

## فصل ۲- کنتراست در تصویربرداری تشدید مغناطیسی

تصاویر تشخیصی می بایست بین مشخصات آناتومیکی نرمال و بین آناتومی و هر نوع پاتولوژی بتواند کنتراست از خود نشان دهد. در صورتیکه هیچگونه اختلاف کنتراستی مشاهده نشود، نمی توان مشکلات غیرعادی را در بدن تشخیص داد. یکی از مهمترین مزایای MRI در مقایسه با دیگر مودالیتته های تصویربرداری، فراهم کردن کنتراست فوق العاده خوب بافت نرم است. مشخصات کنتراست هر تصویر بستگی به متغیرهای متعددی دارد و مهم است که مکانیسم هایی که کنتراست تصویر را در MRI ایجاد می کنند، بخوبی بشناسیم.

### کنتراست در تصویر

فاکتورهایی که بر کنتراست تصویر در تصویربرداری تشخیصی تأثیر می گذارند، معمولاً به دو دسته کلی تقسیم بندی می شوند:

- پارامترهای کنتراست ذاتی که ذاتی بافت های بدن هستند و نمی توان آن ها را تغییر داد.

- پارامترهای کنتراست غیرذاتی که قابل تغییر هستند.

بطور مثال، در تصویربرداری X-ray، پارامترهای کنتراست ذاتی شامل دانسیته ساختارهایی که اشعه X-ray از آنها عبور می کند و طی عبور تضعیف می شوند، می باشد، در حالیکه پارامترهای کنتراست غیرذاتی فاکتورهای تشعشع هستند که توسط تکنولوژیست X-ray تعیین می شوند. هر دو اینها کنتراست تصویر X-ray را تعیین می کنند. در MRI پارامترهای متعددی در هر گروه قرار میگیرند.

پارامترهای ذاتی عبارتند از:

- زمان آسایش T1 (T1 Recovery Time)
- زمان کاهش T2 (T2 Decay Time)
- چگالی پروتونی (Proton Density)
- جریان (Flow)
- ضریب آشکار دیفیوژن (Apparent Diffusion Coefficient (ADC))

همه پارامترهای ذکر شده ذاتی بدن هستند و نمیتوان آنها را تغییر داد.

پارامترهای غیرذاتی عبارتند از:

- TR
- TE
- Flip Angle
- TI
- Turbo Factor/Echo-train Length
- b-value

## مکانیسم های کنتراست

تصویر MRI در صورتیکه نواحی با سیگنال بالا (سفید روی تصویر) و نواحی با سیگنال پایین (تیره روی تصویر) وجود داشته باشند، دارای کنتراست است. برخی نواحی سیگنال با شدت سیگنال متوسط دارند (رنگهای خاکستری بین سفید و سیاه). می توان بردار مغناطش را به بردارهای مجزایی از بافت در بدن فرد تجزیه کرد، مثلاً چربی، مایع مغزی نخاعی و ماهیچه.

یک بافت دارای سیگنال بالایی است اگر جزء عرضی زیادی در زمان TE داشته باشد. اگر جزء مغناطش عرضی بزرگی وجود داشته باشد، مقدار سیگنال دریافتی توسط کوایل زیاد خواهد بود و

باعث ایجاد نواحی روشن روی تصویر می شود. یک بافت سیگنال پایینی از خود نشان می دهد اگر جزء مغناطش عرضی کوچکی در زمان TE تر خود نشان دهد. در این صورت، مقدار سیگنال دریافتی کوئل کوچک خواهد بود و باعث ایجاد نواحی تیره روی تصویر می شود.

تصاویر کنتراست را از طریق مکانیسم های آسایش T1، کاهش T2 و چگالی پروتونی یا اسپینی دریافت می کنند. چگالی پروتونی بافت، تعداد پروتون ها در واحد آن بافت است. هرچه چگالی پروتونی بافت بیشتر باشد، سیگنال بیشتری از آن بافت قابل دریافت است. زمانهای آسایش T1 و T2 بستگی به سه عامل دارند:

- **انرژی ذاتی بافت:** اگر انرژی ذاتی کم باشد، شبکه مولکولی بهتر می تواند انرژی را از هسته هیدروژن دریافت کند. بافت های با انرژی ذاتی پایین شبیه اسفنج هایی هستند که انرژی را می توانند به سادگی از هسته های هیدروژن در حین آسایش دریافت کنند. عکس این موضوع نیز در بافت هایی که انرژی ذاتی بالاتری دارند که بسادگی نمی توانند انرژی را از هسته هیدروژن دریافت کنند نیز صدق می کند. این بافت ها شبیه دستمال آشپزخانه

هستند و انرژی را از فرایند آسایش بسختی می توانند دریافت کنند. این مساله بطور خاص در فرایندهای آسایش T1 حائز اهمیت است.

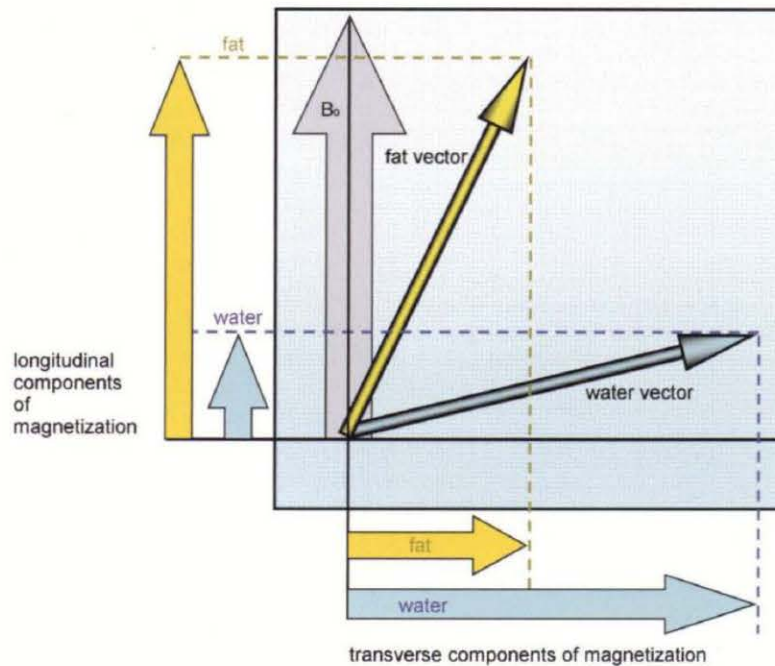
- **اینکه مولکولها چقدر به هم فشرده شده اند:** در بافتهایی که مولکولها با یکدیگر با فشردگی بیشتری قرار دارند، فراند انتقال انرژی بهینه تر خواهد بود و عکس این قضیه برای بافت هایی که مولکولها در آنها آزادانه با هم قرار گرفته اند، صادق است. این مساله خصوصا برای فرایندهای کاهش T2 که انرژی از یک هسته هیدروژن به دیگری مبادله می شود، حائز اهمیت است (تبادل انرژی اسپین-اسپین).

- **میزان تطابق نرخ جنبش مولکولی با فرکانس لارمور هیدروژن:** در صورتیکه تطابق مناسبی بین نرخ جنبش هسته با فرکانس لارمور باشد، تبادل انرژی بین هسته هیدروژن و شبکه مولکولی بهینه خواهد بود. این مساله شبیه فرایند تشدید یا رزونانس است که تبادل انرژی هنگامی رخ می دهد که انرژی با فرکانسی یکسان با فرکانس لارمور هیدروژن اعمال شود. هنگامی که تطابق مناسبی بین این دو وجود نداشته باشد، تبادل انرژی بهینه نیست. این مساله در هر دو فرایند آسایش T1 و T2 مهم است.

## آسایش در بافت های مختلف

همانطور که در جلسات قبل توضیح داده شد، نرخ های آسایش T1 و کاهش T2 فرایندهایی نمایی با ثوابت زمانی T1 و T2 هستند که بینگر زمانی هستند که ۶۳٪ از کل انرژی دوباره در صفحه طولی از طریق تبادل انرژی اسپین-شبکه (T1) بازیابی شود یا کل انرژی در صفحه عرضی از طریق فرایند تبادل اسپین-اسپین (T2) از دست برود.

بطور کلی، دو حد مرزی کنتراست در MRI مربوط به چربی و آب هستند (شکل ۱-۲). در این متن، بردارهای چربی با رنگ زرد و بردارهای آب با رنگ آبی نشان داده می شوند.



شکل ۲-۱- اندازه مغناطش عرضی و طولی بردارهای آب و چربی

## چربی و آب

مولکولهای چربی شامل اتمهای هیدروژن است که با کربن و اکسیژن ترکیب شده اند. مولکولهای چربی متشکل از مولکولهای بزرگی به نام لیپید هستند که تنگاتنگ یکدیگر قرار گرفته اند و نرخ جنبش آنها کند است. مولکولهای آب شامل دو اتم هیدروژن هستند که با یک اتم اکسیژن ترکیب شده اند. مولکولهای آب از یکدیگر با فاصله قرار گرفته اند و نرخ جنبش آنها نسبتاً سریع است.

اکسیژن در آب تمایل دارد که الکترونها را از پیرامون هسته هیدروژن بدزدد. این مساله باعث می شود که این مولکولها بیشتر تحت تاثیر میدان مغناطیسی اصلی قرار گیرند.

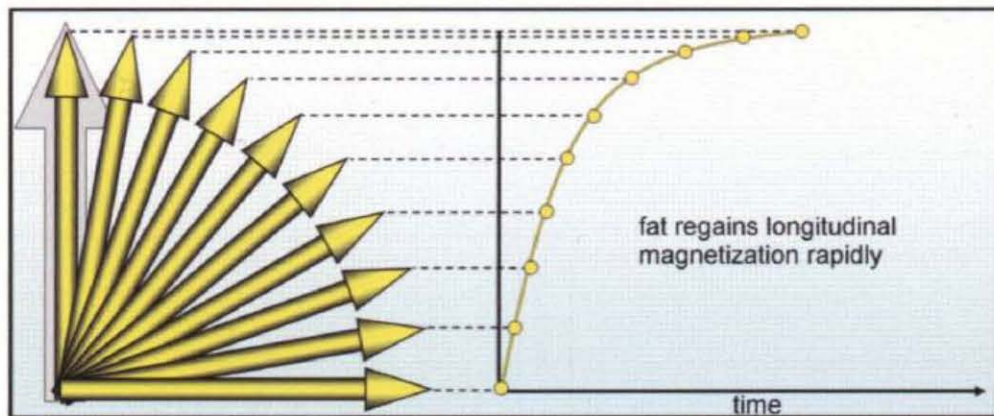
در چربی، کربن الکترونها را از پیرامون هسته هیدروژن بر نمیدارد. الکترونها در یک ابر الکترونی باقی می مانند و هسته را از اثرات میدان اصلی محافظت می کنند. فرکانس لارمور هیدروژن در آب بسیار بالاتر از هیدروژن در چربی است. هیدروژن چربی نسبت به هیدروژن آب در راستای محور طولی سریعتر بازیابی می شود. در نتیجه، چربی و آب در تصاویر MRI متفاوت ظاهر می شوند.

## بازیابی T1 در چربی

بازیابی T1 به علت انتقال انرژی هسته به محیط پیرامون رخ می دهد. چربی دارای انرژی ذاتی پایین تری است و می تواند براحتی انرژی را از هسته هیدروژن به درون شبکه خود جذب کند. جنبش آهسته مولکولی در چربی به فرایند بازیابی یا آسایش طولی اجازه می دهد که نسبتا سریع باشد، زیرا نرخ جنبش مولکولی با فرکانس لارمور تطابق دارد و اجازه میدهد که تبادل انرژی مؤثری از هسته هیدروژن به شبکه مولکولی پیرامون صورت پذیرد. این بدان معنی است که ممان مغناطیسی هسته چربی می توانند به آسایش برسند و مغناطش طولی خود را به سرعت دوباره به دست آورند. بردار



مغناطش چربی با سرعت با  $B_0$  هم راستا می شود و در نتیجه، زمان  $T_1$  چربی کوتاه است (شکل ۲-۲).



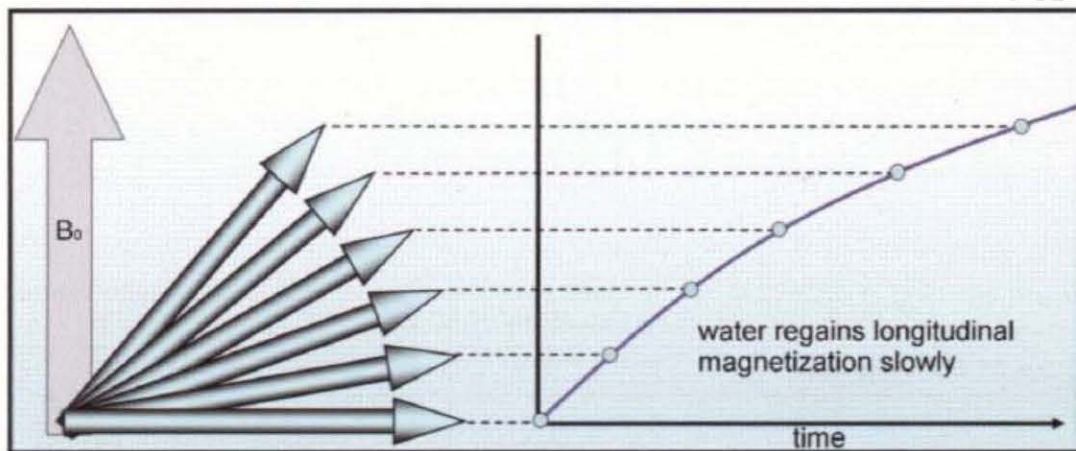
شکل ۲-۲- بازیابی  $T_1$  در چربی

## بازیابی $T_1$ در آب

بازیابی  $T_1$  بعلت تبادل انرژی از هسته به شبکه پیرامون می باشد. آب دارای انرژی ذاتی بالاتری است و نمی تواند به سادگی انرژی را از هسته هیدروژن به درون شبکه جذب کند. در آب، جنبش مولکولی بالا است و باعث آسایش غیربهبینه  $T_1$  بعلت عدم تطابق نرخ جنبش مولکولی با فرکانس لارمور می شود و اجازه نمیدهد که تبادل انرژی مؤثری از هسته هیدروژن به شبکه مولکولی پیرامون صورت پذیرد. ممان های مغناطیسی آب بیشتر طول میکشد تا به آسایش برسند و مغناطش طولی

خود را بازیابی کنند. بردار مغناطش آب بیشتر طول میکشد تا با میدان  $B_0$  همراستا شود و در نتیجه

زمان  $T_1$  آب طولانی تر است (شکل ۲-۳).



شکل ۲-۳- بازیابی  $T_1$  در آب

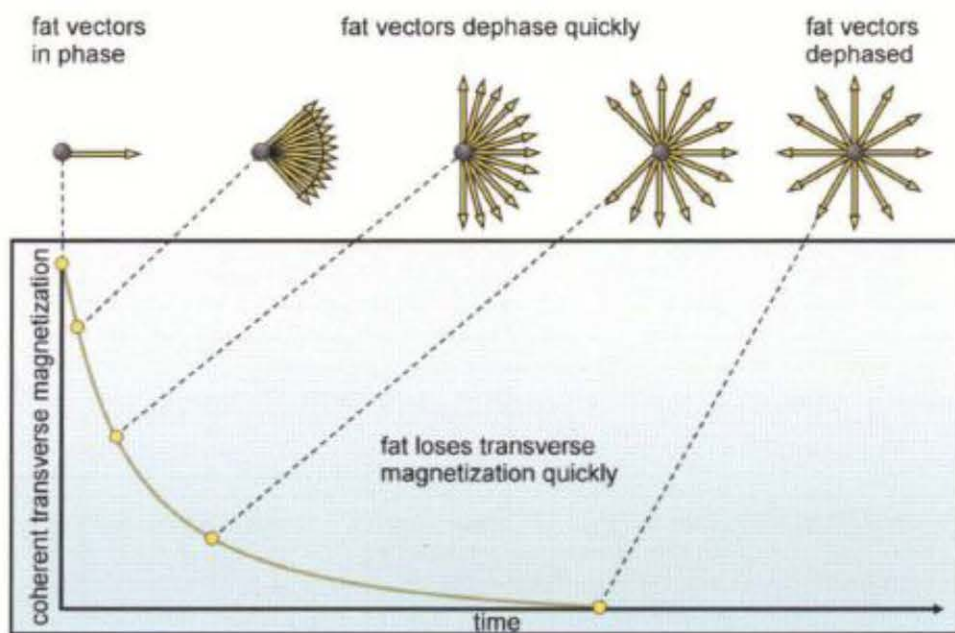
## میرایی $T_2$ در چربی

میرایی  $T_2$  در نتیجه اندرکنش میدانهای مغناطیسی هسته ها با یکدیگر و در نتیجه تبادل انرژی به

همسایگان رخ می دهد. تبادل انرژی در هیدروژن چربی بصورت مؤثر صورت میگیرد زیرا نرخ

جنبش مولکولها در چربی با فرکانس لارمور برابر است و مولکولها بصورت فشرده با یکدیگر قرار

گرفته اند. در نتیجه، اسپین ها با سرعت غیرهمفاز می شوند و از دست رفتن مغناطش عرضی با سرعت صورت می پذیرد. زمان T2 در چربی کوتاه است (شکل ۲-۴).



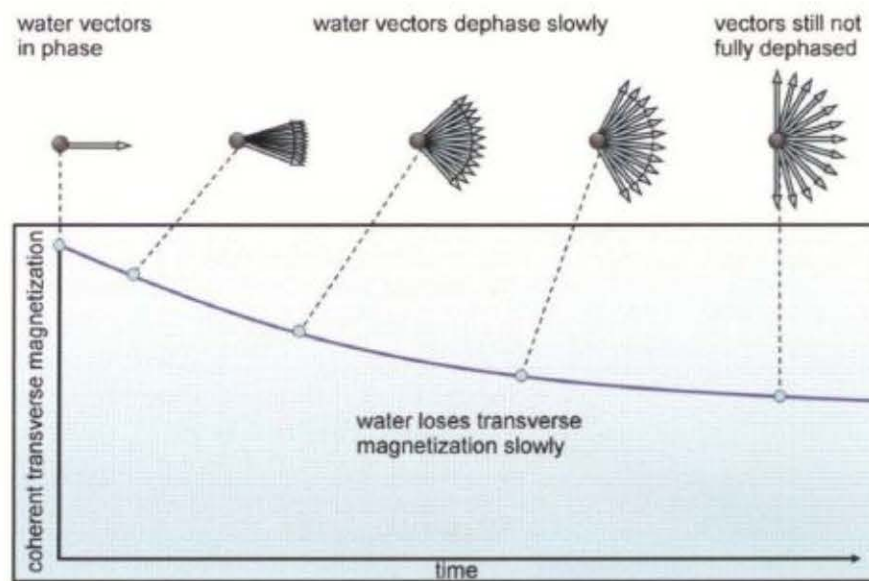
شکل ۲-۴- میرایی T2 در چربی

## میرایی T2 در آب

تبادل انرژی در آب نسبت به چربی کمتر مؤثر است زیرا نرخ جنبش مولکولهای چربی با فرکانس لارمور متفاوت است و مولکولها با فاصله از یکدیگر قرار گرفته اند. در نتیجه، اسپینها به کندی از

هم غیرهمفاز می شوند و از دست رفتن مغناطش عرضی به تدریج صورت میگیرد. پس، زمان T2

آب طولانی است (شکل ۲-۵).

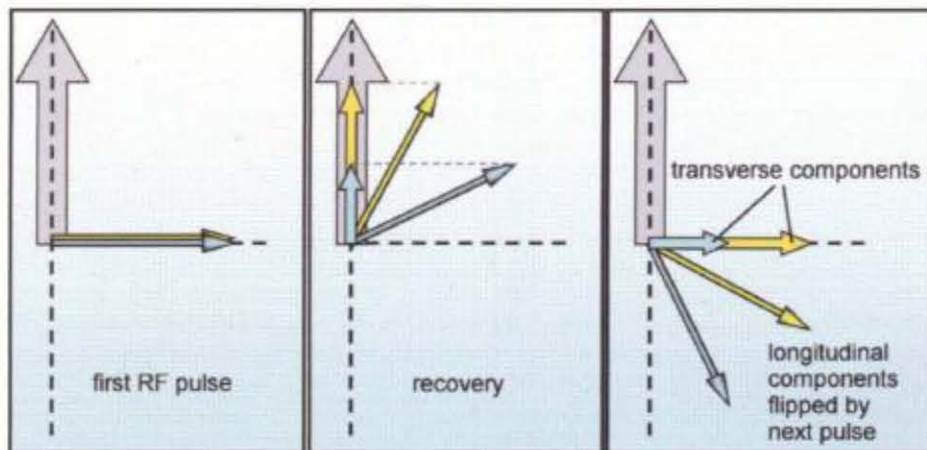


شکل ۲-۴- میرایی T2 در آب

## کنتراست T1

از آنجایی که زمان T1 در چربی از آب کوتاهتر است، بردار چربی با B0 سریعتر از بردار آب همراستا می شود. بدین سبب، جزء طولی مغناطش چربی بلندتر از آب خواهد بود. پس از گذشتن مدت TR مشخصی که کوتاهتر از کل زمان های آسایش بافت ها است، پالس تحریک RF بعدی

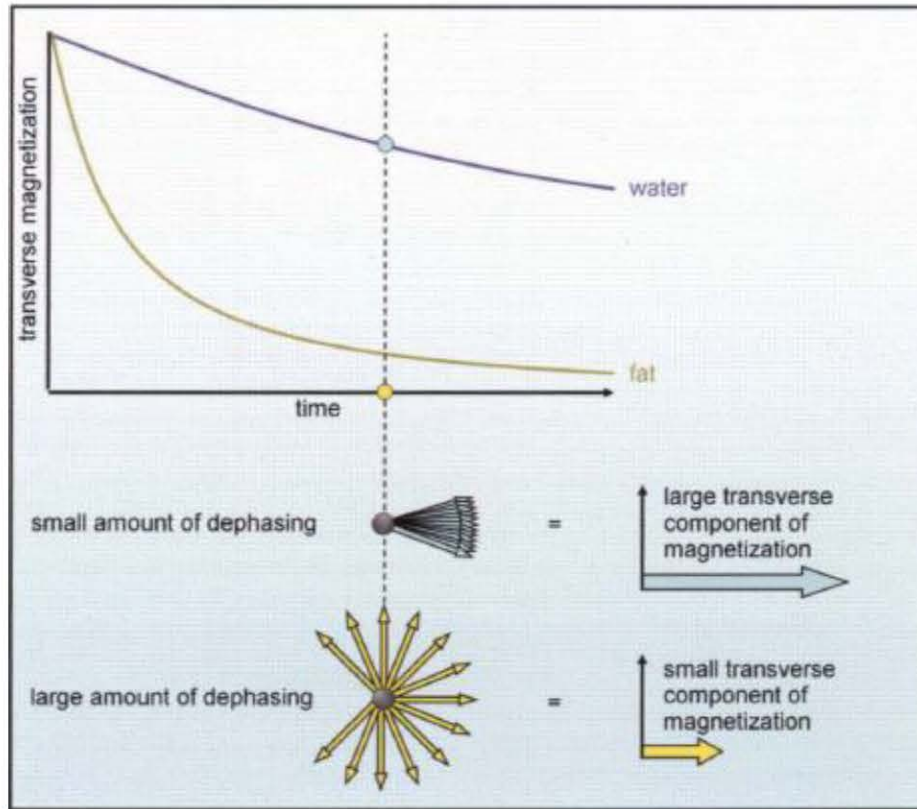
اعمال می شود. پالس تحریک RF اجزاء مغناطش طولی آب و چربی را به صفحه عرضی میچرخاند (با فرض اعمال پالس ۹۰ درجه) (شکل ۲-۶). از آنجایی که مغناطش طولی بیشتری در چربی قبل از اعمال RF وجود داشت، مغناطش عرضی ایجاد شده در چربی پس از اعمال RF بیشتر خواهد بود. در نتیجه، چربی سیگنال بالاتری دارد و بصورت روشن روی تصویر با کنتراست T1 نمایش داده می شود. با توجه به اینکه، مغناطش طولی در آب قبل از اعمال RF کم است، مغناطش عرضی در آب پس از اعمال RF کم خواهد بود. در نتیجه، آب دارای سیگنال کمی است و روی تصویر با کنتراست T1 تیره نشان داده می شود. به چنین تصاویری، تصاویر وزنی T1 (T1-weighted) اطلاق می شود.



شکل ۲-۶- ایجاد کنتراست T1

## کنتراست T2

زمان T2 در چربی از آب کوتاهتر است و در نتیجه، جزء عرضی مغناطش چربی سریعتر میرا می شود. اندازه مغناطش عرضی آب زیاد است. سیگنال آب روی تصاویر با کنتراست T2 بالا است و روشن نمایش داده می شود. با این حال، اندازه مغناطش عرضی چربی کوچک است. پس، چربی روی تصاویر با کنتراست T2 دارای سیگنال کم است و بصورت تیره ظاهر می شود (شکل ۲-۷).  
به چنین تصاویری، تصاویر T2 وزنی (T2-weighted) گفته می شود.



شکل ۲-۷- ایجاد کنتراست T2

## کنتراست چگالی پروتونی (Proton Density)

کنتراست چگالی پروتونی به اختلاف شدت سیگنال بین بافت ها بعلت تعداد نسبی پروتون ها در واحد حجم گفته می شود. برای ایجاد کنتراست ناشی از اختلاف چگالی پروتونی بین بافت ها، جزء عرضی مغناطش می بایست این اختلاف ها را منعکس کند. بافتهای دارای چگالی پروتونی بالا

(مانند مغز) دارای جزء مغناطش عرضی بزرگی هستند (و در نتیجه سیگنال بالایی دارند) و روی تصویر با کنتراست چگالی پروتونی روشن نشان داده می شوند. بافتهای دارای چگالی پروتونی پایین (مانند استخوان کورتیکال) جزء مغناطش عرضی کوچکی (و در نتیجه سیگنال پایینی) دارند و روی تصویر با کنتراست چگالی پروتونی تیره نشان داده می شوند. کنتراست چگالی پروتونی همیشه وجود دارد و به بیمار و ناحیه تحت مطالعه بستگی دارد. این نوع کنتراست، کنتراست پایه MRI محسوب می شود و به آن کنتراست چگالی پروتونی وزنی (Proton density Weighting) گفته می شود.

زمانهای آسایش T1 و T2 بافت، با آنکه ذاتی همان بافت هستند، ولی بستگی به شدت میدان مغناطیسی هم دارند. با افزایش شدت میدان، زمان آسایش بافت ها بیشتر طول میکشد. جدول ۱-۲ زمانهای آسایش T1 و T2 بافت تومور مغزی را در ۱ تسلا نشان می دهد.



**Table 2.1** T1 and T2 relaxation times of brain tissue at 1 T.

Tissue	T1 time (ms)	T2 time (ms)
Water	2500	2500
Fat	200	100
Cerebrospinal fluid	2000	300
White matter	500	100

*MRI in Practice, Chapter 2: By Catherine Westbrook, 2006*

مرجع: