gradient 파형도 만들어 낼 수 있으므로 double oblique나 FSE 뿐만 아니라 새로운 MR 기법에도 적용할 수 있다.

EPI용 비공명형 gradient의 전력원은 일반적인 gradient amplitude와 독창적인 “펄스 간격 변조” “pulse width modulator (PWM)” 방식의 전압

공급기와의 조합으로 구성되어 있다. PWM 전압공급기는 고전압의 출력을 gradient coil에 직접 전달할 수 있기 때문에 slew rate가 높아지고 고속으로 ON/OFF을 할 수 있다. 따라서 일반적인 MR scan을 보다 고속으로 할 수 있게 되었고 전반적인 장비 향상과 더불어 극대화된 임상적 효용 가치를 창출할 수 있게 되었다.

참고문헌

1. Bushong SC. Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles. 2nd ed. St. Louis: Mosby. 1996: 206-226
2. Brown MA, Semelka RC. MRI: Basic principles and applications. New York: John Wiley & Sons, 1995: 45-67
3. Horowitz AL. MRI physics for Radiologists: a visual approach. 3rd ed. New York: Springer-Verlag. 1995: 17-49
4. Hashemi RH, Bradley WG. MRI the basics. Baltimore: Williams & Wilkins 1997: 207-258
5. Westbrook C, Kaut C. MRI in practice. Cambridge: Black Well Science. 1993: 82-116