

## فصل چهارم: پارامترها و trade-off ها

هنگام تنظیم یک دنباله پارامترهای زیادی در دسترس کاربر قرار دارد. انتخاب دنباله پالس وزن و کیفیت تصاویر و حساسیت آنها به پاتولوژی را تعیین می کند. پارامترهای زمانبندی به طور اختصاصی وزن تصویر را تعیین می کند. همان طور که بحث شد:

- مقدار  $TR$  و  $T1$  وزن دانسیته پروتون را کنترل می کند.

- زاویه فلیپ مقدار  $T1$  و وزن دانسیته پروتون را کنترل می کند.

- مقدار وزن  $T2$  را کنترل می کند.

کیفیت تصاویر با عوامل زیادی کنترل می شود. بسیار مهم است که کاربر از این عوامل و چگونگی ارتباط آنها آگاه باشد، به طوری که همیشه بتوان کیفیت بهینه تصویر را به دست آورد. چهار عامل اصلی که کیفیت تصویر را تعیین می کنند عبارتند از:

- نسبت سیگنال به نویز (SNR)

- نسبت کنتراست به نویز (CNR)

- تفکیک فضایی

- زمان اسکن

## نسبت سیگنال به نویز (SNR)

نسبت سیگنال به نویز نسبت دامنه سیگنال دریافتی به دامنه متوسط نویز است.

- سیگنال ولتاژ القاء شده در کویل گیرنده از طریق پریسشن NMV در صفحه عرضی است.
- نویز بیانگر فرکانس هایی است که به طور کتره ای در فضا و زمان حضور دارد. این معادل (هیس) در رادیو است وقتی به طور مناسب روی ایستگاهی تنظیم نشده باشد، و مقداری از انرژی آن از (بیگ بنگ) باقیمانده است. در MR، نویز توسط حضور بیمار در مگنت، و نویز الکتریکی زمینه سیستم ایجاد می شود. این نویز برای هر بیمار ثابت است و به ساختار بدن بیمار، ناحیه تخت آزمون و نویز ذاتی سیستم بستگی دارد.

نویز در تمام فرکانس ها رخ می دهد و همچنین در زمان و مکان کتره ای است. اما، سیگنال تجمعی است، در زمان TE رخ می دهد، به عوامل زیادی بستگی دارد و می تواند تغییر کند. بنابراین سیگنال نسبت به نویز می تواند افزایش یا کاهش یابد. افزایش یافتن سیگنال SNR را افزایش می دهد، در صورتی که کاهش یافتن سیگنال SNR را کاهش می دهد. بنابراین، هر عاملی که روی دامنه سیگنال اثر کند روی SNR اثر دارد. عوامل موثر بر SNR عبارتند از:

- شدت میدان مغناطیسی سیستم

- دانسیته پروتون در ناحیه تحت آزمون

- حجم واکسل

- TE،TR و زاویه فلیپ

- NEX

- پهنای باند دریافت

- نوع کوئل

## شدت میدان مغناطیسی

شدت میدان مغناطیسی سهم مهمی در تعیین SNR دارد. همانطور که در فصل های قبل بحث شد، با افزایش شدت میدان فاصله انرژی بین هسته های پر انرژی و کم انرژی بیشتر می شود. همین طور که فاصله انرژی افزایش می یابد، هسته های کمتری انرژی کافی دارند تا گشتاورهای مغناطیسی خود را در خلاف  $B_0$  مرتب کنند. بنابراین تعداد هسته های اسپین بالا نسبت به تعداد هسته های اسپین پایین افزایش می یابد. بنابراین اندازه NMV در شدت های میدان بالاتر افزایش می یابد و در نتیجه مگنتایزیشن بیشتری برای تصویر کردن بیمار در دسترس است. بنابراین، SNR افزایش می یابد.

اگرچه شدت میدان مغناطیسی را نمی توان تغییر داد، هنگام تصویربرداری با سیستم های با میدان ضعیف، SNR ممکن است قربانی شود و اقداماتی باید انجام شود تا SNR تقویت گردد که وقتی از اسکنرهایی با شدت بالا استفاده می کنیم این اقدامات ضروری نیست. این امر معمولاً خود را به صورت زمان های اسکن طولانی تر نشان می دهد.

## دانسیته پروتون

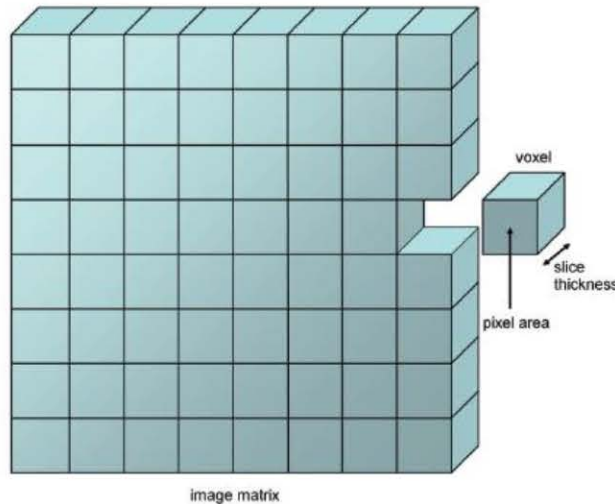
تعداد پروتون ها در ناحیه تحت آزمون دامنه سیگنال دریافتی را تعیین می کند. نواحی با دانسیته پائین پروتون (نظیر ریه ها) سیگنال پایین و بنابراین SNR پایینی دارند، در صورتی که نواحی با دانسیته بالای پروتون (نظیر لگن) سیگنال بالا و بنابراین SNR بالا دارد. دانسیته پروتونی یک بافت ذاتی آن بافت است و نمی توان آن را تغییر داد. اگرچه، چون هنگام تصویربرداری از نواحی با دانسیته پروتونی پایین احتمالاً SNR خراب می شود، باید اقداماتی صورت گیرد تا SNR تقویت شود که این اقدامات هنگام اسکن از نواحی با دانسیته پروتونی بالا لازم نیست.



## حجم واکسل

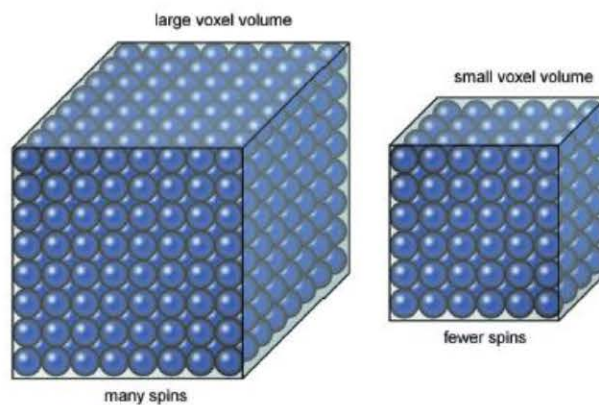
واحد ساختمانی یک تصویر دیجیتال یک پیکسل است. روشنایی پیکسل نماینده شدت سیگنال MRI تولید شده توسط یک واحد حجم بافت بیمار(واکسل) است. واکسل نماینده یک واحد حجمی بافت بدن بیمار است، و با مساحت پیکسل و ضخامت برش تعیین می شود(شکل ۴-۱). مساحت پیکسل با اندازه FOV و تعداد پیکسل ها در FOV یا ماتریس تعیین می شود، بنابراین:

$$\text{مساحت پیکسل} = \frac{\text{ابعاد FOV}}{\text{اندازه ماتریس}}$$



شکل ۴-۱: واکسل. مربع بزرگ سبز رنگ FOV است.

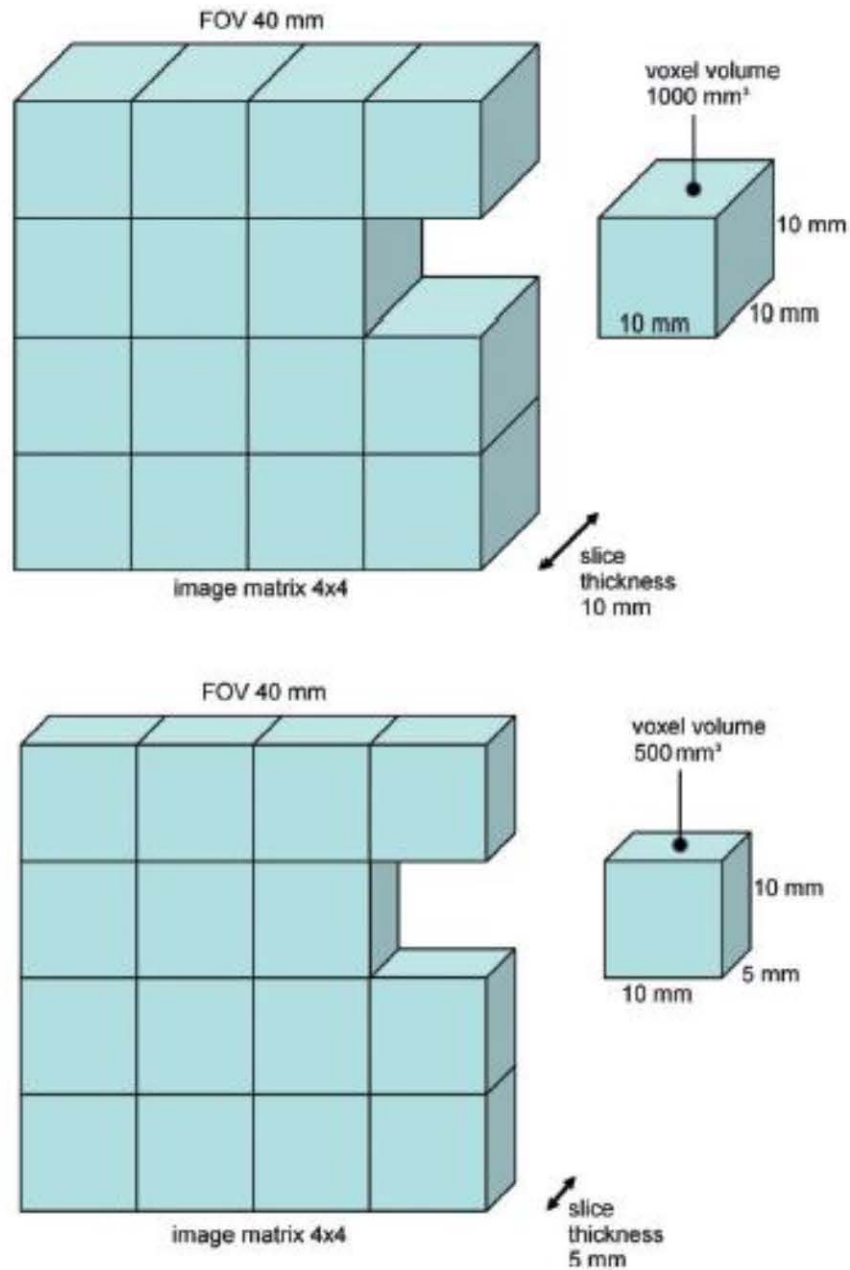
یک ماتریس درشت ماتریسی است با تعداد کم کدگذاری فرکانس و یا کدگذاری فاز و به تعداد کمی پیکسل در FOV منجر می شود. یک ماتریس درشت به پیکسل ها و واکسل های بزرگ منجر می شود (با فرض یک FOV مربعی معین). یک ماتریس ظریف ماتریسی است با تعداد زیادی کدگذاری فرکانس و یا فاز، و به تعداد زیادی پیکسل در FOV منجر می شود. یک ماتریس ظریف به پیکسل ها و واکسل های کوچک منجر می شود. واکسل های بزرگ اسپین یا هسته های بیشتری از واکسل های کوچک دارد، و بنابراین هسته های بیشتری درون آنها وجود دارد که در سیگنال مشارکت می کنند. واکسل های بزرگ SNR بیشتری از واکسل های کوچک دارند (شکل ۴-۲).



شکل ۴-۲: حجم واکسل و SNR

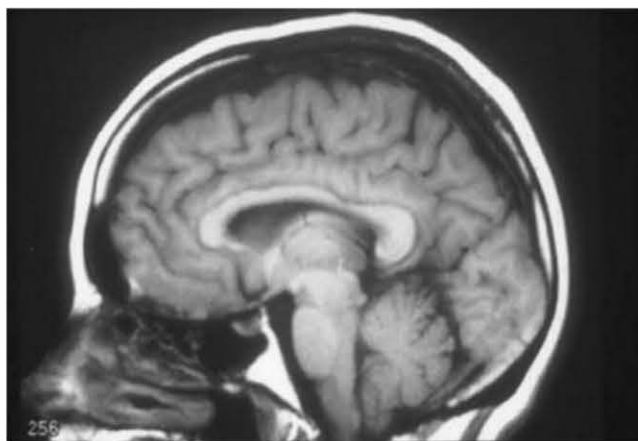
بنابراین SNR متناسب با حجم واکسل است و هر پارامتری که اندازه واکسل را تغییر دهد SNR را تغییر می دهد. هر انتخابی که اندازه واکسل را کم کند SNR را کاهش می دهد، و برعکس. این امر به سه طریق حاصل می شود:

تغییر ضخامت برش. به شکل های ۴-۳، ۴-۴، ۴-۵ نگاه کنید. در این مثال اندازه واکسل با نصف کردن ضخامت برش از ۱۰ میلی متر به ۵ میلی متر تغییر می یابد. با انجام این کار حجم واکسل از ۱۰۰۰ میلی متر مکعب به ۵۰۰ میلی متر مکعب کاهش می یابد و از این رو SNR نصف می شود. شکل ۴-۴ را با ۴-۵ مقایسه کنید، واضح است که برش ضخیم تر SNR بهتری از برش نازک تر می دهد.



شکل ۴-۳: رابطه ضخامت برش و حجم واکسل





شکل ۴-۴: تصویر سائیتال وزن T1 با ضخامت برش ۱۰ میلی متر



شکل ۴-۵: تصویر سائیتال وزن T1 با ضخامت برش ۵ میلی متر

MRI in Practice, Chapter4: By Catherine Westbrook, 2006

مرجع: