

## نگاره برداری با استفاده از رزونانس مغناطیسی هسته‌ای

Magnetic Resonance Imaging ( .M.R.I)

دکتر عباس تکاور\*

## Magnetic Resonance Imaging (M.R.I)

## Abstract

Basic physical principles of nuclear magnetic resonance imaging (N.M.R.I), a nonionizing medical imaging technique, are described. Principles of NMRI with other conventional imaging methods, ie, isotope scanning, ultrasonography and radiography have been compared. T1 and T2 and Spin density (S.D.) factors and different image construction techniques based on their different combinations is discussed and at the end physical properties of some N.M.R. images is mentioned.

## مقدمه

ایده کاربرد NMR برای نگاره برداری از بدن انسان به سال ۱۹۶۷ برمی گردد و آن موقعی است که Jasper Jackson اولین سیگنال یا علامت NMR را از یک حیوان زنده بدست آورد. در سال ۱۹۷۱ دامادیان (Damadian) نشان داد که NMR می تواند برای تشخیص بیماری سرطان مفید باشد، زیرا وی مشاهده کرد که بافت های بیمار زمان آسایش بیشتری را نسبت به بافت سالم نشان می دهند (۲). اولین نگاره دوبعدی NMR از نمونه آب در سال ۱۹۷۲ بدست آمد، در حالیکه پیش از آن توزیع یک بعدی سیگنال های NMR بررسی شده بود. وجه مشترک همه این آزمایشها، بکارگیری یک میدان مغناطیسی غیریکنواخت که بصورتی خطی و مشخص در راستاهای مختلف فضا تغییر می کند، می باشد. با این میدان سیگنال های NMR که از جایگاه های مختلف فضا بدست می آیند، می توانند تمیز داده شوند. اولین نگاره های NMR از فرآورده های گیاهی مانند لیمو و فلفل و سپس از جانداران کوچک و سرانجام انسان بدست آمدند (۶).

## ویژگیهای هسته اتم

هسته ها بخش بسیار کوچک مرکزی اتمها هستند. برخی از هسته ها دارای ممان زاویه ای (angular momentum) یا

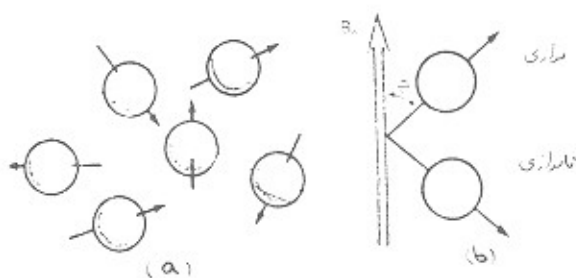
سافت های بیولوژیک به طول موج کوتاه امواج الکترومغناطیسی (پرتورنگن) نسبتاً شفاف هستند در حالیکه برای همین پرتوها با طول موج متوسط کدر می باشند. با افزایش طول موج در طیف یا بیناب (spectrum) امواج الکترومغناطیسی (امواج فرابنفش، دیدگانی و بخشی از فروسرخ) کدر بودن بافت های بیولوژیک ادامه خواهد داشت. تنها در بیناب امواج الکترومغناطیسی «دریچه ای وجود دارد که در آن امواج (رادیوئی) می توانند براحتی از بافت عبور کرده و در ژرفای آن تقریباً بدون از دست دادن انرژی نفوذ کنند. با استفاده از این «دریچه» نگاره سازی NMR امکان پذیر شده است.

اصول نگاره برداری با NMR ساده نیست و روش مستقیم و ساده ای برای فهم آن وجود ندارد. در این مقاله سعی بر اینست که تا آنجا که ممکن است این اصول با زبانی هر چه ساده تر بیان شوند.

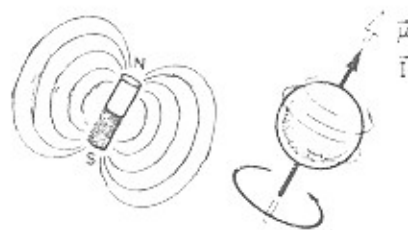
وجود اسپین (spin) یا حرکت وضعی هسته یعنی پدیده ای که برای رزونانس مغناطیسی هسته اساسی است مدت ها قبل از اولین تجربیات NMR بوسیله Felix Bloch و همکارانش در دانشگاه استنفورد (۱۹۴۴) کشف شده بود. از سوی دیگر کشف جابجائی شیمیائی (chemical shift) مونور قدرتمند پژوهش های NMR گردید.

\*استاد یار بیوفیزیک، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

که در آن  $B_0$  میدان مغناطیسی خارجی و  $\gamma$  نسبت ژیرو مغناطیسی (gyromagnetic ratio) است.  $\gamma$  به حساسیت هسته و فراوانی ایزوتوپی بستگی دارد. مقدار  $\gamma$  برای پروتون (هسته اتم هیدروژن) بیشترین است (۴).



اسپین (spin) هستند. برای بیان ساده‌تر، برخی هسته‌ها را می‌توان بصورت ذرات چرخان مانند یک فرفره تصور کرد (۲)، چون هسته‌ها دارای بارالکتریکی مثبت هستند، چرخش یا دوران آنها ممان مغناطیسی (magnetic momentum) ایجاد می‌کند. کمیت ممان مغناطیسی ( $\mu$ ) شدت و راستای میدان مغناطیسی در برگیرنده هسته را بیان می‌کند. میدان ایجاد شده بوسیله هسته قابل مقایسه با میله‌های آهنربائی می‌باشند (شکل ۱) و دپول‌ها یا دو قطبی‌های مغناطیسی نام‌دارند (۲، ۳).



شکل (۱)

### هسته در یک میدان مغناطیسی

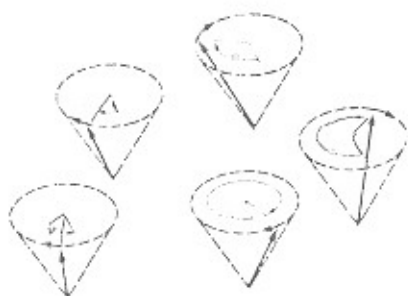
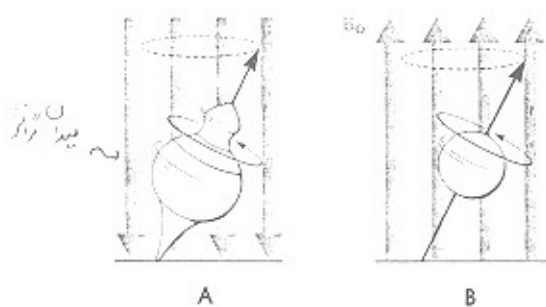
هنگامیکه هسته‌ها در یک میدان ثابت مغناطیسی قرار می‌گیرند، دپولها (شکل ۲a) که به صورتی تصادفی راستا دارند با کوشش در جهت قرار گرفتن در راستای میدان خارجی به آن واکنش نشان می‌دهند. دو راستای قرار گرفتن بصورت موازی و ناموازی وجود دارند که سطوح انرژی زیاد و کم (پای بالا و پایین) هسته را نشان می‌دهند (دو حالت پایه‌ای)، (شکل ۲b).

باید یادآور شد که اسپین‌ها دقیقاً در راستای میدان مغناطیسی قرار نمی‌گیرند، بلکه با آن زاویه  $\theta$  را نسبت به  $B_0$  (میدان خارجی) می‌سازند. از اینرو، دپولها به محض قرار گرفتن در میدان مغناطیسی شروع به چرخش انتقالی یا لق زدن (precession) در حول راستای میدان خارجی مانند لق زدن فرفره در میدان گراتش زمین می‌کنند (شکل ۳). در مورد فرفره اگر میدان گراتش حذف شود، فرفره از لق زدن خواهد ایستاد و اگر شدت میدان گراتش زیاد شود، فرکانس لق زدن افزایش می‌یابد. این لق زدن در مورد هسته اتم هیدروژن یا پروتون نیز با تغییر شدت میدان مغناطیسی تغییر می‌کند. لازم به یادآوری است که فرکانس لق زدن هسته‌های مختلف فرق می‌کند.

### رابطه لارمور (Larmor equation)

رابطه لارمور نشان می‌دهد که فرکانس زاویه‌ای  $\omega_0$  مربوط به لق زدن از معادله زیر بدست می‌آید:

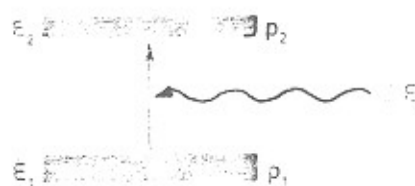
$$\omega_0 = \gamma B_0$$



شکل (۳)

## برآیند مغناطیسی شدن

(net or macroscopic magnetization)



یک هسته بصورت تنها هیچگاه وجود ندارد و آزمایشهای NMR بدون جمع ممانهای مغناطیسی  $\mu$  هستهها امکان پذیر نیست (۱، ۲، ۴). یکی از هستههایی که دارای ممان مغناطیسی دلخواه و فراوانی زیاد و در نتیجه بدست دادن نگاره NMR مناسب است، پروتون یا هسته اتم هیدروژن است (فراوانی در آب  $10^{23}/\text{cm}^3$ ). اندکی بیش از هستههای هیدروژن در مولکول آب در حالت انرژی پائین هستند (۲) از سوی دیگر فاز ممانهای مغناطیسی  $\mu$  بصورت تصادفی است یعنی انتهای بردار ممان مغناطیسی هر یک از این هستهها دارای مکانهای متفاوتی روی مدار لقی زدن (precessional orbit) است (شکل ۴).

پائین تر) به حالت ناموازی (حالت انرژی بالاتر) سروته (flip) می شوند.

## میدان امواج رادیویی (the RF field)

برآیند جمع اسپینها یا بردار مغناطیسی شدن (M) دارای دو مؤلفه افقی و عمودی است. مؤلفه افقی یا Mxy وابسته به زمان است و می تواند برای ساختن نگاره، ولتاژی را در بوبین گیرنده سیگنال القاء نماید. مؤلفه عمودی در تعادل گرمایی حالت ساکن داشته و نمی تواند القاء مغناطیسی بوجود آورد (۴). بردار مغناطیسی شدن افقی یا عرضی هنگامی تولید می شود که یک میدان امواج رادیویی با دامنه  $B_1$  که بصورت همزمان با اسپین در رزونانس است، بکار گرفته شود (شکل ۷).

جمع تک تک بردارهای اسپینها، ممان مغناطیسی M یا برآیند مغناطیسی شدن را بوجود می آورد (شکل ۵). این بردار است که مسئول القاء سیگنال NMR در سیستم گیرنده است یا به زبان دیگر تصویر را بوجود می آورد.



شکل (۵)

## همدوسی فاز (Phase coherence)

باید بتوان حداکثر میدان RF را به بردار مغناطیسی شدن وارد کرد و این کار در صورتی شدنی است که رزونانس ایجاد شود، یعنی  $B_1$  بطور همزمان با لقی زدن بردار مغناطیسی شدن بچرخد، یا به عبارت دیگر فرکانس RF با فرکانس لارمور بردار مغناطیسی شدن برابر شود. در این حالت می گویند، بین دو حرکت نوسانی، همدوسی فاز (phase coherence) بوجود آمده است. معنی این بیان این است که اگر شرایط رزونانس ایجاد شود و همدوسی فاز بوجود آید، چرخش اسپینها هم فاز و هم زمان است. پس از انتقال انرژی امواج RF هستهها در خلاف جهت میدان خارجی  $B_0$  هم راستا شده و به حالت انگیخته در می آیند. اگر امواج RF به شکل پالس (pulse) یا ضربه به بدن بیمار منتقل شود، انگیختگی هسته تنها به صورت لحظه ای وجود خواهد داشت (۱ و ۲) و پس از پالس هستهها یکی پس از دیگری به حالت اول خود برگشته و در امتداد میدان خارجی  $B_0$  قرار خواهند گرفت و هم فازی که بوجود آمده بود از بین می رود. این طرح برگشت به حالت تعادل را آسایش

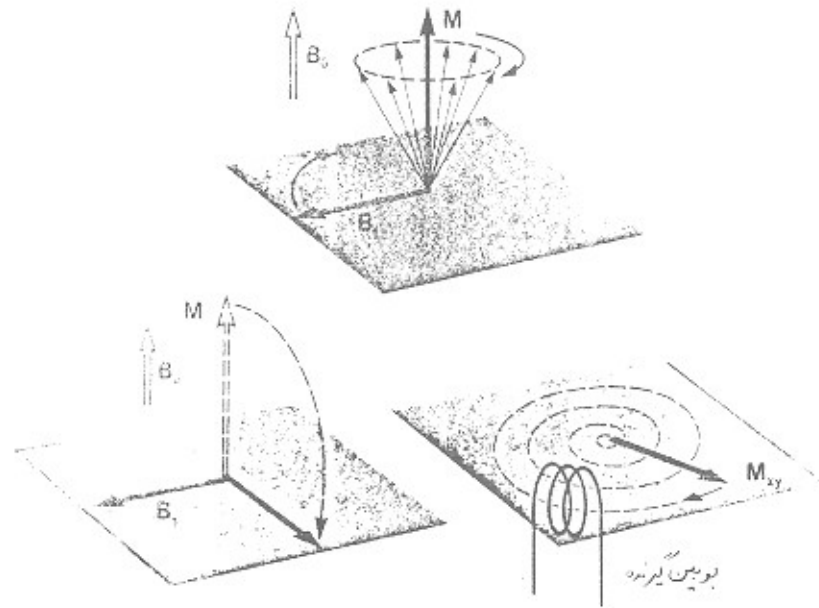
## رزونانس (resonance)

تعادل دینامیک میان دو حالت (بالا و پائین) اسپین هستهها بوسیله میدان مغناطیسی و دما تعیین می شود (۶) هنگامیکه در مجموع هستهها تعداد انتقال از سطح انرژی پائین ( $E_1$ ) به سطح انرژی بالا ( $E_2$ ) و بالعکس برابر باشند، می گویند هستهها در حال تعادل گرمایی هستند. رزونانس عبارت از القاء انتقال میان دو سطح انرژی هسته است که بدون آن سیگنال NMR بدست نخواهد آمد. انرژی لازم برای ایجاد انتقال، تفاوت دو سطح انرژی است (AE) (شکل ۶).

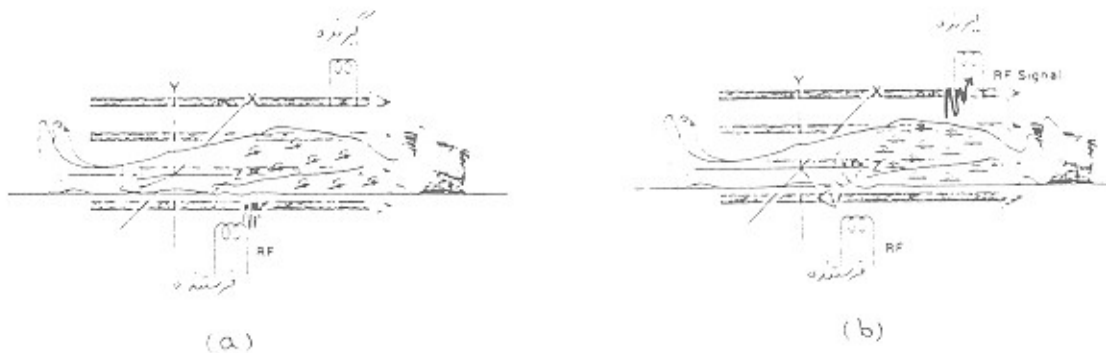
در NMR، این تفاوت انرژی (AE) بوسیله امواج رادیویی با فرکانس لارمور به هستهها داده می شود که پس از آن ممانهای مغناطیسی هستهها از حالت موازی (حالت انرژی

مورد نظر (spin density) می‌باشد. اگر از دید ریاضی این سیگنال را انتقال فوریه نمائیم (Fourier transfer) روندی است که فرکانسهای تشکیل دهنده یک موج ترکیبی از هم جدا می‌شوند، مانند تجزیه نور سفید بوسیله یک منشور به فرکانسهای بیناب نور دیدگانی مانند سبز و آبی و غیره) نتیجه کار بدست آمدن بیناب (ν) (spectrum) رزونانس مغناطیسی (NMR) خواهد بود (شکل ۹b). انتقال فوریه، رابطه شدت سیگنال NMR برحسب زمان را به سیگنال شدت برحسب فرکانس تبدیل می‌کند.

(relaxation) و زمان لازم برای برگشت به حالت اول را زمان آسایش (relaxation time) می‌نامند. در روند آسایش یک موج الکترومغناطیسی از جسم (بدن) بصورت فرکانس رادیویی RF تابش می‌شود (شکل ۸b) و این فرکانس رادیویی همان سیگنال NMR است که با آن نگاره رزونانس مغناطیسی (NMRI) را می‌سازند. سیگنال تابش شده بوسیله بدن بیمار در برگشت هسته‌های انگیزته به حالت آسایش را میرا شدن القاء آزاد (FID و free - induction decay) می‌نامند (۶، ۱). این سیگنال در شکل (۹a) نشان داده شده است FID شدت سیگنال را نسبت به زمان مشخص می‌کند که خود وابسته به دیپول هسته‌ها، شدت میدان خارجی و دانسیته اسپین هسته‌های



شکل (۷) ممان مغناطیسی شدن افقی (مؤلفه افقی) با بکارگیری میدان RF که با لقی زدن اسپین‌ها هم فاز و هم زمان است بوجود می‌آید.



شکل (۸)

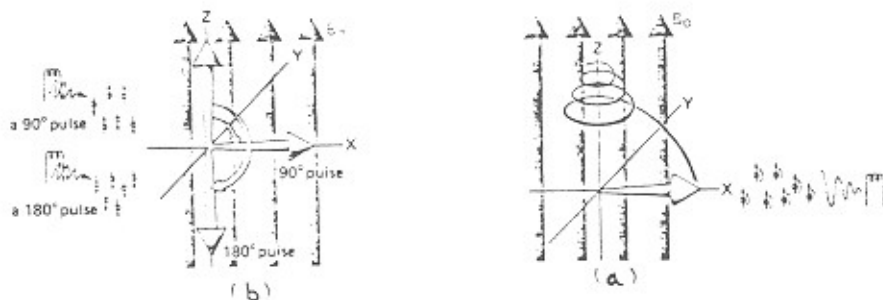
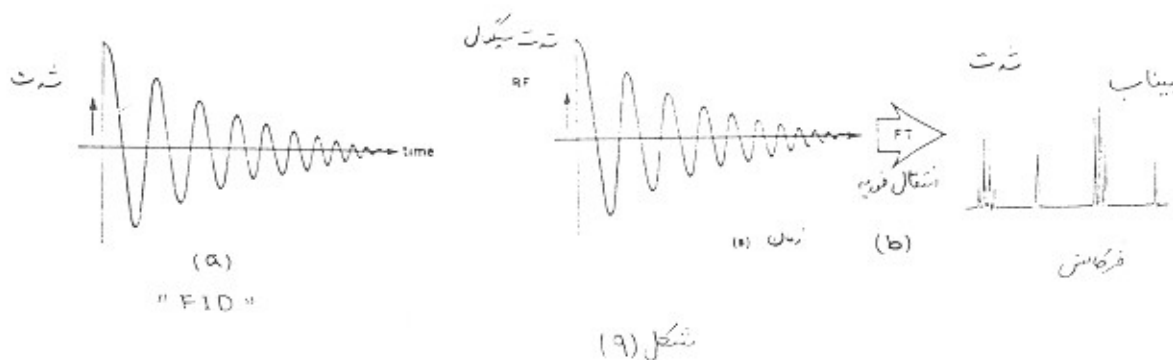
### زمان آسایش $T_1$

کلی بردار مغناطیس شدن در راستای  $Z$  یعنی  $M_z$  برابر صفر است.

پس از تابش انرژی (بصورت موج رادیویی) از جسم (بدن)، اسپین‌هایی که در جهت مخالف میدان قرار گرفته‌اند به حالت تعادل برمی‌گردند، یعنی بصورت اولیه سرورته می‌شوند و مجموعه هسته‌ها به تدریج به حالت اولیه‌شان برمی‌گردد. این برگشت یکباره نیست، بلکه با زمان بصورت تصاعدی انجام می‌گیرد (شکل ۱۱a) و این همان آسایش است. ما فقط هنگامی سیگنال دریافت می‌کنیم که بردار برآیند مغناطیسی شدن روی  $XY$  باشد، بزرگترین سیگنال بدست می‌آید. (۶ و ۲ و ۱) همچنانکه بردار برآیند مغناطیس شدن به سوی بالا دوران می‌کند، مولفه این بردار یعنی  $M_{xy}$  روی صفحه  $XY$  کوچکتر می‌شود و مقدار سیگنال حاصل کمتر می‌شود (شکل ۱۱b).

اثر این حرکت رشد دوباره مغناطیس شدن در امتداد محور  $Z$  ها و از  $M_z$  به  $M_0$  است (شکل ۱۱a). این رشد با زمان بطور تصاعدی با یک ضریب یا پایای  $T_1$  که زمان آسایش  $T_1$  نامیده می‌شود، افزایش می‌یابد. لازم به یادآوری است که  $T_1$  از ویژگیهای بافت می‌باشد.

برای فهم زمان‌های  $T_1$  و  $T_2$  می‌بایست فرآیندهایی که پس از جذب انرژی از یک ضربه موج RF بوسیله هسته (در بدن بیمار) صورت می‌پذیرد را مورد بررسی قرار دهیم. بردار برآیند مغناطیس شدن در حالت تعادل ( $M_0$ ) در راستای میدان مغناطیسی خارجی است که پس از دریافت انرژی RF با فرکانس لارمور (بوسیله هسته‌ها) در خلاف جهت میدان سرورته می‌شود. این کار به وسیله دوران بردار برآیند مغناطیسی شدن از حالت عمودی مانند شکل (۱۰a) انجام می‌گیرد. هر چه پالس RF قویتر (یا طولانی‌تر) باشد، اسپین‌ها بیشتر سرورته شده (۱) و در نتیجه بردار برآیند از حالت عمودی بیشتر دوران می‌کند. می‌توان شدت پالس RF را به گونه‌ای بکار گرفت که این بردار ۹۰ درجه و یا ۱۸۰ درجه بچرخد، یعنی روی صفحه  $XY$  و یا در امتداد  $Z$  قرار گیرد. این نوع RF ها را ۹۰ درجه و یا ۱۸۰ درجه می‌گویند (شکل ۱۰b). پس از جذب انرژی بوسیله هسته‌ها تعدادی که در راستای میدان قرار می‌گیرند برابر تعدادی است که در جهت مخالف میدان قرار خواهند گرفت. باین ترتیب برآیند



شکل (۱۰)

## اصول نگاره سازی با استفاده از رزونانس مغناطیسی هسته (NMR)

سه وسیله اصلی پرتو نگاری در پزشکی یعنی رادیولوژی، التراسونوگرافی و پزشکی هسته‌ای بر پایه جذب بازتاب و تابش امواج بنا نهاده شده‌اند، ولی طبیعت نگاره برداری با استفاده از NMR یعنی NMRI متفاوت بوده و کار با استفاده از رزونانس مغناطیسی هسته اتمها انجام می‌گیرد که روندی پیچیده است.

در NMRI جذب پرتو و در نتیجه آن تابش پرتو الکترومغناطیسی در محدوده فرکانس امواج رادیویی تنها در یک فرکانس معینی صورت می‌گیرد (یعنی فرکانس تیزی sharp frequency که در درجه مورد نظر صورت گرفت) و امواج رادیویی نفوذ می‌کنند.

تکنیک‌های تصویرسازی از اطلاعات بدست آمده از رزونانس مغناطیسی هسته در کارهای پزشکی بسیار متنوع بوده به نحوی که بیش از ۲۰ تکنیک برای این منظور گزارش شده‌اند. (۱، ۱۰، ۲). ولی تأکید امروزه بیشتر روی نگاره برداری با استفاده از ترانسفورم فوریه یعنی روش پیچیده ریاضی می‌باشد که بیشتر در سیستم‌های تجاری کاربرد دارد. بهرحال تکنیکی که زمان نگاره برداری کوتاهتر و توان جداسازی یا تفکیک (resolution power) بیشتری را ارائه دهد، ایده‌آل‌تر است. بنابراین تکنیک‌ها مرتب در حال تغییر و تحول می‌باشند. تکنیک‌های شناخته شده در چهار گروه طبقه‌بندی می‌شوند که عبارتند از:

۱- تکنیک نقطه (point technique)

۲- تکنیک خط (line technique)

۳- تکنیک صفحه (planar technique)

۴- تکنیک سه بعدی (full three dimensional tec.)

تکنیک‌های یاد شده بستگی به این دارند که اطلاعات ما چگونه به دست آمده باشند.

روش نقطه (point technique) ساده‌ترین این روش‌ها

برای توضیح است و از پیچیدگی محاسباتی و کامپیوتری کمتری برخوردار است، در حالیکه روش صفحه پیچیدگی محاسباتی و کامپیوتری بسیار بالایی دارد. هانسفیلد (۱۰) با استفاده از روش بازسازی پروژکسیون (projection reconstruction) که برای اسکانه‌های CT بکار می‌رفت، به کیفیت نگاره بسیار عالی دست یافت ولی همانگونه که اشاره شد روند کنونی در جهت بکارگیری نگاره‌گیری فوریه (Fourier imaging) که بر پایه

## زمان آسایش $T_2$

طبیعتاً  $T_2$  زمان آسایش دیگری است. این نوع آسایش مربوط به دومین برهم کنش (interaction) مستقلی است که میان هسته‌های هیدروژن پس از انگیخته شدن با RF رخ می‌دهد. در درون بافت هسته‌های منفرد پیوسته در حرکت هستند و همچنانکه از نزدیک یکدیگر می‌گذرند، ممان مغناطیسی آنها برخورد کرده و آهنگ چرخش انتقالی آنها تغییر می‌کند (۲ و ۳) این کار باعث می‌شود که چرخش انتقالی سریعتر یا آهسته‌تری داشته باشند. بنابراین با وجود چرخش انتقالی با فرکانس لازم، در اثر این برخوردها اسپین هسته سریعاً ناهم فاز (dephase) می‌شود که باعث کوچکتر شدن  $M_{xy}$  می‌شود. این بدان معنی است که جمع بردارها به اندازه مقدار اولیه نبوده و از این رو سیگنال آنها با شدت اولیه نیست. این از بین رفتن شدت سیگنال به خاطر ناهم فاز شدن برآیند مغناطیس شدن در صفحه XY تصاعدی است و با زمان از بین رفتنی مشخص می‌شود که زمان آسایش  $T_2$  نام دارد و چون این از بین رفتن سیگنال در نتیجه عبور اسپین هر هسته از کنار هسته دیگر بوجود می‌آید به آن زمان آسایش اسپین اسپین نیز گفته می‌شود. (spin - spin relaxation time)

$T_2$  برای بافتهای بدن همیشه کمتر یا برابر  $T_1$  است. زمان  $T_2$  با دهها میلی ثانیه و  $T_1$  با صدها میلی ثانیه اندازه‌گیری می‌شود. در جدول (۱) نوع بافت، تراکم اسپین (پروتون) و زمانهای  $T_1$  و  $T_2$  برای تعدادی از بافتها آمده است.

جدول (۱) دانسیته اسپین تقریبی (SD) و زمانهای آسایش  $T_1$  و  $T_2$  برای بافتهای گوناگون بدن انسان

Tissue	SD	$T_1$ (ms)	$T_2$ (ms)
Water	100	2700	2700
Skeletal muscle	79	720	55
Cardiac muscle	80	725	60
Liver	71	290	50
Fat	--	360	30
Bone	< 12	< 100	< 10
Spleen	79	570	
Kidney	81	505	50
Gray matter	84	405	105
White matter	70	345	65

## نگاره رزونانس مغناطیسی

می‌توانیم یک نگاره NMR بافت بدن را با سه فاکتور یا

پارامتر تراکم هسته‌ها (SD) و  $T_1$  و  $T_2$  بنا کنیم. نگاره MRI غالباً نتیجه ترکیب این سه کمیت است. در هر حال می‌توان روی یکی از پارامترها تأکید بیشتری کرد.

با کنترل تغییرات میدان گرادیان یکسری از پروژکسیونها در فواصل زاویه‌ای پشت سرهم از بدن بیمار بدست می‌آید (شکل ۱۵) و سپس بازسازی تصویری این اطلاعات با روش بازسازی پروژکسیونها انجام می‌گیرد. در حال حاضر تکنیک تجارنی مورد استفاده تکنیک انتقال دو بعدی قوریه (two dimensional Fourier transformation) یا 2DFT می‌باشد که در آن نیاز به محاسبات بسیار پیچیده ریاضی و کاربرد بسیار پیچیده کامپیوتری دارد. می‌توان تصور کرد که 2DFT سیستمی است که سیگنالهای NMR بدست آمده از بدن بیمار را تبدیل به تصویر می‌کند.

در NMRI علاوه بر میدان بزرگ مغناطیسی خارجی، فرستنده و گیرنده، امواج رادیویی، سیم پیچهایی با سیستم قدرت جداگانه برای تولید گرادیان میدان و همچنین یک کامپیوتر بزرگ و پیچیده برای بازسازی نگاره و نیز سیستم نمایش دیدگانی نگاره لازم است.

در این روش طرح نگاره NMR مانند سیستم CT اسکن شامل سلولهای تصویری است که به هر یک شماره‌ای اختصاص یافته و تراکم اسپینها را بصورت سطوح روشنایی روی مونیتور یا صفحه تلویزیونی نمایش می‌دهد. تعداد ماتریس در این سیستمها می‌تواند  $512 \times 512$  (۱) باشد که تعداد سلولهای اطلاعاتی تصویری را به  $262144$  عدد روی صفحه تلویزیونی می‌رساند. هر سلول پیکسل (pixel) نام دارد و اطلاعات موجود در هر پیکسل یک عدد اطلاعاتی NMR است. هر پیکسل یک نمایش دو بعدی از حجم بافت مورد نظر است (شکل ۱۶). حجم بافت یا وکسل (voxel) حجم عنصر اطلاعاتی است که از حاصلضرب پیکسل در پهنای برش مورد نظر بدست می‌آید. هر چه قطر برش بزرگتر باشد، هر یک از وکسلها برای یک اندازه بخصوص ماتریس بزرگتر خواهد بود. یعنی هر چه ماتریس بازسازی یا ساختاری بزرگتر باشد، پیکسل کوچکتر و بنابراین توان تمیز یا رزولوشن (resolution) سیستم نگاره‌برداری بهتر است. (قطر برش در اختیار اپراتور است)

در شکل (۱۹) نگاره NMR رانها با نمایش سرخ‌رنگهای سطحی و عمقی ران در یک شخص سالم نشان داده شده است. در این نگاره، ضخامت کلی ران روی صفحه تصویر مانند روش نگاره رونتگن انداخته شده است. کانتراست سرخ‌رنگی کاملاً بطور noninvasive بدست آمده و بر پایه تفاوت خون در دو روند سیستولیک و دیاستولیک با گیت (gate) کردن یا هماهنگ کردن

نمونه‌گیری از دانسیته اسپین برقرار است، استوار است.

چون فهم ایجاد تصویر با استفاده از سیستم بازسازی پروژکسیون بسیار آسانتر است، این سیستم را شرح می‌دهیم. حالتی را فرض کنیم که برابر شکل (a-12) یک بخش فرضی آناتومیکی (phantom) دارای دو حجم (voxel) باشد که از آب پر شده‌اند. اگر این بخش در یک میدان کاملاً یکنواخت قرار گیرد فرکانس رزونانس آب در هر دو voxel یکی بوده و تابش RF از فانتوم یک بیناب با یک قله تیز بدست می‌دهد. اگر میدان یکنواخت نباشد، یعنی گرادیان میدان وجود داشته باشد که یک voxel میدان متفاوتی از voxel دیگر را تجربه می‌کند، بنابراین معادله لارمور فرکانس رزونانس در یک voxel یا voxel دیگر کمی تفاوت دارد. به همین علت سیگنال نتیجه ممکن است به صورت دو قله نزدیک به هم حاصل شود. در NMRI ما علاقه داریم بدانیم که سیگنالهای NMR از کجای بخش آناتومیکی بدست می‌آید. اگر روی میدان یکنواخت  $B_0$  میدان دیگری سوار کنیم که به نحوی قابل پیش‌بینی تغییر کند (در اینحال گرادیان میدان بدست می‌آید) و اگر دو وکسل در این میدان قرار گیرد بیناب حاصل مانند شکل (b-12) دارای دو قله خواهد بود و با دانستن تغییر فرکانس لارمور قادر خواهیم بود فاصله مکانی دو وکسل را پیدا کنیم (۳ و ۴) پس اطلاعاتی در مورد موقعیت دو وکسل بر از آب را بدست می‌آوریم. مفهوم این کار اینست که با اندازه‌گیری فاصله میان دو قله در بیناب می‌توان مشخص کرد که دو وکسل در چه فاصله‌ای قرار دارند. بنابراین می‌توان اطلاعات مربوط به موقعیت و جایگاه وکسل‌های پیر آب را بدست آورد. در اینجا بیناب NMR بدست آمده با بکارگیری میدان گرادیان دقیقاً پروژکسیون اسپین‌ها در روی خطی در راستای میدان گرادیان است. در این تکنیک ابتدا نمونه بافت با یک پالس RF تک انرژی که می‌تواند اسپین‌ها را در راستای یک برش تحریک کند، تابش می‌شود، سپس میدان متغیر مغناطیسی بکار گرفته شده و نمونه را با یک یا چند پالس رادیویی (RF)، ۹۰ درجه یا ۱۸۰ درجه تابش می‌کنند، پس از آن FID حاصل با تبدیل فوریه به بیناب مورد نظر تبدیل می‌شود. چون FID بدست آمده در این روش نشان دهنده پروژکسیون مربوط به نمونه است، اطلاعات بدست آمده مانند همان چیزی است که در اسکن CT بوجود می‌آید (شکل ۱۴).

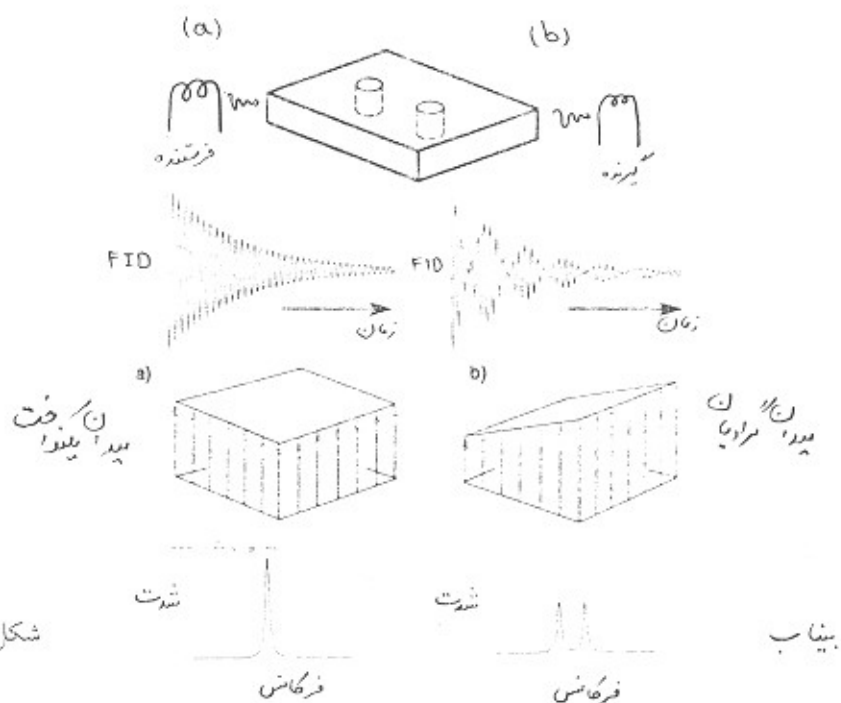
مراحل بدست آوردن بیناب بالا را می‌توان با نمایش (شکل ۱۳) ساده‌تر نیز نشان داد. باید یادآوری کرد که بیناب بدست آمده تنها در راستای میدان گرادیان و در برش مورد نظر و برای یک دید (view) بوجود می‌آید.



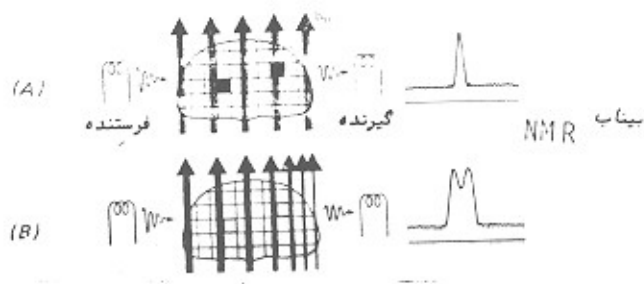
(زمان آسایش  $T_1$ )

شکل (۱۱)

(زمان آسایش  $T_2$ )



شکل (۱۲)

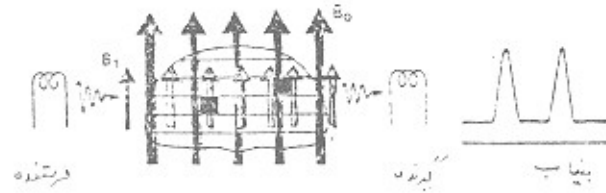
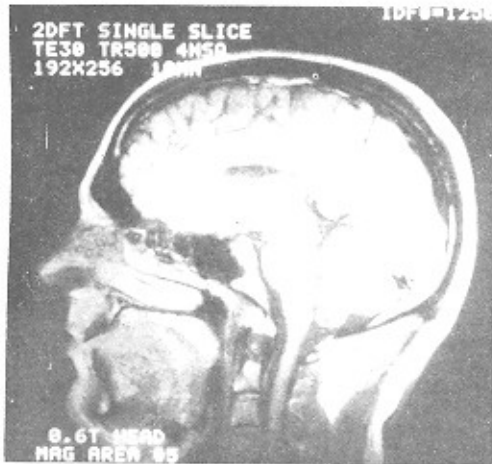


شکل (۱۳)



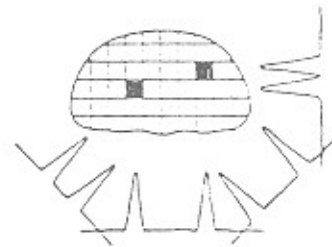
مغناطیسی قویتر و تعداد پیکسل زیادتر و همچنین تغییر فاکتورهای  $T_1$  و  $T_2$  و زمان کلی نگاره گیری می توان نگاره هائی با کیفیت بسیار عالی و از هر مقطعی از بدن بدست آورد.

تصویر برداری با زنش رگی بدست آمده است (۹). زمان اسکن ۱۲ دقیقه است. با تکنیکهای گوناگون و با بکارگیری میدانهای

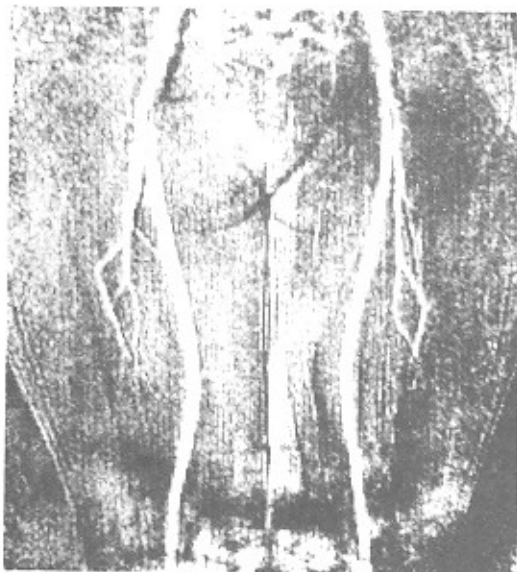


شکل (۱۴)

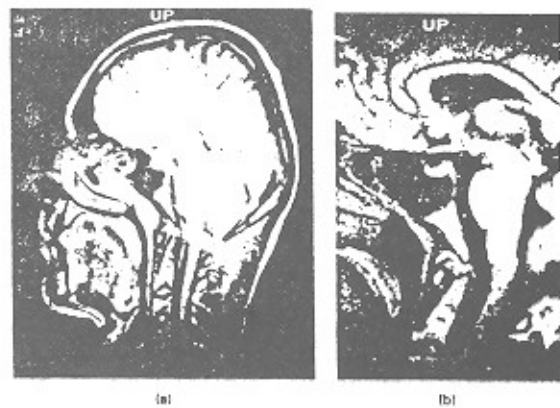
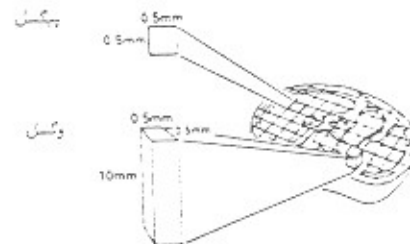
در شکل (۱۸) نگاره NMR دیگری با ویژگیهای  $192 \times 256$  پیکسل برای هسته های هیدروژن در میدانی به شدت  $0.6$  تسلا و زمان کلی نگاره برداری  $\frac{1}{6}$  دقیقه نمایش داده شده است (۹).



شکل (۱۵)



شکل (۱۹) - NMRI از رانها تکنیک 2 DFT



در شکل (۱۷) نگاره NMR بدست آمده از مغز و سر نشان داده شده است. شرایط دستگاه NMRI به قرار زیر است:  $T_1 = 30 \text{ ms}$  و  $T_2 = 1/6 \text{ sec}$  و موج تحریک  $RF = 21 \text{ MHz}$  می باشد (۲).

## Refrence :

1. Bushong S.C. : Radiologic Science for Technologists. New York, The C.V. MosbyCo, 1988.
2. Morris. Peter G : Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology. Oxford , clarendon press, 1986.
3. Dawson M.J. : Nuclear Magnetic Resonance in cardiac methabolism, chichester, John wiley, 1983,
4. Abragam A : The principle of Nuclear magnetism. Oxford, clarendon press, 1961.
5. Styles P., Grath wohi C. and Brown. F.F. : Nuclear magnetic resonance. J. Magn Reson.: 35, 329, 1979.
6. Gadian .D.G. : Nuclear Magnetic Resonance and its application to living systems : Oxford, Clarendon Press 1982.
7. Newman R.J. et all : N. M. R. Imaging, Brit. Med. J : 284. 1072, 1982.
8. Farrar. T.C., Becker E.D. : Pulse and transform NMR. New york Academic press, 1971.
9. Randal R : N.M.R. Imaging and spectroscopic Techniques in Biology and Medicine H.P.A. Bulletin 19 - 27 Dec. 1985.
10. Hounsfield G.N : Science, 22 : 210 , 1980
11. Hutchison J.M.S. and smith F.W : N.M.R. Imaging in Medicine (eds. Kaufman. L, crooks. L.E.) Igaku shoui, p 101, New York 1982.