مجله دانشکده پزشکی تهران
سال پنجاه و یکم - فروردین اردیبهشت ۱۳۷۲

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

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

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

وجود اسپین (spin) یا حرکت وضعی هسته یعنی پدیده‌ای که برای رزونانس مغناطیسی هسته اساسی است مدت‌ها قبل از اولین تجربیات NMR بوسیلهٔ Felix Bloch و همکارانش در دانشگاه استانفورد (۱۹۶۴) کشف شده بود. از سوی دیگر کشف جابجائی شیمیائی (chemical shift) موتور قدرتمند پژوهشهای NMR گردید.

ایده کاربرد NMR برای نگاره‌برداری از بدن انسان به سال ۱۹۶۷ برمی‌گردد 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 می‌تواند برای تشخیص بیماری سرطان مفید باشد، زیرا وی مشاهده کرد که بافتهای بیمار زمان آسایش بیشتری را نسبت به بافت سالم نشان می‌دهند (۲). اولین نگاره دوبعدی NMR از نمونهٔ آب در سال ۱۹۷۲ بدست آمد، در حالیکه پیش از آن توزیع یک بعدی سیگنالهای NMR بررسی شده بود. وجه مشترک همهٔ این آزمایشها، بکارگیری یک میدان مغناطیسی غیریکنواخت که بصورتی خطی و مشخص در راستاهای مختلف فضا تغییر می‌کند، می‌باشد. با این میدان سیگنالهای NMR که از جایگاههای مختلف فضا بدست می‌آیند، می‌توانند تمیز داده شوند. اولین نگاره‌های NMR از فرآورده‌های گیاهی مانند لیمو و فلفل و سپس از جانداران کوچک و سرانجام انسان بدست آمدند (۶).

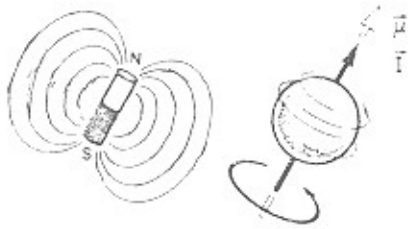
ویژگیهای هستهٔ اتم

هسته‌ها بخش بسیار کوچک مرکزی اتمها هستند. برخی از هسته‌ها دارای ممان زاویه‌ای (angular momentum) با

* استادیار بیوفیزیک، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

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



شکل (۱)

هسته در یک میدان مغناطیسی

هنگامیکه هسته‌ها در یک میدان ثابت مغناطیسی قرار می‌گیرند، دیپولها (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 (یابالا و پائین) هسته را نشان می‌دهند (دو حالت پایه‌ای)، (شکل ۲b).

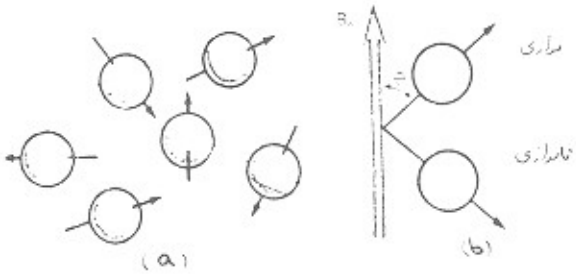
باید یادآور شد که اسپین‌ها دقیقاً در راستای میدان مغناطیسی قرار نمی‌گیرند، بلکه با آن زاویه θ را نسبت به B_o (میدان خارجی) می‌سازند. از اینرو، دیپولها به محض قرار گرفتن در میدان مغناطیسی شروع به چرخش انتقالی یا لق زدن (procession) در حول راستای میدان خارجی مانند لق زدن فرفره در میدان گرانش زمین می‌کنند (شکل ۳). در مورد فرفره اگر میدان گرانش حذف شود، فرفره از لق زدن خواهد ایستاد و اگر شدت میدان گرانش 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.

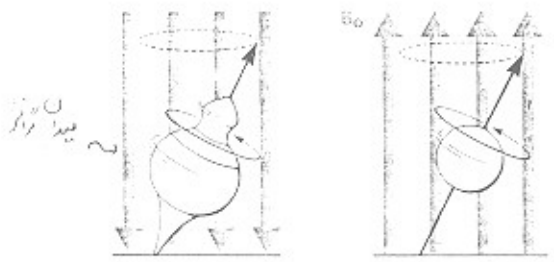
رابطهٔ لارمور (Larmor equation)

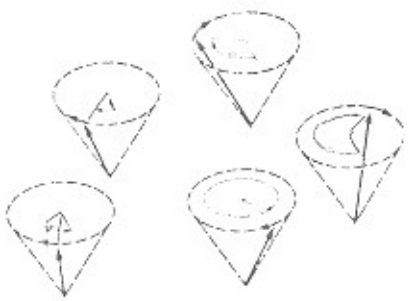
رابطهٔ لارمور نشان می‌دهد که فرکانس زاویه‌ای ω_o مربوط به لق زدن از معادلهٔ زیر بدست می‌آید :

$$\omega_o = \gamma B_o$$

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







شکل (۳)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

برآیند مغناطیس شدن
(net or macroscopic magnetization)

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

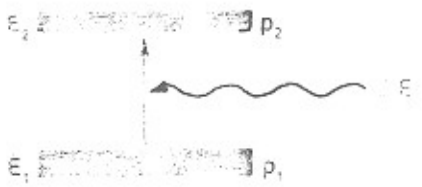
جمع تک تک بردارهای اسپینها، ممان مغناطیسی M یا برآیند مغناطیس شدن را بوجود می‌آورد (شکل ۵). این بردار است که مسئول القاء سیگنال NMR در سیستم گیرنده است یا به زبان دیگر تصویر را بوجود می‌آورد.

شکل (۵)

رزونانس (resonance)

تعادل دینامیک میان دو حالت (بالا و پائین) اسپین هسته‌ها بوسیلهٔ میدان مغناطیسی و دما تعیین می‌شود.(۶) هنگامیکه در مجموع هسته‌ها تعداد انتقال از سطح انرژی پائین (E_1) به سطح انرژی بالا (E_2) و بالعکس برابر باشند، می‌گویند هسته‌ها در حال تعادل گرمائی 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 (ΔE) (شکل ۶).

در NMR، این تفاوت انرژی (ΔE) بوسیلهٔ امواج رادیوئی با فرکانس لارمور به هسته‌ها داده می‌شود که پس از آن ممانهای مغناطیسی هسته‌ها از حالت موازی (حالت انرژی



پائین‌تر) به حالت ناموازی (حالت انرژی بالاتر) سروته (flip) می‌شوند.

میدان امواج رادیوئی (the RF field)

برآیند جمع اسپین‌ها یا بردار مغناطیس شدن (M) دارای دو مؤلفهٔ افقی و عمودی است. مؤلفهٔ افقی یا Mxy وابسته به زمان است و می‌تواند برای ساختن نگاره، ولتاژی را در بوبین گیرندهٔ سیگنال القاء نماید. مؤلفهٔ عمودی در تعادل گرمائی حالت ساکن داشته و نمی‌تواند القاء مغناطیسی بوجود آورد (۴). بردار مغناطیس شدن افقی یا عرضی هنگامی تولید می‌شود که یک میدان امواج رادیوئی با دامنهٔ B_1 که بصورت همزمان با اسپین در رزونانس است، بکار گرفته شود (شکل ۷).

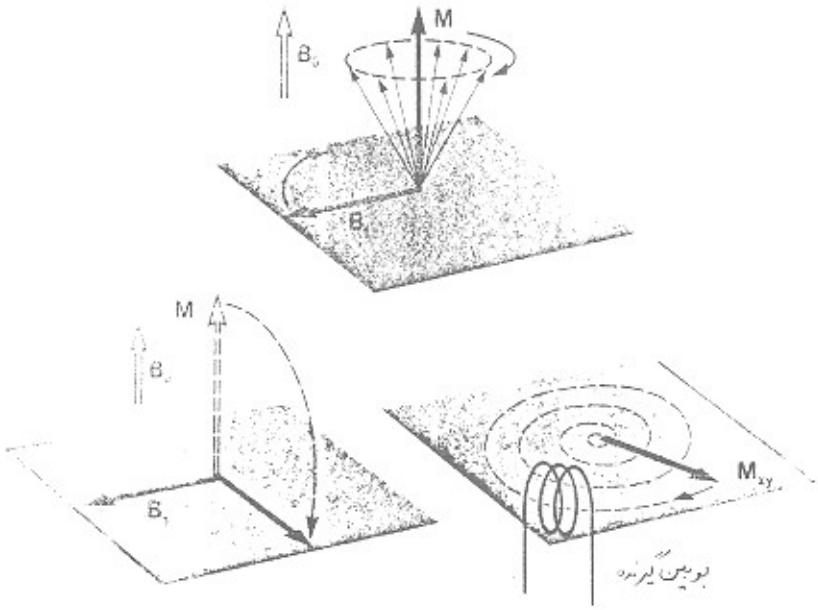
همدوسی فاز (Phase coherence)

باید بتوان حداکثر میدان RF را به بردار مغناطیس شدن وارد کرد و این کار در صورتی شدنی است که رزونانس ایجاد شود، یعنی B_1 بطور همزمان با لق زدن بردار مغناطیس شدن بچرخد، یا به عبارت دیگر فرکانس RF با فرکانس لارمور بردار مغناطیس شدن برابر شود. در این حالت می‌گویند، 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 می‌آیند. اگر امواج RF به شکل پالس (pulse) یا ضربه به بدن بیمار منتقل شود، انگیختگی هسته تنها به صورت لحظه‌ای وجود خواهد داشت (۲و۱) 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 فازیی که بوجود آمده بود از بین می‌رود.

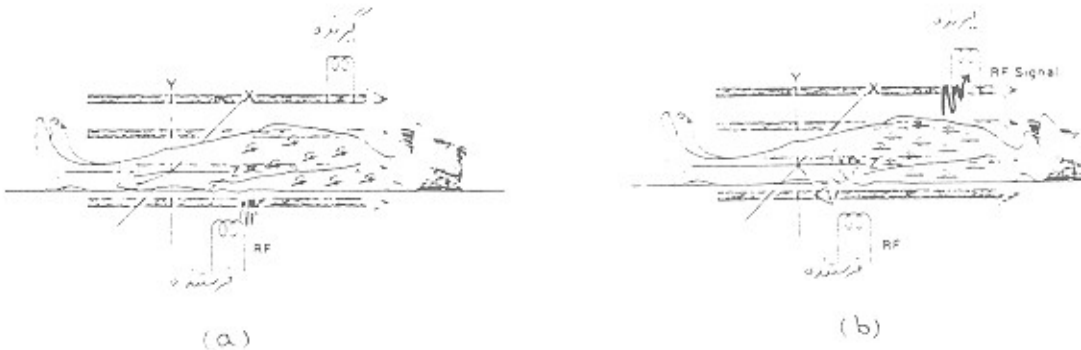
این طرح برگشت به حالت تعادل را آسایش

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

(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 رادیوئی RF تابش می‌شود (شکل ۸b) و این فرکانس رادیوئی همان سیگنال NMR است که با آن نگاره رزونانس مغناطیسی (NMRI) را می‌سازند. سیگنال تابش شده بوسیلهٔ بدن بیمار در برگشت هسته‌های انگیخته 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 دانسیتهٔ اسپین هسته‌های مورد نظر (spin density) می‌باشد. اگر از دید ریاضی این سیگنال را انتقال فوریه نمائیم (Fourier transfer روندی است که فرکانسهای تشکیل‌دهندهٔ 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) نتیجه‌کار بدست آمدن بیناب (۷) (spectrum) رزونانس مغناطیسی (NMR) خواهد بود (شکل ۹b). انتقال فوریه، رابطه شدت سیگنال NMR برحسب زمان را به سیگنال شدت برحسب فرکانس تبدیل می‌کند.



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



(a) (b)

شکل (۸)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

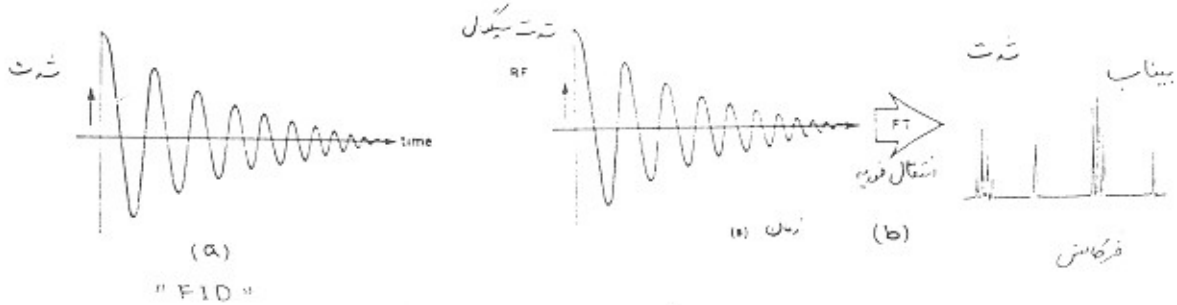
زمان آسایش T_1

برای فهم زمان‌های T_1 و T_2 می‌بایست فرآیندهائی 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_o) در راستای میدان مغناطیسی خارجی است که پس از دریافت انرژی RF با فرکانس لارمور (بوسیله هسته‌ها) در خلاف جهت میدان سروته می‌شود.

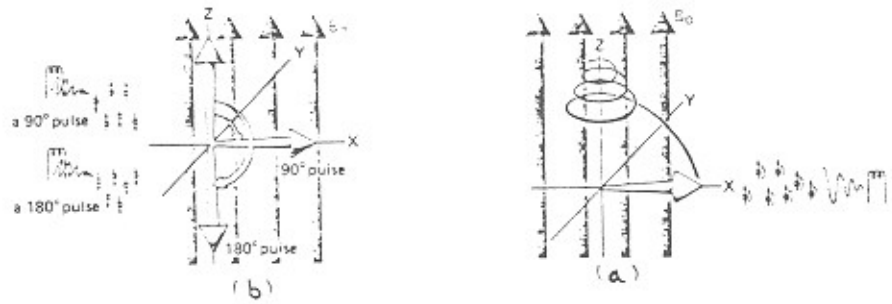
این کار به وسیله دوران بردار برآیند مغناطیسی شدن از حالت عمودی مانند شکل (۱۰a) انجام می‌گیرد. هر چه پالس RF قویتر (یا طولانی‌تر) باشد، اسپینها بیشتر سروته شده (۱) و در نتیجه بردار برآیند از حالت عمودی بیشتر دوران می‌کند. می‌توان شدت پالس RF را به گونه‌ای بکار گرفت که این بردار ۹۰ درجه و یا ۱۸۰ درجه بچرخد، 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 بوسیلهٔ هسته‌ها تعدادی که در راستای میدان قرار می‌گیرند برابر تعدادی است که در جهت مخالف میدان قرار خواهند گرفت. باین ترتیب برآیند کلی بردار مغناطیس شدن در راستای Z یعنی M_z برابر صفر است.

پس از تابش انرژی (بصورت موج رادیوئی) از جسم (بدن)، اسپینهائی که در جهت مخالف میدان قرار گرفته‌اند به حالت تعادل برمی‌گردند، یعنی بصورت اولیه سروته می‌شوند و مجموعهٔ 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 و۲ و ۱) همچنانکه بردار برآیند مغناطیس شدن به سوی بالا دوران می‌کند، مولفهٔ این بردار یعنی M_{xy} روی صفحه XY کوچکتر می‌شود و مقدار سیگنال حاصل کمتر می‌شود (شکل ۱۱b).

اثر این حرکت رشد دوبارهٔ مغناطیس شدن در امتداد محور Z ها و از M_z به M_o 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.



شکل (۹)



شکل (۱۰)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

زمان آسایش T_2

طبیعتاً T_2 زمان آسایش دیگری است. این نوع آسایش مربوط به دومین برهم‌کنش (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 (۴ و۳ و۲) این کار باعث می‌شود که چرخش انتقالی سریعتر یا آهسته‌تری داشته باشند. بنابراین با وجود چرخش انتقالی با فرکانس لارمور، 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 اندازهٔ 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 صفحهٔ XY تصاعدی است و با زمان از بین‌رفتنی مشخص می‌شود که زمان آسایش T_2 نام دارد و چون این از بین رفتن سیگنال در نتیجهٔ 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) دانسیتهٔ 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 نگارهٔ NMR بافت بدن را با سه فاکتور یا پارامتر تراکم هسته‌ها (SD) و T_1 و T_2 بنا کنیم. نگارهٔ MRI غالباً نتیجهٔ ترکیب این سه کمیت است. در هر حال می‌توان روی یکی از پارامترها تاکیدی بیشتر کرد.

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

سه وسیلهٔ 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 انمها انجام می‌گیرد که روندی پیچیده است.

در NMRI جذب پرتو و در نتیجهٔ آن تابش پرتو الکترومغناطیسی در محدودهٔ فرکانس امواج رادیوئی تنها در یک فرکانس معینی صورت می‌گیرد (یعنی فرکانس تیزی sharp frequency که در دریچه 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 پیچیدهٔ ریاضی می‌باشد که بیشتر در سیستم‌های تجاری کاربرد دارد. بهرحال تکنیکی که زمان نگاره برداری کوتاهتر و توان جداسازی یا تکنیک (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 سه‌بعدی(full three dimentional 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 اسکانرهای CT بکار می‌رفت، به کیفیت نگارهٔ بسیار عالی دست یافت ولی همانگونه که اشاره شد روند کنونی در جهت بکارگیری نگاره‌گیری فوریه (Fourier imaging) که بر پایه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

نمونه‌گیری از دانسیتهٔ 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 -۱۲) 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، بنابر معادلهٔ لارمور فرکانس رزونانس در یک voxel با voxel دیگر کمی تفاوت دارد. به همین علت سیگنال نتیجه ممکن است به صورت دو قلهٔ 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 -۱۲) دارای دو قله خواهد بود و با دانستن تغییر فرکانس لارمور قادر خواهیم بود فاصلهٔ مکانی دو وکسل را پیدا کنیم (۴ و۳ و۲) پس اطلاعاتی در مورد موقعیت دو وکسل پر از آب را بدست می‌آوریم. مفهوم این کار اینست که با اندازه‌گیری فاصلهٔ 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 پر 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 رادیوئی (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 دهندهٔ پروژکسیون مربوط به نمونه است، اطلاعات بدست آمده مانند همان چیزی است که در اسکانر 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.

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 تجارتی مورد استفاده تکنیک انتقال دو بعدی فوریه (two dimentional Fourier transformation) یا 2DFT می‌باشد که در آن نیاز به محاسبات بسیار پیچیده ریاضی و کاربرد بسیار پیچیدهٔ کامپیوتری دارد. می‌توان تصور کرد که 2DFT سیستمی است که سیگنالهای NMR بدست آمده از بدن بیمار را تبدیل به تصویر می‌کند.

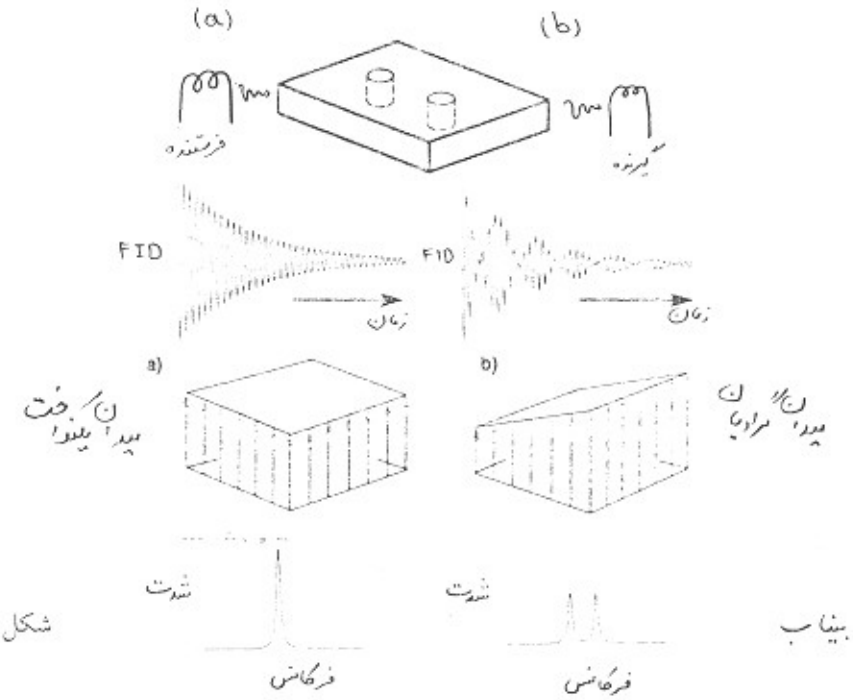
در NMRI علاوه بر میدان بزرگ مغناطیسی خارجی، فرستنده و گیرنده، امواج رادیویی، سیم پیچهائی با سیستم قدرت جداگانه برای تولید گرادیان میدان و همچنین یک کامپیوتر بزرگ و پیچیده برای بازسازی نگاره و نیز سیستم نمایش دیدگانی نگاره لازم است.

در این روش طرح نگارهٔ NMR مانند سیستم CT اسکن شامل سلولهای تصویری است که به هر یک شماره‌ای اختصاص یافته و تراکم اسپینها را بصورت سطوح روشنائی روی مونیتور یا صفحه تلویزیونی نمایش می‌دهد. تعداد ماتریس در این سیستمها می‌تواند ۵۱۲ × ۵۱۲ (۱) باشد که تعداد سلولهای اطلاعاتی تصویری را به ۲۶۲۱۴۴ 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 اوپراتور است)

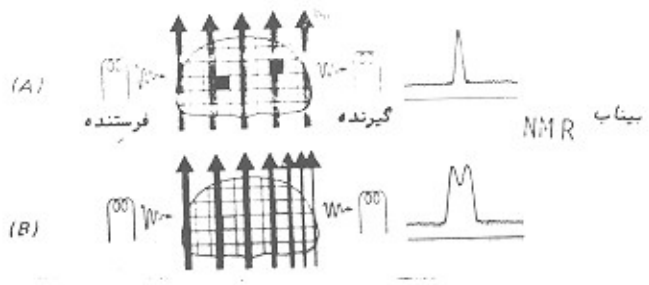
در شکل (۱۹) نگارهٔ NMR رانها با نمایش سرخرگهای سطحی و عمقی ران در یک شخص سالم نشان داده شده است. در این نگاره، ضخامت کلی ران روی صفحهٔ تصویر مانند روش نگاره رونتگن انداخته شده است. کانتراست سرخرگی کاملاً بطور noninvasive بدست آمده و بر پایه تفاوت خون در دو روند سیستولیک و دیاستولیک باگیت (gate)کردن یا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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

(زمان آسایش T_1) شکل (۱۱) (زمان آسایش T_2)



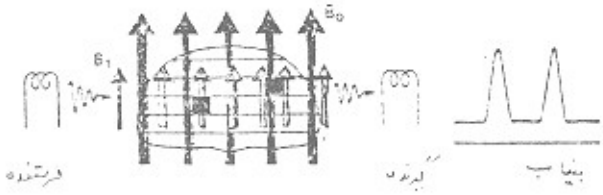
شکل (۱۲)



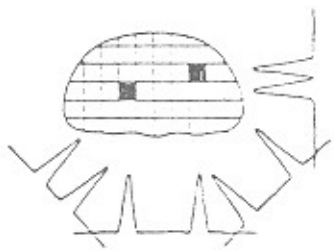
شکل (۱۳)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

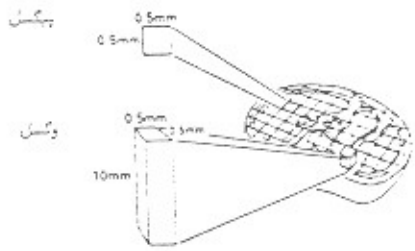
تصویر برداری با زنش رگی بدست آمده است (۹). زمان اسکن ۱۲ دقیقه است. با تکنیکهای گوناگون و با بکارگیری میدانهای

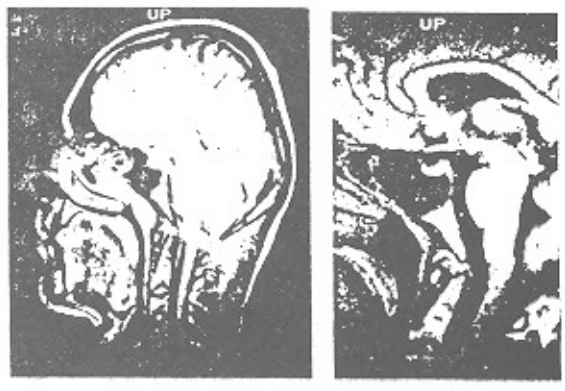


شکل (۱۴)



شکل (۱۵)

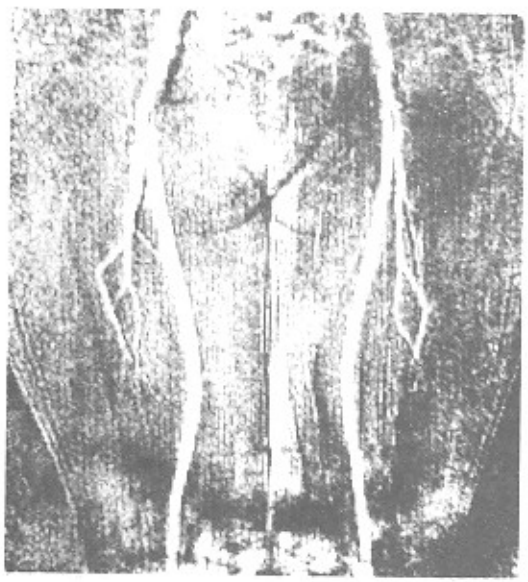




در شکل (۱۷) نگارهٔ NMR بدست آمده از مغز و سر نشان داده شده است. شرایط دستگاه NMRI به قرار زیر است: $T_1 = ۳۰ ms$ و $T_2 = ۱/۶ sec$ و موج تحریک $RF = ۲۱ M_{Hz}$ می‌باشند (۲).

مغناطیسی قویتر و تعداد پیکسل زیادتر و همچنین تغییر فاکتورهای T_1 و T_2 و زمان کلی نگاره‌گیری می‌توان نگاره‌هائی با کیفیت بسیار عالی و از هر مقطعی از بدن بدست آورد.

در شکل (۱۸) نگارهٔ NMR دیگری با ویژگیهای ۲۵۶ × ۱۹۲ پیکسل برای هسته‌های هیدروژن در میدانی به شدت ۰/۶ تسلا و زمان کلی نگاره‌برداری $۶\frac{۱}{۲}$ دقیقه نمایش داده شده است (۹).



شکل (۱۹) – NMRI از رانها تکنیک 2 DFT

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]

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. Bnlletin 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.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2025-02-02]