

## بسمه تعالی

عنوان درس: مقدمه‌ای بر سیستم‌های تصویرگری پزشکی

Introduction to Medical Imaging Systems

### سرفصل مطالب:

- ۱ مرور کلی سیستم MRI و سخت افزار آن
- ۲ تولید و آشکارسازی سیگنال تصویرگری تشدید مغناطیسی(MR)
- ۳ مشخصه‌های سیگنال MR ناشی از بافت‌های بدن
- ۴ تکنیک‌های مکانیابی سیگنال MR

**Text Book:** Z. -P. Liang, P. C. Lauterbur, "Principles of magnetic resonance imaging: A signal processing perspective," IEEE press, Piscataway, New Jersey, 2000.

## مبحث اول: مرور کلی سیستم MRI و سخت افزار آن

### ❖ تاریخچهMRI:

- در سال ۱۹۴۶، Bloch در استانفورد و Purcell در هاروارد، پدیده تشدييد مغناطيسی هسته، Nuclear Magnetic Resonance (NMR) را مشاهده کردند.
- در سال ۱۹۵۰، Yne و Proctor از پدیده فوق برای تحلیل غیر مخرب ساختار اتمی مواد استفاده کردند.
- در سال ۱۹۶۷، Jackson سیگنال های تشدييد مغناطيسی را از موجودات زنده ایجاد نمودند.
- در سال ۱۹۷۰، لاتریار و دامادیان اولین آزمایش های تصویربرداری را آغاز کردند.
- در سال ۱۹۷۲، دامادیان اولین دستگاهی که می توانست سیگنال های تشدييد مغناطيسی را به طور انتخابی از یک نقطه از بافت ایجاد و برداشت کند ساخت.
- در سال ۱۹۷۳، لاتریار از یک جسم محتوى آب تصویر دو بعدی ایجاد نمود.
- در سال ۱۹۷۴، تکنیک تحریک انتخابی مقطع مورد تصویربرداری توسط Mansfield ابداع شد.
- در سال ۱۹۷۵، تکنیک استفاده از تبدیل فوریه دو بعدی توسط Mansfield ابداع شد.
- در سال ۱۹۸۰، اولین کنفرانسی که کاملا به MRI می پرداخت تشکیل شد.

## مفهوم تصویر و توموگرافی:

تصویر یک آرایه (تابع) دو یا سه بعدی از اعداد است.

توموگرافی از واژه یونانی tomo می‌آید که به معنای برش است و مقصود از توموگرافی در پزشکی، ایجاد تصاویر مقطعی (cross- sectional) از بافت (جسم مورد مطالعه) می‌باشد.

## مقایسه روش‌های مختلف تصویربرداری پزشکی:

روش تصویربرداری	مبنای کارکرد	میزان ضرر (toxicity)	کیفیت تصاویر SNR	رزولوشن	سرعت	قیمت
X-ray CT scan	تعییف اشعه X در حین عبور از بافت‌های با ضریب تعییف متفاوت	ضرر / غیرتهاجمی	خوب	عالی	عالی	گران
پزشکی هسته‌ای PET- SPECT	ساطع شدن اشعه گاما از ماده حاجی که به بدن تزریق شده است	ضرر / تهاجمی	ضعیف	کم	بسیار کم	بسیار گران
Ultrasound	انعکاس امواج فرماصوت از مرز بافت‌ها	بسیار بی ضرر / غیرتهاجمی	پایین	متوسط	عالی	بسیار ارزان
MRI	تشدید مغناطیسی هسته‌های اتم هیدروژن در میدان مغناطیسی خارجی	بی ضرر / غیرتهاجمی	خوب	خوب	کم	گران

-در MRI یک مصالحه (trade off) مابین سرعت تصویربرداری، کیفیت تصویر و رزولوشن تصویر وجود دارد.

## مرور مختصری بر نحوه عملکرد MRI :

- با قرار گرفتن فرد در میدان مغناطیسی ثابت یکنواخت، تمامی ممان‌های ممان‌های مغناطیسی هسته‌های جسم در جهت میدان خارجی قرار می‌گیرند.
- یک میدان الکترومغناطیسی، در مدت کوتاهی به جسم اعمال می‌شود. فرکانس این پالس RF باید دقیقاً یک فرکانس خاص باشد که به آن فرکانس تشدید می‌گویند. این میدان متناوب باعث انحراف ممان‌های مغناطیسی از حالت تعادل و قرار گرفتن آنها در صفحه xy می‌شود.
- بعد از قطع پالس RF، ممان‌های مغناطیسی به تدریج به حالت تعادل (موازی میدان خارجی  $B_0$ ) بر می‌گردند. برگشت این ممان‌ها باعث تغییر شار و نتیجتاً القاء ولتاژی در سیم پیچ گیرنده می‌شود. سیگنال حاصل را سیگنال تشدید مغناطیسی می‌نامند.

در MRI با مدیریت صحیح میدان خارجی و اندازه گیری‌های مکرر سیگنال فوق و سپس پردازش آنها می‌توان از جسم تصویر ایجاد نمود.

### مزیت‌های MRI بر سایر روش‌ها:

- ۱- MRI روش کاملاً بی‌ضرر و ایمن است. از امواج یا اشعه یونیزه کننده استفاده نمی‌شود. (نیازی به تزریق ماده خارجی نیست).
- ۲- لزومی به رعایت شرط  $\lambda < 1\text{ cm}$  برای رزولوشن نمی‌باشد.
- ۳- در MRI علاوه بر مقاطع coronal ، axial و sagital از هر مقطعی از جسم می‌توان تصویر ایجاد نمود. بدون احتیاج به تنظیم مکانیکی و فقط با تغییر پارامترهای تصویربرداری.
- ۴- محتوای اطلاعاتی تصاویر در MRI بالاست. کنترast تصاویر MRI می‌تواند معرف هریک از این پارامترهای زیر باشد:

- چگالی پروتون‌های ساکن anatomical

- چگالی پروتون‌های متحرک angiographic images

- پارامترهای استراحت بافت:

$T_1$  ,  $T_2$  → anatomical images

$T_2^*$  → functional images

- ثابت انتشار آب Diffusion Imaging

### سیستم MRI در یک نگاه کلی:

: اجزای اصلی سیستم MRI

main magnet	{
Gradiant system	
RF system	

:Main magnet (۱)

وظیفه ایجاد میدان مغناطیسی ثابت و یکنواخت را دارد. انواع آن عبارتند از:

T 0.15 > Resistive -

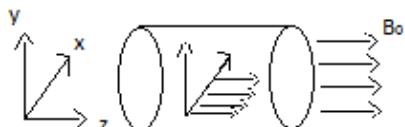
T 0.3 > Permanent -  
آن این است که میدان دائمی بدست می‌دهد و هزینه زیادی ندارد.

Superconductive -  
جریان دائمی و بدون تلف و مطرح بودن سیستم خنک کننده در آن می‌باشد.

$$mogeneity = \frac{B_{0\max} - B_{0\min}}{B_{0\text{average}}} \quad \text{PPM: part per million}$$

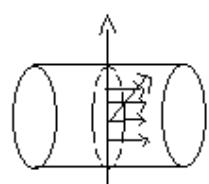
### :Gradient system (۲)

گرادیان‌ها میدان مغناطیسی کوچکی ایجاد می‌کنند که وابسته به مکان بوده و در جهت میدان ثابت  $B_0$  می‌باشد. در MRI معمولاً از سیستم گرادیان خطی متعامد استفاده می‌شود که شامل گرادیان خطی (تغییر خطی میدان با مکان) در جهت‌های x، y و z می‌باشد.

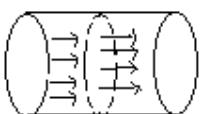


$$\vec{B}(x) = (B_0 + G_x \cdot x) \vec{k}$$

در حد میلی تسلا تغییرات داریم.



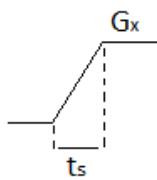
$$\vec{B}(y) = (B_0 + G_y \cdot y) \vec{k}$$



$$\vec{B}(z) = (B_0 + G_z \cdot z) \vec{k}$$

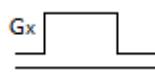
اگر هر سه گرادیان به‌طور همزمان روشن باشند، شدت میدان مغناطیسی در یک نقطه به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$B(x, y, z) = [B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z] \vec{k}$$

**خصوصیات یک سیستم گرادیان (کیفیت):**۱- دامنه گرادیان: مقدار  $G_x$ ,  $G_y$  و  $G_z$ 

۲- زمان صعود (سرعت سوئیچ گرادیان‌ها)

- مینیمم مقدار دامنه گرادیان‌ها به وسیله ناهمگنی میدان تعیین می‌شود.

۳- پایداری  $10\text{mT/m}$  برای  $1 < t_s < 10\text{ms}$ **(۳) سیستم RF:**

سیستم RF وظیفه اعمال امواج الکترومغناطیسی (پالس RF یا تحریک RF) و دریافت سیگنال را بر عهده دارد. دو جزء مهم سیستم RF کویل‌های فرستنده و گیرنده هستند.

تصویربرداری MRI از دید پردازش سیگنال:

