
Theory of Image formation in MRI system

Dr M A Oghabian

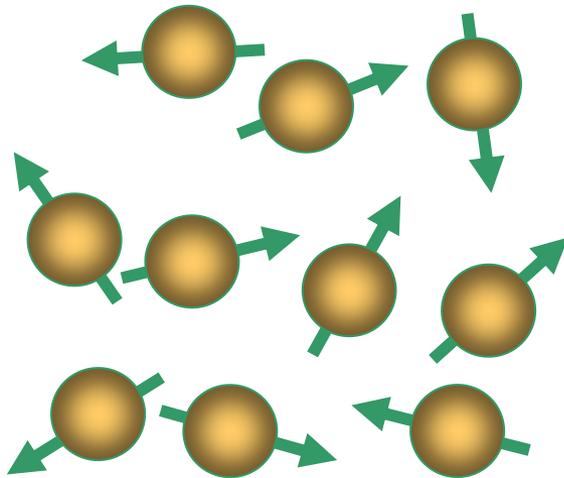
www.oghabian.net

	Frequency	Energy	Wave Length
X-ray	$1.7 \sim 3.6 \cdot 10^{12} \text{MHz}$	30~150 keV	80~400pm
Visible Light (Violet)	$7.5 \cdot 10^8 \text{MHz}$	3.1 eV	400nm
Visible Light (Red)	$4.3 \cdot 10^8 \text{MHz}$	1.8 eV	700nm
MRI	3~100MHz	20~200 meV	6~10m

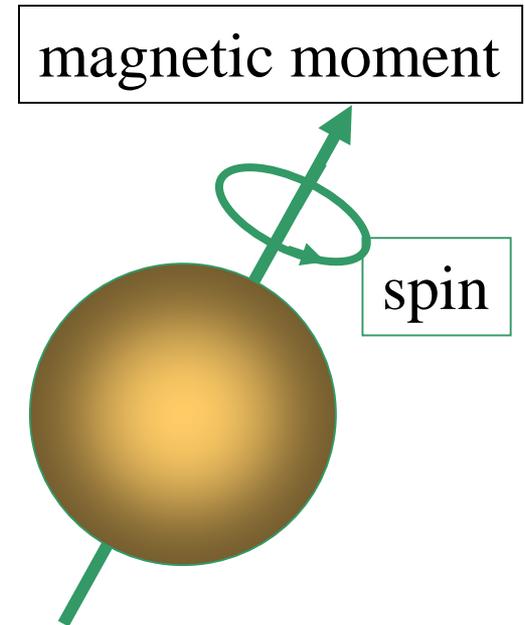


Spinning

- Spinning charged particle creates an electromagnetic field
- Spin quantum number S
of energy states = $2S+1$



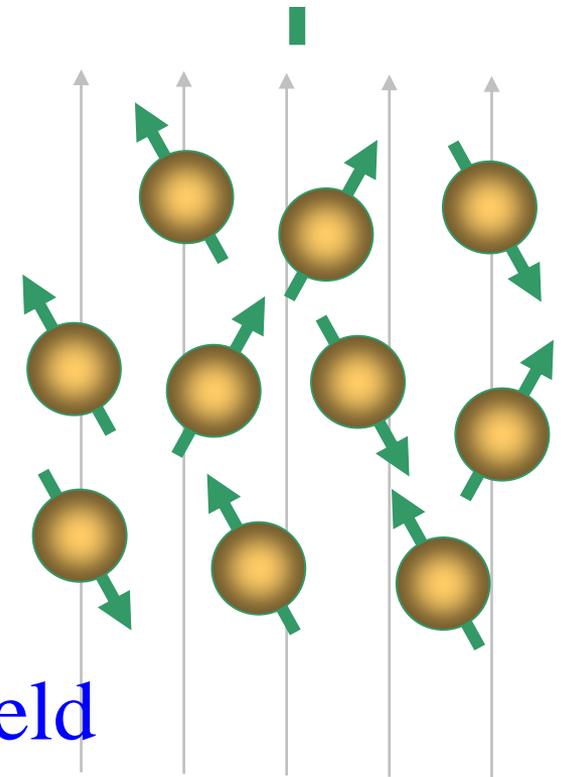
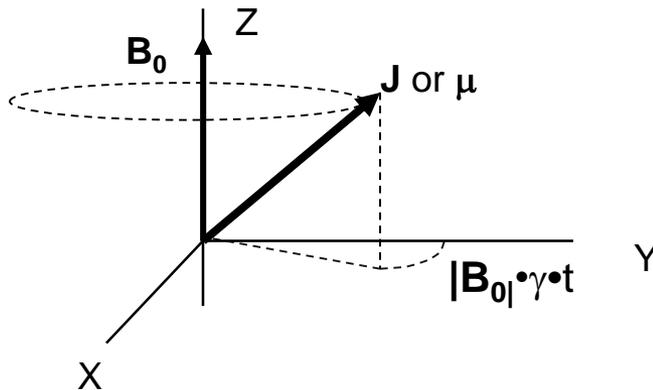
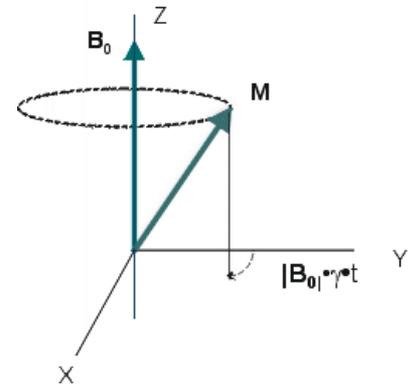
$$M=0$$





Precession

- Larmor Equation $\omega = \gamma B_0$
- Why hydrogen nucleus
 - 1. Large component of human body
 - 2. Odd number of protons (unpaired protons)

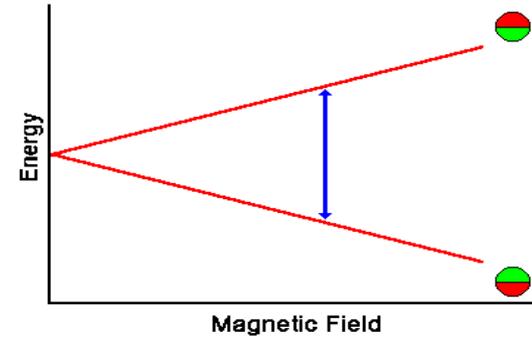


B_0 field



Energy Level

- Energy state is not always the same
- For ^1H $B_0=1.5\text{T}$ Energy State=2



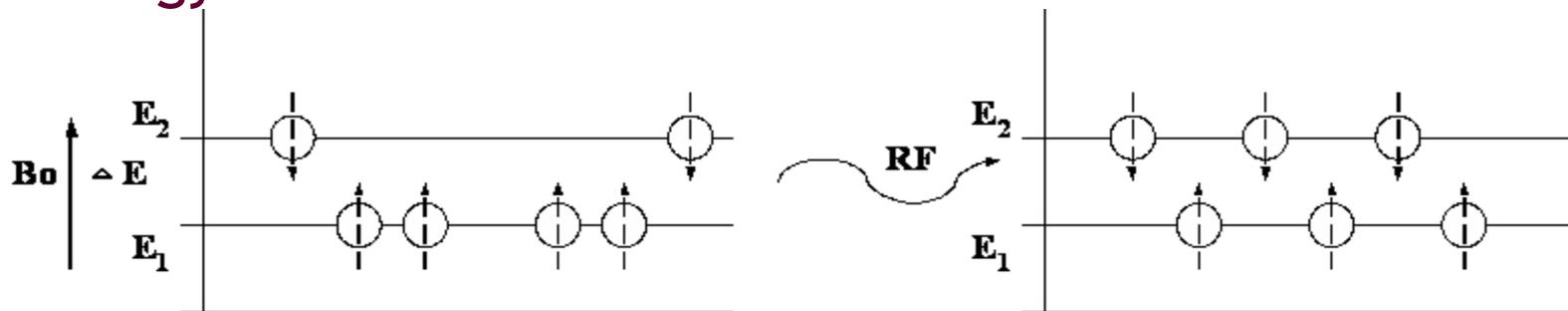
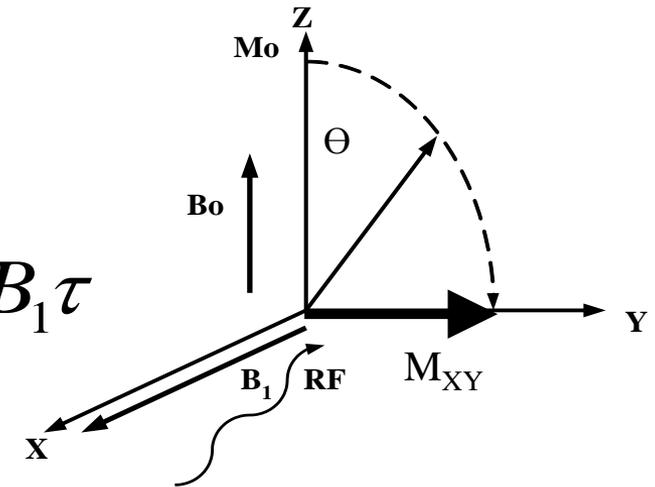
Precession frequency= $42.58\text{MHz/T} \cdot 1.5\text{T} = 64\text{MHz}$

Nuclei	Unpaired Protons	Unpaired Neutrons	Net Spin	(MHz/T)
^1H	1	0	1/2	42.58
^2H	1	1	1	6.54
^{31}P	0	1	1/2	17.25
^{23}Na	0	1	3/2	11.27
^{14}N	1	1	1	3.08
^{13}C	0	1	1/2	10.71
^{19}F	0	1	1/2	40.08



RF Pulse

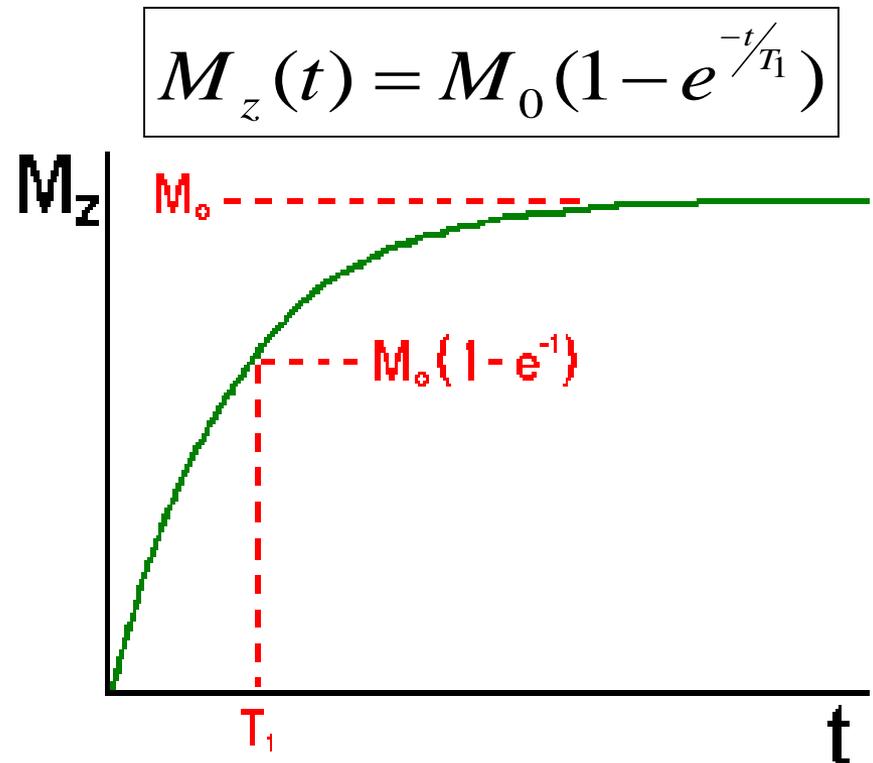
- If the pulse F equals Larmor F Resonance
- Rf pulse causes a flip angle $\theta = \gamma B_1 \tau$ and also makes protons get in phase
- Some protons will change energy state





T_1 Relaxation Time

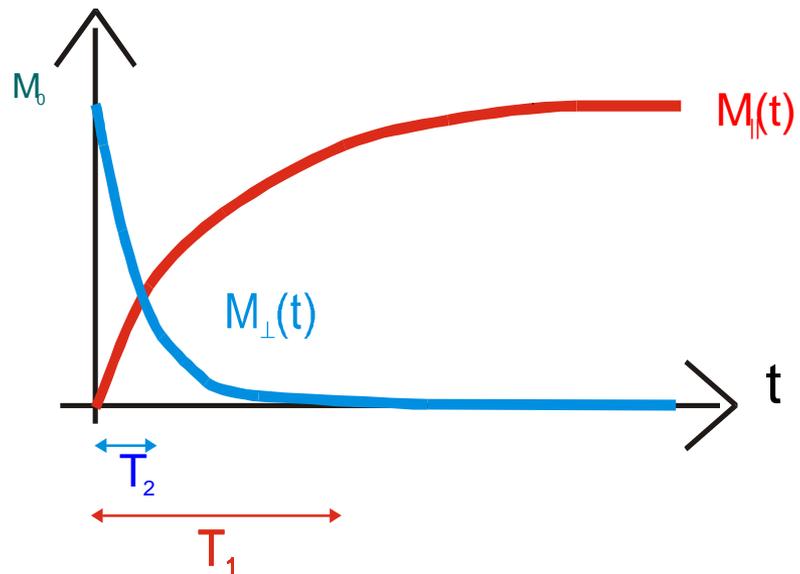
- After RF pulse
 - 1. Spins go back to the lowest energy state
 - 2. Spins get out of phase
- T_1 also called spin-lattice relaxation time
- Spins give energy to the surrounding lattice





T_2^* Relaxation Time

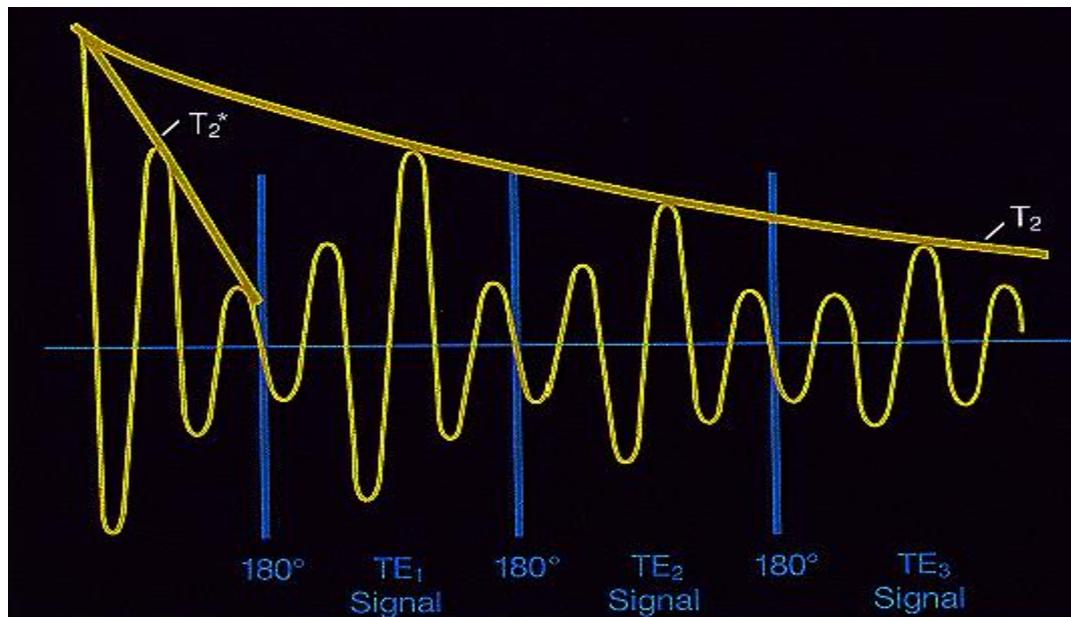
- Due to
 - Interactions among individual spins
 - External magnetic field inhomogeneity



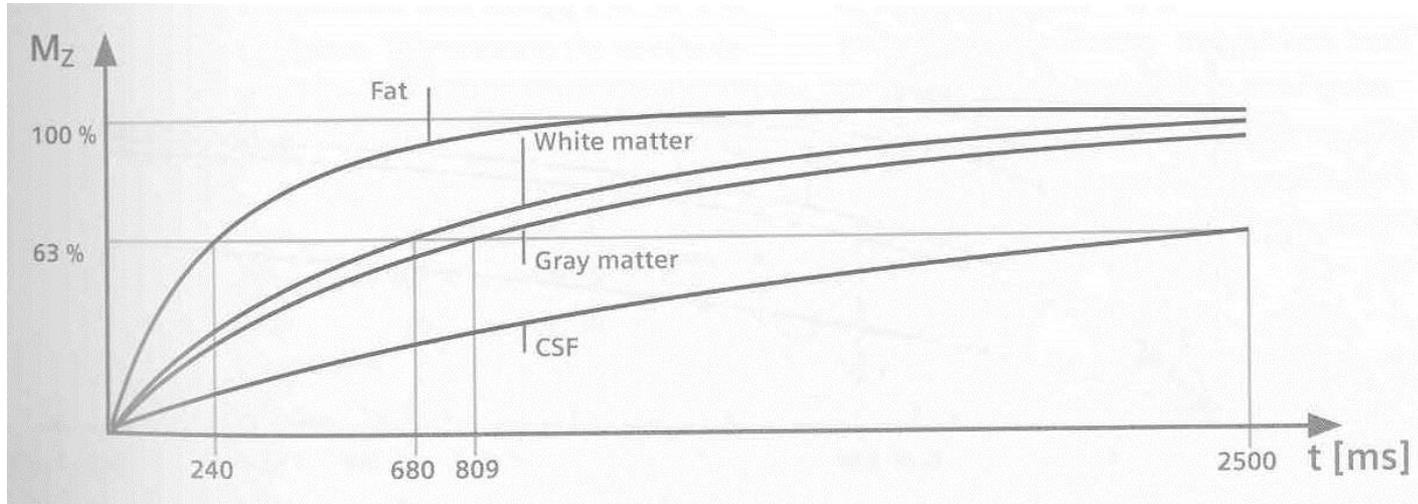


T_2 and T_2^*

- Use 180° pulse to refocus
 - Eliminate the effect of external magnetic field
- T_2 Relaxation Time or spin-spin relaxation time

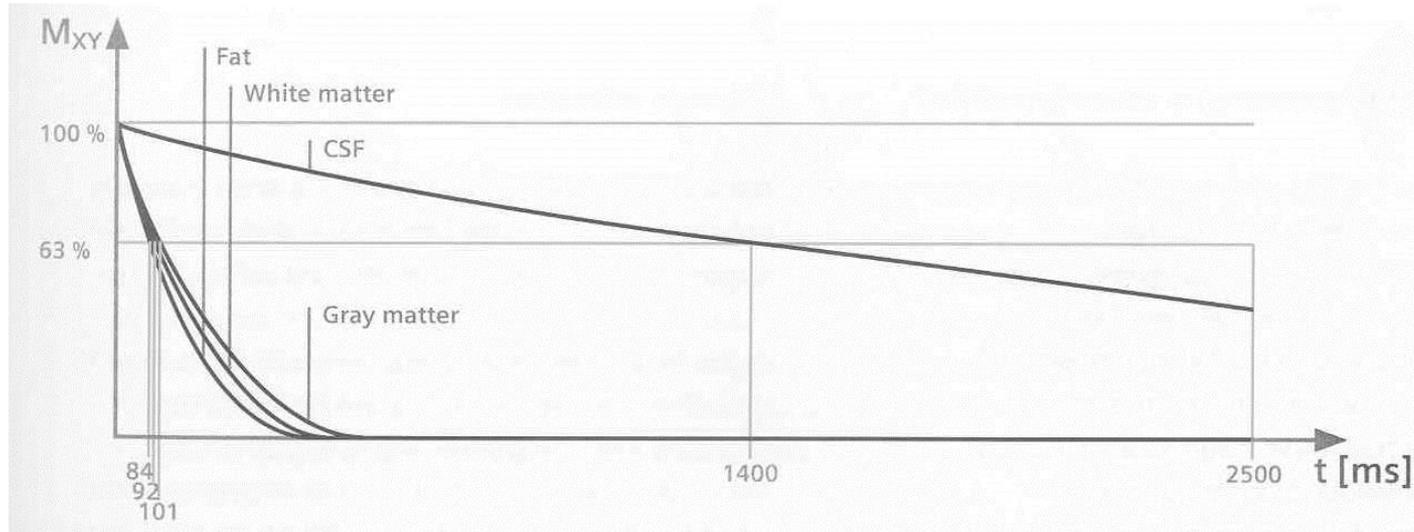


بافت های مختلف، دانسیته پروتون های متحرک $N(H)$ ، زمان واهلش T1 و T2 متفاوت دارند. این تفاوت ها را می توان از طریق کنتراست تصویر MR نشان داد.



T_1 constants (in ms)	T_1 constants (in ms)		
	0.2 Tesla	1.0 Tesla	1.5 Tesla
Fat		240	
Muscle	370	730	863
White matter	388	680	783
Gray matter	492	809	917
CSF	1,400	2,500	3,000

بافت های مختلف، دانسیته پروتون های متحرک $N(H)$ ، زمان واهلش T_1 و T_2 متفاوت دارند. این تفاوت ها را می توان از طریق کنتراست تصویر MR نشان داد.

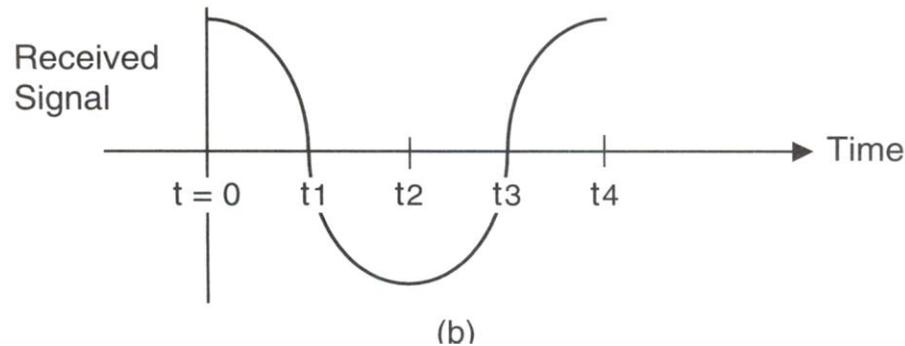
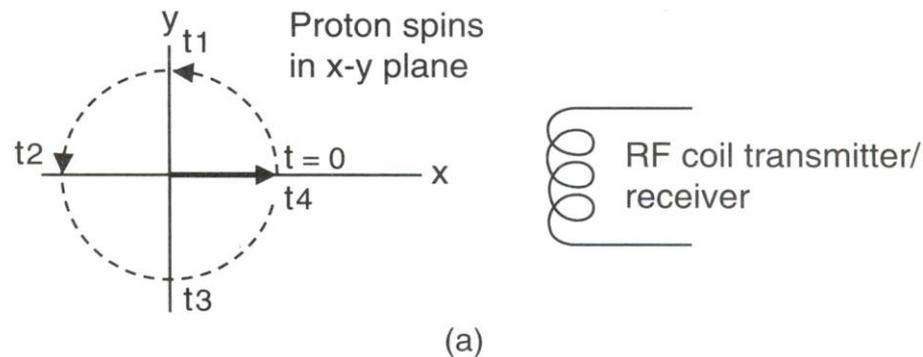


T_2 constants (in ms)

Fat	84
Muscle	47
White matter	92
Gray matter	101
CSF	1,400

سیگنال دریافت شده:

ذره باردار در حال حرکت، یک میدان مغناطیسی ایجاد می کند. عکس این حالت هم صحیح است، یعنی میدان مغناطیسی موجب حرکت ذره باردار مانند الکترون می شود. جریان اندازه گیری شده، سیگنال نام دارد.

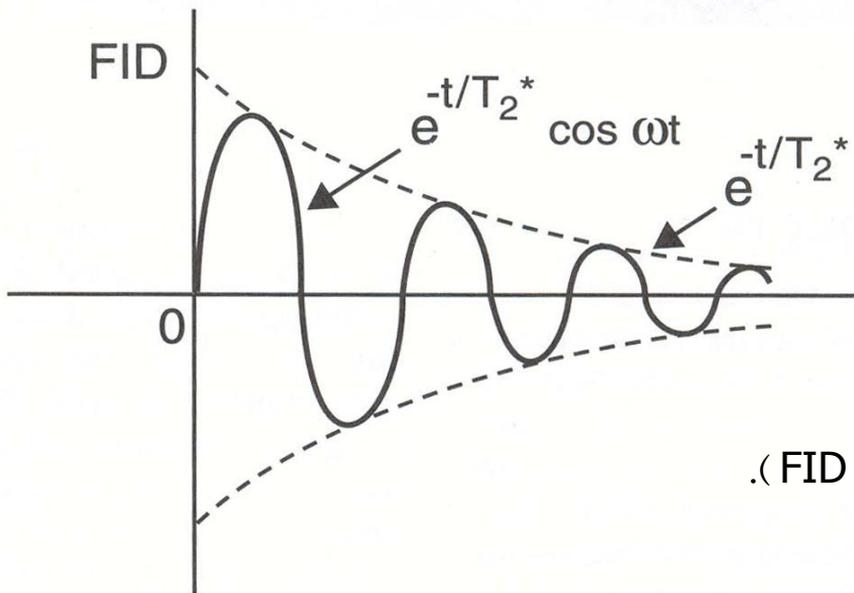
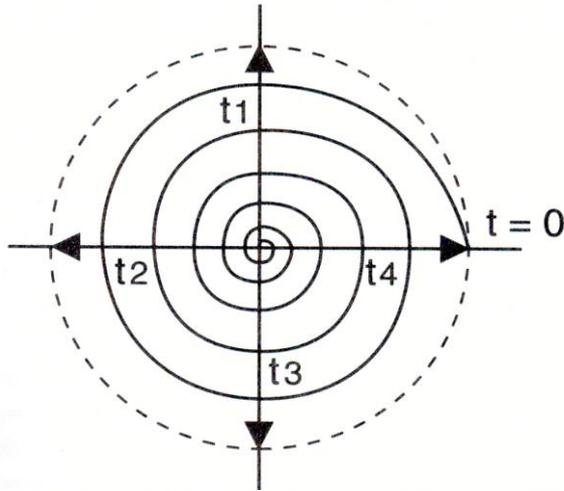


(a) رابطه بین مغناطش عرضی و (b) سیگنال دریافت شده در زمانهای مختلف.

فروپاشی القایی آزاد:

همزمان با چرخش در صفحه X-Y مقدار بردار عرضی سیگنال بخاطر برهمکنش اسپین-اسپین و غیریکنواختی میدان مغناطیسی خارجی دائما کاهش می یابد.

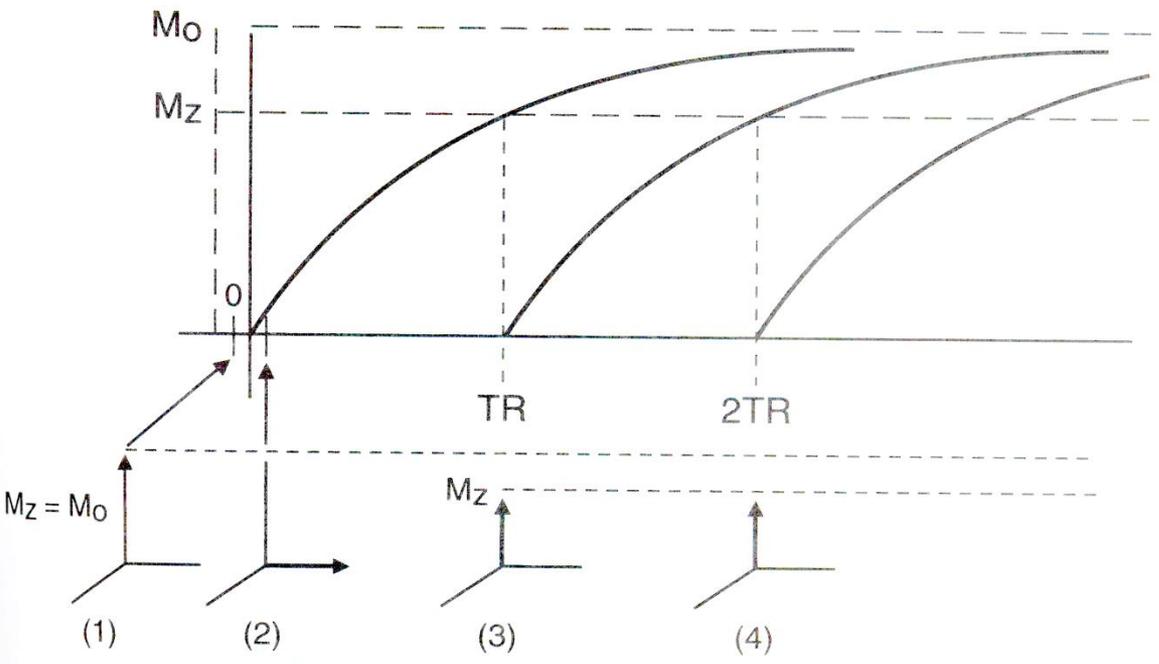
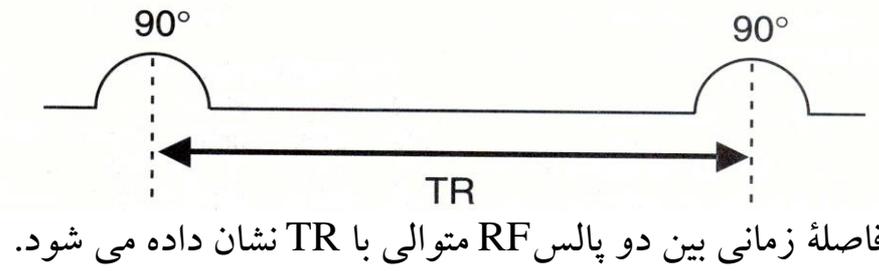
چون T_2 یک بافت فقط وابسته به برهمکنش اسپین-اسپین است و ما کنترلی بر روی عمل یک اسپین بر روی اسپین دیگر نداریم، T_2 ثابت است. T_2^* به یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی نیز بستگی دارد، بنابراین ثابت نیست و بسته به یکنواختی میدان مغناطیسی خارجی تغییر می کند. T_2^* همیشه کمتر از T_2 است. فروپاشی T_2^* سریعتر از فروپاشی T_2 است



$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2^*} (\cos \omega_0 t)$$

شکل موج سینوسی کاهشی مربوط به سیگنال دریافت شده (FID).

TR (زمان تکرار):



$$S \propto (1 - e^{-TR/T_1})$$

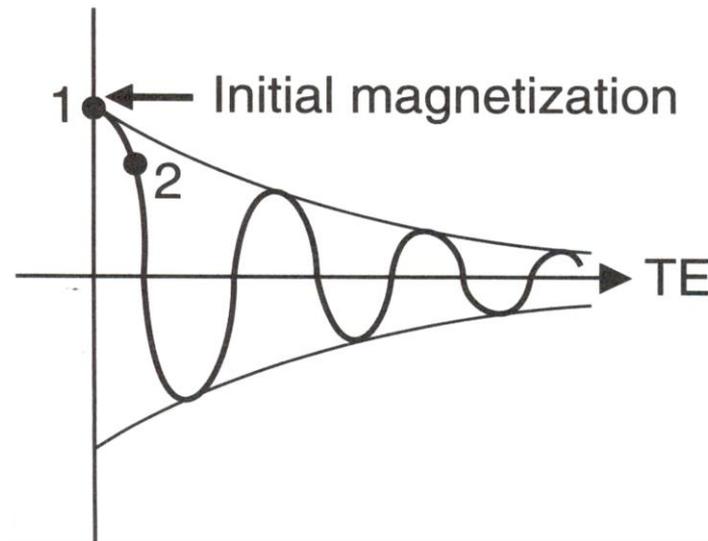
پروتونهای بیشتر، سیگنال بیشتری ایجاد می کنند

$$S \propto N(H) (1 - e^{-TR/T_1})$$

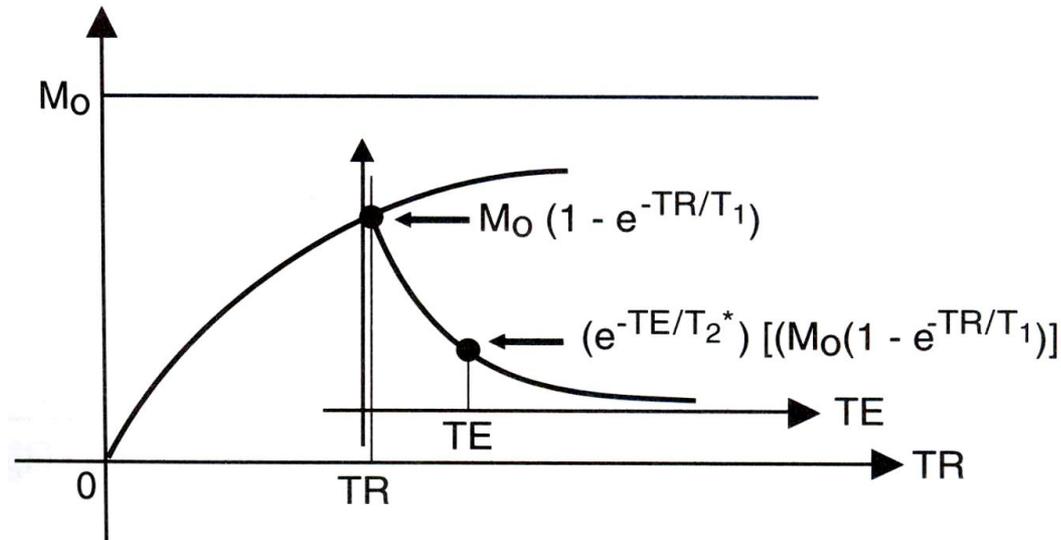
منحنی های بازیافت پس از پالس های RF متوالی.

TE (زمان تأخیر اکو):

بجای اینکه اندازه گیری را بلافاصله بعد از پالس RF انجام دهیم (چون قادر به انجام آن نمی باشیم)، یک مدت زمان کوتاه صبر کرده و آنگاه اندازه گیری را انجام می دهیم. این دوره زمانی کوتاه مربوط به TE است.



مقدار FID در زمان $t=0$ برابر M_0 است در حالی که در زمان $t=TE$ برابر است با $M_0 e^{-TE/T_2^*}$

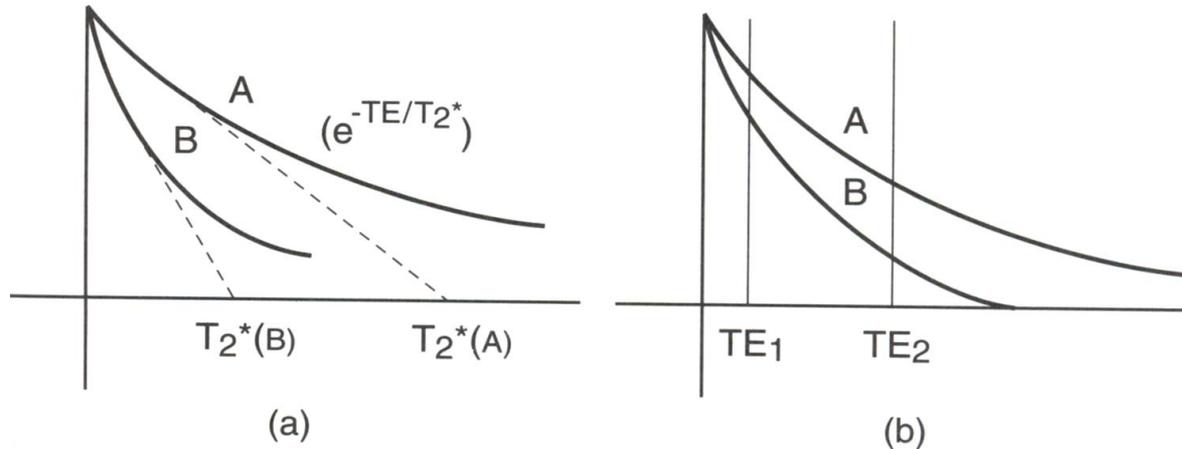


منحنی های بازیافت و واپاشی در یک نمودار نشان داده شده اند.

بطور کلی شدت سیگنالی که اندازه می گیریم عبارتست از:

$$SI \propto N(H)(e^{-TE/T_2^*})(1 - e^{-TR/T_1})$$

کنتراست بافت (وزن T1 و T2 و PD):



دو بافت A و B با T2*های متفاوت کدامیک T2 طولانی تری دارد؟
 دو TE مختلف را روی منحنی واپاشی در نظر بگیرید کدام TE کنتراست بهتری را بین A و B فراهم می کند؟
 TE کوتاه اثر T2* را کاهش می دهد
 TE طولانی اثر T2* را افزایش می دهد

$$SI = N(H)(e^{-TE/T_2^*})(1 - e^{-TR/T_1})$$

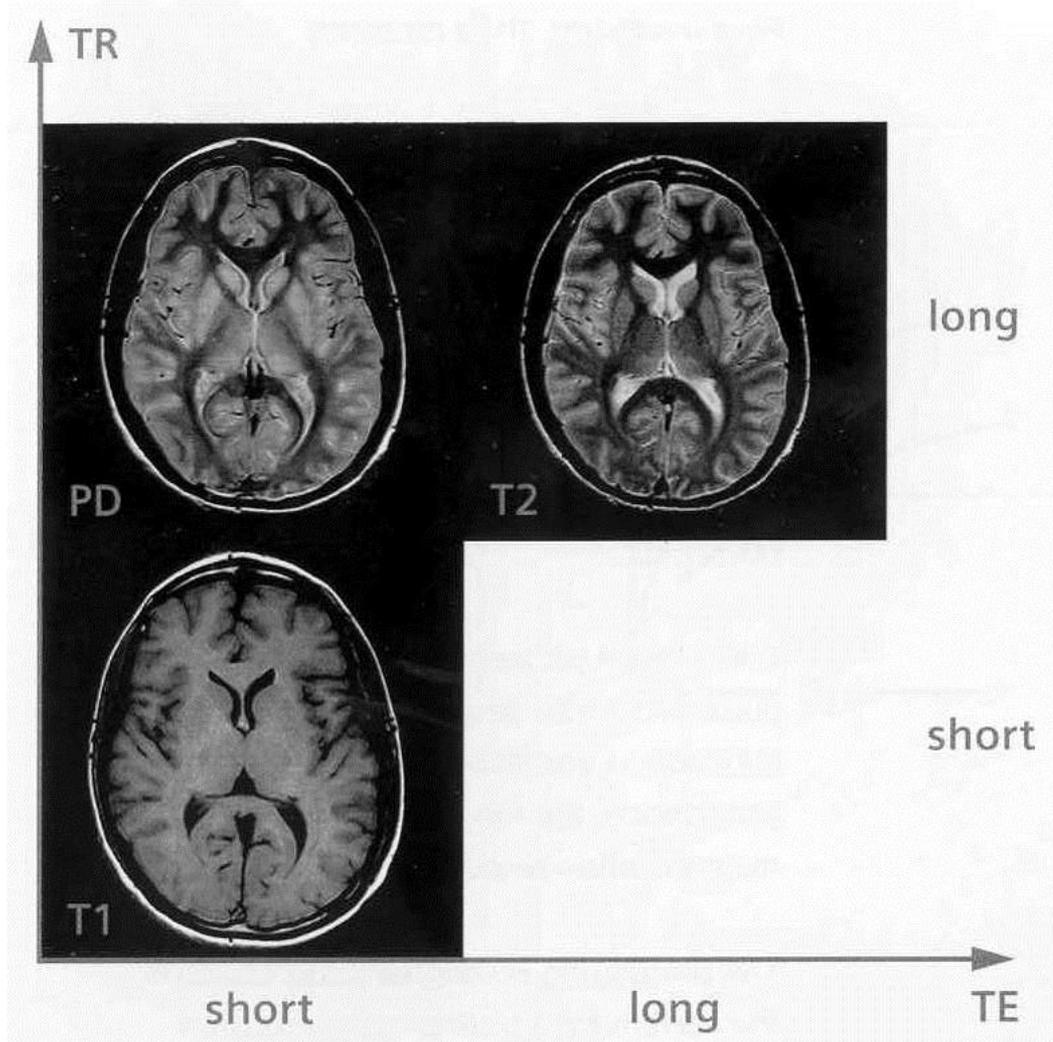
کنتراست بافت (وزن T1 و T2 و PD):

TR طولانی اثر T1 را کاهش می دهد و TE کوتاه اثر T_2^* را کاهش می دهد.

یعنی تصویری با وزن PD داریم.

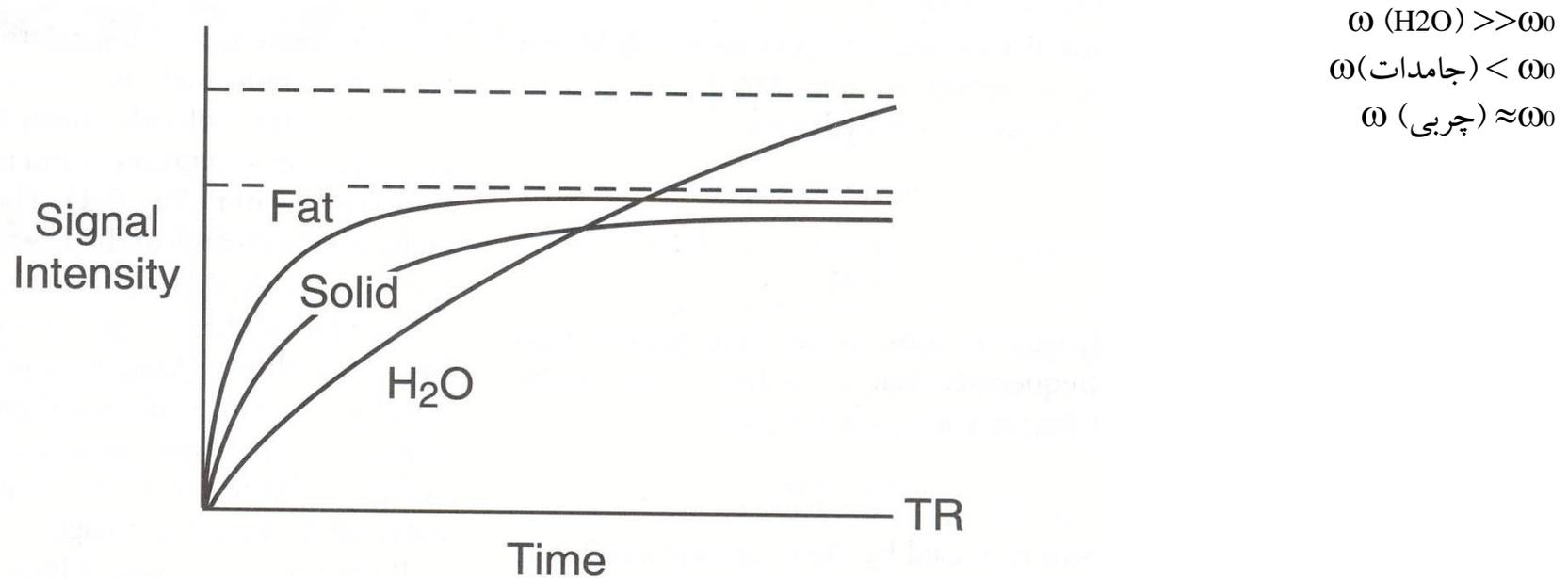
$$SI = N(H)(e^{-TE/T_2^*})(1 - e^{-TR/T_1})$$

تصاویر با وزن T1 و با وزن T2 و با وزن چگالی پروتونی (PD):



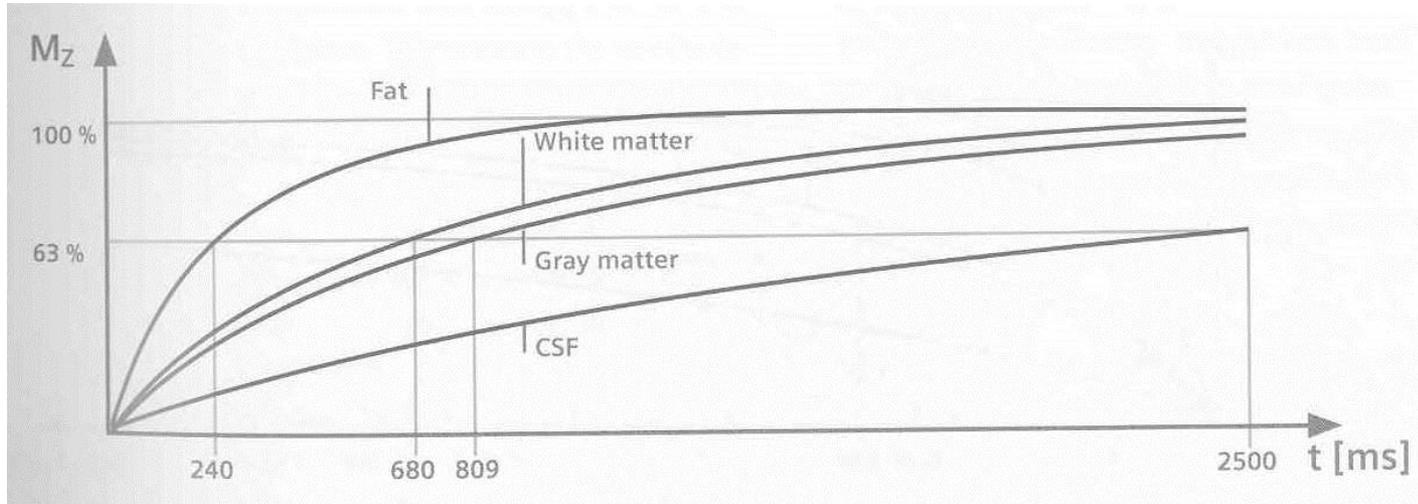
مشخصه T1 بافت ها

T1 بافت به چگونگی از دست دادن انرژی به محیط اطراف یا جذب انرژی از محیط اطراف توسط پروتونها وابسته است. بیشترین انتقال انرژی مؤثر پروتونها به محیط اطراف، در فرکانس حرکت طبیعی رخ می دهد که برابر فرکانس لارمور باشند.



- آب طولانی ترین T1 را داراست و منحنی بازیافت T1 آن کمترین شیب را دارد.
- چربی کوتاهترین T1 را دارد و منحنی بازیافت T1 آن بیشترین شیب را داراست.
- مایع پروتئینی نیز یک T1 کوتاه دارد.
- بافت جامد یک T1 متوسط دارد.

مشخصه T1 بافت ها



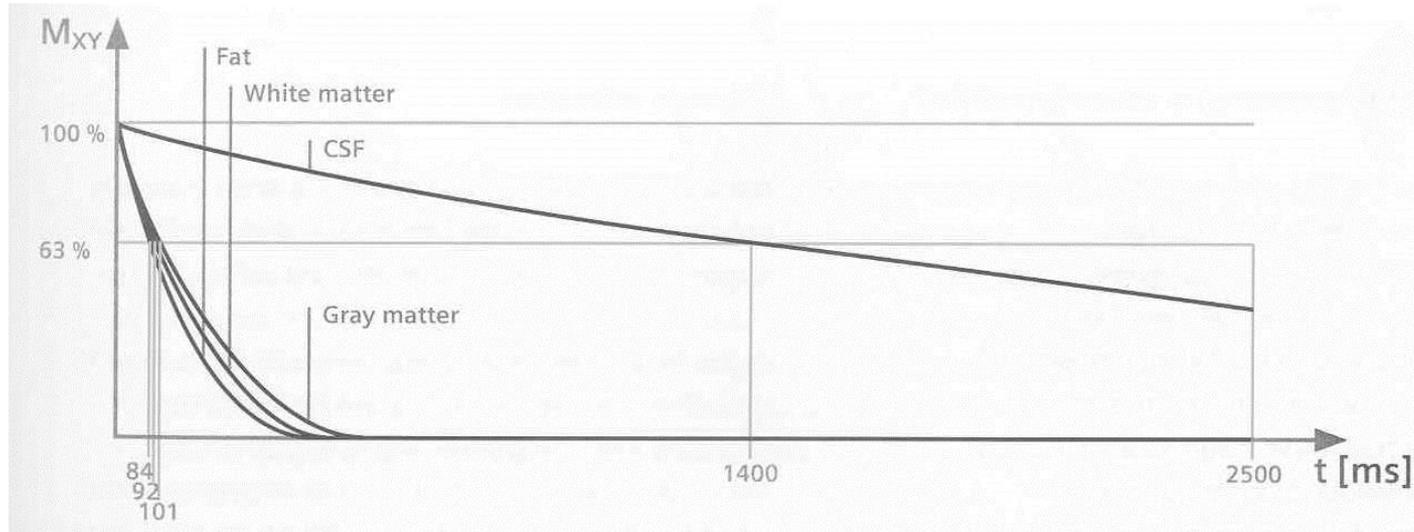
T_1 constants (in ms)	T_1 constants (in ms)		
	0.2 Tesla	1.0 Tesla	1.5 Tesla
Fat		240	
Muscle	370	730	863
White matter	388	680	783
Gray matter	492	809	917
CSF	1,400	2,500	3,000

مشخصه T2 بافت ها

اگر اسپین پروتونها سریع ناهمفاز شوند T2 کوتاه است و اگر به آهستگی ناهمفاز شوند T2 طولانی تر است. برهمکنش اسپین-اسپین و در نتیجه سرعت ناهمفاز شدن در آب بدلیل پراکندگی پروتونها کم است و T2 آب طولانی است

- ۱- آب T2 خیلی طولانی دارد. پس منحنی واپاشی T2 آن دارای شیب خیلی آرامی است.
- ۲- بافت جامد T2 کوتاهی دارد و در نتیجه واپاشی آن نسبتاً سریع است.
- ۳- چربی T2 متوسط دارد.
- ۴- مایع پروتئینی بسته به مقدار پروتئین، T2 کوتاه یا متوسط دارد

مشخصه T2 بافت ها



T₂ constants (in ms)

Fat	84
Muscle	47
White matter	92
Gray matter	101
CSF	1,400

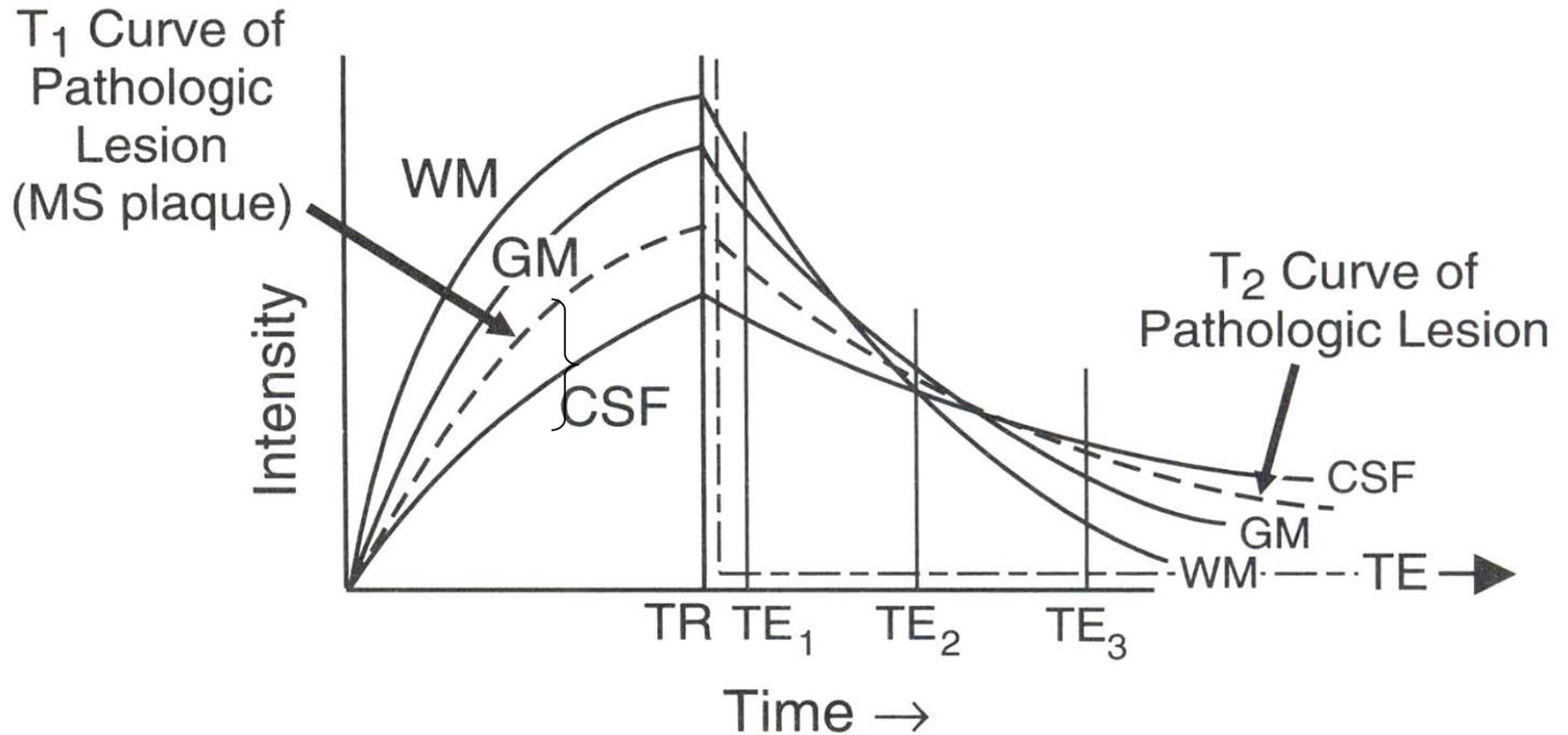
مشخصه T1 بافت ها

	H ₂ O/Fluids	Solids	Fat and Proteinaceous Material
T ₁	$\omega \gg \omega_0$ Non Efficient Energy Transfer Very Long T₁	$\omega < \omega_0$ Inefficient Energy Transfer Long T₁	$\omega \approx \omega_0$ Efficient Energy Transfer Short T₁
T ₂	Less dephasing Long T₂	Most dephasing Short T₂	Intermediate dephasing Intermediate T₂

مشخصه‌های T1 و T2 بافت ها

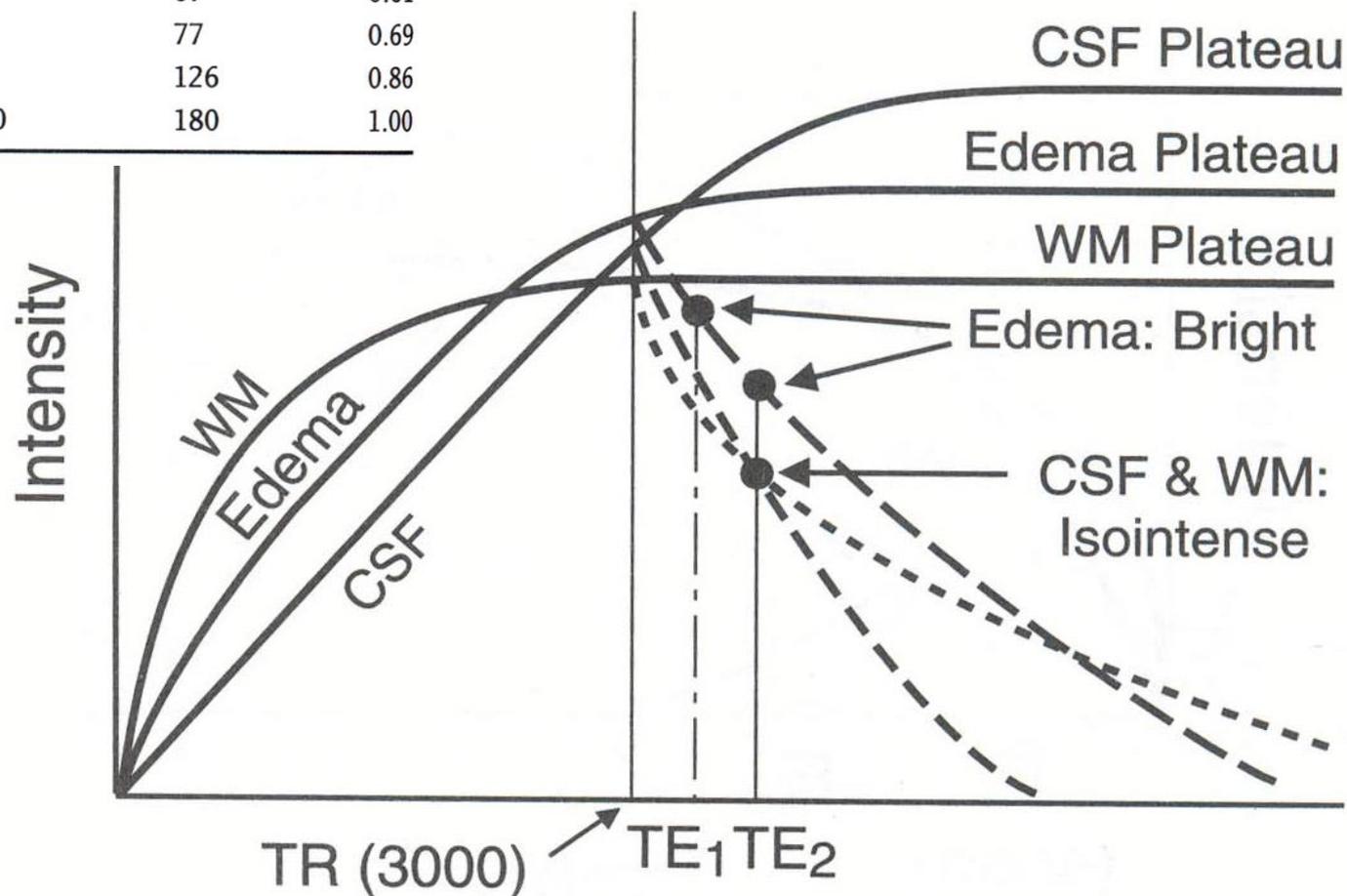
	long T ₁ (low SI)	intermediate	short T ₁ (high SI)
long T ₂ (high SI)	water/CSF pathology edema		d (EC metHgb)
intermediate		muscle GM a (oxyHgb) WM	
short T ₂ (low SI)	air cortical bone heavy Ca ⁺⁺ b (deoxyHgb) e (hemosiderin) fibrosis tendons		fat proteinaceous solutions c (IC met Hgb) paramagnetic materials (Gd, etc.)

مشخصه‌های T1 و T2 بافت‌ها



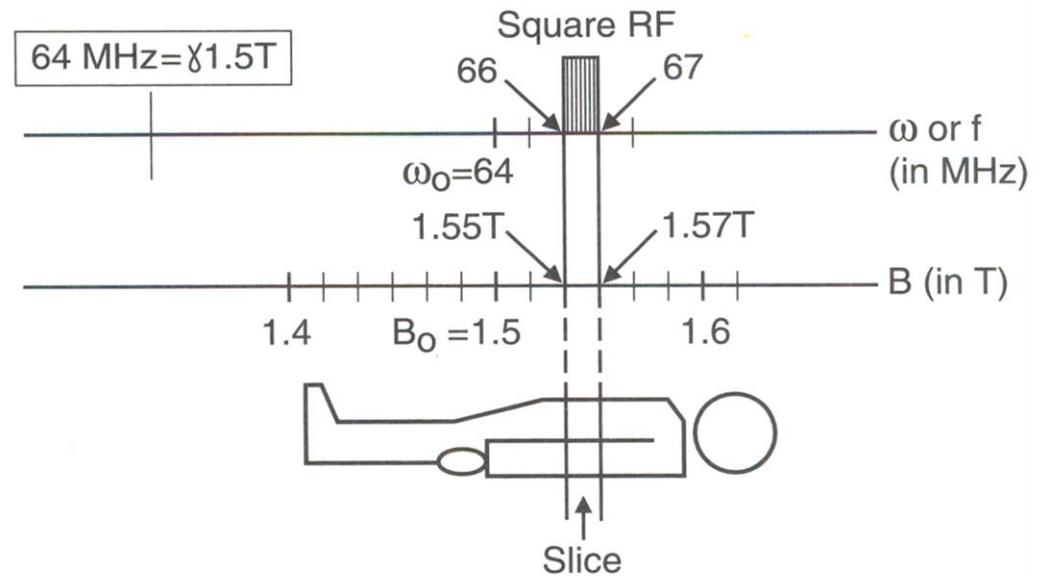
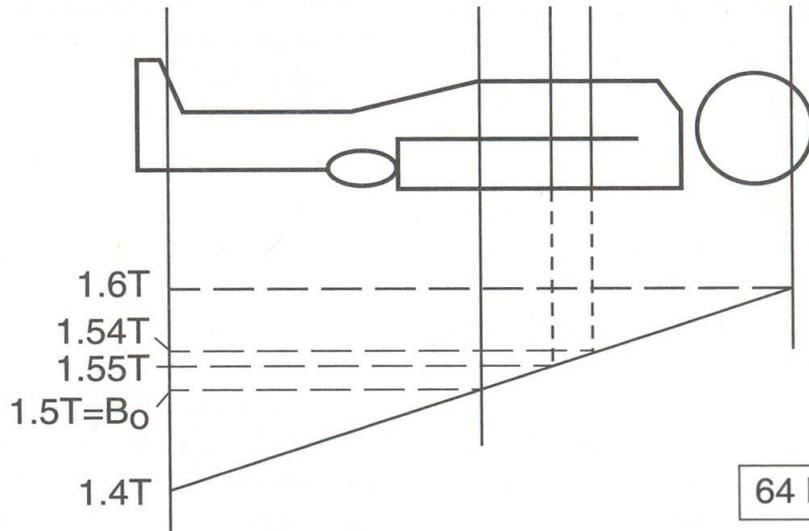
مشخصه‌های T1 و T2 و دانسیته پروتونی بافت‌ها

	T ₁ (msec)	T ₂ (msec)	N(H)
White matter	510	67	0.61
Gray matter	760	77	0.69
Edema	900	126	0.86
CSF	2650	180	1.00



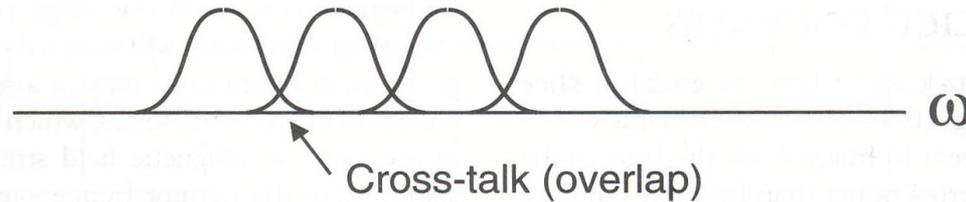
انتخاب برش:

ضخامت برش با پهنای باند پالس RF و شیب گرادیان تعیین می شود.

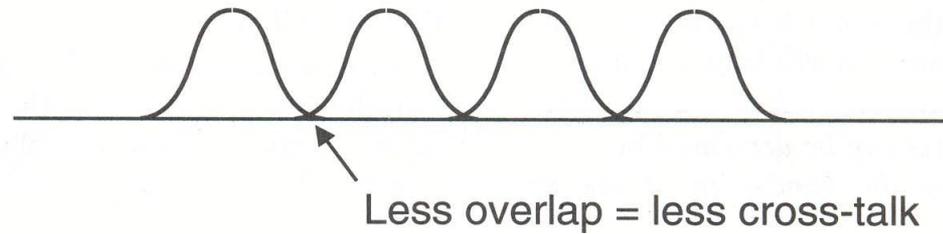


رابطه بین شدت میدان و فرکانس لارمور در تعیین ضخامت برش و محل آن

تداخل برش:

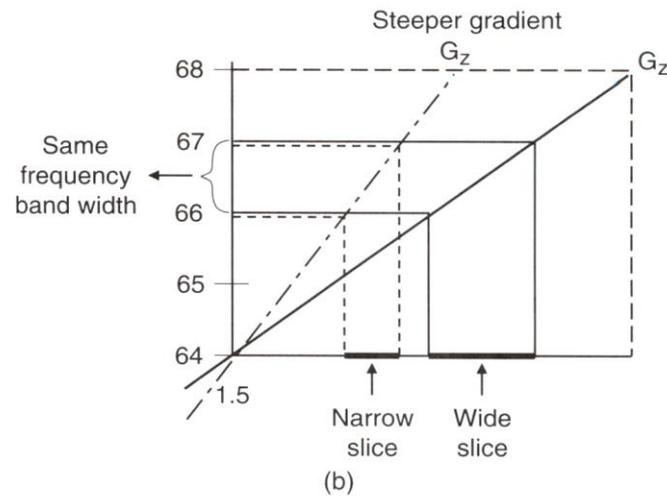
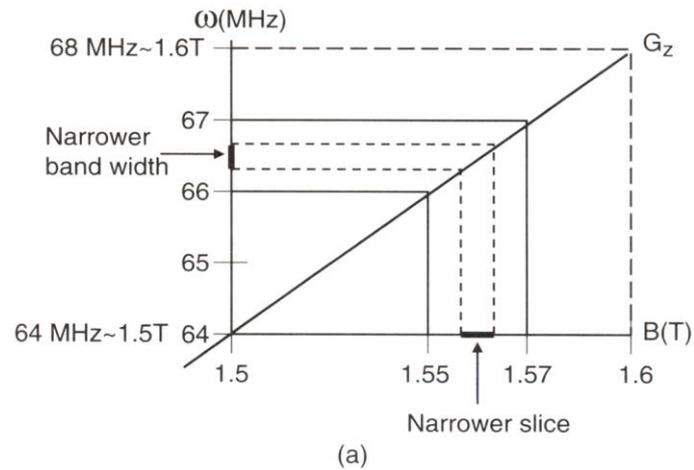


تداخل: وقتی تبدیل فوریه شکل مربعی ایده آل ندارد، کناره لوب ها در تبدیل فوریه با یکدیگر همپوشانی می کنند.



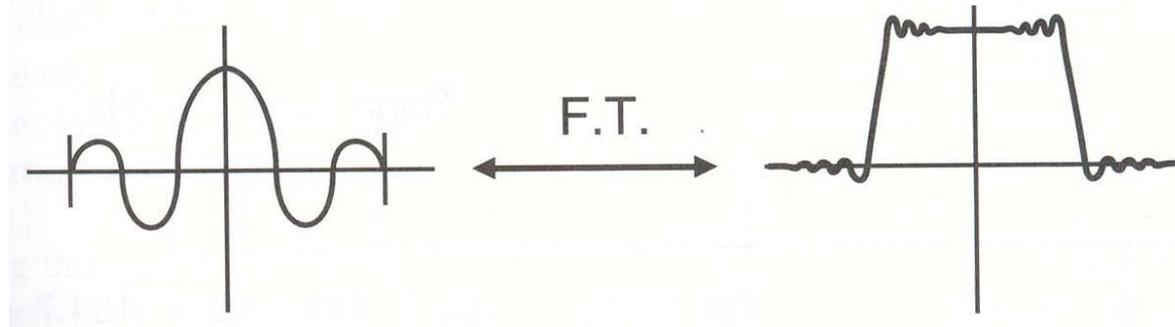
مینیمم کردن تداخل با وارد کردن فاصله بین برش های متوالی.

ضخامت برش:



برای کاهش ضخامت برش (a) یا پهنای باند کم و (b) یا گرادیان بیشتر بکار می رود

انتخاب برش و آرتیفکت:

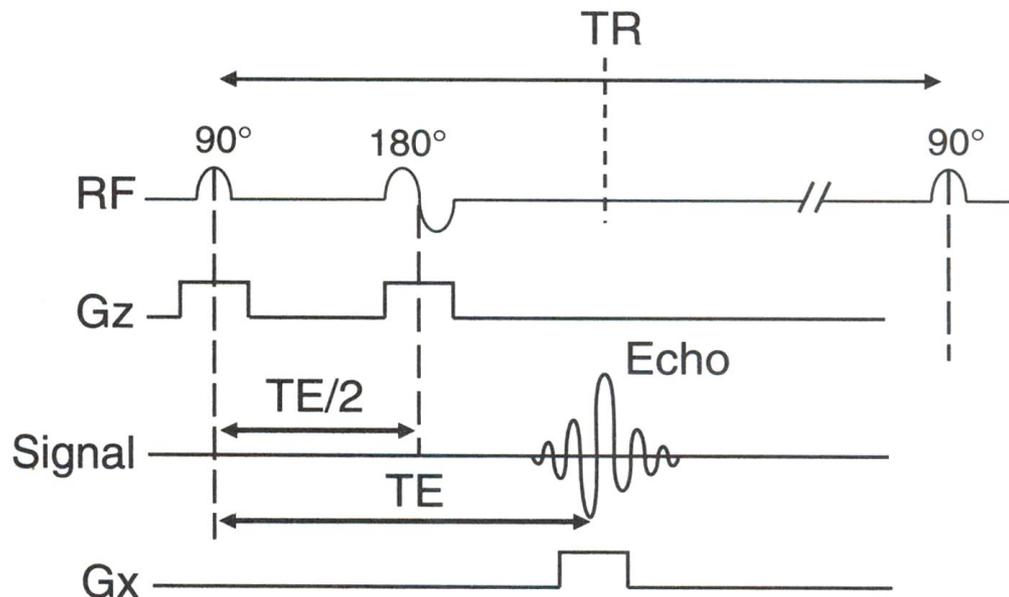


تبدیل فوریه تابع سینک قطع شده از انتها شکل شبه مربعی دارد که اثرات حلقه ای و نوسان در آن دیده می شود.

. گرادیانهای مورد استفاده در MRI معمولاً خطی هستند (در واقع غیرخطی بودن گرادیان علت آرتیفکتهای به هم ریختگی هندسی است).

کد گذاری فضایی:

G_z (گرادیان انتخاب برش) را در زمان ارسال پالس روشن و پس از پالس خاموش می کنیم. همچنین یک پالس را برای هم فاز کردن مجدد اسپین ها می فرستیم و مجدداً گرادیان G_z را در طول پالس روشن می کنیم. بعد از زمان TE یک اکو دریافت می شود. این اکو، سیگنالی از کل برش است.



اطلاعات در راستای محور X برش، با اعمال گرادیان کد گذاری فرکانس یا گرادیان قرائت، G_x بدست می آید.

کدگذاری فضایی:

بدون وجود گرادیان در جهت X سیگنالی بدست می آوریم که برابر است با مجموع تمام سیگنالهای هر پیکسل

0	$\cos\omega_0 t$	$\cos\omega_0 t$
$\cos\omega_0 t$	$2\cos\omega_0 t$	0
$-2\cos\omega_0 t$	0	$\cos\omega_0 t$

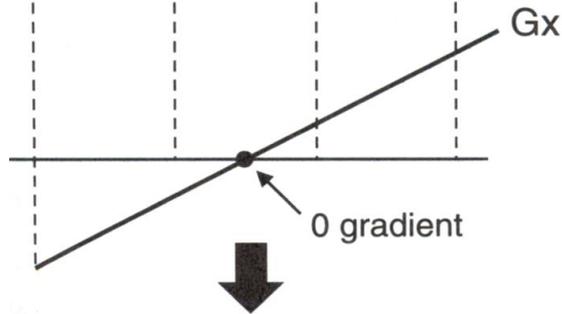
→ $4 \cos\omega_0 t$

$=4\cos \omega_0 t$ سیگنالی که از تمام برش می آید = مجموع پیکسل ها

اطلاعات در راستای محور X برش، با اعمال گرادیان کدگذاری فرکانس یا گرادیان قرائت، G_x بدست می آید.

کدگذاری فضایی (گرادیان کدگذاری فرکانس G_x):

0	$\cos\omega_0 t$	$\cos\omega_0 t$
$\cos\omega_0 t$	$2\cos\omega_0 t$	0
$-2\cos\omega_0 t$	0	$\cos\omega_0 t$



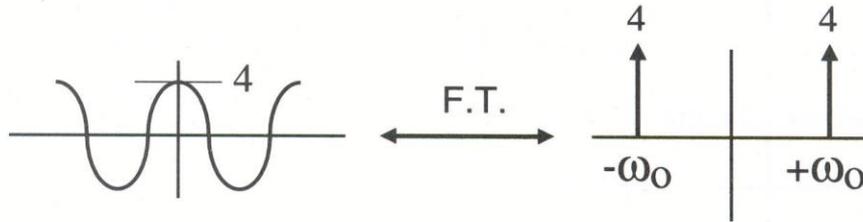
0	$\cos\omega_0 t$	$\cos\omega_0^+ t$
$\cos\omega_0^- t$	$2\cos\omega_0 t$	0
$-2\cos\omega_0^- t$	0	$\cos\omega_0^+ t$

$$\rightarrow (-\cos\omega_0^- t) + (3\cos\omega_0 t) + (2\cos\omega_0^+ t)$$

وقتی به ماتریس، گرادیان فرکانس اعمال می شود، هر ستون، فرکانسهای مختلفی خواهند داشت: ω_0^- و ω_0 ، ω_0^+

Before G_x

Received Signal $s(t) = (4\cos\omega_0 t)$: **کدگذاری فضایی (گرادیان کدگذاری فرکانس G_x):**



(a)

(a) سیگنال و تبدیل فوریه آن. قبل از اعمال

گرادیان، سیگنال، فرکانس ω_0 دارد.

(b) بعد از اعمال گرادیان، فرکانس G_x ، سیگنال

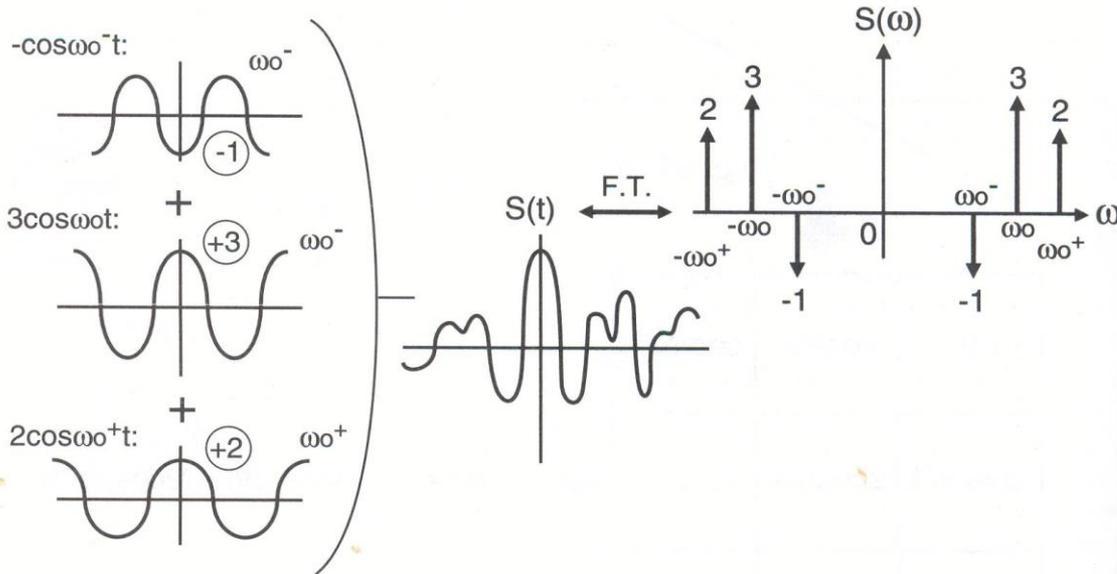
سه فرکانس خواهد داشت که شکل موج و

تبدیل فوریه آنها نشان داده شده است.

فرکانس و محل پیکسل رابطه یک به یک دارند.

After G_x

Received Signal $s(t) = (-\cos\omega_0^- t) + (3\cos\omega_0 t) + (2\cos\omega_0^+ t)$



(b)

کدگذاری فضایی (گرادیان کدگذاری فاز Gy):

0	$\cos(\omega t + 120^\circ)$	$\cos(\omega^+ t + 120^\circ)$
$\cos(\omega^- t)$	$2\cos(\omega t)$	0
$-2\cos(\omega^- t - 120^\circ)$	0	$\cos(\omega^+ t - 120^\circ)$

گرادیان کدگذاری فاز Gy در راستای محور y اعمال می شود. این گرادیان معمولاً بین پالسهای 90 درجه و 180 درجه و یا بین پالس 180 درجه و اکو اعمال می شود.

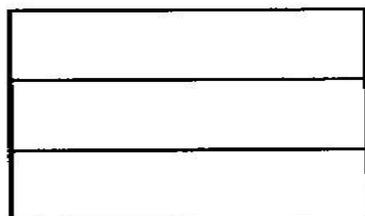
TR#1



$$\Delta\Phi = 0$$

$$\Delta\Phi = 0$$

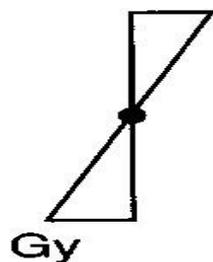
$$\Delta\Phi = 0$$



0	$\cos\omega_0 t$	$\cos\omega_0^+ t$
$\cos\omega_0^- t$	$2\cos\omega_0 t$	0
$-2\cos\omega_0^- t$	0	$\cos\omega_0^+ t$

Gx

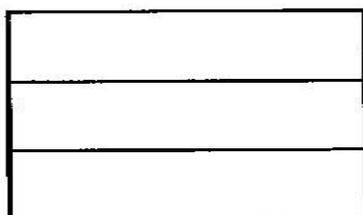
TR#2



$$\Delta\Phi = +120^\circ$$

$$\Delta\Phi = 0$$

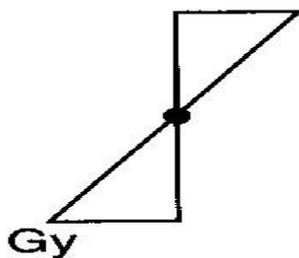
$$\Delta\Phi = -120^\circ$$



0	$\cos(\omega_0 t + 120^\circ)$	$\cos(\omega_0^+ t + 120^\circ)$
$\cos(\omega_0^- t)$	$2\cos(\omega_0 t)$	0
$-2\cos(\omega_0^- t - 120^\circ)$	0	$\cos(\omega_0^+ t - 120^\circ)$

Gx

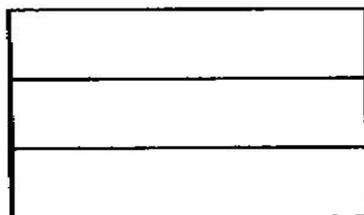
TR#3



$$\Delta\Phi = +240^\circ$$

$$\Delta\Phi = 0$$

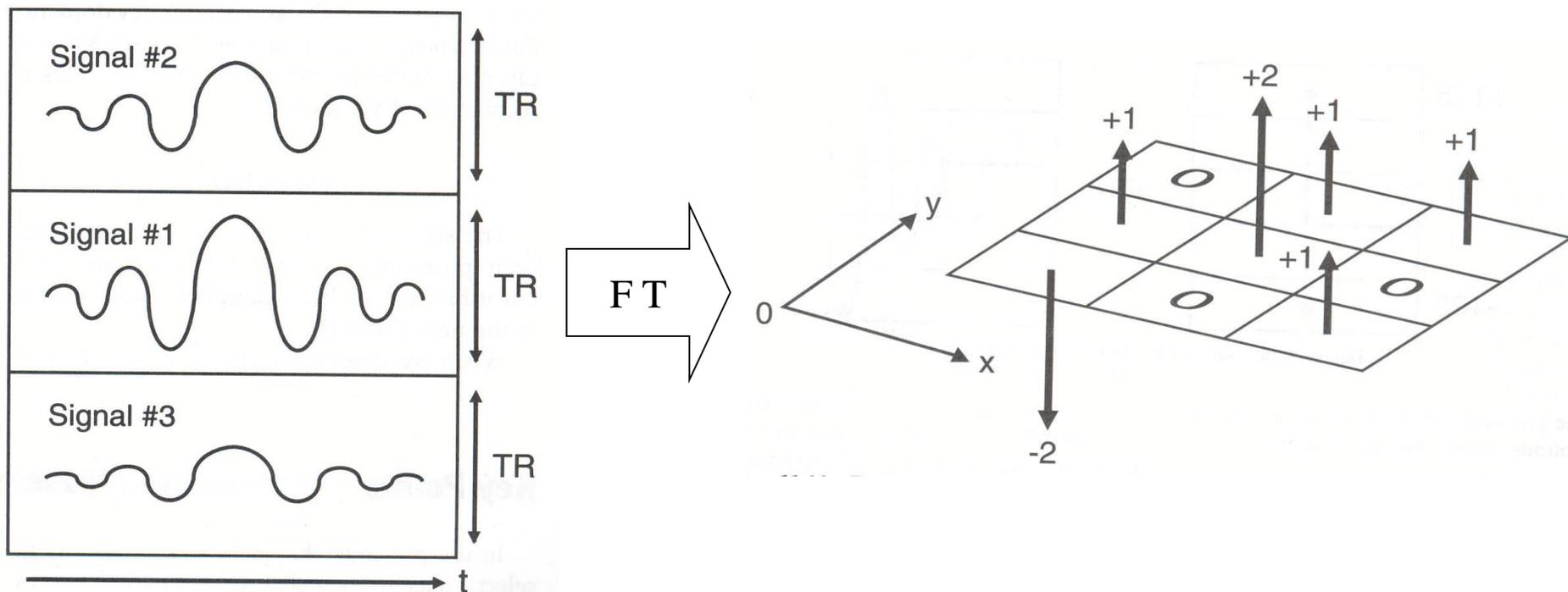
$$\Delta\Phi = -240^\circ$$

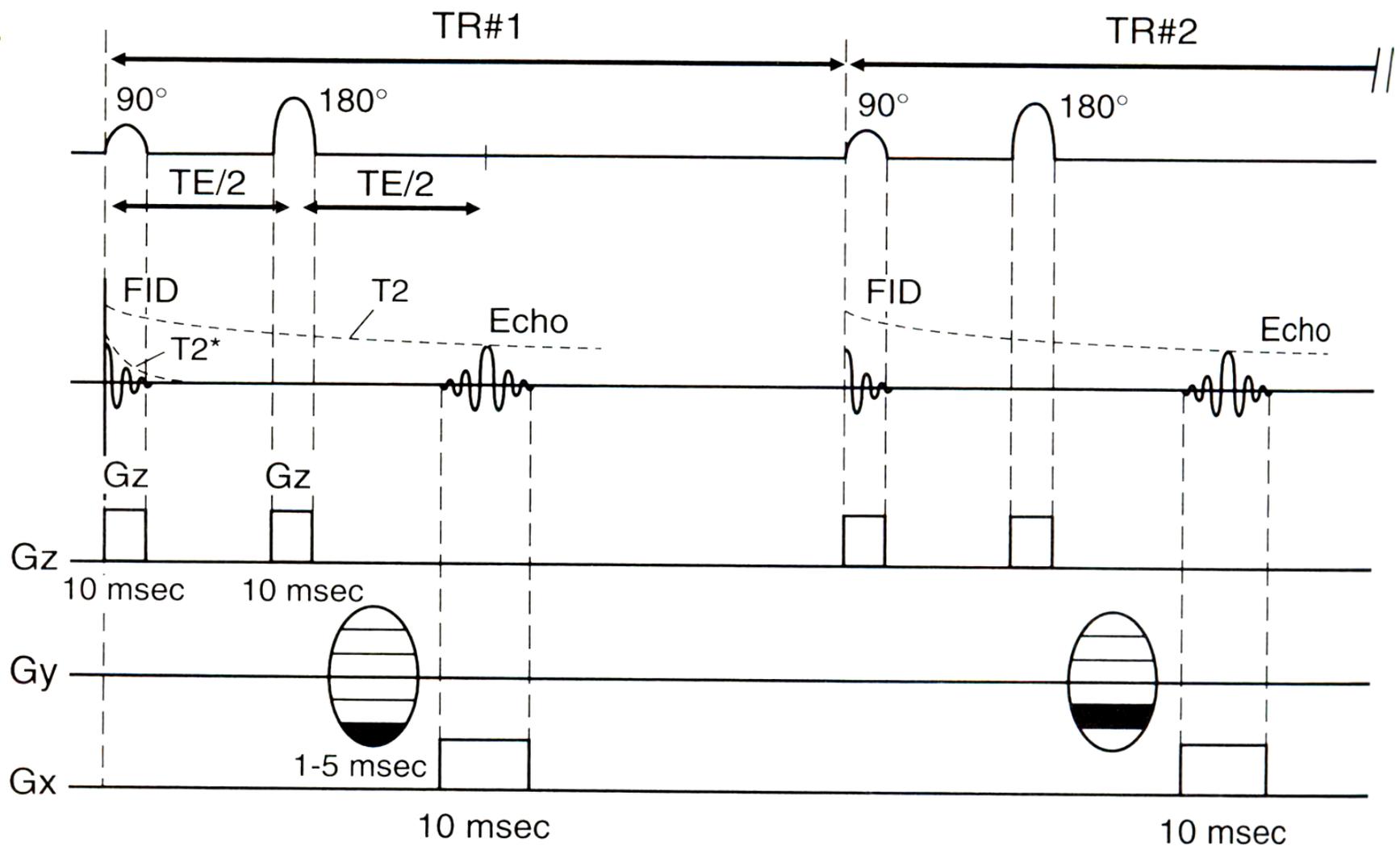


0	$\cos(\omega_0 t + 240^\circ)$	$\cos(\omega_0^+ t + 240^\circ)$
$\cos(\omega_0^- t)$	$2\cos(\omega_0 t)$	0
$-2\cos(\omega_0^- t - 240^\circ)$	0	$\cos(\omega_0^+ t - 240^\circ)$

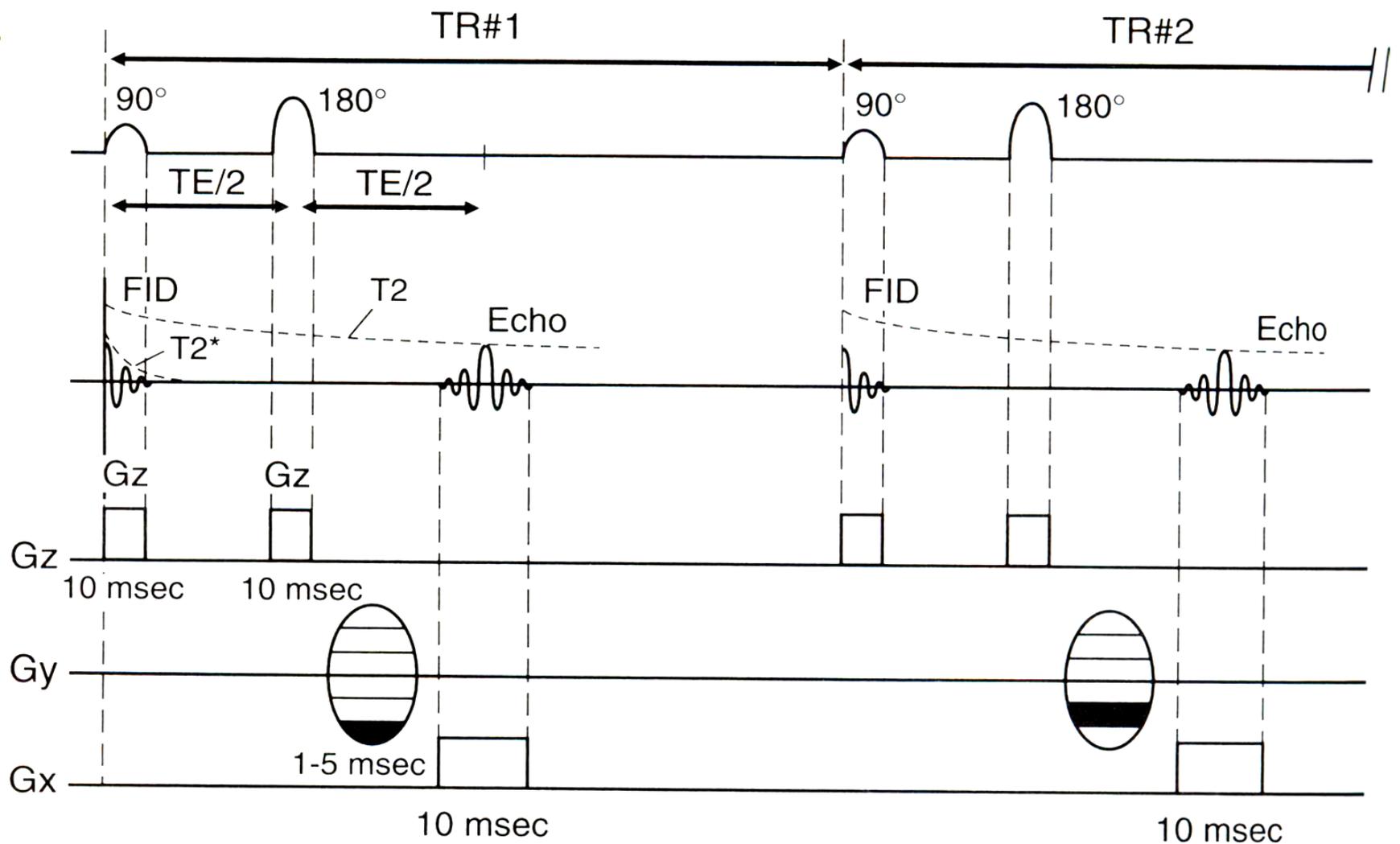
Gx

کد گذاری فضایی:

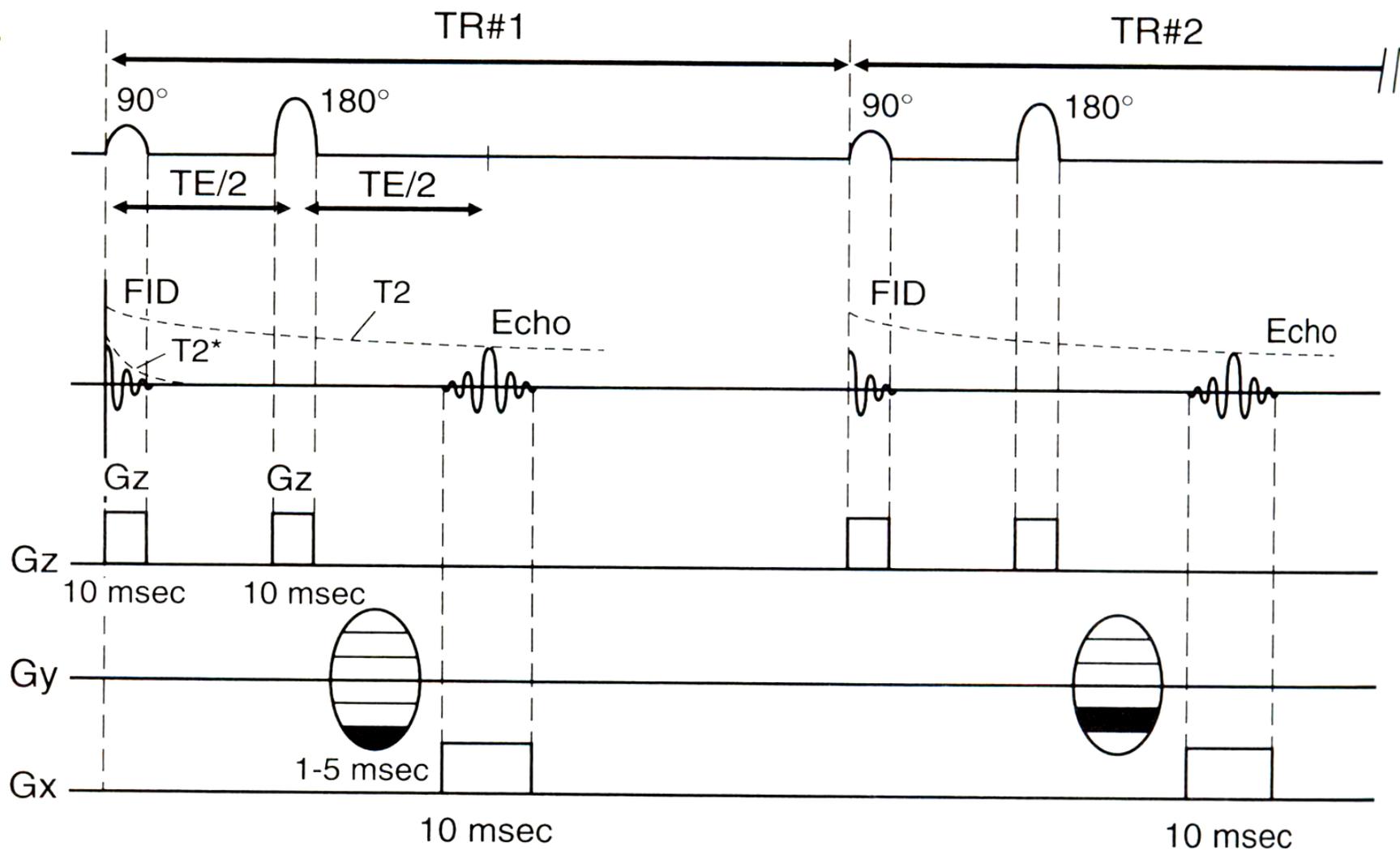




دو پالس 90 و 180 درجه داریم که به فاصله زمانی $TE/2$ میلی ثانیه از یکدیگر قرار دارند. پس از گذشت TE میلی ثانیه بعد از هر پالس RF یک اکو خواهیم داشت.

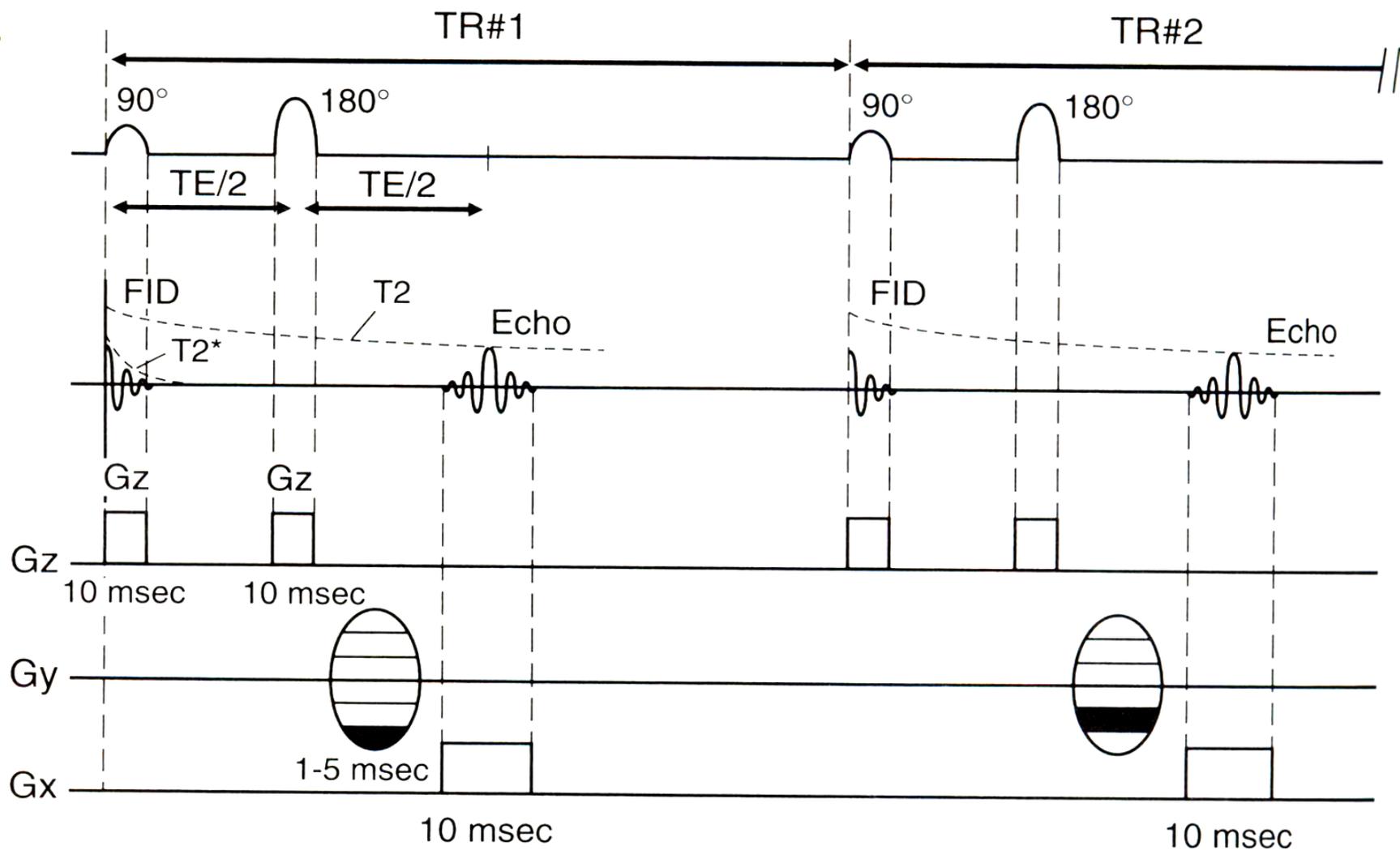


گرادیان انتخاب برش (G_z) را در مدت زمان هر دو پالس RF روشن می کنیم. با انتخاب یک پالس RF با فرکانس و پهنای باند مناسب می توانیم یک برش در مکان مشخص با ضخامتی مشخص انتخاب کنیم.

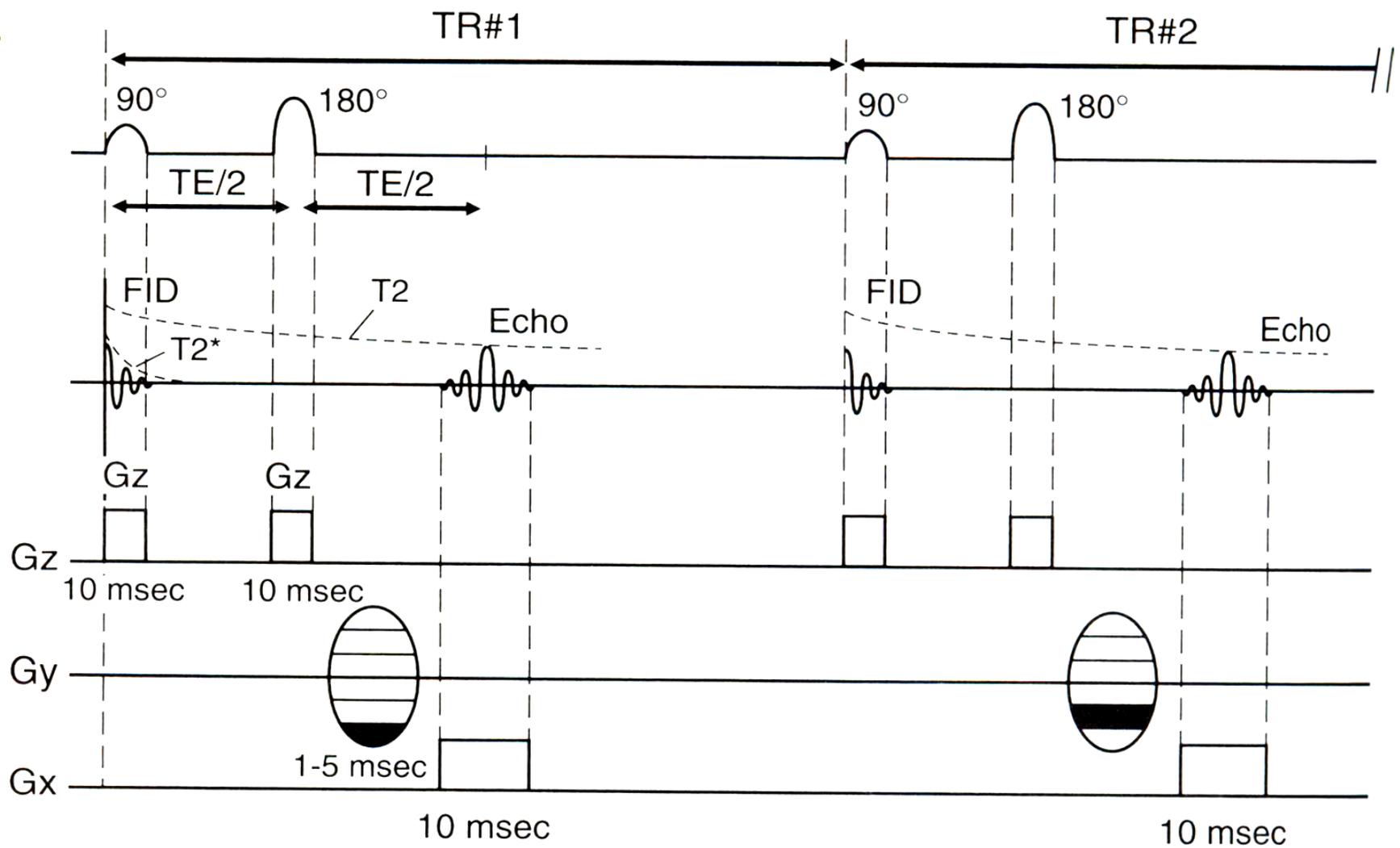


درست قبل از دریافت اکو، یک گرادیان کدگذاری فاز (G_y) بکار برده می شود.

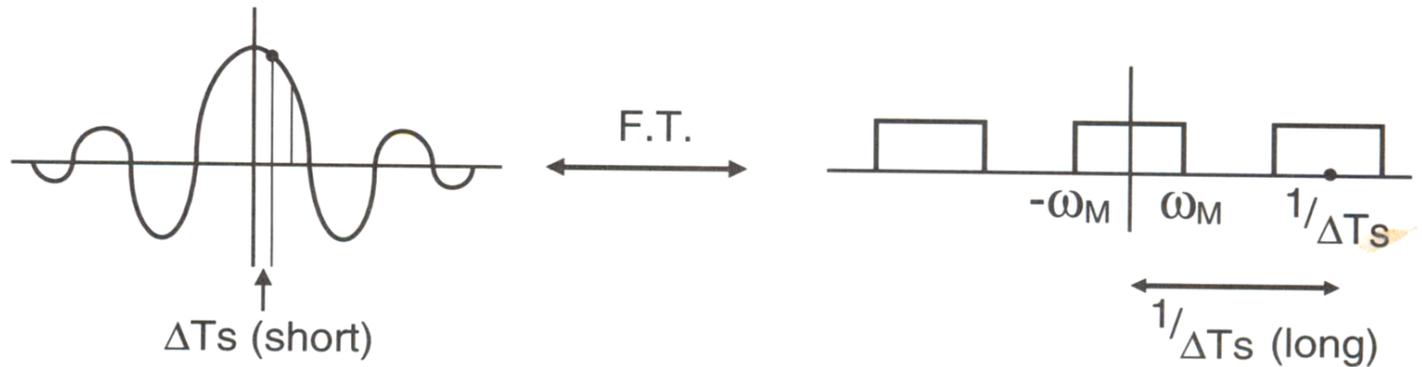
کدگذاری فاز چند مرحله ای است که ممکن است در حین نمونه برداری در یک دور بکار برده شود.



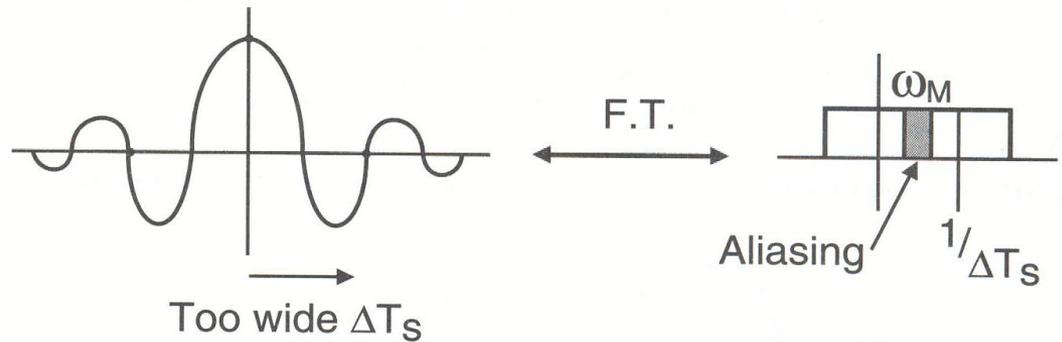
گرادیان کدگذاری فرکانس (G_x) در طول دوره زمانی در مدتی که اکو دریافت می شود، روشن می شود.



در TR دور بعد همین روند تکرار می شود. فقط اینبار مرحله کد گذاری فاز با گرادیان مغناطیسی ضعیفتری انجام می شود و در یک مرحله در فضای k (اطلاعات) بالاتر قرار می گیرد.



فاصله نمونه برداری کوتاه (یعنی نمونه برداری بیشتر) باعث می شود تا امواج مربعی از یکدیگر دورتر شوند.



هنگامیکه فاصله نمونه برداری خیلی طولانی شود (یعنی به تعداد کافی نمونه برداری انجام نشده باشد) امواج مربعی همپوشانی می کنند (تا شدگی رخ می دهد).

قانون نایکوئیست: اگر ω_{\max} فرکانس ماکزیمم در سیگنال باشد، فرکانس نمونه برداری باید حداقل دو برابر فرکانس ماکزیمم سیگنال باشد تا تاشدگی رخ ندهد.
یعنی:

$$\omega_{\text{نمونه برداری}} = \frac{1}{\Delta T_s} \geq 2\omega_{\max}$$

زمانی که طول می کشد تا از سیگنال نمونه برداری شود برابرست با:

$$T_s = N \times \Delta T_s$$

$$BW = \frac{1}{\Delta T_s}$$

A simple object as example

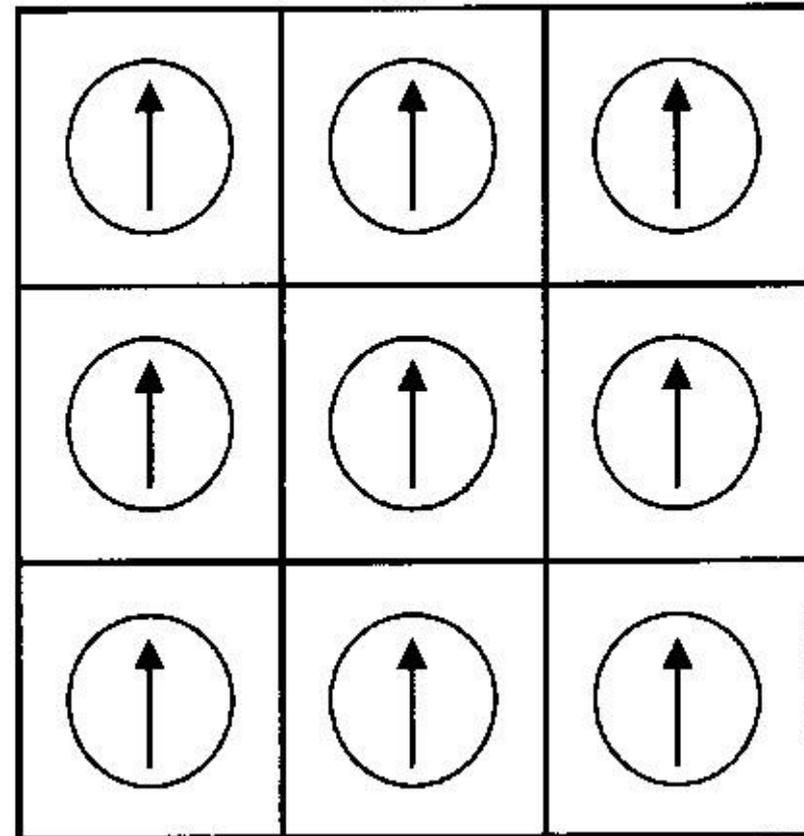
0	1	1
1	2	0
-2	0	1

Before applying G_x or G_y

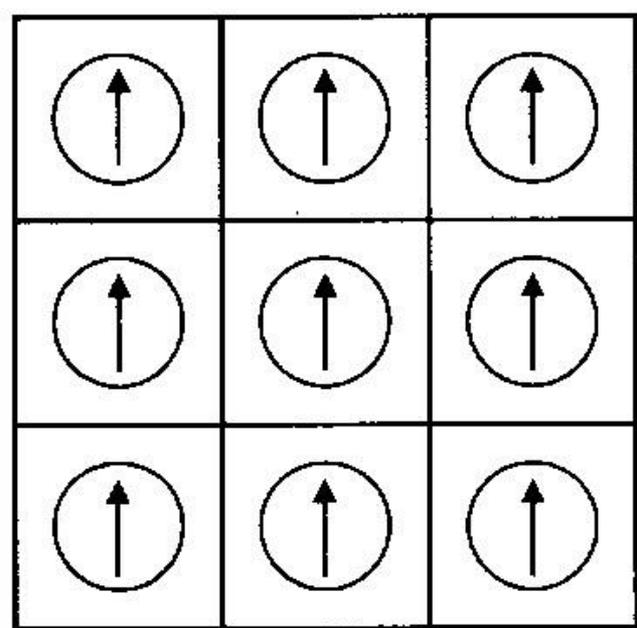
Before G_x or G_y

0	$\cos\omega t$	$\cos\omega t$
$\cos\omega t$	$2\cos\omega t$	0
$-2\cos\omega t$	0	$\cos\omega t$

=



Before Gy

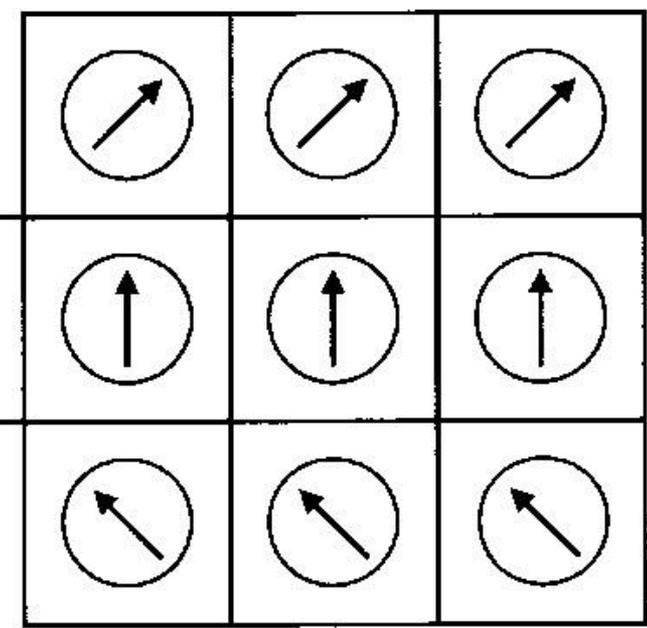


||

Low magnetic field

0	$\cos\omega t$	$\cos\omega t$
$\cos\omega t$	$2\cos\omega t$	0
$-2\cos\omega t$	0	$\cos\omega t$

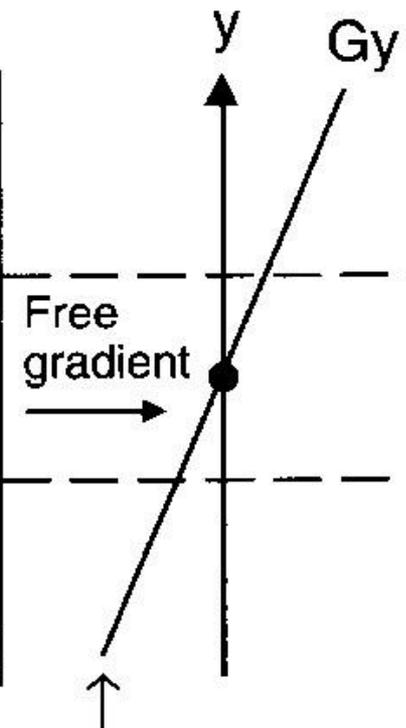
After Gy



||

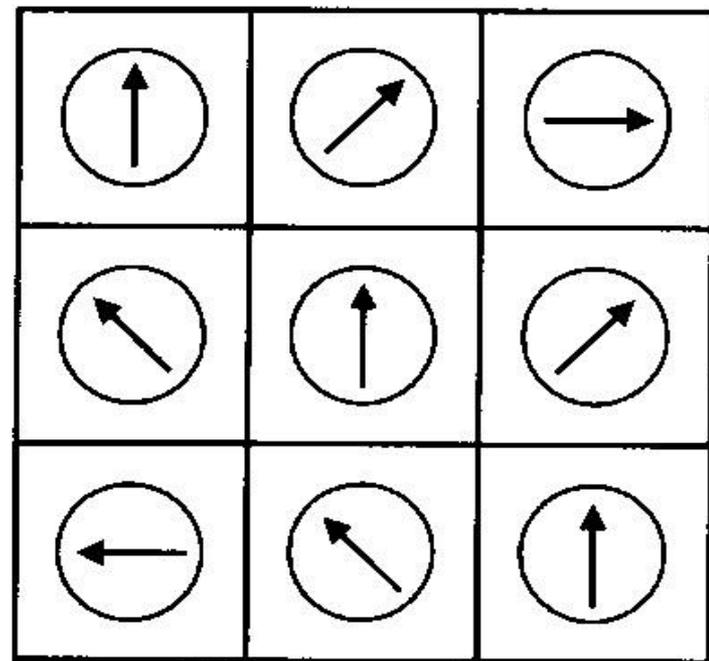
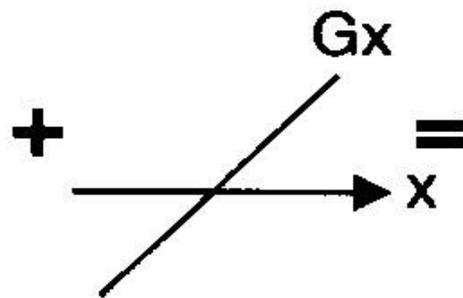
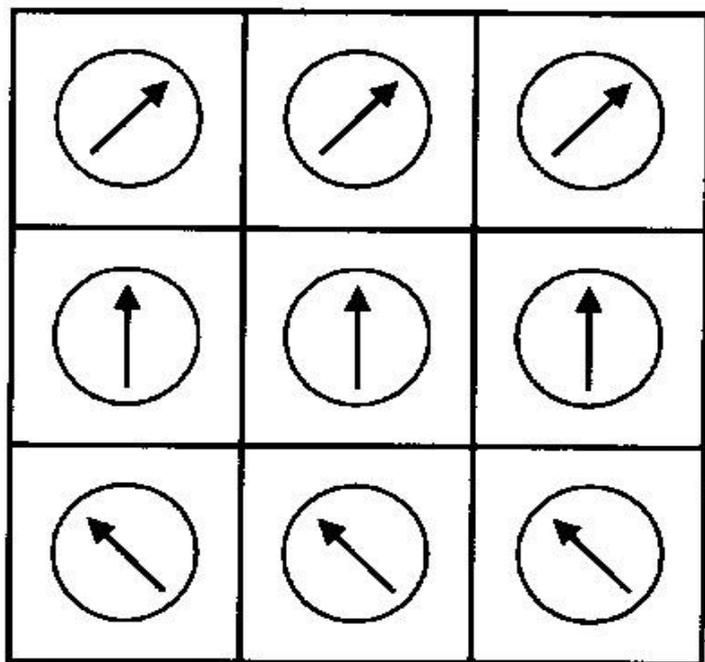
+ Phase change (faster)
 No phase change
 - Phase change (slower)

0	$\cos(\omega t + \theta)$	$\cos(\omega t + \theta)$
$\cos\omega t$	$2\cos\omega t$	0
$-2\cos(\omega t - \theta)$	0	$\cos(\omega t - \theta)$



After Gy

After Gx



||

||

0	$\cos(\omega t + \theta)$	$\cos(\omega t + \theta)$
$\cos \omega t$	$2\cos \omega t$	0
$-2\cos(\omega t - \theta)$	0	$\cos(\omega t - \theta)$



0	$\cos(\omega t + \theta)$	$\cos(\omega t + \theta)$
$\cos \omega t$	$2\cos \omega t$	0
$-2\cos(\omega t - \theta)$	0	$\cos(\omega t - \theta)$

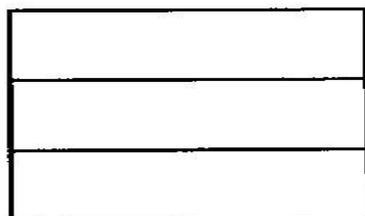
TR#1



$$\Delta\Phi = 0$$

$$\Delta\Phi = 0$$

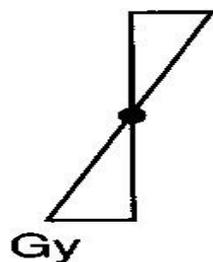
$$\Delta\Phi = 0$$



0	$\cos\omega_0 t$	$\cos\omega_0^+ t$
$\cos\omega_0^- t$	$2\cos\omega_0 t$	0
$-2\cos\omega_0^- t$	0	$\cos\omega_0^+ t$

Gx

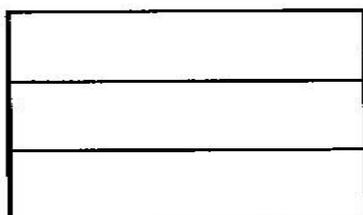
TR#2



$$\Delta\Phi = +120^\circ$$

$$\Delta\Phi = 0$$

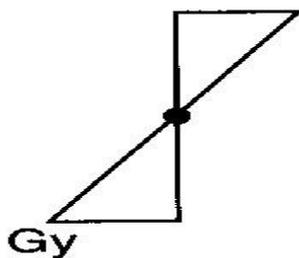
$$\Delta\Phi = -120^\circ$$



0	$\cos(\omega_0 t + 120^\circ)$	$\cos(\omega_0^+ t + 120^\circ)$
$\cos(\omega_0^- t)$	$2\cos(\omega_0 t)$	0
$-2\cos(\omega_0^- t - 120^\circ)$	0	$\cos(\omega_0^+ t - 120^\circ)$

Gx

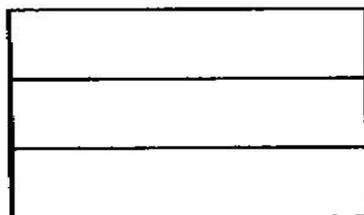
TR#3



$$\Delta\Phi = +240^\circ$$

$$\Delta\Phi = 0$$

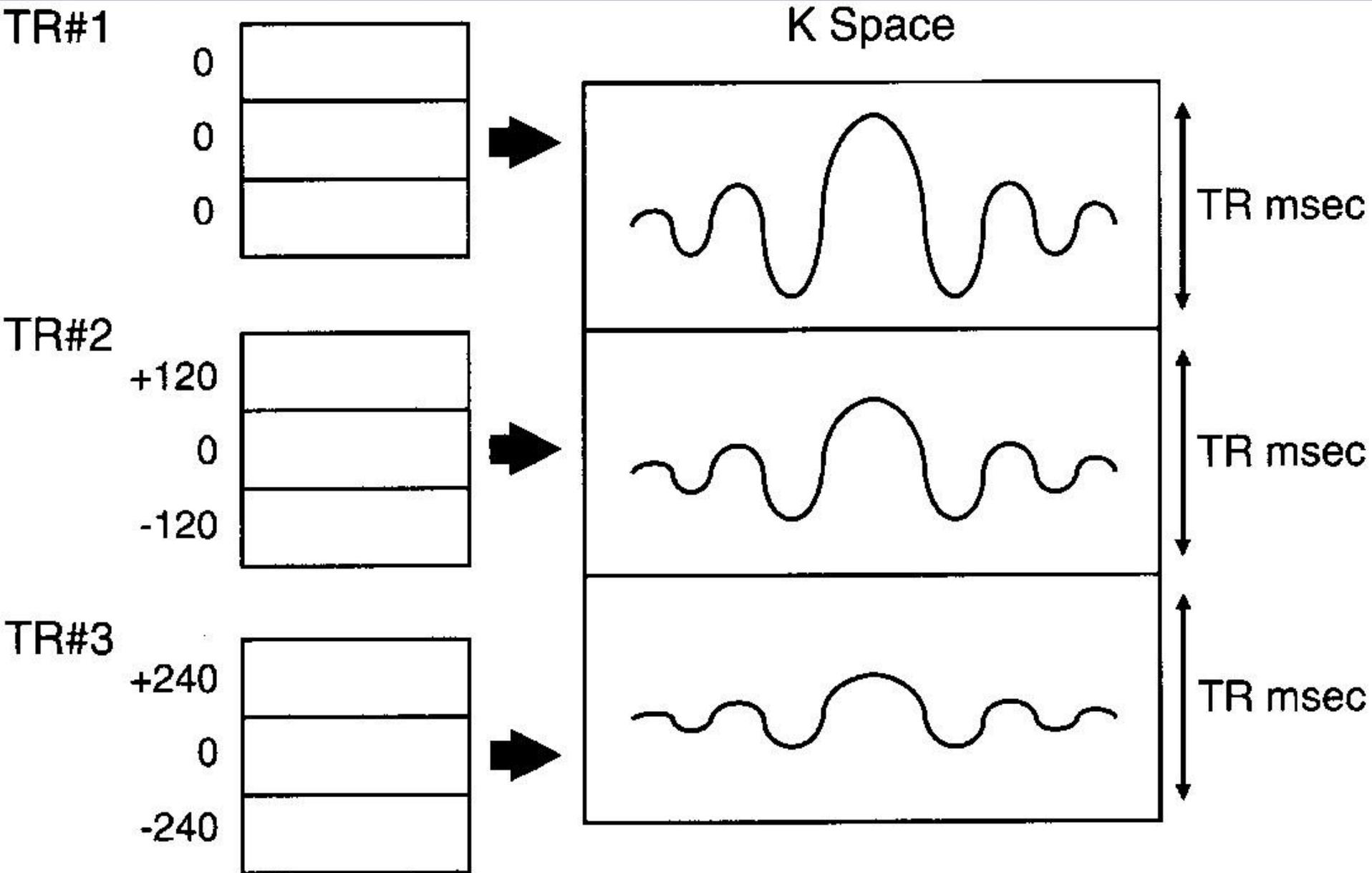
$$\Delta\Phi = -240^\circ$$



0	$\cos(\omega_0 t + 240^\circ)$	$\cos(\omega_0^+ t + 240^\circ)$
$\cos(\omega_0^- t)$	$2\cos(\omega_0 t)$	0
$-2\cos(\omega_0^- t - 240^\circ)$	0	$\cos(\omega_0^+ t - 240^\circ)$

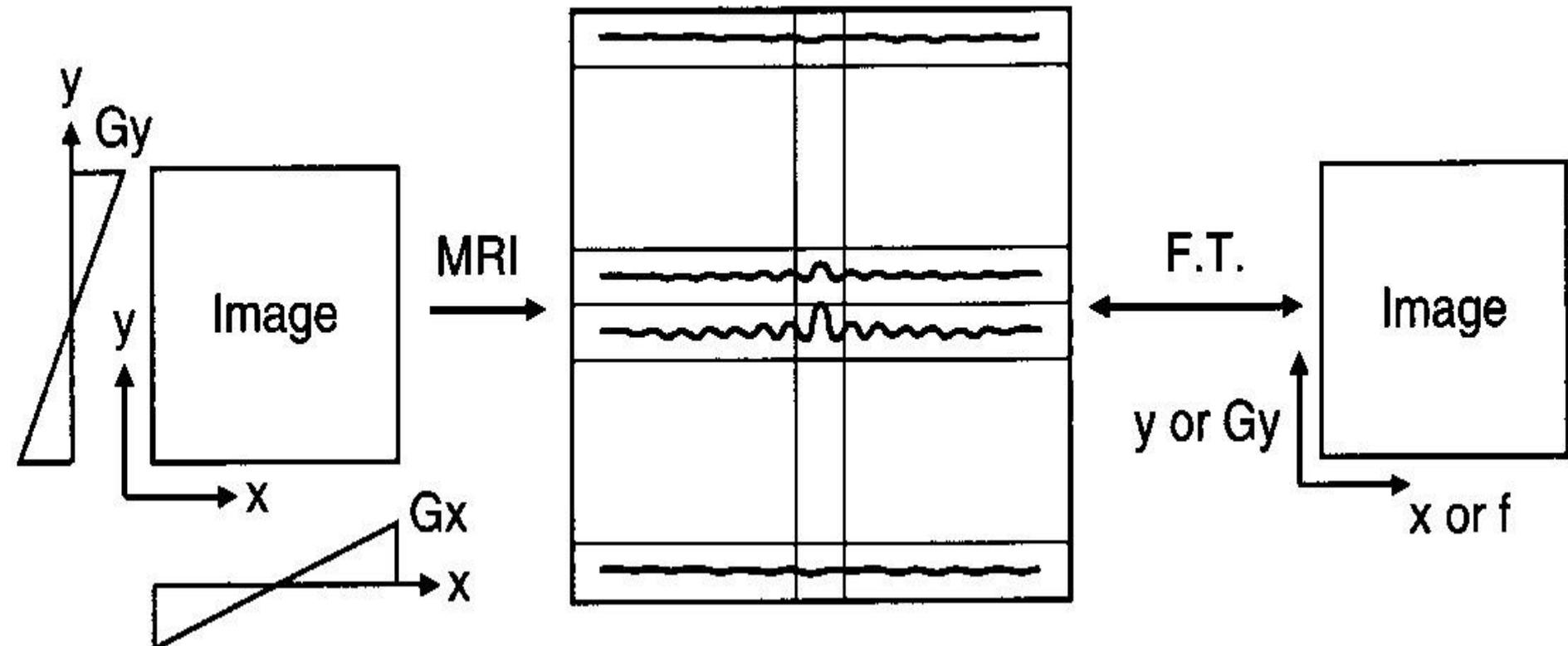
Gx

Received signal after application of both Gx and Gy



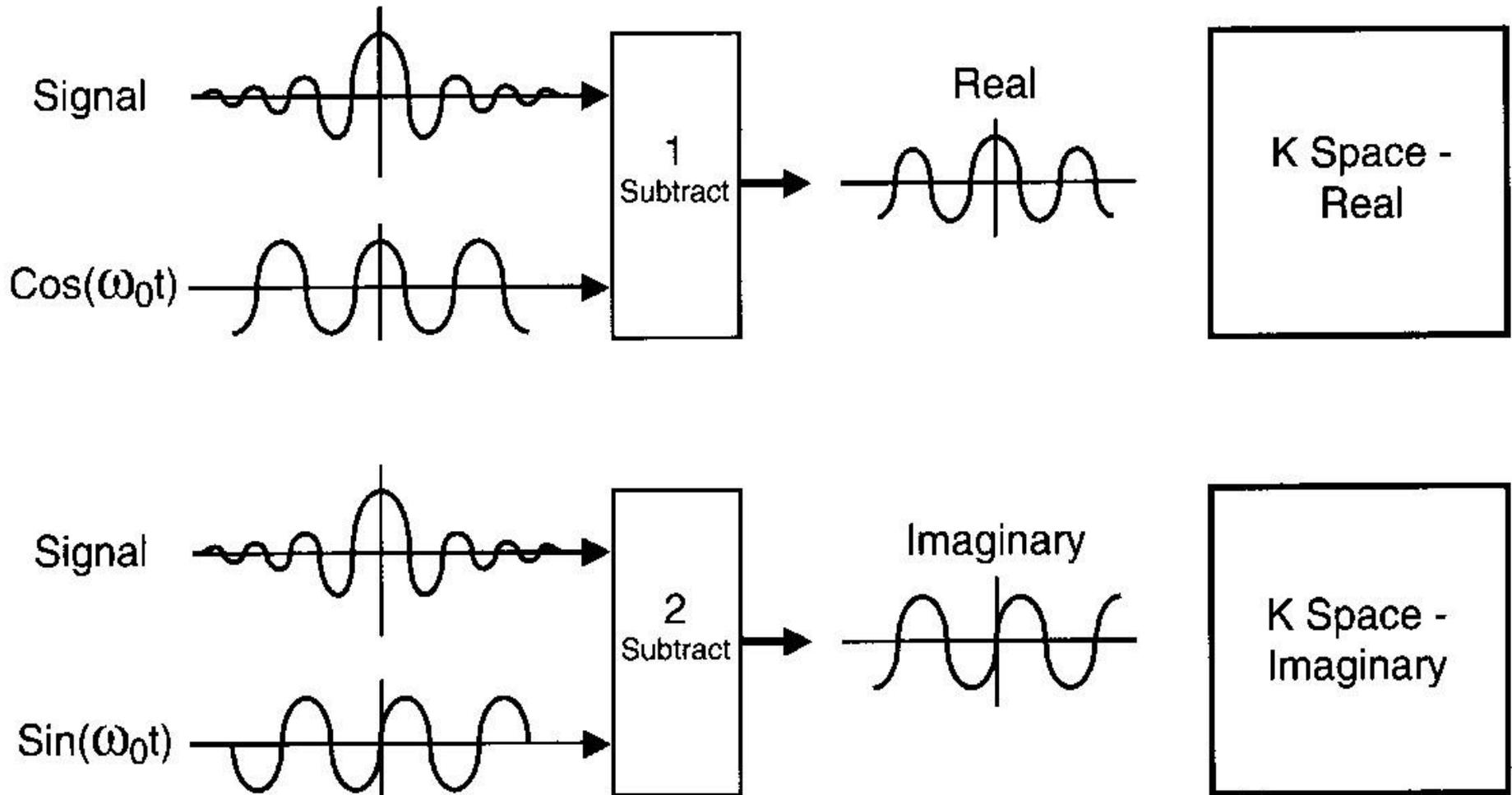
One-to-one relationship between frequency and position along x axis and between phase gradient increment and position along y direction

K Space



Preliminary deconvolution of signal into its Real and Imaginary components

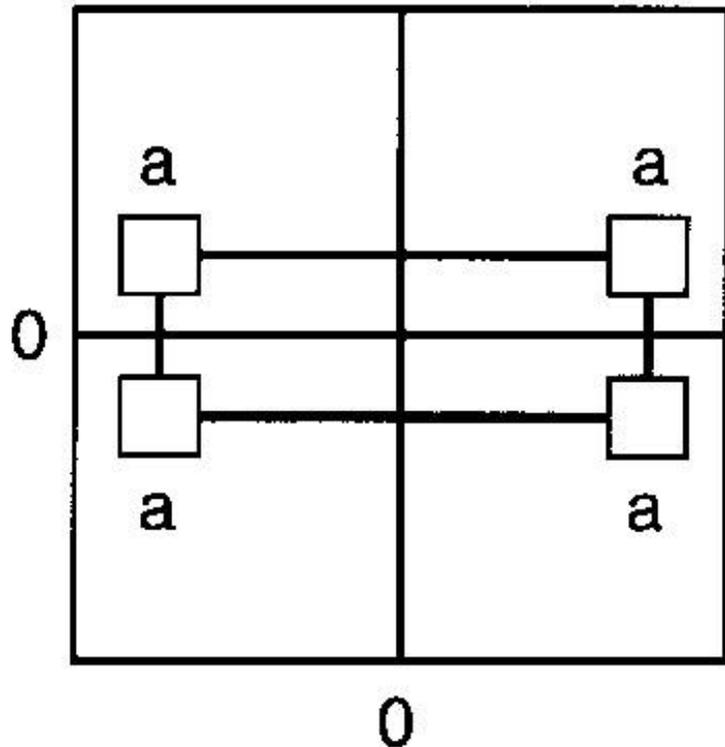
The signal is brought back to 0 frequency from carrier 64 MHz



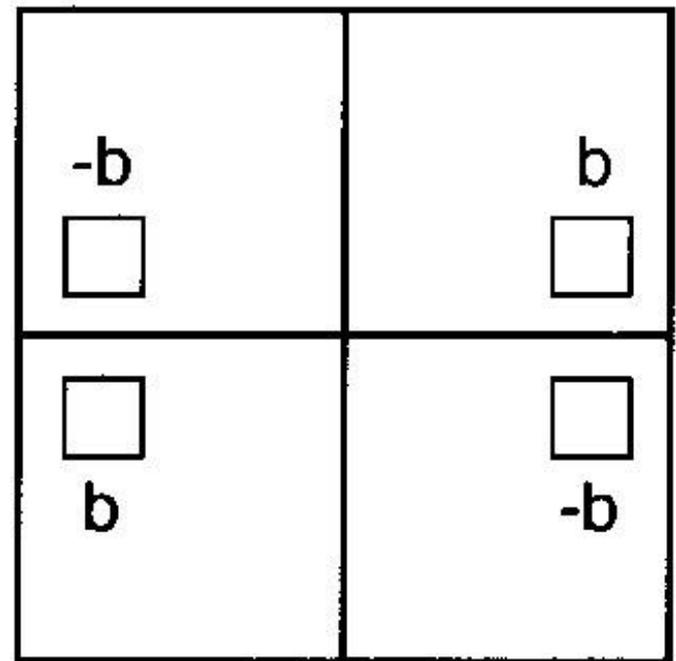
The Imaginary K-space provide a sense of left-right or up-down Direction

Spatial direction of K space information:

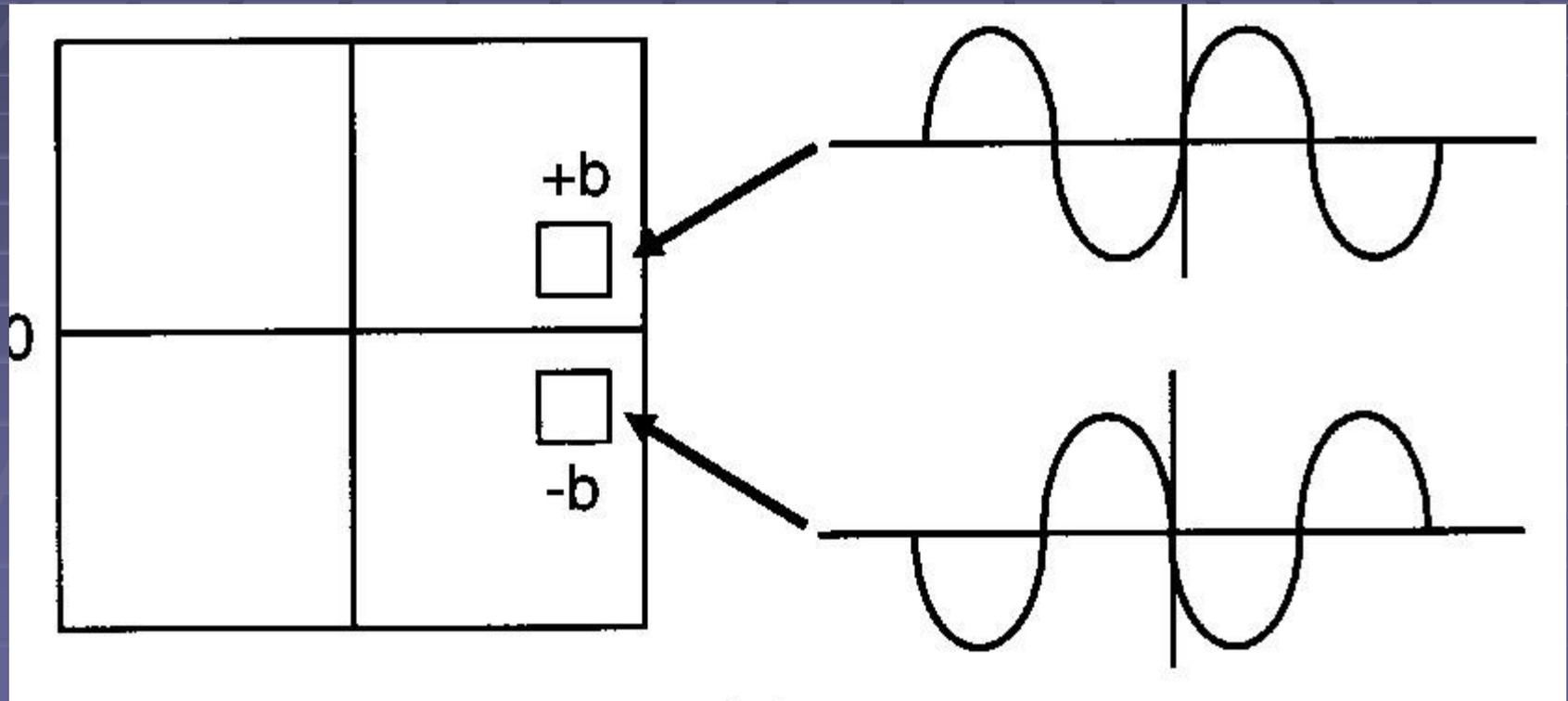
K space - Real (cos)



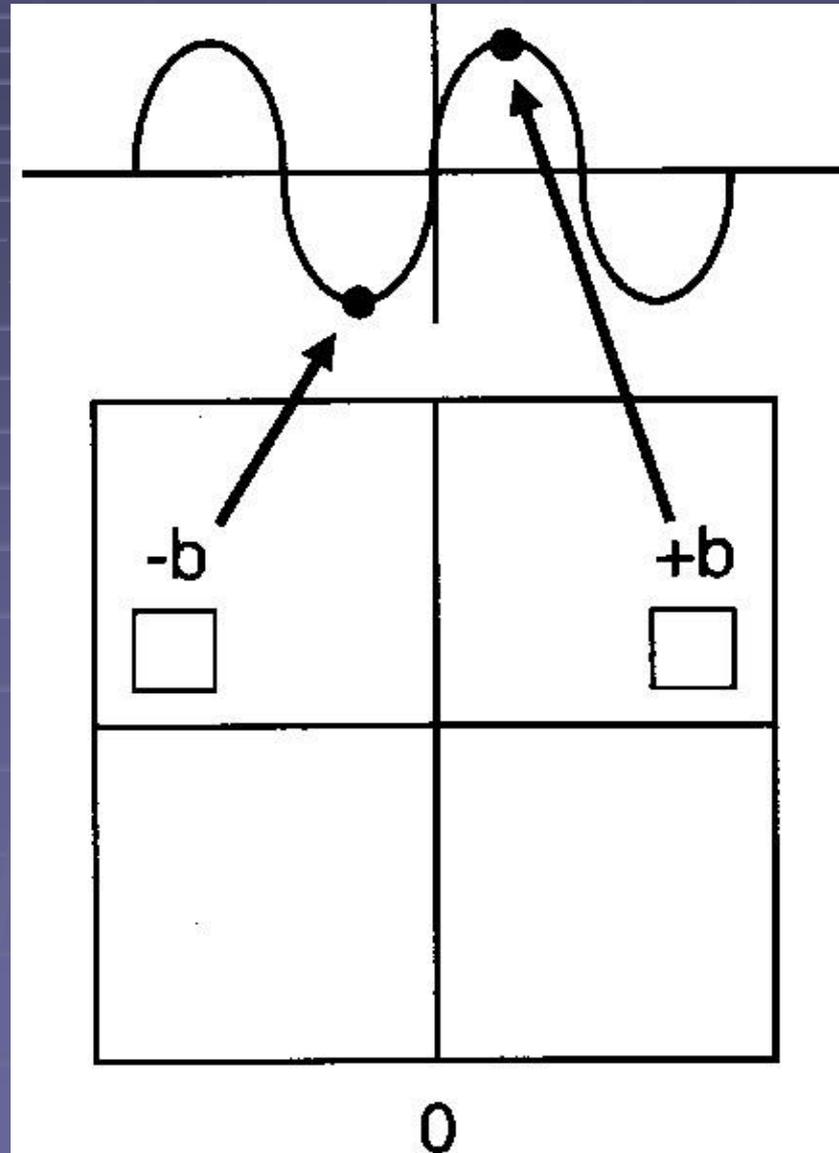
K space - Imaginary (sin)



The phase gradient corresponding to top and bottom of k-space have opposite polarities



Because the Sine function is odd the left half of signal is the reverse of the right half



K-space conjugate (Hermitian) symmetry by adding Real and Imaginary components

a □	a □
□ a	□ a

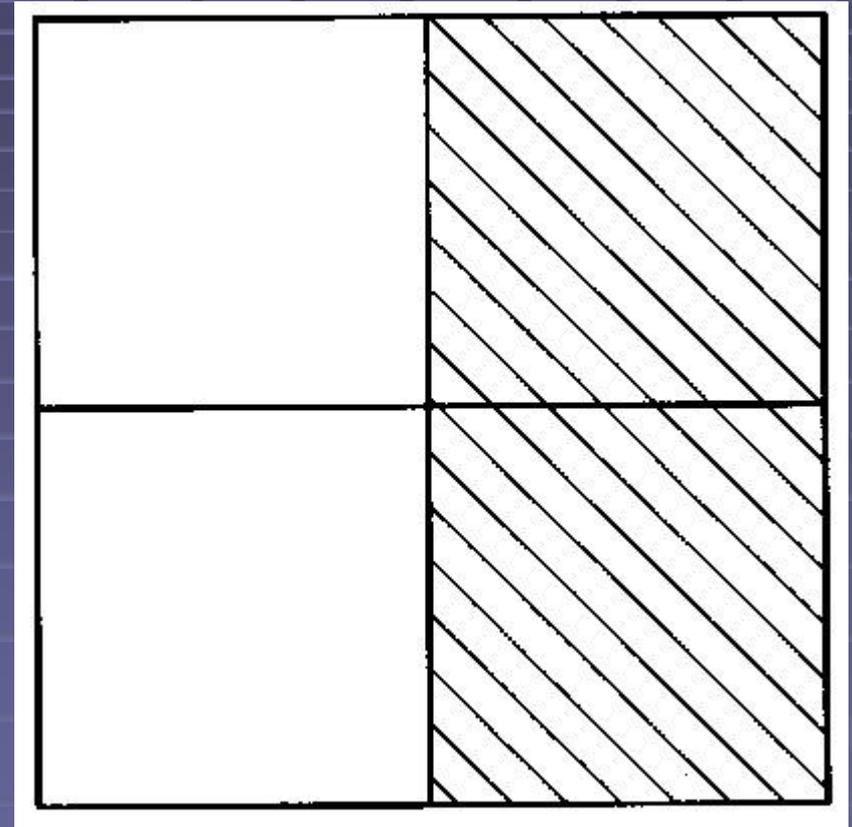
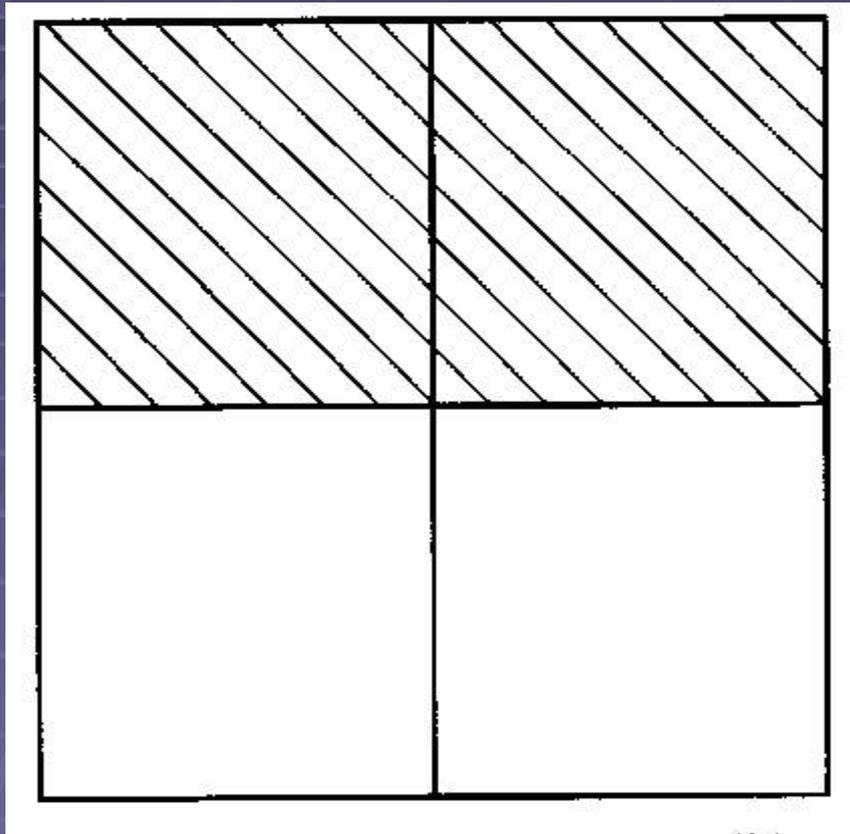
 $+$ i

-b □	+b □
□ +b	□ -b

 $=$

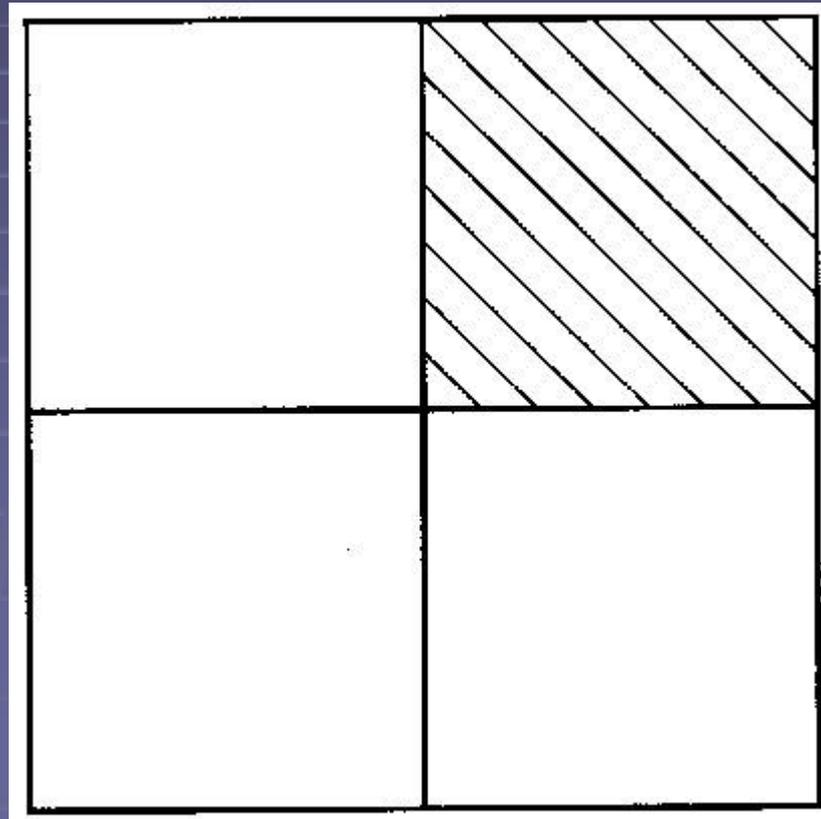
a - ib	a + ib
a + ib	a - ib

Half or (fractional) NEX reduces scan time
but lowers SNR



Fractional Echo allows TE to be shorter
for Fast scanning

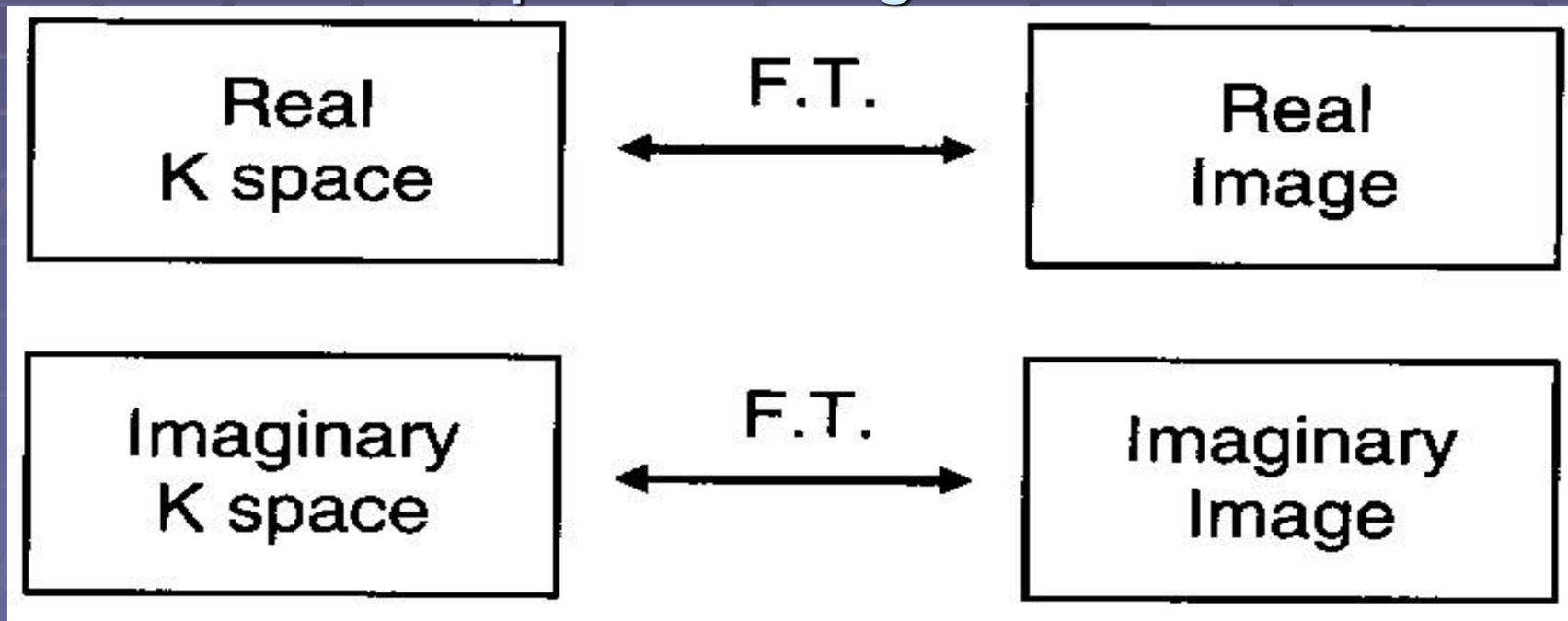
The entire k-space can be constructed by $\frac{1}{4}$ NEX but phase error is created due to imperfection in data symmetry



Real and Imaginary Images

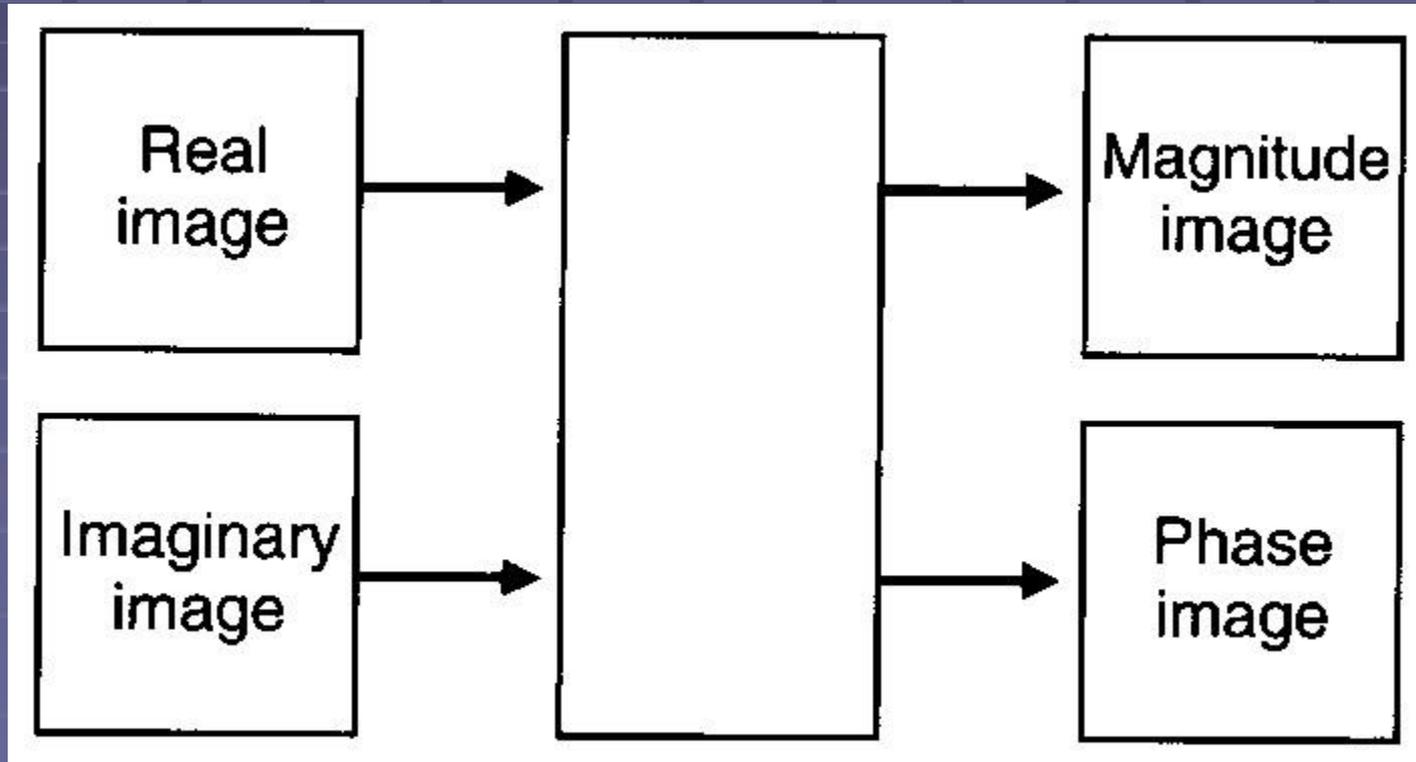
We want to have a real image with imaginary part being zero

But motion and gradient errors create a non-zero phase image as artifacts



Phase image = $\arctan (\text{Imaginary}/\text{Real})$

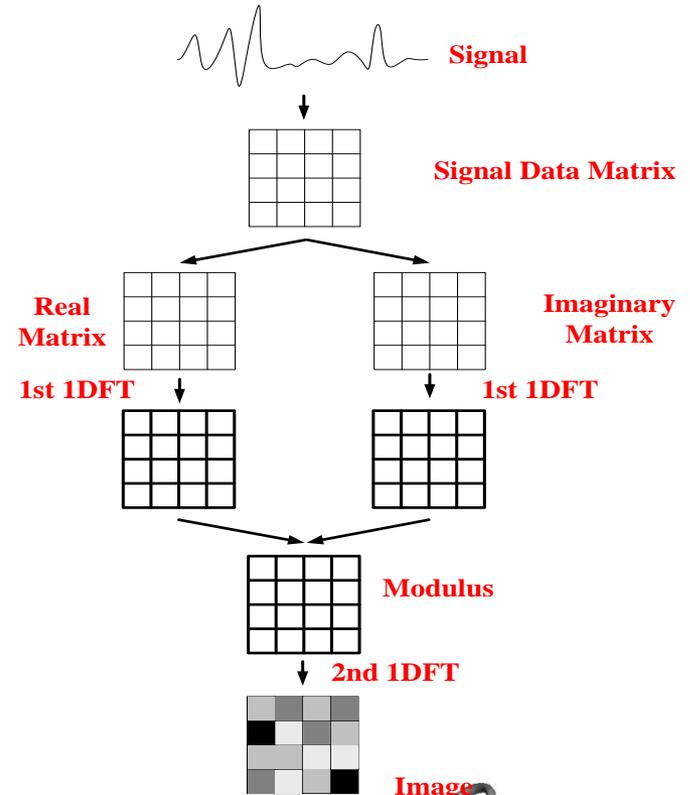
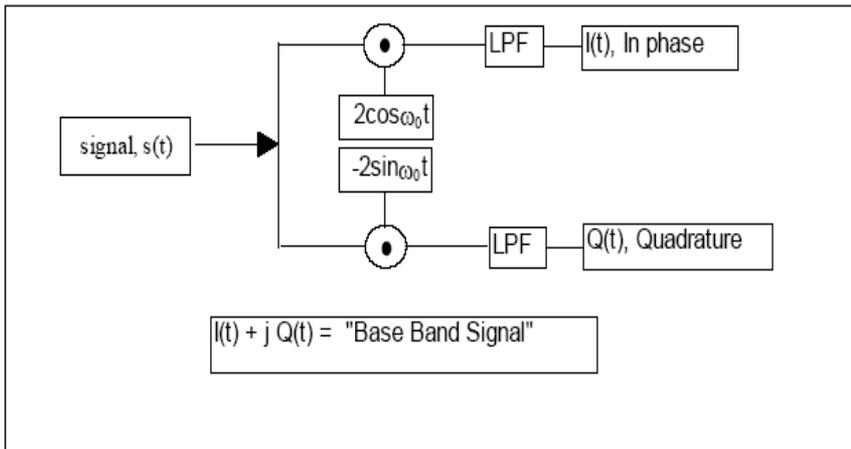
Magnitude image = $\text{Sqrt} (\text{Real}^2 + \text{Imaginary}^2)$

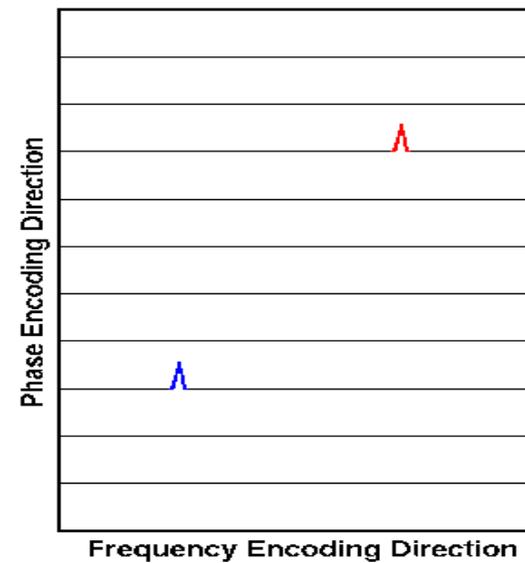
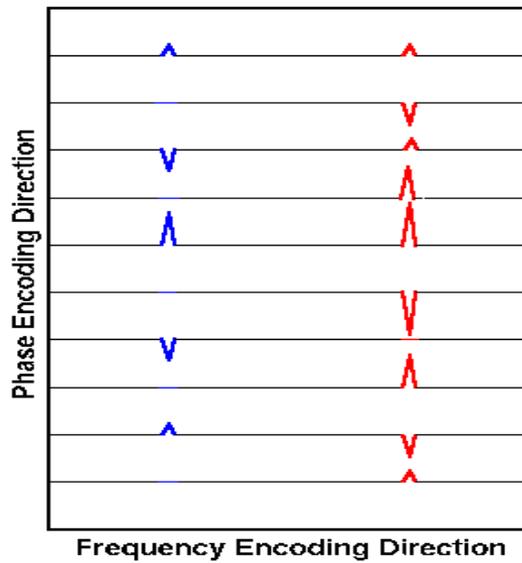
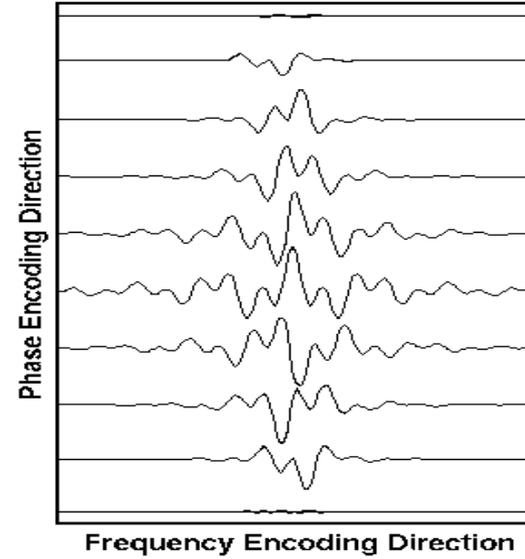
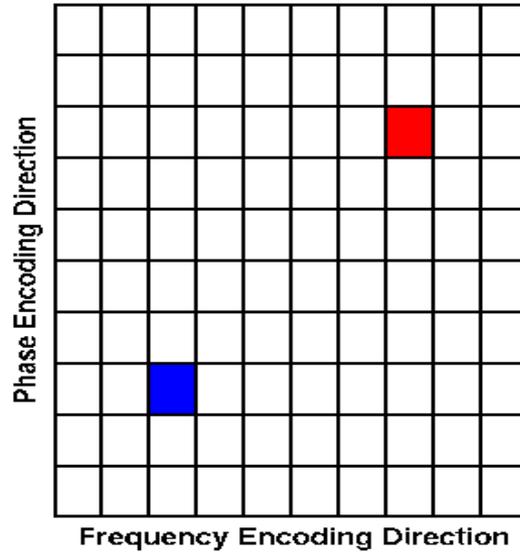




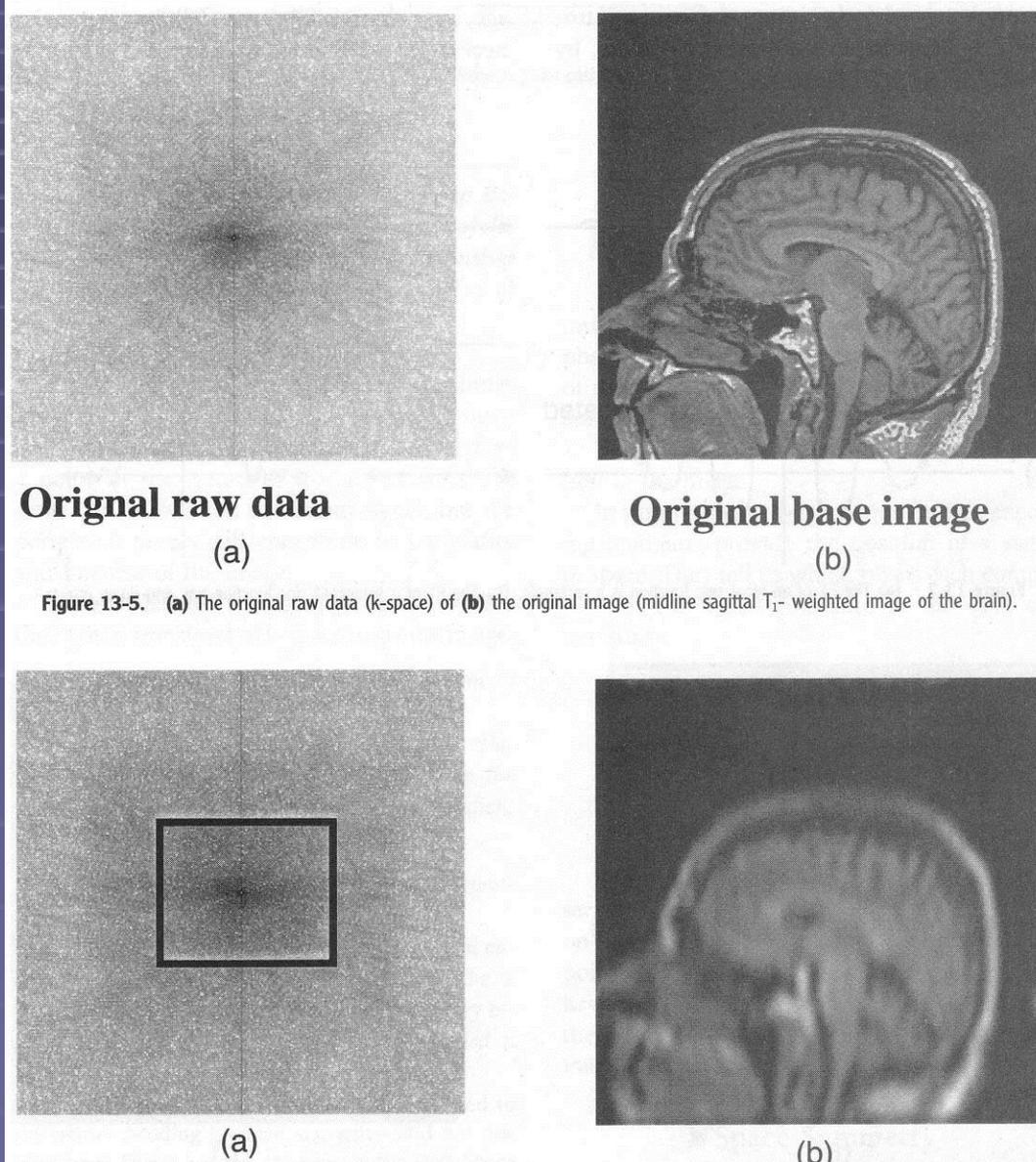
FT Process

- Split signal into two parts, real and imaginary
- 1st 1DFT for each row
- Modulus
- 2nd 1DFT for each column





The K-space and its constructed image

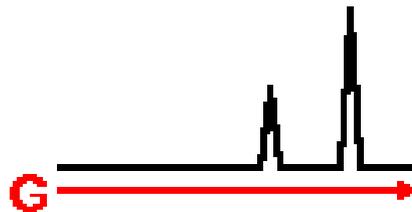
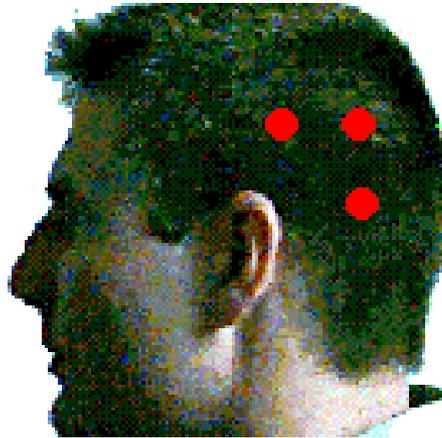




Another way to construct imaging

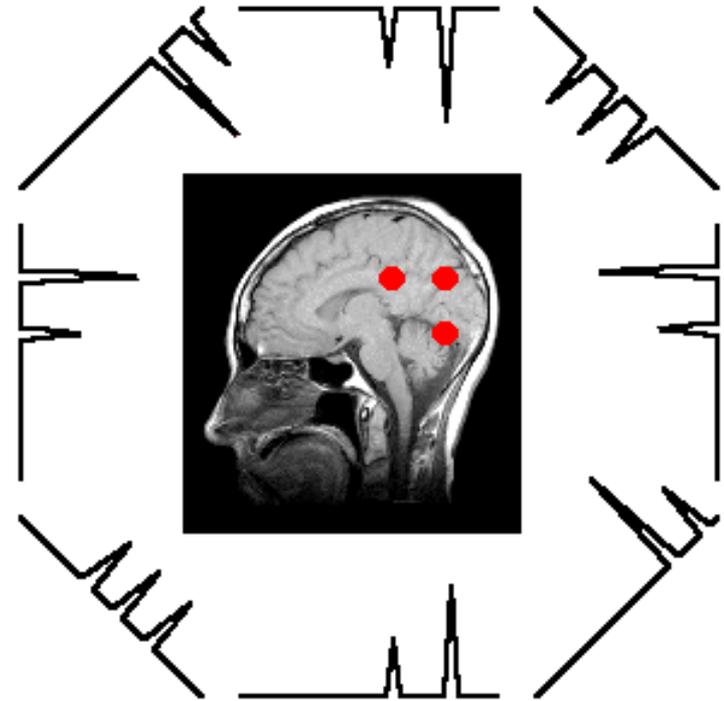
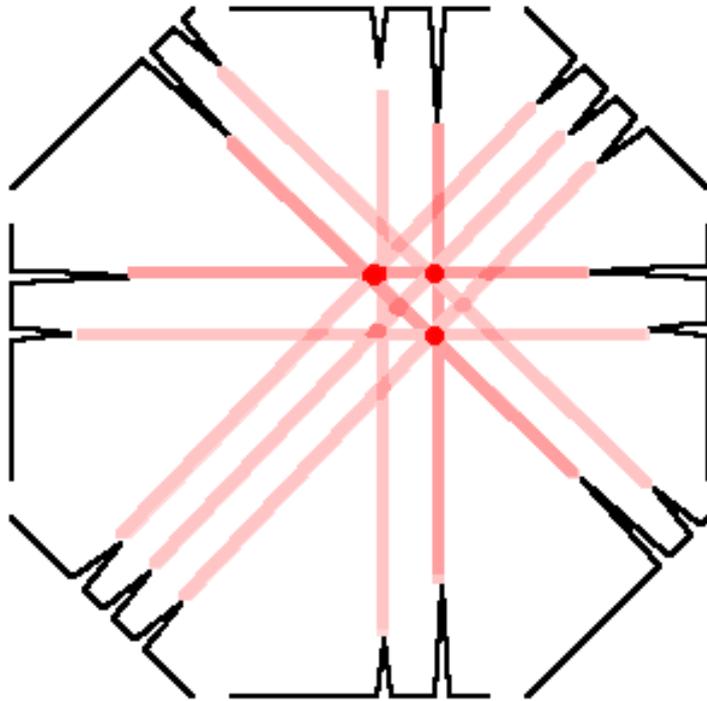
Select one slice

Do many experiments with different directions of readout gradient



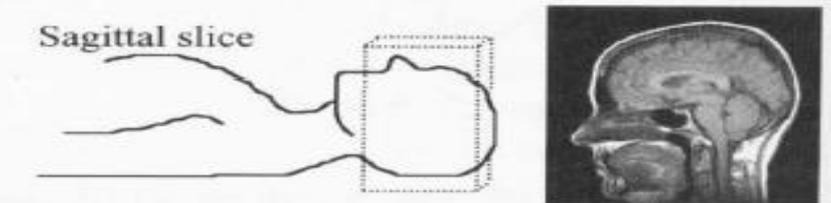
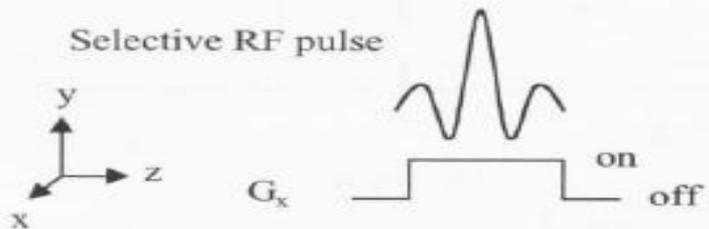
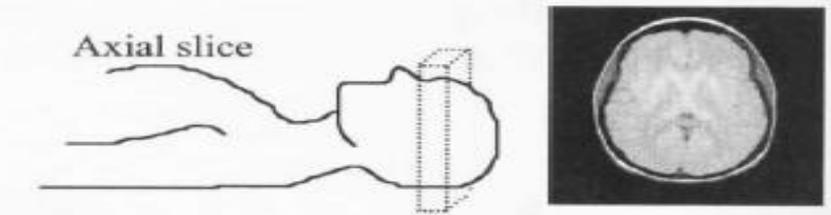
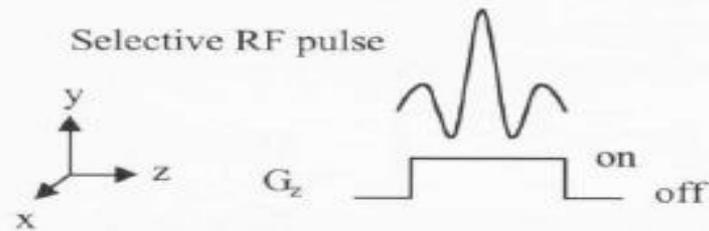
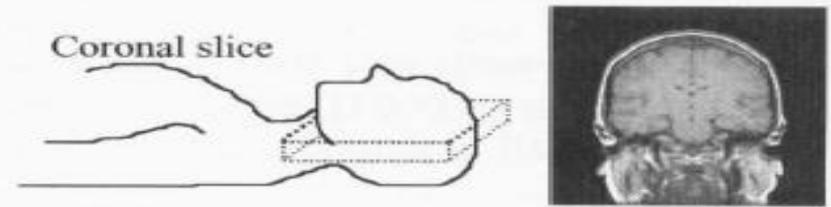
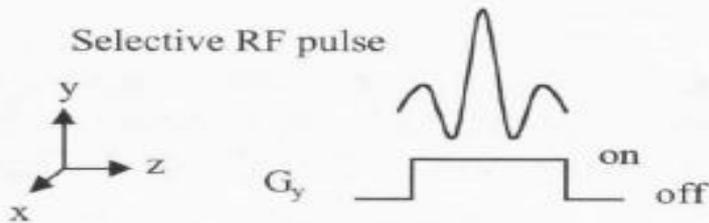


Filtered back projection





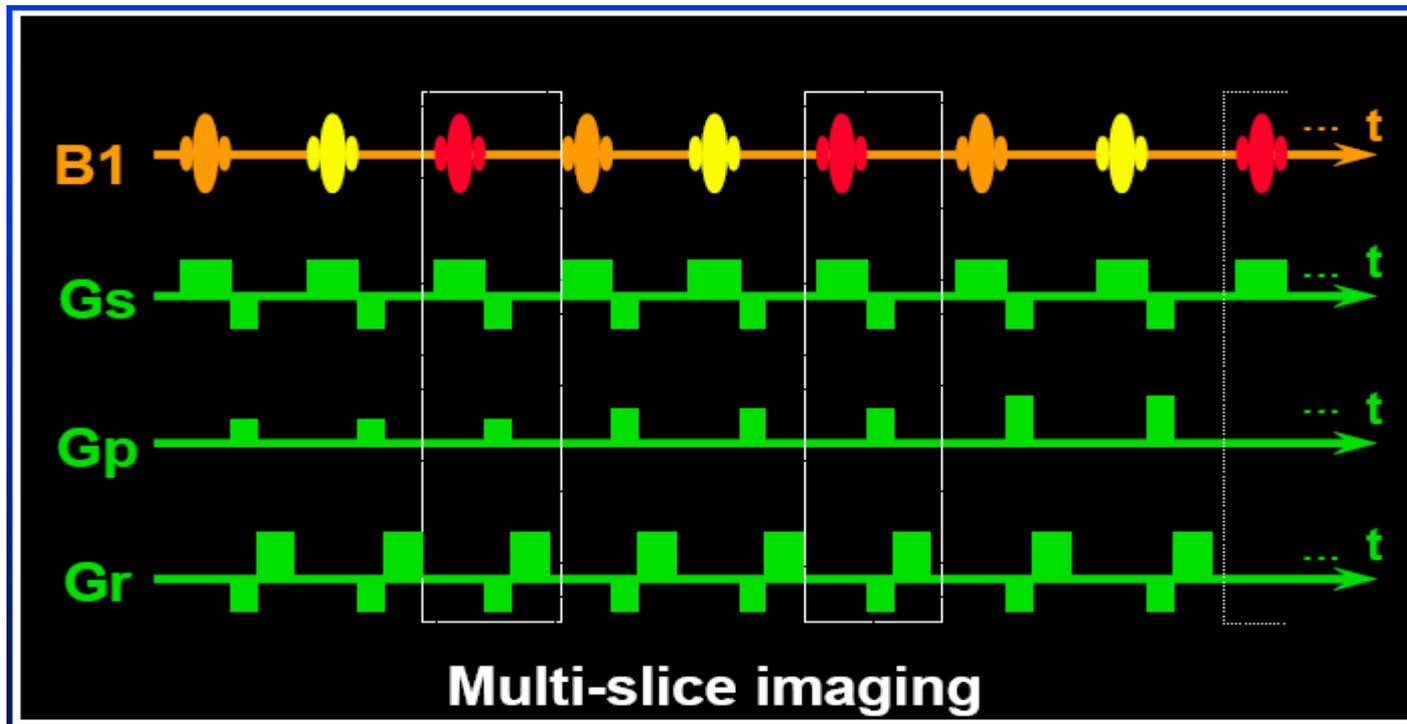
Direction of Slices





Multi-Slice Imaging

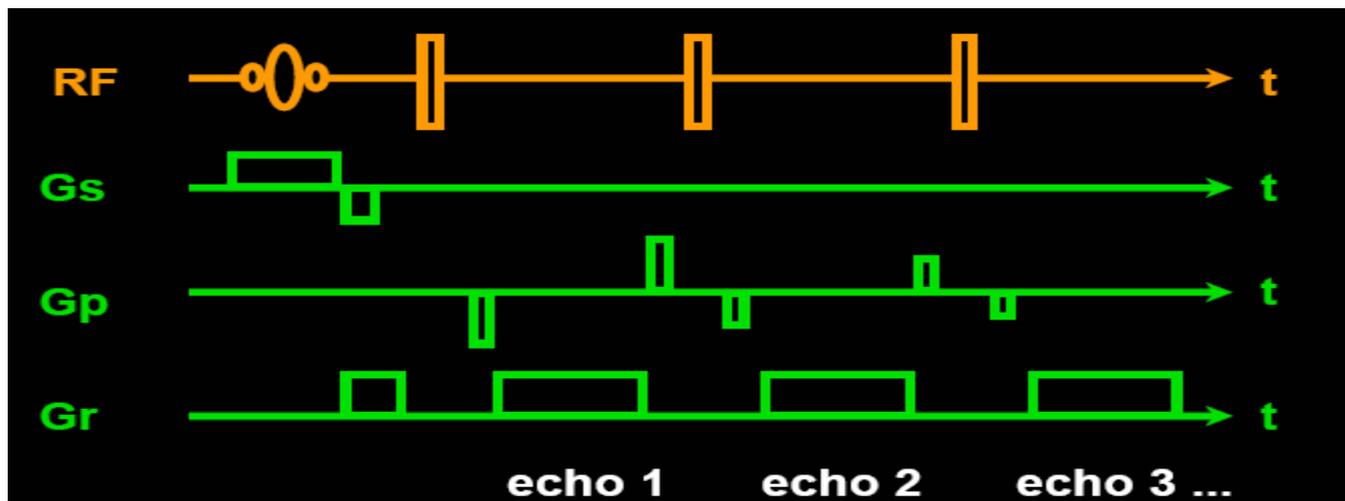
- TR much longer than TE
- Put different excitation in that time interval





FSE

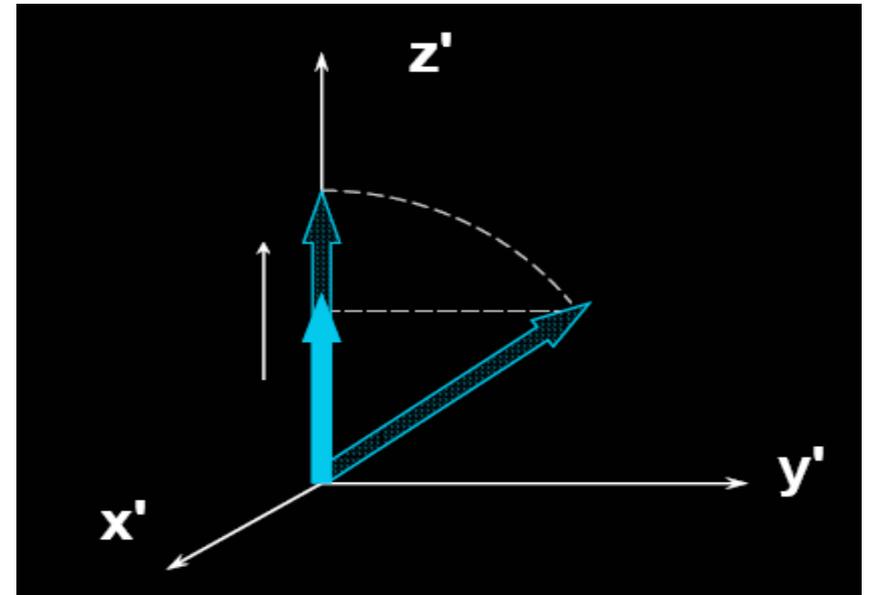
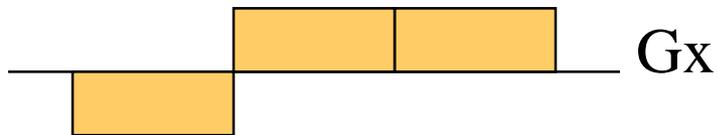
- Fast Spin Echo
- Echo Train Length (ETL)
- Different TE for different echo
- Choose refocus timing at the TE we want

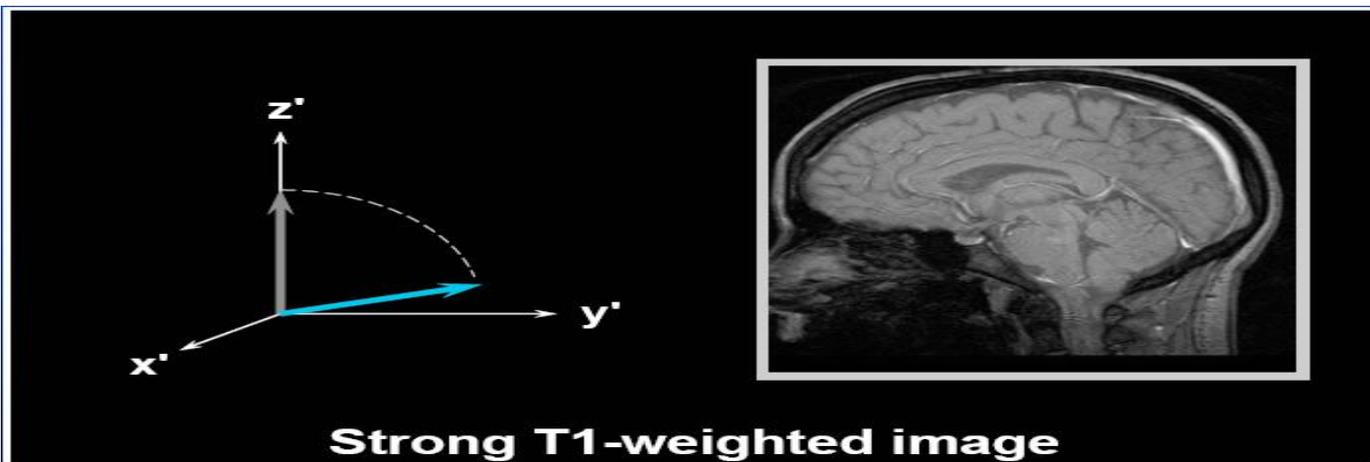
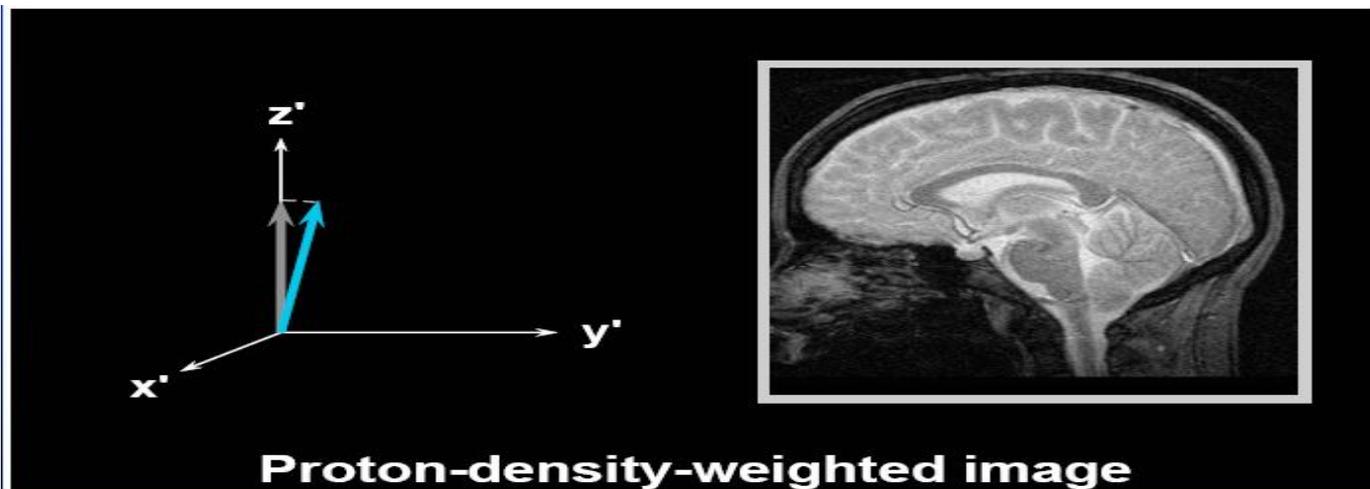




GRE

- Gradient Recalled Echo
- Why not decrease TR?
- Partial flip angle
- 180° pulse can't be used
- Another way to refocus

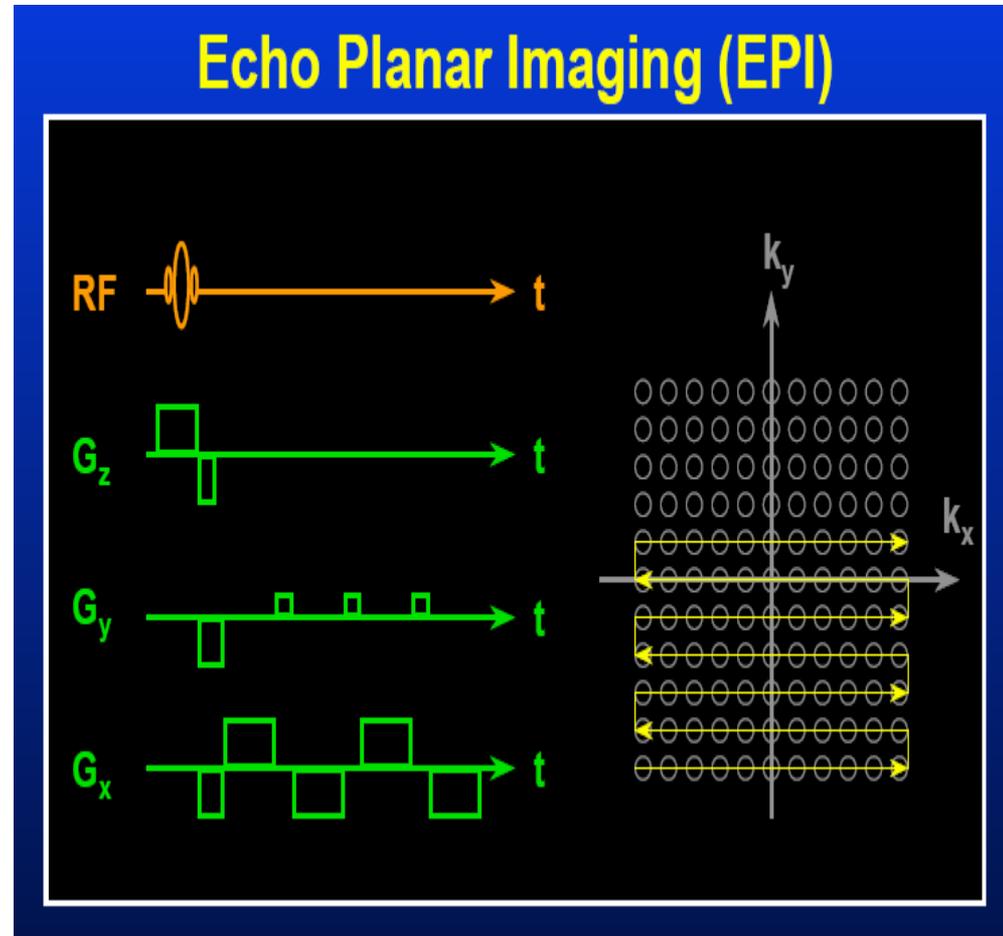






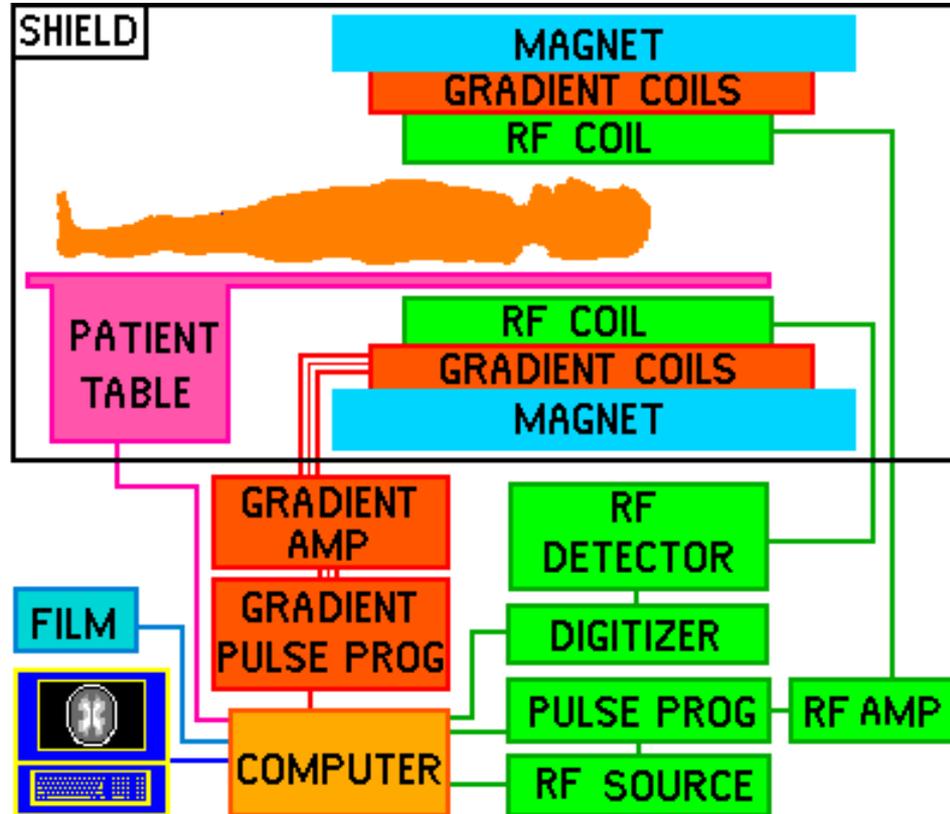
EPI

- Echo Planar Imaging
- One shot and Multi-shot
- Signal decays rapidly because T_2^*
- FOV (Field of View) too big
- Requirement is hard to achieve



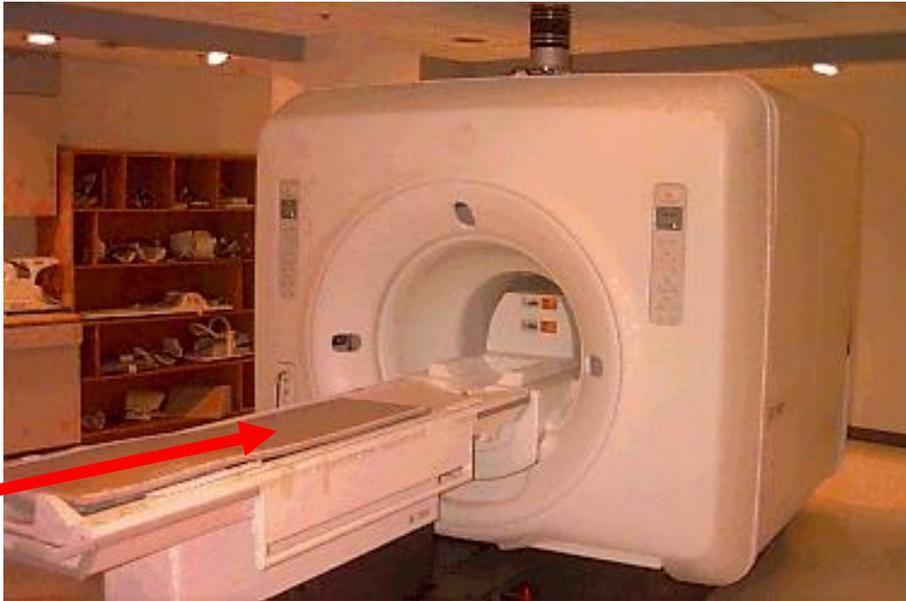


MRI System

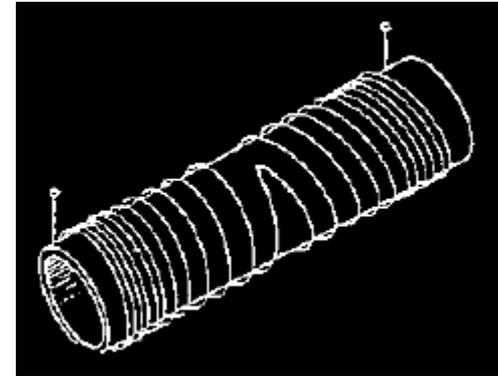




Magnet and Gradient Coil



B_0



0.015 – 0.3 Tesla Resistive
0.5 – 3 Tesla Superconducting



Reference

- MRI The Basics, Ray H. Hasheremi, William G. Bradley
- Principles of Magnetic Resonance Imaging, Zhi-Pei Liang, Paul C. Lauterbur
- MRI Physics for Radiologist, Alfred L. Horowitz
- Fundamentals of MAGNETIC RESONANCE IMAGING, Donald W. Chakeres, Petra Schmalbrock
- “MRI made easy” program, Schering

