

# اصول سیستم های رادیولوژی و تصویر گر پزشکی

## تصویربرداری تشدید مغناطیستی

- تصویربرداری تشدید مغناطیستی (MRI) برای اولین بار بطور موازی توسط پاول لاتربر و دامادیان در دانشگاه ایلینوی در Urbana-Champaign آمریکا و همچنین توسط پیتر منسفیلد در انگستان اختراع شد و در سال ۲۰۰۱ جایزه نوبل پزشکی را دریافت کردند.
- به این روش تصویربرداری هم اصطلاح Nuclear Magnetic (NMR) Resonance و هم MRI اطلاق می شود.



Paul C. Lauterbur

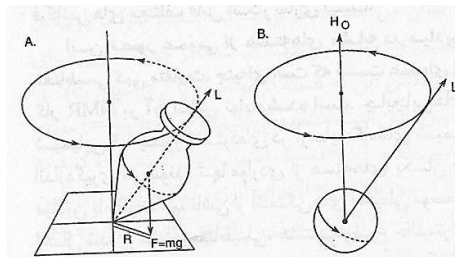


Sir Peter Mansfield



## رفتارهای هسته

- همانگونه که کره زمین حول محور شمالی-جنوبی خودش به دور خود می چرخد و شب و روز را شکل می دهد (به این حرکت زمین، چرخش وضعی زمین می گویند) هسته (پروتون) اتم نیز همانند زمین یک چرخشی تحت عنوان چرخش اسپینی (spin) دارد که در نتیجه آن هسته به دور خود می چرخد.
- علاوه بر این همانگونه که زمین همزمان با چرخش حول محور خود دارای حرکت تقدیمی نیز است. حرکت تقدیمی به تغییر جهت محور چرخش زمین گفته می شود. همین حرکت تقدیمی در طول سال باعث شکل گیری فصول مختلف و همچنین تغییر مدت زمان روز و شب می شود.



Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

3

## اندازه حرکت زاویه ای هسته

- هسته در اثر چرخش به دور خودش (حرکت دورانی)، ایجاد حرکت زاویه ای می کند (این حرکت از جنس انرژی است).
- اندازه حرکت زاویه ای، حرکت دورانی یک جسم را توصیف می کند.
- اندازه حرکت زاویه ای دارای جهت (بردار) و اندازه است.
- بنابراین اندازه حرکت زاویه ای چرخشی از حاصلضرب سرعت زاویه ای و ممان اینرسی جسم در حال چرخش شکل می گیرد.

Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

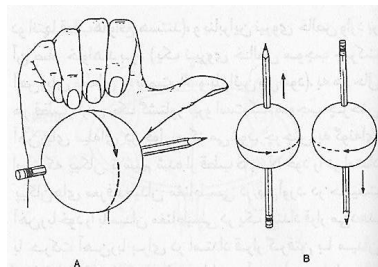
4

## اندازه حرکت زاویه ای الکترون

- الکترونها در اتم، دارای چرخش مداری (انتقالی مثل زمین) و چرخش اسپینی (وضعی) هستند.
- اندازه حرکت زاویه ای الکترون، به لایه ای که آن الکترون در آن حرکت و چرخش می کند، بستگی دارد.
- اندازه حرکت زاویه ای کل الکترون ترکیبی از اندازه های حرکات زاویه ای مداری و اسپینی است.
- اندازه حرکت زاویه ای اسپینی هر الکترون یکسان است.
- اندازه حرکت زاویه ای یک الکترون حاصل ضرب عدد کوانتومی اسپین در یک عدد ثابت است. عدد کوانتومی اسپین (که با  $s$  نشان داده می شود) همواره برابر  $\pm \frac{1}{2}$  است و عدد ثابت نیز  $\frac{h}{2\pi}$  (نیز ثابت پلانک است) است.

## اندازه حرکت زاویه ای الکترون

- اگر دو الکترون دارای اندازه حرکت زاویه ای اسپینی موازی و مختلف جهت باشند، آن دو الکترون در پایین ترین وضعیت انرژی خواهند بود. (شکل پایین B)
- به این حالت بین الکترونها، جفت اسپین می گویند و به الکترونی که جهت اندازه حرکت اسپینی آن به طرف بالاست، اسپین بالا و به الکترونی که جهت اندازه حرکت اسپینی آن به طرف پایین است، اسپین پایین می گویند.
- شکل زیر (A)، قاعده دست راست را در تعیین جهت اندازه حرکت اسپینی و جفت اسپین را نشان می دهد.



نکته مهم: اندازه حرکت زاویه ای الکترون در تصویربرداری NMR نقش ندارد.

## اندازه حرکت زاویه ای هسته ای

- پروتونها و نوترونها داخل هسته دارای اندازه حرکت زاویه ای اسپینی هستند که دارای اسپین مشابه هستند.
- جفت شدن نوترونها یا پروتونها همانند الکترونها باعث صفر شدن اندازه حرکت زاویه ای آنها می شود.
- یک پروتون یا یک نوترون با هم جفت نمی شوند.
- اندازه حرکت زاویه ای هسته، بوسیله اسپین نوترونها و پروتونها جفت نشده و همچنین اندازه حرکت زاویه ای مداری نوترونها و پروتونها تعیین می شود.
- مقدار اسپین هسته ای با علامت I نشان داده می شود که فقط مقادیر صفر، ۰/۵ و یا اعداد صحیح به خود می گیرد.

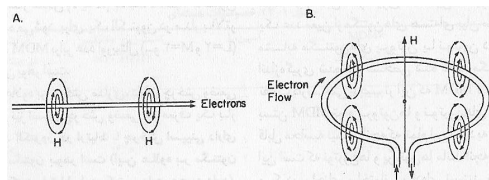
$$\text{حداکثر اندازه حرکت زاویه ای هسته قابل آشکار} = I \times \frac{h}{2\pi}$$

## اندازه حرکت زاویه ای هسته ای

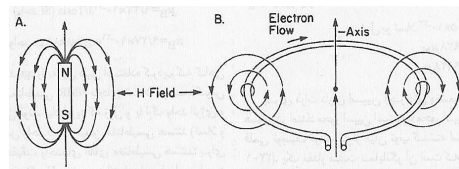
- براساس مقدار اسپین هسته ای سه نوع هسته وجود دارد:
- ۱- اگر عدد جرمی A فرد باشد، اسپین هسته ای ضرایب فردی از ۰/۵ یعنی (۰/۵، ۱/۵، ۲/۵ و ....) است.
- ۲- اگر عدد جرمی A و عدد اتمی Z هر دو زوج باشند، I برابر صفر است.
- ۳- اگر عدد جرمی A زوج و عدد اتمی Z فرد باشند، I یک عدد صحیح است.
- نکته: بررسی رفتار هسته (پروتون) و اندازه حرکت زاویه ای آن به دلیل نقش آن در تصویربرداری MRI خیلی مهم است.

## میدان مغناطیستی و جریان الکترونی

- همانگونه که در شکل زیر مشاهده می شود در اثر حرکت الکترون در یک سیم مستقیم یا یک حلقه سیم، میدان مغناطیستی  $H$  براساس قانون دست چپ شکل می گیرد.

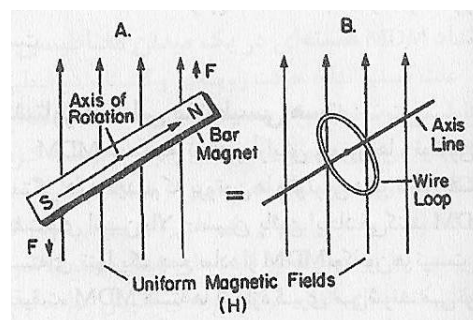


- شکل گیری این میدان مغناطیستی می تواند بواسطه یک آهنربای ثابت و در راستای  $N$  به  $S$  خارج از آهنربا و از  $S$  به  $N$  درون آهنربا انجام شود.



## میدان مغناطیستی و جریان الکترونی

- اگر یک آهنربا یا یک حلقه سیم با جریان الکترونی در آن در یک میدان مغناطیستی یکنواخت خارج قرار گیرد، آهنربا و حلقه سیم با یک نیرویی همراستای میدان خارجی قرار می گیرد به نحوی که راستای میدان مغناطیستی آهنربا از  $S$  به  $N$  (داخل آهنربا) در راستای میدان خارجی قرار گیرد.



## گشتاور دوقطبی مغناطیستی (MDM)

■ گشتاور دوقطبی مغناطیستی خاصیتی از یک آهنربا یا حلقه سیمی است که وقتی در یک میدان مغناطیستی خارجی قرار می گیرد با یک نیرو و با یک سرعت خاصی همراه با میدان خارجی می شود. هر چه آهنربا قوی تر یا سیمی بزرگتر باشد، سریعتر همراه می شود.

### ■ گشتاور دو قطبی مغناطیستی الکترون

■ وقتی یک الکترون در یکی از لایه های اتم به دور هسته بچرخد، دارای MDM خواهد بود.

■ اگر مدار حرکت الکترون، لایه k باشد، MDM را مگنتون بوهر نامیده می شود. برای لایه های بالاتر، این مقدار در عدد اوربیتال ضرب می شود. مگنتون واحدی است برای بیان مقدار MDM.

■ الکترون علاوه بر این دارای حرکت چرخشی وضعی است که بواسطه آن نیز یک MDM معادل یک مگنتون بوهر است (علاوه بر MDM مربوط به حرکت مداری الکترون)

$$\mu_B = 9.27 \times 10^{-24} J / Tesla \quad \text{MDM مگنتون بوهر}$$

## گشتاور دوقطبی مغناطیستی هسته

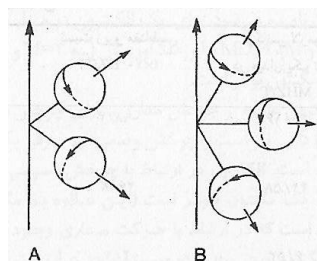
■ مقدار مگنتون هسته برای بیان MDM هسته بصورت زیر است:

$$\mu_N = 5.05 \times 10^{-27} J / Tesla$$

■ در مورد هسته، اگر هسته دارای اسپین غیر صفر باشد دارای MDM است و اگر I=0 باشد، MDM هسته وجود نخواهد داشت و بوسیله NMR قابل تشخیص نیست.

## امتداد MDM هسته ای در یک میدان مغناطیستی

- هر پروتون یا هسته در حالت استراحت و عادی می تواند در وضعیت ها و جهت های مختلفی حرکت اسپینی خواهد داشت.
- تعداد جهت هایی که MDM هسته ها می تواند چرخش داشته باشد را حالت کوانتومی می گویند که وابسته به عدد اسپینی I هسته است.
- مثلا برای  $I=0.5$  دو حالت مانند شکل (A) داشته باشد و برای  $I=1$  سه حالت کوانتومی مانند شکل (B) شکل بگیرد.
- تعداد حالات کوانتومی ممکن برای یک هسته با عدد اسپینی I برابر  $2I+1$  است.



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

13

## فرکانس لارمور و جمع بندی

- حرکت تقدیمی تغییر جهت محور چرخش هسته را بیان می کند. فرکانس حرکت تقدیمی را فرکانس لارمور می گویند.

$$\text{فرکانس لارمور} \quad \nu_L = \frac{\gamma H}{2\pi}$$

$\gamma$  نسبت ژيروسکوپیک و H میدان مغناطیستی

$$\text{نسبت ژيروسکوپیک} \quad \gamma = \frac{2\pi\mu}{Ih}$$

h ثابت پلانک

$\mu$  MDM هسته و I اسپین هسته

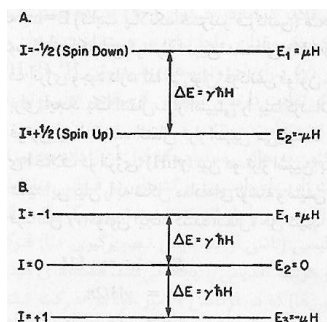
- جمع بندی: از دو رابطه بالا می توان جمع بندی کرد که اندازه حرکت زاویه ای اسپینی (I) و گشتاور دو قطبی مغناطیستی ( $\mu$ ) در تشکیل نسبت ژيروسکوپیک و فرکانس لارمور حرکت تقدیمی نقش دارد.
- معادله فرکانس لارمور نشان می دهد که هر نوع هسته در یک میدان مغناطیستی معین در فرکانس منحصر بفردی حرکت تقدیمی می کند. به عبارت دیگر دو هسته مختلف از مواد مختلف دارای فرکانسهای لارمور متفاوتی هستند که اساس تصویربرداری MRI می باشند.

Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

14

## ترازهای انرژی برای سیستم اسپین هسته ای

- یک هسته با عدد اسپینی  $I=0.5$  دارای دو حالت کوانتومی و دو تراز انرژی متناسب با اسپین بالا و پایین که در مورد جفت اسپین الکترون گفته شده، می باشد.
- شکل (A) دو تراز انرژی را نشان می دهد. در این شکل، اسپین بالا ( $I=0.5$ ) دارای سطح انرژی پایین تری ( $E_2 = -\mu H$ ) از اسپین پایین ( $I=-0.5$ ) با سطح انرژی ( $E_1 = \mu H$ ) است.



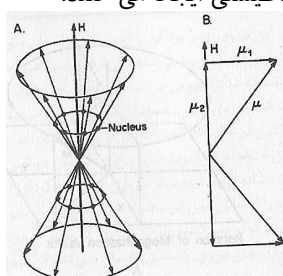
## ترازهای انرژی برای سیستم اسپین هسته ای

- این هسته دارای دو حالت کوانتومی و در نتیجه دو سطح انرژی است.
- هسته برای اینکه از سطح پایین انرژی به سطح بالای انرژی منتقل شود، باید انرژی دفع کند. فرکانس انرژی جذب شده یا تولید شده در این فرآیند دقیقاً برابر فرکانس لارمور حرکت تقدیمی هسته است.
- به عبارت دیگر، اساس NMR، القای انتقالات بین این ترازهای انرژی بوسیله جذب و انتقال انرژی است.
- به زبان ساده تر در NMR با قرار دادن یک ماده در معرض پرتویی در فرکانس لارمور و سپس اندازه گیری سیگنال فرکانس لارمور تولید شده توسط ماده، تصویر شکل می گیرد.



## اجزای اصلی NMR- بردار مغناطش

- در یک ماده با تعداد زیادی هسته که در یک میدان مغناطیستی خارجی قرار گرفته است. کمی بیش از نصف آنها در تراز اسپین بالا و کمی کمتر از نصف آنها در تراز اسپین پایین هستند.
- در شکل (A)، هسته های ماده در دو حالت کوانتومی حرکت تقدیمی می کنند.
- اگر گشتاور  $\mu$  در هر هسته را به دو مولفه عمود بر راستای میدان  $H$  ( $\mu_1$ ) و همراستا با میدان  $H$  ( $\mu_2$ ) تجزیه کنیم (مانند شکل B) بردارهای همراستا با هم جمع و تفریق می شوند و نهایتاً هسته های اضافی در تراز انرژی پایین تر (اسپین بالا) بطور موثر یک مولفه خالص MDM در امتداد میدان مغناطیستی ایجاد می کنند.



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

17

## بردار مغناطش

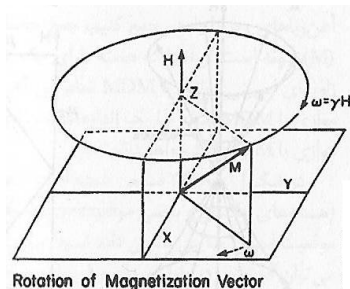
- برای تمام هسته ها، جمع مولفه های عمود MDM ( $\mu_1$ ) برای هسته های اسپین بالا و پایین هر دو صفر است.
- جمع مولفه های MDM برای هسته های اضافی با اسپین بالا یک بردار تحت عنوان بردار مغناطش (M) ایجاد می کند.

Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

18

## اجزای اصلی NMR- میدان مغناطیسی RF

- بردار  $M$  در حول میدان  $H$  با فرکانس لارمور حرکت تقدیمی می کند. وقتی که میدان خارجی  $H_1$  اعمال می شود، بردار مغناطش  $M$  از امتداد اولیه (در راستای  $H$ ) جابجا می شود و حول میدان  $H_1$  حرکت تقدیمی انجام می دهد (شکل زیر).
- براساس اینکه میزان و جهت میدان  $H_1$  به چه صورتی باشد حرکت تقدیمی  $M$  که شکل می گیرد، تغییر می کند و پس از بین رفتن میدان نیز حرکت تقدیمی  $M$  به اتمام می رسد و دوباره در راستای میدان  $H$  قرار می گیرد.

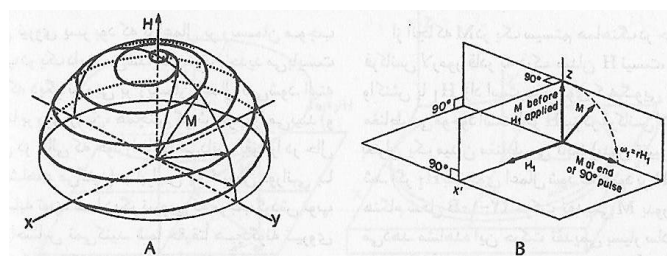


Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

19

## افت آزاد القاء (FID) (Free Induction Decay)

- با استفاده از یک میدان RF در فرکانس لارمور، بردار مغناطش  $M$  از  $H$  دور می شود و سپس  $M$  با حرکت تقدیمی دوباره به سمت امتداد  $H$  بر می گردد.
- اگر  $M$  در حول میدان متغیر RF با  $90^\circ$  درجه حرکت تقدیمی کند، یک پالس  $90^\circ$  درجه اعمال شده است (شکل زیر).
- در اثر اعمال این پالس  $90^\circ$  درجه، بردار  $M$  کاملاً در صفحه عمود بر  $H$  قرار می گیرد و سپس میدان خاموش می شود و بردار  $M$  شروع به حرکت تقدیمی کرده و باعث القاء مغناطیسی در سیم پیچهای کوئل RF می شود.

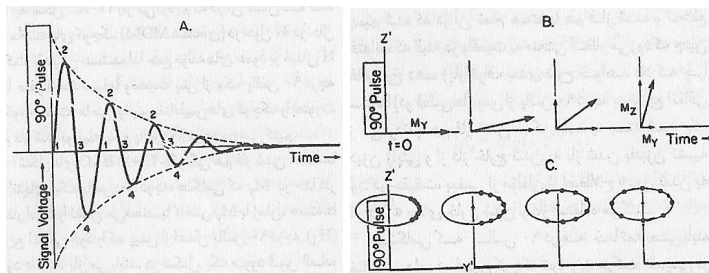


Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

20

## افت آزاد القاء (FID)

- سیگنال القایی در سیم پیچ، یک سیگنال متناوب با فرکانس لارمور است (شکل (A))
- این سیگنال را که بوسیله بازگشت آزاد  $M$  به سمت امتداد  $H$ ، تولید شده است را افت آزاد القاء (FID) می نامند.
- با بازگشت  $M$  به سمت  $H$ ، مولفه  $M$  در امتداد  $Y$  ( $M_y$ ) به سمت صفر کاهش می یابد و در این حین  $M_z$  افزایش می یابد (شکل B).



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

21

## زمان آسایش اسپین-اسپین ( $T_2$ )

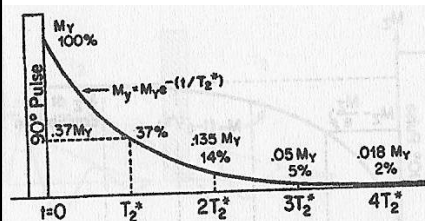
- وقتی که یک پالس RF ۹۰ درجه به بردار  $M$  که در راستای میدان خارجی  $H$  قرار گرفته است، اعمال شود، بردار  $M$  به صفحه عمود بر میدان  $H$  می رود.
- پس از اتمام پالس RF، بردار  $M$  با حرکت تقدیمی به راستای  $H$  بر می گردد. در اثر این برگشت سیگنالی در کوئل RF القا می شود که زمان  $T_2$  بر روی پوش این سیگنال تعریف می شود (شکل زیر)

$$M_y = M_y e^{-t/T_2}$$

$M_y$  مولفه  $M$  در امتداد محور  $y$

$M_y$  مولفه  $M$  در امتداد محور  $y$  در انتهای پالس ۹۰ درجه

$T_2$ : ثابت تجزیه برای بازگشت  $M$  به راستای  $H$



- به عبارت دیگر  $T_2$ ، زمانی است که  $M_y$  به اندازه ۳۷٪ ( $1/e$ ) از مقدار اولیه  $M$  در راستای محور  $y$  در ابتدای حرکت تقدیمی برسد.

Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

22

## زمان آسایش اسپین-شبهه T1

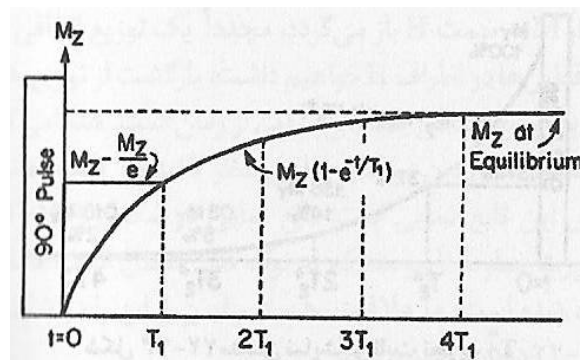
- همانطور که می دانید در حالت تعادل در یک میدان مغناطیسی، تعداد هسته های اسپین بالا (انرژی پایین) بیشتر از اسپین پایین (انرژی بالا) است که به همین دلیل بردار  $M$  در راستای میدان  $H$  قرار می گیرد.
- پس از اعمال میدان RF، بردار  $M$  به صفحه  $x-y$  می رود. به عبارت دیگر، با گرفتن انرژی، اسپینهای بالا به اسپینهای پایین منتقل می شوند.
- پس از اتمام پالس ۹۰ درجه ای، دوباره اسپینهای پایین (انرژی بالا) طی یک مدت زمانی به اسپین های بالا (انرژی پایین) برمی گردند.
- این رفتار زمانی بصورت یک تابع نمایی است که مدت زمان بازگشت ۶۳٪ از هسته ها به دنبال یک پالس ۹۰ درجه به تراز انرژی پایین تر  $T_1$  می نامند.

$$M_z = M_z(1 - e^{-t/T_1})$$

$M_z$  مولفه  $M$  در امتداد  $H$  در زمان  $t$   
 $M_z$  مولفه  $M$  در امتداد  $H$  در حالت تعادل  
 $t$  زمان پس از پالس ۹۰ درجه  
 $T_1$  زمان آسایش اسپین-شبهه

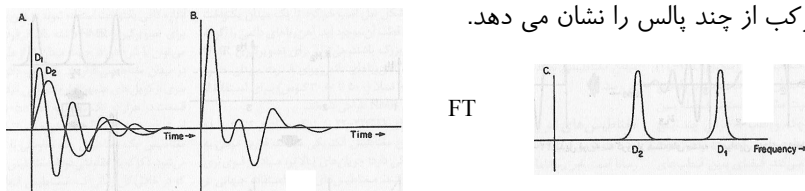
## زمان آسایش اسپین-شبهه T1

- به عبارت دیگر  $T_1$  سرعت انتقال هسته ها از تراز انرژی بالاتر به پایین تر است.
- در اکثر مواد،  $T_1$  خیلی طولانی تر از  $T_2$  است. مثلا مایع مغزی نخاعی دارای  $T_1$  برابر ۳۰۰ میلی ثانیه و  $T_2$  برابر ۲۰۰۰ میلی ثانیه است. در حالیکه عضله دارای  $T_1$  برابر ۷۵۰ میلی ثانیه و  $T_2$  برابر ۵۵ میلی ثانیه است.



## تبدیل فوریه

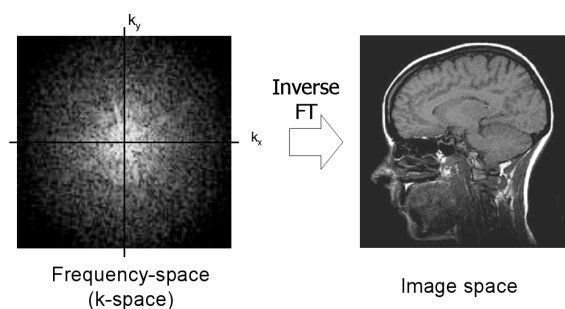
- همانگونه که گفته شد، مواد مختلف دارای فرکانس مختلف در حرکت تقدیمی خودشان هستند و در NMR، تصویر براساس این تفاوت شکل می گیرد.
- در سیگنالهای FID تشکیل شده در اثر اعمال پالس RF، شکل سیگنال تقریباً برای تمام مواد حالت نزولی است ولی دامنه و فرکانس سیگنال متفاوت است.
- برای شکل گیری تصویر از سیگنالهای FID به کمک تبدیل فوریه طیف توان آنها استخراج می گردد.
- با استفاده از طیف توان سیگنال: هم فرکانس لارمور ماده از روی فرکانس مولفه های طیف توان و هم دانسیته اسپینی (چگالی هسته در ماده) ماده از دامنه مولفه های فرکانسی طیف توان قابل تشخیص است. شکل زیر این مطلب را برای یک FID مرکب از چند پالس را نشان می دهد.



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

25

## تبدیل فوریه



مجموعه ای از سیگنال FID که از یک برش گرفته شده است و معکوس تبدیل فوریه آن.

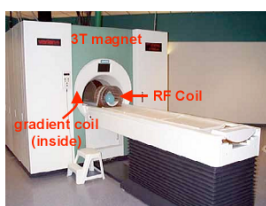
Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

26

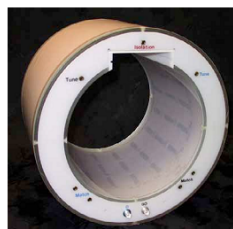
## اصول تصویربرداری تشدید مغناطیستی (MRI)

- MRI در سه مرحله اساسی تقسیم بندی می شود:
- الف- قرار دادن بیمار در یک میدان مغناطیستی یکنواخت خارجی  $H$ .
- ب- جابجایی بردار مغناطش با یک پالس RF خارجی.
- ج- دریافت سیگنال تولیدی FID در اثر بازگشت بردار مغناطش  $M$  به حالت تعادل.

Gradient Coil

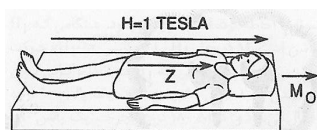


RF Coil

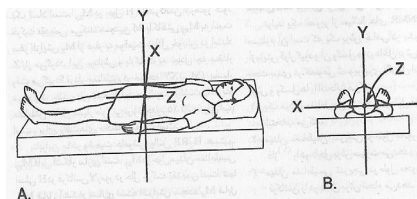


## اصول تصویربرداری تشدید مغناطیستی (MRI)

- در شکل زیر یک بیمار در میدان مغناطیستی خارجی  $H$  به اندازه یک تسلا قرار دارد و بردار مغناطش تعادلی  $M_0$  در راستای آن شکل گرفته است.



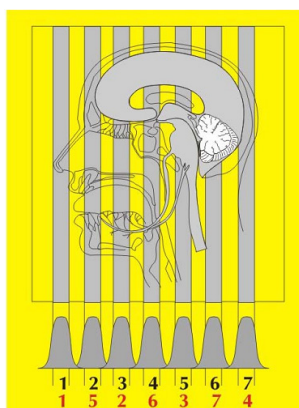
- سپس یک میدان مغناطیستی دومی  $H_1$  با فرکانس لارمور هسته های هیدروژن یعنی ۴۲/۵۸ مگاهرتز تولید می شود و به بیمار اعمال می شود تا بردار  $M$  در صفحه  $X-Y$  منتقل شود.



## اصول تصویربرداری تشدید مغناطیستی (MRI)

- در انتهای پالس RF ۹۰ درجه، بردار  $M$  در صفحه X-Y مقدار  $M_{xy} = M$  و  $M_z = 0$  خواهند داشت.
- پس از خاموش شدن پالس  $H_1$ ، بردار  $M_{xy}$  در حول  $H$  با فرکانس لارمور خود حرکت تقدیمی می کند و به آرامی  $M_{xy}$  به صفر کاهش می یابد و  $M_z$  به مرور افزایش می یابد.
- حذف  $M_{xy}$  در صفحه X-Y خیلی سریع و در حد چند میلی ثانیه و بازگشت  $M_z$  حدود ۱۵ ثانیه برای آب است.
- پس از اتمام پالس RF ۹۰ درجه، کوئل RF از حالت فرستنده به گیرنده تبدیل می شود و در اثر حرکت  $M_{xy}$  یک سیگنال در کوئل RF القا می شود. دامنه و فرکانس سیگنال FID متناسب با دانسیته اسپین و فرکانس لارمور ماده است.

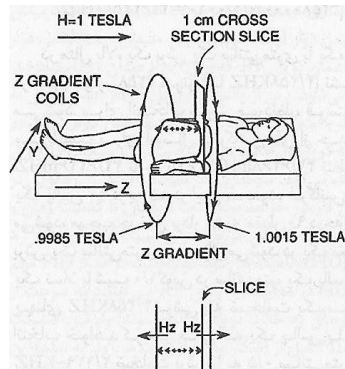
## اصول تصویربرداری تشدید مغناطیستی (MRI)



- مساله اساسی دیگر در اخذ سیگنال FID این است که این سیگنال از کدام ناحیه آناتومیکی بیمار شکل گرفته است.
- به عبارت دیگر باید سیگنال FID هر وکسل از بیمار جداگانه اخذ شود.
- یعنی مشکل ما تقسیم بیمار به برشها و تقسیم برشها به وکسلها و نمایش وکسلها به عنوان پیکسل است.
- این کار با استفاده از کوئلهای تدریجی و تغییر فرکانس پالسهای RF انجام می شود.

## انتخاب برش و وکسل با میدانهای مغناطیستی کویلهای تدریجی

- با استفاده از سه میدان مغناطیستی تدریجی در سه محور  $X$ ،  $Y$  و  $Z$  یک برش و یک وکسل انتخاب می شود.
- در یک مثال یک میدان تدریجی (یک گوس در سانتی متر) در راستای محور  $Z$  که در سمت پاهای بیمار  $0.9985$  تسلا است و در سمت سر به  $1.0015$  می رسد، می باشد.



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

31

## انتخاب برش و وکسل با میدانهای مغناطیستی کویلهای تدریجی

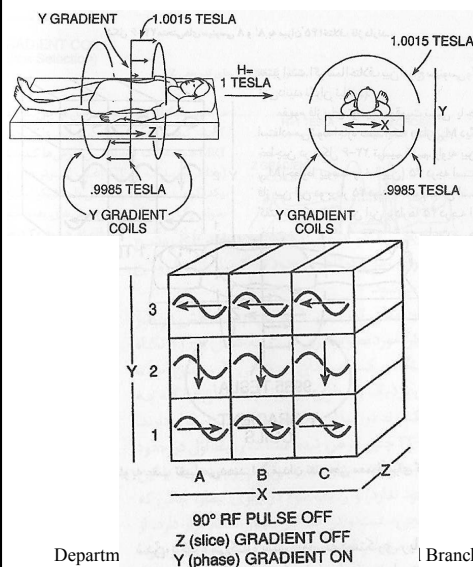
- حال چگونه این میدان تدریجی در انتخاب برش کمک می کند؟
- فرکانس لارمور حاصل ضرب نسبت ژيروسکوپیک (ژیرومغناطیس) و میدان مغناطیستی خارجی است.
- فرکانس لارمور پروتونهای نواحی مختلف بدن، با توجه به اینکه در چه محلی باشند، مختلف خواهند بود. بنابراین اگر یک پالس RF با فرکانس خاصی تابانده شود فقط پروتونهای محلی که دارای فرکانس لارمور مشابه با فرکانس RF دارند، واکنش داده و سیگنال FID تولید می کنند.
- بنابراین فرکانس پالس RF موقعیت برش و پهنای پالس RF، ضخامت برش را مشخص می کند. بنابراین با استفاده از کویل تدریجی راستای  $Z$  یک برش از بیمار انتخاب می گردد.

Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

32



## انتخاب برش و وکسل - رمز گذاری فاز (Phase encoding)



■ بعد از انتخاب برش بوسیله کویل تدریجی راستای Z با استفاده از کویل تدریجی Y، وکسلهای مختلف در راستای Y با فازهای اولیه مختلف از یکدیگر تفکیک می شوند.

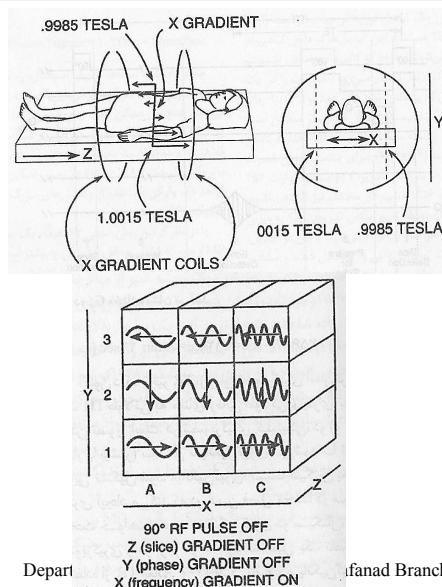
■ با اعمال گرادیان در راستای Y فازهای مختلفی در راستای محور Y شکل می گیرد که به این رمز گذاری فاز می گویند. در این شکل وکسلها در یک ردیف دارای فاز مشابه هستند.

Depart

Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

33

## رمز گذاری فرکانس (Frequency encoding)



■ بعد از انتخاب برش بوسیله کویل Z و رمز گذاری فاز بوسیله کویل Y در راستای Y، با استفاده از کویل X رمز گذاری فرکانس در راستای محور X انجام می گیرد تا بطور کامل وکسل انتخاب شود.

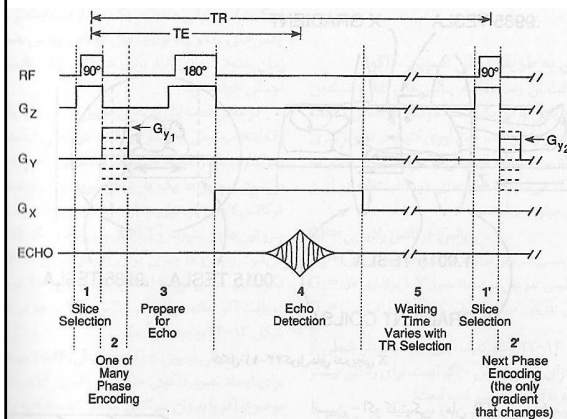
■ این کویل تدریجی در راستای X باعث می شود که وکسلها در راستای X با فرکانسهای مختلفی حرکت تقدیمی بکنند. وکسلهای ستون A با یک فرکانس و ستون B با یک فرکانس و وکسلهای ستون C با یک فرکانس دیگری حرکت تقدیمی دارند.

Depart

fanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

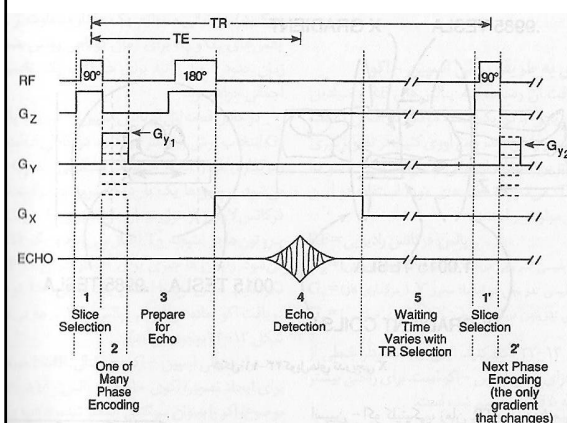
34

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو



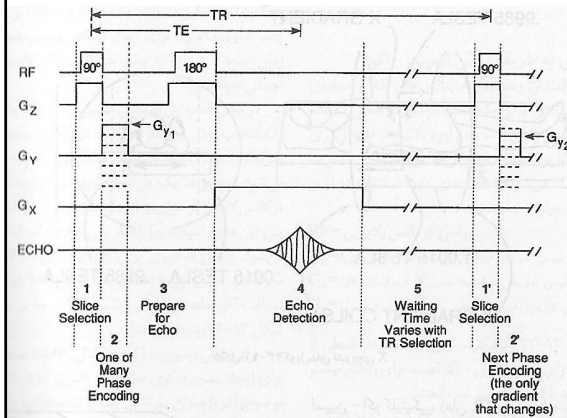
- یک توالی کامل اسپین-اکو شامل ۵ مرحله بصورت زیر است:
- مرحله اول پالس RF جهت انتقال بردار  $M$  به صفحه  $xy$  اعمال می گردد در این مرحله جهت انتخاب برش  $G_z$  با یک زمان کمتر از پالس RF نیز اعمال می گردد تا تمام عملیات تصویربرداری فقط بر روی یک برش از بیمار صورت گیرد.

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو



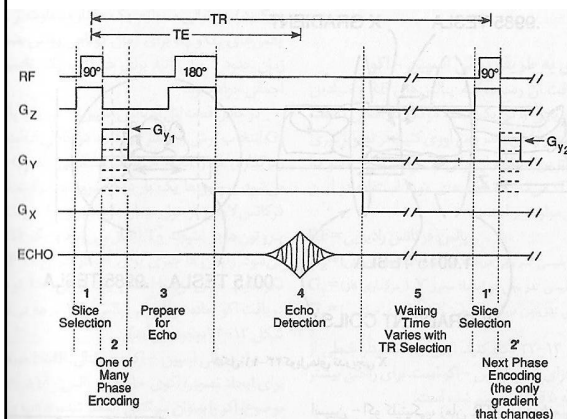
- مرحله دوم، با اعمال یک  $G_y$  مناسب یک ستون خاص از برش انتخاب شده، انتخاب می گردد تا بدین وسیله رمزگذاری فاز انجام گیرد. توجه داشته باشید که برای تشکیل یک تصویر  $256 \times 256$  بر روی یک برش باید ۲۵۶ توالی اسپین اکو با ۲۵۶ مقدار  $G_y$  مختلف اعمال گردد.

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو



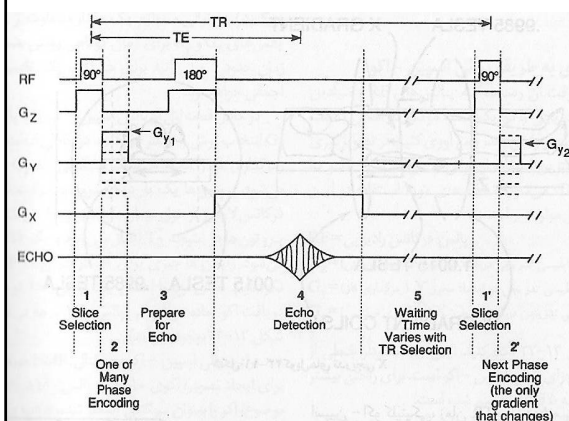
مرحله سوم با اعمال یک پالس  $180^\circ$  درجه، فاز بردارهای مغناطش ماده  $M$  معکوس می گردد.

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو



مرحله چهارم سیگنال FID حاصل از اعمال پالسهای  $90^\circ$  و  $180^\circ$  درجه دریافت می شود. در این مرحله برای انجام رمزگذاری فرکانس و انتخاب وکسل مورد نظر در برش مورد نظر  $G_x$  اعمال می گردد. به عبارت دیگر همزمان با اعمال  $G_x$  مقادیر سیگنال اکو دریافت می گردد.

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو



- مرحله پنجم یک بازه زمانی طولانی بدون هیچ اقدامی است که این اجازه را به بیمار می دهد تا بردارهای M در حالت تعادل قرار گیرد.

## تصویربرداری با توالی اسپین-اکو

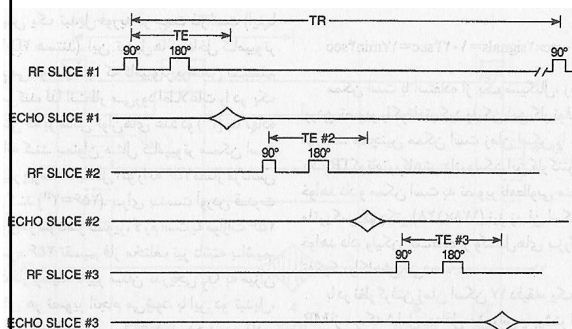
- TR: فاصله زمانی بین هر پالس ۹۰ درجه در یک توالی تصویربرداری را می گویند که بین ۵۰۰ تا ۲۰۰۰ میلی ثانیه می تواند باشد. این مدت زمان اثر مهمی بر کنتراست تصویر دارد.
- TE: فاصله زمانی بین وسط پالس RF ۹۰ درجه تا قله اکو بازگشتی می باشد. زمان TE خیلی کمتر از TR است.
- مدت زمان تشکیل یک تصویر ۲۵۶×۲۵۶ با مدت TR برابر ۵۰۰ میلی ثانیه برابر ۱۲۸×۲۵۶/۵=۱۲۸ ثانیه می باشد. هر توالی اسپین اکو یک ستون تصویر را تشکیل می دهد.

## تشکیل تصویر

- پس از اخذ سیگنالهای اکو (۲۵۶ سیگنال) از یک برش بیمار یک تبدیل فوریه دو بعدی از سیگنالهای اکو در جهت های فرکانس (رمزگذاری فرکانس یا راستای X و فاز (رمزگذاری فاز یا راستای Y) گرفته می شود
- تصویر براساس فرکانس لارمور (فرکانس مولفه های تبدیل فوریه) و دانسیته اسپینی یا چگالی پروتون (دامنه مولفه های فرکانسی) شکل گیرد.
- در تصویر شکل گرفته سیگنال قوی MR معادل نقاط سفید در تصویر و سیگنال ضعیف MR معادل نقاط تیره یا سیاه نمایش داده می شوند.
- معمولا برای تشکیل یک تصویر از یک برش، دو مرتبه سیگنال گرفته می شود و میانگین آن به عنوان سیگنال در نظر گرفته می شود. بنابراین زمان لازم برای تشکیل  $256 \times 2 \times TR$  تصویر می شود.

## تصویربرداری چند مقطعی

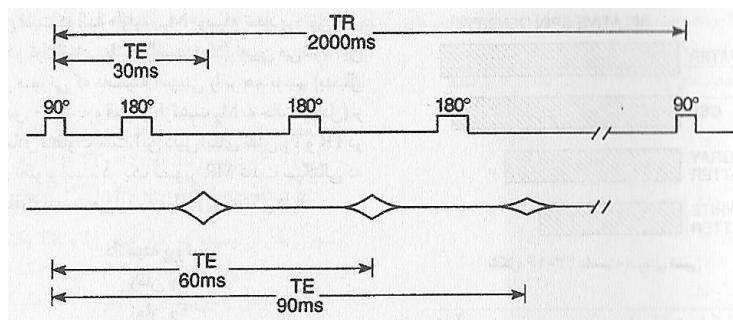
- با در نظر گرفتن  $TR = 2000ms$  و تصویر  $256 \times 256$  و گرفتن دو سیگنال برای یک تصویر مدت زمان تصویربرداری برای هر برش ۱۷ دقیقه  $(256 \times 2 \times 17)$  می شود
- اگر از سر ۱۰ برش زده شود حداقل ۱۷۰ دقیقه زمان نیاز است که زمان زیادی است. برای کاهش این زمان، از طریق تصویربرداری چندمقطعی، چندین برش را در یک زمان یعنی زمان استراحت TR تصویربرداری می کنند.
- اگر  $TR = 2000ms$  و  $TE = 90ms$  باشد از ۱۹۰۰ میلی ثانیه آزاد بین خاتمه اکو و پالس ۹۰ درجه بعدی استفاده می شود و با انتخاب برشهای بعدی از آنها سیگنال گیری می شود.



روش چند مقطعی تصویربرداری  
برای تصویربرداری سه برش  
بطور همزمان.

## تصویر برداری چند اکویی

- در این تصویربرداری با یک  $TR$  ثابت و یکسان ولی مثلا سه  $TE$  متفاوت ۳۰، ۶۰ و ۹۰ میلی ثانیه، سه اکو در زمانهای متفاوت گرفته می شود تا سه تصویر متفاوت از یک برش گرفته شود و با میانگین آن یک تصویر شکل گیرد.
- شکل زیر، یک توالی اسپین اکو به روش چند اکویی با  $TR = 200ms$  و سه  $TE$  متفاوت را نشان می دهد. دامنه اکوها با طولانی شدن  $TE$  کاهش می یابد.



Department of Electrical Engineering, Najafanad Branch, Islamic Azad University, Dr. H. Pourghassem,

43

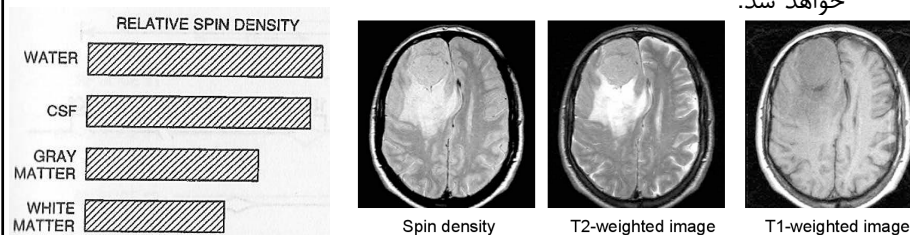
## کنتراست تصاویر MRI

- شدت سیگنال FID تولید شده توسط بافت به سه عامل دانسیته پروتونی یا اسپینی (تراکم هسته های هیدوژن در یک بافت) زمانهای  $T1$  و  $T2$  بستگی دارد.
- مجموعه این سه عامل تاثیر زیادی در کنتراست تصویر MRI دارد.
- بطور کلی اختلاف دانسیته پروتونی،  $T1$  و  $T2$  بین بافتها خیلی بیشتر از اختلافهای دانسیته الکترونی و ضرایب تضعیف خطی اشعه ایکس بافتهای مشابه است.
- به عبارت دیگر کنتراست تصاویر MRI خیلی بیشتر از CT است.
- نکته خیلی مهم اینکه تصاویر اسپین اکو بطور خالص تصاویر دانسیته اسپینی یا  $T1$  یا  $T2$  نیستند بلکه در تمام تصاویر هر سه پارامتر فوق سهم هستند. در برخی موارد اطلاعات  $T1$  یا  $T2$  غالب می شوند که به آن تصاویر تورین شده  $T1$  و تورین شده  $T2$  گفته می شود.

44

## دانسیتة پروتونی

- دانسیته پروتونی یا اسپینی معیاری از تراکم نسبی پروتون یا اسپین واحد حجم ماده است.
- شکل زیر دانسیته اسپینی نسبی سه ماده CSF، ماده خاکستری و سفید مغز را در مقایسه با آب نشان می دهد.
- هر چه این مقدار بیشتر باشد ناحیه مورد نظر در تصویر MRI سفید نشان داده خواهد شد.



در تصویر دانسیته پروتونی هر چه دانسیته اسپینی بیشتر باشد تصویر روشن تر است.

45

## تصویر توزین شده T1

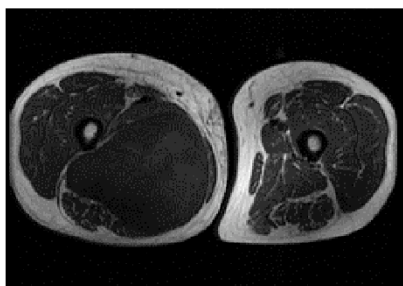
- توالی های اسپین اکو می توانند تصویرهایی را شکل دهند که در آنها مقادیر T1 و T2 بافتها خیلی تاثیر گذار باشند. به عبارت دیگر تصاویر براساس آنها شکل بگیرد. بطور کلی می توان گفت که
- الف- با یک TR کوتاه، اختلاف T1 بافتها در اختلاف قدرت سیگنال برگشتی اکو منعکس می شود.
- ب- با یک TR طولانی، اختلاف T1 بافتها تاثیر کمی بر قدرت سیگنالها خواهد داشت.
- اگر یک توالی اسپین اکو اجازه دهد مقادیر T1 بافت بر قدرت سیگنال اکو تاثیر بگذارد، یک توالی توزین شده T1 نامیده می شود.
- یک توالی اسپین اکو با یک TR کوتاه مدت (مثلا ۵۰۰ میلی ثانیه)، یک تصویر توزین شده T1 تولید می کند.
- توجه داشته باشید که چربی زیر پوست (با  $T1=200ms$ ) دارای یک سیگنال بسیار روشن است. مغز با  $T1=500ms$  دارای یک سیگنال با روشنایی متوسط است و CSF با  $T1=3000ms$  سیاه است.

46

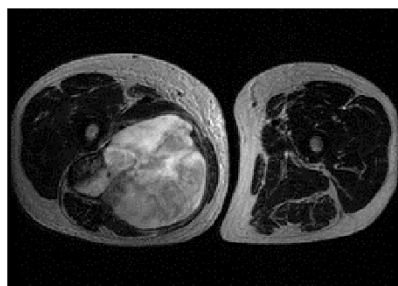


## تصویر توزین شده T1

- در تصویر توزین شده T1 هر چه T1 کمتر باشد تصویر روشن تر است مثل بافت چربی که روشن تر است.



T1 weighted



T2 weighted

## تصویر توزین شده T2

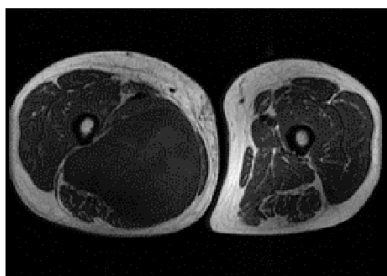
- یک تصویر توزین شده T2 به مقادیر بافت در تعیین میزان روشنایی یا تیرگی تصویر بافت اثر می گذارد.
- بافتهای با مقادیر طولانی تر T2 تصاویر روشن تری نسبت به بافتهای با مقادیر کوتاه تر ایجاد خواهند کرد. بطور کلی می توان گفت:
- الف- یک TE کوتاه، اختلافهای T2 را به حداقل می رساند چرا که زمان کمی برای تجزیه Mxy وجود دارد.
- ب- یک TE طولانی، اختلافهای T2 را به حداکثر می رساند چرا که زمان کافی برای تجزیه Mxy وجود دارد. سرعت تجزیه Mxy با T2 کوتاه (چربی) سریع، برای بافتهای با T2 متوسط (مغز) متوسط و برای بافتهای با T2 طولانی (CSF) کوتاه است.



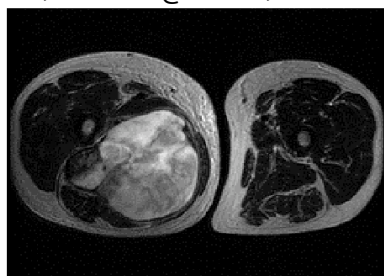


## تصویر توزین شده T2

- یک توالی اسپین اکو که از یک TE طولانی استفاده می کند، یک توالی توزین شده T2 خواهد بود.
  - یک TE کوتاه به معنای ۳۰ یا ۴۰ میلی ثانیه است در حالی که یک TE طولانی به معنای ۹۰ تا ۱۲۰ میلی ثانیه است.
- در تصویر توزین شده T2 هر چه مقدار T2 بیشتر باشد تصویر روشن تری را شکل می دهد. T2 چربی از همه کمتر و T2 مایع CSF بیشتر است.



T1 weighted

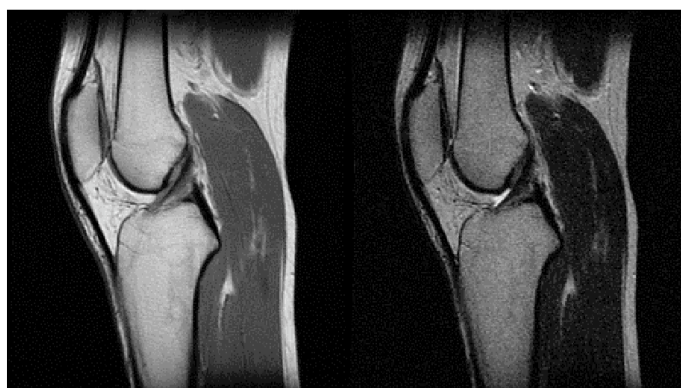


T2 weighted

49

## تصویر توزین شده T2

- در تصویر توزین شده T2 هر چه مقدار T2 بیشتر باشد تصویر روشن تری را شکل می دهد.



spin (H proton) density weighted

T2 weighted



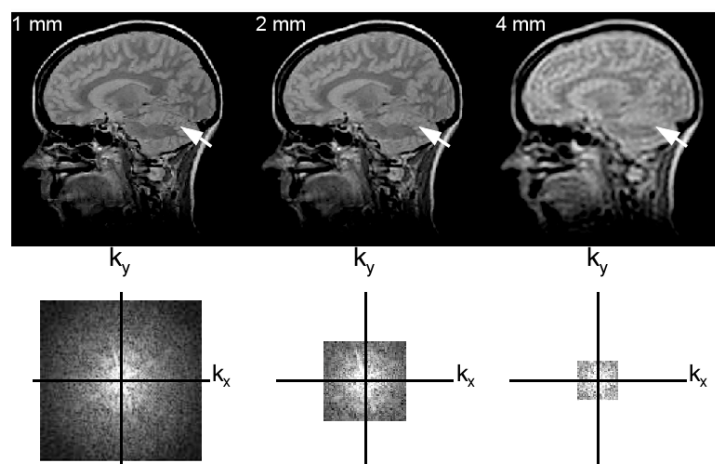
50

## تأثیر اندازه وکسل بر کیفیت تصویر

- اندازه یک وکسل به اندازه ماتریس تصویربرداری بستگی دارد.
- وکسلهای بزرگ برای هر پیکسل در تصویر، سیگنالهای بزرگی تولید می کنند.
- یک ماتریس  $128 \times 128$  وکسلهایی چهار برابر بزرگتر از یک ماتریس  $256 \times 256$  تولید می کنند.
- به همین منوال، برش های ضخیم بافت به سبب افزایش طول وکسل، نسبت به برش های نازک، وکسلهای بزرگ تری ایجاد می کنند.
- وکسلهای بزرگتر نسبت سیگنال به نویز بزرگتری دارند ولی رزولوشن فضایی آنها کمتر است. در مقابل نیز زمان تصویربرداری نیز کمتر است.



## تأثیر اندازه وکسل بر کیفیت تصویر



## مقایسه تصویربرداری CT و MRI

- برتری‌های MRI در مقایسه با CT
- کنتراست تصاویر MRI بالاتر از CT است.
- تهیه مقاطع تصویری از جهات مختلف (از جمله اریب).
- عدم استفاده از پرتوهای یونیزه کننده.
- مانند سی‌تی‌اسکن موجب سخت شدن باریکه پرتوها (آرتیفکت سخت) نمی‌شود.

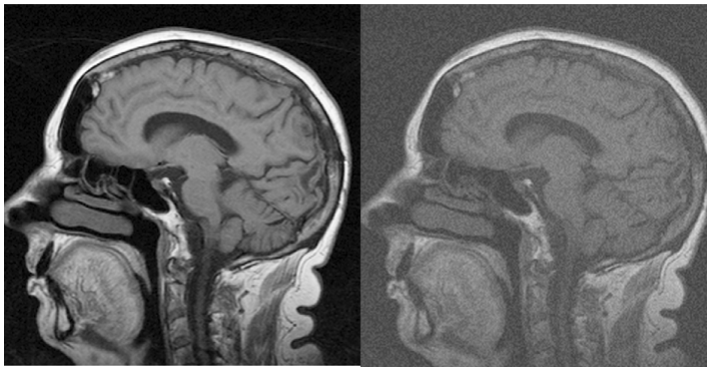


## مقایسه تصویربرداری CT و MRI

- نقاط ضعف MRI در مقایسه با CT
- پرهزینه تر از سی‌تی‌اسکن، کمیاب تر و کار با آن مشکل تر است.
- تصویرگیری زمان بیشتری می‌برد.
- وضوح (Resolution) تصویری کمتری دارد.
- بدلیل طولانی تر بودن اسکن‌ها آرتیفکت حرکتی بیشتری دارد.
- موجب مشکلات برای بیماران دارای اجسام فلزی در بدن خود می‌باشد.
- بیمار باید در حین انجام اسکن (MRI) بی حرکت باشد. حرکات غیرقابل پیشگیری مانند تنفس، ضربان قلب و پرستالسیسم اغلب تصویر را مخدوش می‌سازند.



## اختلاف رزولوشن و نویز در یک تصویر



## آنژیوگرافی مغز با MRI

