

۲ مواد کنتراست در MRI

۲-۱- مقدمه

تغییر شدت سیگنال در بافت غیرطبیعی اساس تصویربرداری تشدید مغناطیسی در رادیولوژی تشخیصی است. شدت سیگنالی که در تصاویر MR مشاهده می‌شود نتیجه برهم کنش پیچیده چند عامل است، که می‌توان آنها را به عواملی که خصوصیات ذاتی بافت‌های بیولوژیک را منعکس می‌کند، نظیر زمان‌های آسایش T_1 و T_2 و دانسیته پروتون، و عواملی که مرتبط با تجهیزات هستند، نظیر شدت میدان یا دنباله پالس، طبقه‌بندی کرد. با این حال، به دلیل تنوع گسترده بیولوژیکی، زمان‌های آسایش بافت‌های نرمال و غیرنرمال روی هم می‌افتند. این سبب می‌شود که توانایی تصویربرداری ساده MR در آشکار کردن و حتی مشخص کردن بافت غیرنرمال محدود گردد. با استفاده از دنباله‌های پالس بسیار خاص فقط بخشی از این محدودیت جبران می‌شود. یک راه‌حل جایگزین توسط مواد کنتراست MR به دست می‌آید، که زمان‌های آسایش بافت را تغییر می‌دهند، و بنابراین برای دستکاری شدت سیگنال از آنها استفاده می‌شود.

اینها عمدتاً مواد کنتراستی با خصوصیات پارامغناطیسی یا سوپر پارامغناطیسی هستند که برای کاهش زمان‌های آسایش T_1 و T_2 استفاده می‌شود.

۲-۲- مکانیسم عمل

اساس عمل مواد کنتراست یک تغییر شیمیایی زمان آسایش پروتون است. ترکیبات شیمیایی خاصی خصوصیات منحصر به فرد مغناطیسی دارند که از حرکت الکترون‌ها، پروتون‌ها و نوترون‌ها حاصل می‌شود. هنگامی که پروتون‌ها و نوترون‌ها جفت هستند، مانند هسته‌هایی با تعداد زوج پروتون‌ها و نوترون‌ها گشتاور مغناطیسی آنها در جهات مخالف قرار می‌گیرد و خنثی می‌شود. اما، هسته‌هایی با تعداد فرد پروتون‌ها و نوترون‌ها گشتاور مغناطیسی خالص غیرصفر دارند، که اگر در یک میدان مغناطیسی خارجی قرار گیرند با فرکانس لارمور پریس می‌کنند؛ الکترون‌های اطراف هسته نیز به میدان مغناطیسی اعمال شده پاسخ می‌دهند. گشتاورهای دو قطبی مغناطیسی حاصل از الکترون‌ها به طور قابل توجهی بزرگتر از گشتاورهای مغناطیسی هسته‌ای می‌باشد. بنابراین، اگر اتم‌ها، یون‌ها، یا مولکول‌ها با گشتاورهای دو قطبی بزرگ الکترونی در مجاورت پروتون‌ها قرار گیرند، گشتاور دو قطبی مغناطیسی آنها با یکدیگر برهم کنش می‌کند و زمان آسایش پروتون‌ها را کوتاهتر می‌کند و شدت سیگنال بافت را تغییر می‌دهد. بنابراین، ترکیباتی با گشتاور دو قطبی مغناطیسی بزرگ می‌تواند به عنوان مواد کنتراست در تصویربرداری MR استفاده شود.

پارامغناطیس

پارامغناطیس در اتم‌هایی دیده می‌شود که الکترون‌های جفت نشده دارند، در یک میدان مغناطیسی خارجی، به دلیل جهت‌گیری گشتاورهای دو قطبی پارامغناطیسی به موازات میدان مغناطیسی خارجی این اتم‌ها مگنایزیشن خالص قابل ملاحظه‌ای را نشان می‌دهند؛ بزرگی آن متناسب با میدان مغناطیس خارجی است. مهمترین زیر گروه شیمیایی ترکیبات پارامغناطیسی یون‌های فلزی (مثلاً، Mn^{2+} و Fe^{2+}) و عناصر لانتانید، نظیر گادولینیوم (Gd) و دیسپروسیوم (Dy) هستند. گادولینیوم به دلیل هفت الکترون جفت نشده آن، یکی از قوی‌ترین اجسام پارامغناطیس خارجی است. مواد پارامغناطیسی زمان آسایش T_1 را کوتاه می‌کند و زمان آسایش T_2 را نیز، به خصوص در غلظت‌های بالاتر، کوتاه می‌کند.

سوپر پارامغناطیس

سوپر پارامغناطیس توسط ذرات کوچکتر فرومغناطیسی که فقط یک حوزه منفرد مغناطیسی دارند ایجاد می‌شود. در یک میدان مغناطیسی خارجی، این ذرات یک منحنی مگنتایزیشن شبیه مواد پارامغناطیسی نشان می‌دهند، اما با یک پاسخ بسیار قوی‌تر، و آثار اشیاعی که به راحتی به دست می‌آید. افزایش مگنتایزیشن در شدت میدان بین $0.3T$ و $1.5T$ غیرخطی است. بعد از حذف میدان مغناطیسی، هیچ مگنتایزیشن خالصی باقی نمی‌ماند. مواد کنتراست سوپر پارامغناطیسی اساساً ذرات کوچک و بسیار کوچک اکسید آهن هستند که عمدتاً زمان آسایش T_2 را کوتاه می‌کنند. ذرات کوچکتر زمان آسایش T_1 را نیز کوچک می‌کنند.

زمان آسایش، سرعت آسایش و آسایش دهی (relaxivity)

زمان‌های آسایش T_1 و T_2 زمان‌های مشخصه‌ای هستند که توصیف می‌کنند چقدر طول می‌کشد تا مکانیسم تولید سیگنال در تشدید مغناطیسی به حالت اولیه برگردد یا آسایش پیدا کند. زمانی که صرف برگشت به مگنتایزیشن طولی اولیه می‌شود با زمان آسایش T_1 توصیف می‌شود. زمان آسایش T_2 به مؤلفه بردار مگنتایزیشن توده‌ای (bulk magnetization vector) اشاره دارد که توصیف می‌کند با چه سرعتی مگنتایزیشن عرضی کاهش می‌یابد. زمان‌های آسایش T_1 و T_2 اندازه‌های دقیق زمانی که برای آسایش صرف می‌شوند نیستند؛ در عوض، ثابت‌های زمانی هستند که سرعت این فرآیند را توصیف می‌کنند و از این نظر، قابل مقایسه با ثابت‌های زمانی است که، به طور مثال، استحاله رادیواکتیو را توصیف می‌کنند. هر دو زمان آسایش T_1 و T_2 برای هر بافتی مختص به آن بافت است. یک T_1 کوتاه به صورت سیگنالی روشن ظاهر می‌شود، و یک T_2 کوتاه به صورت سیگنالی تاریک در تصاویر MR ظاهر می‌شود.

همان‌طور که قبلاً ذکر شد، مواد کنتراست پارامغناطیس و سوپر پارامغناطیس زمان‌های آسایش T_1 و T_2 را کوتاه می‌کند یا، به عبارت دیگر، سرعت آسایش (که به صورت $1/T_1$ و $1/T_2$ تعریف می‌شود) را افزایش می‌دهد. توانایی یک ماده کنتراست در کوتاه کردن زمان‌های آسایش هم به غلظت ماده کنتراست در بافت و هم به زمان آسایش ذاتی بافت بستگی دارد. یک غلظت 0.1mM از ترکیب پارامغناطیسی Gd یک افزایش دهنده قوی آسایش است، کافی برای کاهش ۵۰٪ زمان آسایش مایعات بیولوژیکی. اما برای تحت تأثیر قرار دادن بافت‌هایی با زمان آسایش ذاتی کوتاه‌تر به همین میزان، غلظت بالاتر ماده کنتراست مورد نیاز است. توان یا کارایی یک ماده کنتراست برای بهبود سرعت آسایش را «آسایش دهی» (relaxivity) می‌نامند. برای مثال، کارایی Gd-DTPA در بهبود آسایش طولی آب به صورت آسایش دهی $(\text{mMs})^{-1}$ $R_1 = 4/5$ بیان می‌شود، در حالی که آسایش دهی عرضی (T_2) $(\text{mMs})^{-1}$ $R_2 = 7/0$ است. نسبت R_2/R_1 به مقدار $1/3$ برای مواد کنتراست پارامغناطیسی نوعاً همین مقدار است. چون ذاتاً آسایش T_1 در مقایسه با آسایش T_2 آهسته است، اثر غالب روی T_1 است.

۳-۲- مواد کنتراست خارج سلولی

مواد کنتراست خارج سلولی را می‌توان به موادی با وزن مولکولی پایین و بالا تقسیم‌بندی کرد. مواد با وزن مولکولی پایین متعلق به ترکیبات پارامغناطیسی Gd است. اولین ترکیب از این گروه Gd- (Schering AG, Berlin, Germany) DTPA است، که اولین ماده حاجب MR بود که در ۱۹۸۸ وارد بازار شد. جدول ۱-۲ مواد کنتراست خارج سلولی را فهرست می‌کند.

MultiHance (Gd-BOPTA, Braco, Milan, Italy) ابتدا به عنوان یک ماده کنتراست هپاتوبیلیاری طراحی شد. اما چون حدود ۹۶٪ ترکیب از کلیه‌ها دفع می‌شود به عنوان ماده کنتراست خارج سلولی طبقه‌بندی می‌شود. یک ویژگی اختصاصی دیگری که باید ذکر کنیم در مورد Gadovist 1.0 (Schering AG, Berlin, Germany) است؛ این عامل به جای ۰/۵M دارای غلظت ۱M گادولینیوم است. در مقایسه با دیگر مواد کنتراست خارج سلولی غلظت دو برابر Gadovist سبب می‌شود برای دوز یکسان حجم تزریق نصف شود، که برای تصویربرداری اولین عبور، نظیر تصویربرداری پرفیوژن و آنژیوگرافی ۳D MR دارای مزیت می‌باشد.

جدا از این ویژگی‌ها، تمام ترکیبات Gd اساساً خصوصیات فارماکو دینامیک و فارماکو سینتیکی یکسانی دارند.

کاربردهای بالینی

مواد کنتراست خارج سلولی کاربرد وسیعی دارند، که در فصل‌های مربوطه توضیح داده می‌شوند. حدود ۷۰-۶۰ درصد آزمون‌های MRI با تزریق کنتراست در کاربردهای CNS انجام می‌گیرد. که دلیل آن وجود سد خونی- مغزی (BBB) می‌باشد. بنابراین، فقط در صورت نشتی در BBB ماده کنتراست تزریقی می‌تواند به فضای میان بافتی CNS انتشار یابد و سبب افزایش کنتراست آن شود، وجود نشتی در BBB به دلیل تومور، تروما، اینفارکشن یا بیماری التهابی یا دمیالیناسیون می‌باشد.

بیماری‌های عضلات اسکلتی نظیر تومورهای استخوان یا بیماری‌های التهابی، همچنین تومورهای کلیه، غدد فوق کلیه، اندام‌های لگنی، پستان و کلیه دیگر موارد کاربرد مهم مواد کنتراست در MRI می‌باشند. در تصویربرداری از کبد، عوامل خارج سلولی اطلاعات مهمی را برای آشکار کردن آسیب‌های پرعروق و به طور کلی در مشخصات آسیب (با استفاده از دنباله‌های دینامیک) به دست می‌دهد. تصویربرداری از پستان یک کاربرد مهم دیگر است. اگرچه، باید توجه کرد که فقط در موارد بسیار خاصی، نظیر بافت متراکم پستان، جراحی قبلی پستان یا ایمپلنت‌های سلیکونی، تصویربرداری MR به عنوان تکنیک تصویربرداری انتخابی پذیرفته شده است.

یک کاربرد جدید و بسیار نویدبخش آنژیوگرافی ۳D MR است. این تکنیک به دلیل استفاده از دنباله‌های بسیار سریع نیاز به مواد کنتراست دارد. بیشتر این آزمون‌ها را می‌توان با استفاده از ترکیبات Gd به صورت تصویربرداری اولین عبور انجام داد.

دوز

در اکثر کاربردها دوز ۰/۱mmol Gd/kg یا ۰/۲ml Gd/kg را می‌توان به عنوان دوز استاندارد پذیرفته شده برای تصویربرداری MR در نظر گرفت. چند استثناء را باید ذکر کرد: یک کاهش دوز تا ۰/۱mmol/kg (۰/۱ml/kg) برای آشکارسازی اولیه میکرو آدنوماهای هیپوفیز در حین یک دنباله دینامیک تصویربرداری، و یک افزایش دوز را در موارد ذیل باید در نظر گرفت:

- ۱- آنژیوگرافی ۳D MR با گرادینان عالی (high-gradient). این آنژیوگرافی در ۱۹۹۵ معرفی شد. بیشینه دوز در این تکنیک ۰/۳-۰/۱ mmol/kg یا ۰/۶-۰/۲ ml/kg می‌باشد.
- ۲- آشکار کردن و تعیین مشخصات آسیب‌های لوکال CNS. مطالعات بالینی نشان داده است که با دوز دو برابر تا سه برابر (۰/۳-۰/۲ mmol/kg) متاستازهای اضافی در مغز در ۲۰٪ موارد مشاهده می‌شود. همچنین دوز دو برابر یا سه برابر در تعیین مشخصات بهتر گلیومای درجه پایین، آشکار کردن بهتر عود تومور، و انتخاب مطمئن‌تر محل

بیوپسی در این تومورها می‌باشد. اگرچه، در بیشتر این بیماران، این اطلاعات اضافی هیچ پیامد درمانی را به دنبال ندارد. بنابراین دوز عمومی تزریق 0.1 mmol/kg (یا 0.2 ml/kg) از هر کیلات Gd و افزایش دادن دوز با یک تزریق اضافی $0.1-0.2 \text{ mmol/kg}$ فقط در بیمارانی توصیه می‌شود که این اطلاعات اضافی تأثیر مستقیمی روی درمان آنها خواهد داشت.

۳- **پرفیوژن مغز.** تصویربرداری پرفیوژن به طور نرمال با استفاده از دنباله‌های وزن T_2^* و تصویربرداری قابلیت پذیرش انجام می‌شود. دوز بهینه برای این تکنیک به دنباله مورد استفاده بستگی دارد. اگر تصویربرداری پرفیوژن مغز با یک دنباله سریع GRE انجام می‌شود، دوز بهینه در گستره حدود 0.3 mmol/kg (0.6 ml/kg) می‌باشد. اگر آزمون با استفاده از دنباله‌های EPI انجام می‌شود، دوز بهینه احتمالاً اندکی کمتر از 0.3 mmol/kg خواهد بود، که به دلیل حساسیت بیشتر این دنباله به آثار قابلیت پذیرش می‌باشد.

جدول ۱-۲ مواد کنتراست خارج سلولی.

نام تجاری و ژنریک	سازنده	ساختمان کیلات	دوز (mmol/kg)		کودکان
			مغز و نخاع	بدن	
Magnevist® gadopentetate (Gd-DTPA/dimegl.)	Schering AG	Open chain	0.3	0.3	0.2
Dotarem® gadoterate (Gd-DOTA/megl.)	Guerbet	Macrocyclic ionic	0.2	0.1	0.1
MultiHance® gadobenate (Gd-BOPTA)	Bracco	Open chain ionic	Liver 0.1	Liver 0.05	
Omniscan® gadodiamide (Gd-DTP-BMA)	Amersham	Open chain neutral	0.3	0.1	0.1
ProHance® gadoteridol (Gd-HP-DO3A)	Bracco	Macrocyclic neutral	0.3	0.1	0.1
Optimark® gadoversetamide (Gd-DTPA-BMEA)	Mallinckrodt	Open chain neutral	Submitted	Submitted	
Gadovist® 1.0 and 0.5 gadobutrol	Schering AG	Macrocyclic neutral	0.3	MRA- submitted	

تشخیص هموراژ با تصویربرداری MR بر دیگر مدالیته‌های تصویربرداری ارجحیت دارد و می‌تواند نتایج مهمی برای مدیریت بالینی و پیامدهای یک بیمار داشته باشد.

بسته به فاکتورهای بیولوژیک و همچنین تکنیک‌های تصویربرداری، هموراژ تمام الگوهای ممکن سیگنال MR را نمایش می‌دهد. بنابراین هموراژ یک وسیله عالی برای شناخت اصول اساسی موثر بر کنتراست MR است، به علاوه به ما امکان می‌دهد که مشخصات سیگنالی بسیاری از ماهیت‌های دیگر را پیش‌بینی کنیم. به ویژه مفید است که یک دانش پایه از فرآیندهای بیولوژیکی و فیزیکی عامل تغییرات سیگنال یک هماتوم در حال تکامل به دست آوریم.

تظاهر یک هموراژ عمدتاً به سن یک هماتوم و نوع کنتراست MR (وزن T_1 یا وزن T_2) بستگی دارد. ترکیب تظاهر سیگنال MR در تصاویر وزن T_1 یا T_2 پنج مرحله زمانی را که می‌توان در تصویربرداری MR تشخیص داد تعیین می‌کند. سیگنال هموراژ در مغز با یک الگوی زمانی تقریباً قابل پیش‌بینی تکامل می‌یابد، در حالی که تظاهر هموراژ در دیگر اندام‌ها ممکن است تغییر کند. تصویربرداری MR گستره یک هماتوم اینتراسربرال و سن آن را نشان می‌دهد.

۲-۳- اکسیداسیون و دناتوراسیون هموگلوبین

یک عامل مهم تأثیرگذار روی تظاهر MR هموراژ در تصاویر وزن T_1 یا T_2 شکل اختصاصی هموگلوبین در ناحیه هموراژ است. همین‌طور که سن هماتوم افزایش می‌یابد، پیش از آنکه تجزیه سلول‌های قرمز خون آغاز شود، هموگلوبین از چند حالت گذر می‌کند (اکسی، دی اکسی، و مت هموگلوبین، و نهایتاً همی کروم). برای پیوند شدن برگشت‌پذیر اکسیژن، آهن هم (haem) در هموگلوبینی که در جریان گردش خون وجود دارد (اکسی و دی اکسی هموگلوبین) باید به حالت فروس (Fe^{2+}) باشد. با خارج شدن از سطح پر اکسیژن جریان گردش خون، هموگلوبین به مت هموگلوبین دناتوره و آهن هم به شکل فریک (Fe^{3+}) اکسیده می‌شود. همین‌طور که دناتوراسیون و اکسیداسیون ادامه می‌یابد، مت هموگلوبین به همی کروم‌ها تبدیل می‌شود. آهن در حالت فریک باقی می‌ماند، اما ساختار سوم مولکول گلوبین تغییر می‌کند. در ادامه، سلول‌های قرمز تجزیه می‌شوند، و همی کروم‌ها به هم و مولکول گلوبین تجزیه می‌شوند. بعد از فاگوسیتوز توسط ماکروفاژها یا سلول‌های اینتراکرانیال گلیال، آهن به صورت مشتقی به نام فریتین (ferritin) ذخیره می‌شود، که حاوی ذرات محلول در آب فسفات-هیدرواکسید فریک متصل به یک پروتئین ذخیره‌کننده آهن (آپوفریتین) است، که آهن را در مرکز هیدروفوبیک خود نگه می‌دارد. در صورت فقدان آپوفریتین، هموسیدرین (haemosiderin) تشکیل می‌شود که حاوی ذرات نامحلول در آب فریتین می‌باشد.

۳-۳- خصوصیات مغناطیسی هموراژ

دیامنیته‌یزم و پارامنیته‌یزم دو نوع خصوصیت اصلی مغناطیسی مواد بیولوژیک در تظاهر MR آن‌ها می‌باشد. اکسی هموگلوبین و همی کروم‌ها دیامنیته‌یک هستند (آهن در هم الکترون‌های جفت شده دارد)، در صورتی که دی‌اکسی و مت هموگلوبین پارامنیته‌یک هستند چون الکترون‌های آهن هم جفت نشده هستند.

۴-۳- مکانیسم‌های آسایش

آثار دیامنیته‌یک

تغییرات زمان آسایش T_1 یا T_2 یک ساختار آناتومیک به تغییر تظاهر MR منجر می‌شود: چندین مکانیسم وجود دارد که می‌تواند سبب کوتاه شدن T_1 و T_2 در هموراژ شود.

پیوند پروتئین

آب آزاد فرکانس حرکتی بسیار بالایی دارد که به آسایش خیلی بلند و ناکارای T_1 در موادی با محتویات زیاد آب مانند مایع مغزی نخاعی (CSF) منجر می‌گردد. اضافه شدن پروتئین منجر به جذب مولکول قطبی آب به گروه‌های باردار پروتئین می‌شود، که یک لایه هیدراسیونی ایجاد می‌کند. «پیوند آب- پروتئین» از حرکت آزاد جلوگیری می‌کند و زمان‌های آسایش T_1 کوتاه‌تری از CSF خالص دارد، و بنابراین زمان آسایش اکسی هموگلوبین دیامنیته‌یک بسیار کوتاه‌تر از CSF و تقریباً قابل مقایسه با پارانشیم مغز می‌باشد.

آثار پارامنیته‌یک

اجسام پارامنیته‌یک بطور قابل ملاحظه ای T_1 بسیار کوتاه تری از آنچه آثار پیوند پروتئین فراهم می‌کند ارائه می‌دهد. این به دلیل برهم کنش‌های دو قطبی - دو قطبی بین اجسام پارامنیته‌یک با الکترون‌های جفت نشده و محیط آبی اطراف ایجاد می‌گردد.

بزرگی این آثار عمدتاً به برهم کنش بین مولکول‌های آب و هموگلوبین بستگی دارد - هسته‌های هیدروژن باید قادر به رسیدن به آهن هم باشند، زیرا این برهم کنش با توان ششم فاصله بین آنها کاهش می‌یابد. چون مولکول‌های آب قادر نیستند به اندازه کافی به آهن هم نزدیک شوند، مت هموگلوبین کوتاه شدگی پارامنیته‌یک T_1 را نشان می‌دهد در صورتی که دی اکسی هموگلوبین نشان نمی‌دهد.

مقدار کوتاه شدگی T_1 همچنین به تعداد الکترون‌های جفت نشده بستگی دارد، هرچه تعداد الکترون‌های جفت نشده یک جسم بیشتر باشد، آثار پارامنیته‌یک بزرگتر است.

اگر مقدار کافی آب در محیط پروتئینی پیوند شود، تقریباً یک ژل موسینی تشکیل می‌شود، کوتاه شدن مشهود T_2 رخ می‌دهد. یک مکانیسم مشابه برای کوتاه شدن T_2 بدلیل افزایش هماتوکریت وقتی آب هموراژ جذب می‌شود مشاهده می‌گردد.

آثار قابلیت پذیرش

کوتاه شدگی بسیار بیشتر T_2 و T_2^* به دلیل آثار قابلیت پذیرش مغناطیسی ناشی از جدایی (compartmentalization) دی اکسی یا مت هموگلوبین پارامیتمیک درون گلبول های قرمز سالم است.

اصطلاح قابلیت پذیرش مغناطیسی بیان می کند چطور یک جسم هنگامیکه در یک میدان مغناطیسی قرار می گیرد مغناطیس می شود، نسبت بین میدان مغناطیسی اعمال شده و القاء شده را معین می کند.

اگر میدان مغناطیسی القاء شده در سلول قرمز از میدان القاء شده در پلاسمای غیر پارامیتمیک بزرگتر باشد جدایی اجسام پارامیتمیک با قابلیت پذیرش مغناطیسی بالا درون سلول های قرمز سالم یک غیر یکنواختی میدان مغناطیسی در حجم تصویر برداری ایجاد می کند. این به کوتاه شدگی قابل ملاحظه T_2^* بدلیل دفازینگ سریع اسپین و افت سیگنال در تصاویر GRE با وزن T_2^* منجر می گردد. پروتون های آب در سراسر این نواحی غیر یکنواخت انتشار یافته و همدوسی فاز را از دست می دهند، که همچنین به کاهش شدت سیگنال در تصاویر وزن T_2 منجر می گردد.

بطور خلاصه، حساسیت به قابلیت پذیرش مغناطیسی از دنباله TSE به CSE به GRE، از وزن T_1 به T_2 یا T_2^* و از شدت میدان پایین به شدت میدان بالاتر افزایش می یابد.

۳-۵ تکامل هموراژ پارانشیمی

با در نظر گرفتن تغییرات سیگنال که در بالا ذکر شد، ترکیب تصاویر وزن T_1 و T_2 تعیین پنج مرحله تکاملی هموراژ را امکانپذیر می کند: فوق حاد (hyper-acute) (اکسی هموگلوبین داخل سلولی، چند ساعت اول)، حاد (دی اکسی هموگلوبین داخل سلولی، ۱-۳ روز)، اوایل تحت حاد (مت هموگلوبین داخل سلولی، ۳-۷ روز)، اواخر تحت حاد (مت هموگلوبین خارج سلولی، بیش از ۱۴ روز) و مزمن (فریتین و هموسیدرین داخل سلولی، بیش از ۴ هفته). زمان های دقیق ممکن است تغییر کند.

۳-۶ ملاحظات تکنیکی

شدت میدان اصلی

چون میزان آثار پارا یا دیامیتمیک و قابلیت پذیرش مستقیماً به شدت میدان اصلی بستگی دارد، شدت میدان یک سیستم تصویربرداری بر رفتار سیگنالی هموراژ تاثیر مهمی دارد. تغییر شدت میدان بیشتر حساسیت تصاویر وزن T_2 به آثار قابلیت پذیرش را متاثر می کند، سبب کاهش سیگنال در تصاویر وزن T_2 می شود.

در شدت های میدان پایین با استفاده از دنباله های اسپین اکو ممکن است هموراژ حاد در تصاویر وزن T_2 آشکار نشود.

بطور کلی، تصویربرداری با سیستم های شدت پایین کنتراست کمتری از آسیب بدست می دهد و فرآیند پیر شدن یک هماتوم را طولانی تر جلوه می دهد.

انواع دنباله

یک هموراژ اینتراسربرال در کنتراست MR عمدتاً به دنباله پالس بکار رفته بستگی دارد. پروتکل های تصویربرداری بطور کلی از سه دنباله پالس متفاوت استفاده می کنند: GRE، CSE و TSE.

دنباله های گرادیان اکو از یک گرادیان معکوس استفاده می کنند تا برای تولید اکو اسپین ها را ریفاز کنند، حساسیت بسیار بالایی برای آثار قابلیت پذیرش فراهم می کنند. اگرچه با این نوع دنباله ها حساسیت به محتویات پارامیتیک هماتوم و آثار قابلیت پذیرش مغناطیسی افزایش می یابد، اما نواحی دیگری با قابلیت پذیرش تغییر یافته (برای مثال، مرزهای بین هوا وبافت) افت شدید سیگنال، درهم ریختگی های هندسی و مشاهده نشدن قسمت های بزرگی از مغز را بدنبال دارند. گاهی مشکل بتوان این آرتیفکت ها را از پاتولوژی حقیقی متمایز کرد. این آثار دفازینگ به اندازه واکسل بستگی دارد و با کاهش اندازه واکسل، که بزرگی گرادیان های مغناطیسی بین دو واکسل را کاهش می دهد، می توان این آثار را تا حد معینی کاهش داد.

دنباله های GRE برای آشکار کردن هموراژ خفیف اینتراسربرال بسیار حساس هستند، اما اغلب ثبت های نابجای آناتومی (anatomical misregistrations) را بدنبال دارند. بنابراین ترجیحاً از دنباله های گرادیان اکو باید در شدت های میدان پایین تر استفاده کرد. همچنین اگر دنباله های دیگر در آشکار کردن هماتوم های کوچک یا خفیف اینتراکرانیاال ناموفق بودند، می توان از آنها به عنوان یک دنباله بسیار حساس برای آشکار کردن این هماتوم ها استفاده کرد.

دنباله های CSE به روش متفاوتی اکوها را تولید می کنند. آنها از یک پالس رادیوفرکانس 180° برای ریفوکاس کردن مگنتایزیشن عرضی در حال دیفاز (dephasing transversal magnetization) استفاده می کنند تا یک اکو تولید کنند. به دلیل این طراحی دنباله، آنها قادر هستند آثار درهم ریختگی ناشی از ناهمگنی های میدان را که بطور معمول سبب افت سیگنال می شود تصحیح کنند.

دنباله های TSE از دنباله های CSE از این جهت متفاوت می باشد که در هر زمان تکرار (TR) اسپین اکوهای متعددی را تولید می کنند، که یک قطار اکو نامیده می شود. تعداد اکوها در هر چرخه تهییج را همچنین طول قطار اکو (ETL) می نامند. در ترکیب با یک زمان کوتاه شده بین اکویی (interecho time)، این طراحی دنباله بطور قابل ملاحظه ایی کل زمان دستیابی را کوتاه می کند.

استفاده از اسپین اکوهای متعدد در ترکیب با یک زمان کوتاه شده بین اکویی به دنباله های TSE منجر می شود که در مقایسه با CSE حساسیت کمتری به قابلیت پذیرش مغناطیسی و آثار دیفیوژن دارد. حساسیت به این آثار با افزایش ETL کاهش می یابد.

اگر از دنباله TSE برای آشکار سازی هموراژ اینتراسربرال استفاده می کنید، فقط از دنباله هایی با ETL کوتاه (مثلاً ۳-۵ اکو در هر قطار اکو) استفاده کنید.

دنباله های گرادیان و اسپین اکو (GRASE) که همچنین دنباله های توربو-گرادیان اسپین اکو (TGSE) نامیده می شوند، نوعی تکنیک دورگه با مخلوط اکوهای گرادیان و اسپینی است. یک دنباله GRASE با طول قطار اکو ۲۱ (ETL 21) از یک دنباله TSE با یک ETL ۷ با اضافه کردن یک گرادیان اکو قبل و بعد از یک اسپین اکومشتق می شود، که یک اکو سه تایی (triplet) را تشکیل می دهد.

بدلیل محتویات گرادیان اکویی GRASE در ترکیب با تفکیک آناتومیک خوب ناشی از محتوای اسپین اکویی آن انتظار می رفت GRASE حساسیت بالاتری به آثار قابلیت پذیرش ایجاد کند، اما چندین مطالعه نشان داد که دنباله های GRE هنوز حساستر به آثار قابلیت پذیرش هستند. زمان های دستیابی در دنباله های GRASE بسیار کوتاه است، اما قادر به آشکار سازی آسیب های پارانشیمی کوچک نیست.

در نتیجه، دنباله های GRE انواع انتخابی دنباله برای آشکارسازی و طبقه بندی همورازها است.

۱-۴ کوپل ها و وضعیت بیمار

آزمون های تصویربرداری MR از مغز را می توان، بسته به سیستم MRI و اطلاعات مورد نیاز، با چندین نوع کوپل انجام داد.

- اکثر آزمون های مغز با کوپل های سر پلاریزه حلقوی (CP) انجام می شود. این کوپل های حجمی بطور تگاتنگ اطراف سر بیمار شکل داده می شود. در بهترین حالت، برای کوپل های CP در مقایسه با کوپل های غیر CP بهره سیگنال به نویز $\sqrt{2}$ برابر خواهد بود. در سیستم های ابر رسانا، پیکربندی این کوپل ها به صورت «قفس پرنده» می باشد.
- یک پیشرفت جدید استفاده از کوپل های آرایه فازی سر می باشد، که حاوی عناصر کویلی مستقل در یک طراحی یکپارچه است که تمام سر را فرا می گیرد (مثلاً کوپل سر ۸ کاناله). چون توزیع SNR در سراسر حجم مورد آزمون غیر یکنواخت است، یک فرآیند «بهنجار سازی» برای جبران تفاوت های SNR بین قسمت های پیرامونی و مرکزی مغز لازم است. مزیت یک کوپل سر آرایه فازی چند کاناله آنست که کاربرد تکنیک های دستیابی موازی (PAT) را امکانپذیر می کند، که می تواند برای سرعت بخشی به تصویربرداری MR بکار رود. این مفهوم کاهش تعداد مراحل کد گذاری فاز از طریق سوئیچینگ یک گرادیان میدان برای هر مرحله کد گذاری فاز است. برای مثال، پرش از هر دومین خط کد گذاری فاز سرعت دستیابی را با یک فاکتور دو شتاب می دهد. این را فاکتور PAT یا شتاب می نامند. مصالحه برای این افزایش سرعت تصویربرداری کاهش SNR تصویر است. بازسازی تصویر با تکنیک های PAT بسیار پیچیده تر است، و دو الگوریتم عمده ارائه شده است، بسته به اینکه بازسازی تصویر پیش از تبدیل فوریه (SMASH, GRAPPA) یا بعد از تبدیل فوریه (SENSE) انجام می شود.
- در سیستم های تصویربرداری MR که جهت میدان B_0 عمود بر محور بلند بدن است، مانند، سیستم های مگنت دائمی یا مقاومتی با طراحی باز، کوپل های سلنوئیدی سر استفاده می شوند. با مورب قرار دادن دو حلقه سیمی سلنوئیدی در عرض یکدیگر، می توان یک کوپل سر CP را برای افزایش SNR ایجاد کرد.
- کوپل های سطحی ندرتاً برای تصویربرداری مغز استفاده می شود و معمولاً برای کاربرد های «خاص» استفاده می شوند: تصویربرداری با تفکیک بالا (high resolution) از اربیت ها یا مفاصل گیجگاهی - فکی (کوپل سطحی double-doughnut).

در آزمون های MRI مغز، بیمار در وضعیت سوپاین قرار داده می شود، پیش از ورود تخت به داخل مگنت، وضعیت سر بیمار در داخل کوپل سر باید صحیح و کاملاً متقارن باشد. بیشتر سیستم های MRI دارای باریکه نوری لیزری متقاطع هستند که به صحیح قرار دادن بیمار کمک میکند. ساختار تنگ کوپل سر ممکن است در بیمار اضطراب ایجاد کند. بنابراین مهم است که بیمار احساس راحتی کند. قرار دادن یک بالش زیر شانه ها می تواند مفید باشد. ممکن است دادن آرامبخش ضروری باشد.

سطوح تصویربرداری

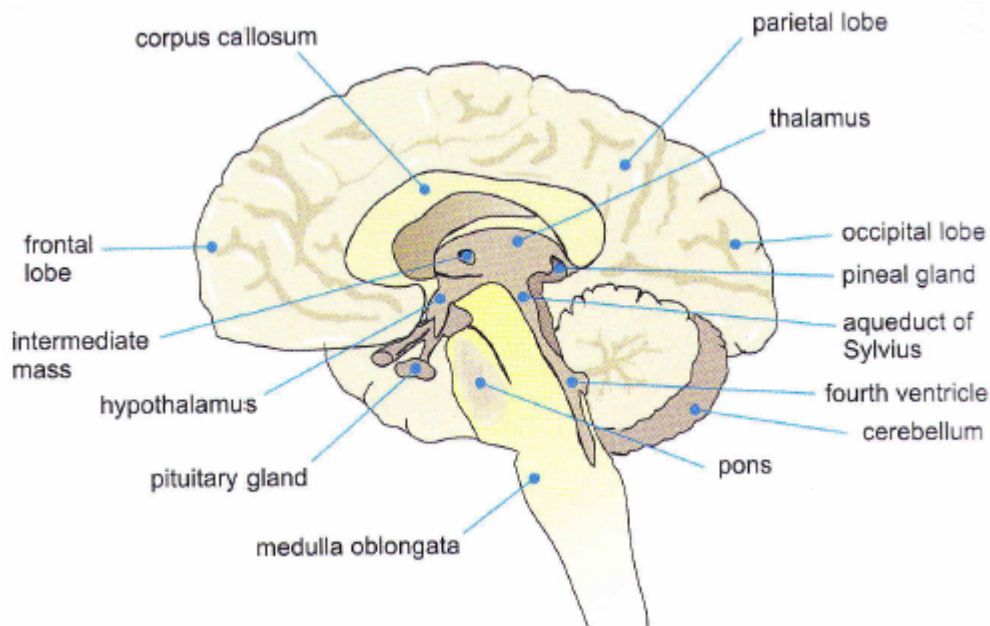
آزمون MRI با یک یا چند اسکن سریع لوکالایزر (یا تصاویر راهنما، scout) آغاز می شود. به این منظور از دنباله های سریع گرادیانی استفاده می کنیم، با برش هایی در سطوح متعامد تصویربرداری. بر اساس تصاویر لوکالایزر اولیه، در صورت لزوم اسکن های لوکالایزر اضافی انجام می شود. از روی تصویر لوکالایزر کروئال، یک دستیابی سریع تک برش ساجیتال میانی وضعیت داده می شود. اولین سری تصاویر اسکن های آکسیال را از روی این تصویر ساجیتال میانی طراحی می کنیم. اسکنهای مدرن MRI اغلب این امکان را به کاربر می دهند که بطور همزمان روی سه تصویر لوکالایزر متعامد وضعیت برش ها را مشخص نماید و نیازی به بدست آوردن چندین اسکن لوکالایزر متوالی نباشد. همچنین کاربر این امکان را دارد که برش ها را در جهات ابلیک چندگانه (multiple oblique) انجام دهد.

بدلیل تقارن مغز، تعیین وضعیت برش های ساجیتال ساده است. اگر سر نچرخیده باشد، برش های ساجیتال روی تصویر لوکالایزر کروئال قرار می گیرد. یک برش آکسیال نیز می تواند مورد استفاده قرار گیرد، به شرط آنکه سر به چپ - راست خم نشده باشد. روی تصویر ساجیتال میانی بطور ایده آل باید نشانه های آناتومیک زیر تشخیص داده شود: کورپوس کالوسوم (جسم پینه ای) در تمام طولش، آکوداکت سیلویوس، بطن چهارم، نخاع گردنی.

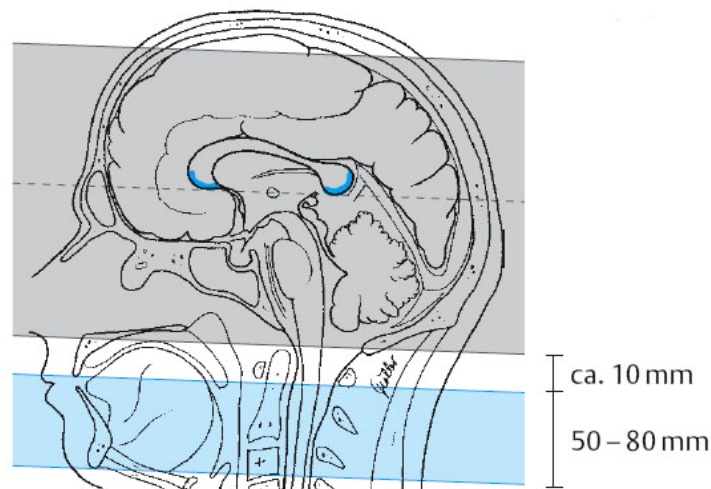
برش تصاویر آکسیال باید موازی با خطی باشد که لبه تحتانی جنو و اسپلنیوم کورپوس کالوسوم را به هم وصل می کند. یا موازی با خطی باشد که کف سلا تورسیک را به سقف بطن چهارم متصل می کند (شکل ۱-۴). در بسیاری از بیماران این سطوح تصویر برداری فقط اندکی ممکن است متفاوت باشد. به هر حال، مهم است که همیشه از سطح تصویربرداری استاندارد استفاده کنیم، بطوریکه تصاویر بدست آمده در آزمونهای فالوآپ را بتوان بر مبنای مطالعه اولیه مقایسه کرد.

برای تصاویر کروئال، نوعاً از یک صفحه زاویه دار، عمود بر محور طولی لب های گیجگاهی استفاده می کنیم. این صفحه را می توان با تعیین وضعیت برش های کروئال روی یک تصویر مید ساجیتال، موازی با قسمت خلفی ساقه مغز بدست آورد. برای مطالعات هیپوفیز این صفحه باید عمود بر کف سلا یا اندکی چرخیده به طرف عقب (موازی با ساقه هیپوفیز) باشد.

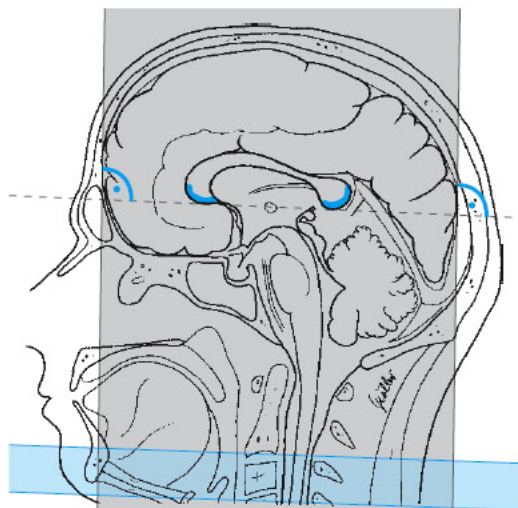
انتخاب سطوح تصویربرداری باید متناسب با پرسش های بالینی باشد که قرار است به آنها پاسخ داده شود. برای مثال، در بیماری با optic neuritis، برش های نازک کروئال با سرکوب چربی از میان اربیت ها برای مقایسه اعصاب اپتیک چپ و راست مفید است. برای رد اسکروز هیپوکامپ در بیمارانی با صرع پیچیده جزئی (partial complex seizure) مقاوم به درمان، برش های کروئال زاویه دار عمود بر محور طولی تمپورال ترجیح داده می شود، اسکن های آکسیال زاویه دار موازی با محور تمپورال نیز می تواند مفید باشد. در بیماری با مالتیل اسکروز، آسیب های ماده سفید ساب اپنڈیمال عمود بر سطح بطنی ('Dawson's fingers') بویژه در تصاویر ساجیتال بخوبی دیده می شوند. آسیب های کورپوس کالوسوم که بخوبی در مقاطع ساجیتال یا کروئال آشکار می گردد شاید در اسکن های آکسیال به سختی دیده شوند.



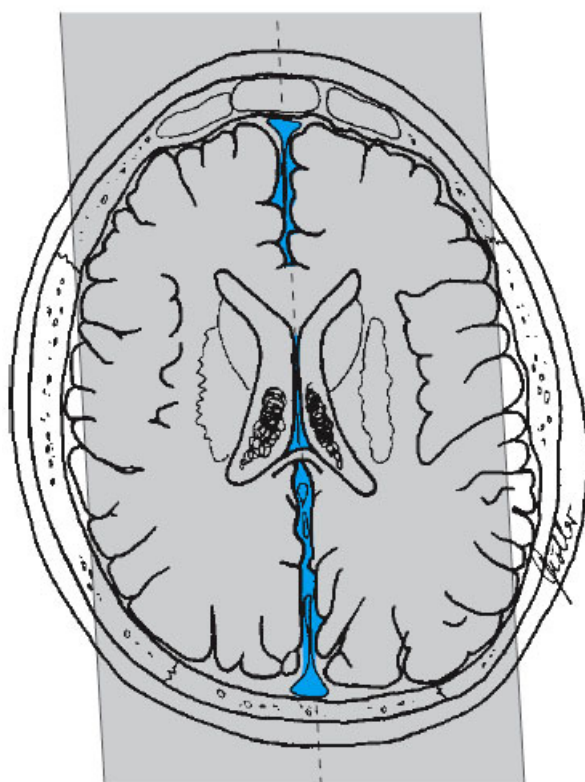
مقطع ساجیتال میانی مغز ساختار های میانی را نشان می دهد.



طراحی برش های آکسیال مغز از روی تصویر لوکالایزر ساجیتال میانی - برش های آکسیال موازی با خطی هستند که لبه های قدامی و خلفی کورپوس کالوسوم را به هم متصل می کند (این خط موازی با خطی است که از کامیشر قدامی و خلفی می گذرد). ناحیه آبی رنگ باند اشباع یا قطعه اشباع را نشان میدهد ، با فاصله 10 mm از تحتانی ترین برش و ضخامت 80 - 50 mm موازی با برش های آکسیال.



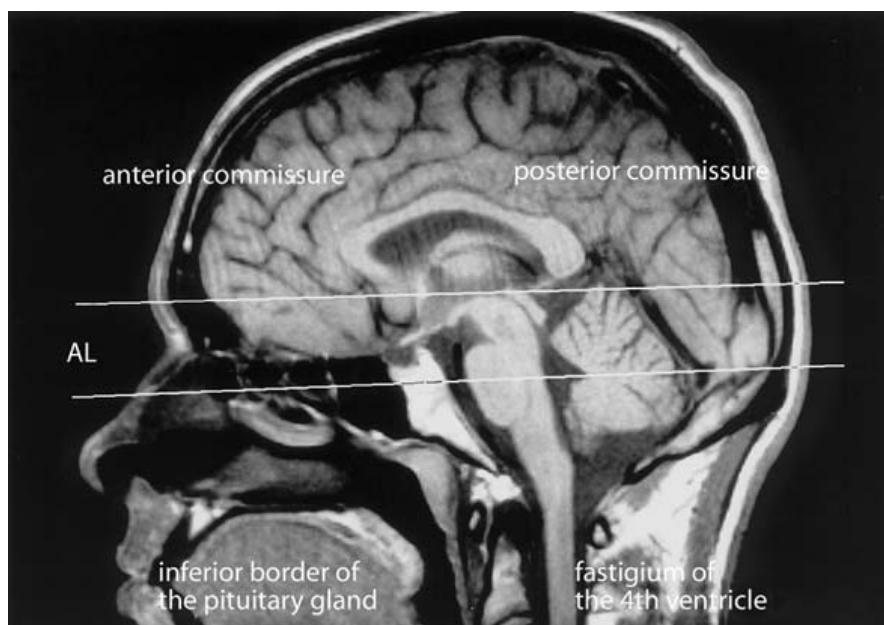
طراحی برش های کروئال مغز از روی تصویر لوکالایزر ساجیتال میانی- برش های کروئال عمود بر جهت برش های آکسیال طراحی می شوند. باند اشباع یا قطعه اشباع عمود بر برش های کروئال است (در جهت آکسیال ، در قسمت فوقانی گردن).



طراحی برش های ساجیتال مغز از روی تصویر لوکالایزر آکسیال- برش ها را موازی با خطی که از میان دو نیمکره مغز می گذرد طراحی کنید. باند اشباع عمود بر برش های ساجیتال است (در جهت آکسیال، در قسمت فوقانی گردن).

پروتکل برای تصویربرداری MR روتین از مغز

بطور ایده آل، پروتکل های تصویربرداری برای مغز باید تا حد امکان کوتاه و متمرکز بر پرسش های بالینی باشد. پروتکل ها باید استاندارد شده باشند تا از تداوم آنها مطمئن باشیم. در آخر، پروتکل ها باید هماهنگ با تجهیزات در دسترس باشد.



شکل ۱-۴- نشانه های آناتومی برای تعیین وضعیت برش های آکسیال، برش های اکسیال باید موازی با خط واصل کامیشر قدامی و خلفی باشد (خط فوقانی). یا برش های آکسیال می تواند موازی با خطی باشد که کف سلاتورسیک را به سقف بطن چهارم متصل می کند (خط تحتانی). روش سوم (که نشان داده نشده است) وضعیت دادن برش ها موازی با خط واصل لبه تحتانی جنو و اسپلنیوم کورپوس کالوسوم است. در بیشتر بیماران (بزرگسال)، این سطوح تصویربرداری فقط اندکی متفاوت هستند.

پروتکل های تصویربرداری MR روتین مغز

به عنوان یک قاعده کلی، مطالعات تصویربرداری MR مغز باید حداقل شامل دو سطح تصویربرداری و دو وزن کنتراست باشد. جدول ۱-۴ پروتکل های جدید برای تصویربرداری مغز را نشان می دهد. در مطالعات روتین ۱۹ یا ۲۰ برش ترجیح داده می شود. به این طریق، تمام تصاویر یک دنباله به اضافه یک لوکالایزر را می توان روی یک فیلم جای داد. هنگامی که نتوان تمام سر را با ۱۹ یا ۲۰ برش پوشش داد، این تعداد باید افزایش یابد یا به جای ضخامت برش ۵mm از ضخامت ۶mm استفاده کرد. برای تصویربرداری مغز یک ماتریس ۵۱۲ ترجیح داده می شود، به خصوص وقتی دنباله های TSE استفاده می شود. اما در صورت عدم دسترسی و یا وقتی SNR بیشتر ضروری است، یک ماتریس کوچکتر، مثلاً ۲۵۶ نیز می تواند استفاده شود. باید به یادآورید که جزئیات آناتومیک با اندازه پیکسل تعیین می شود، که نه فقط به ماتریس، بلکه همچنین به میدان دید (FOV) بستگی دارد. یک میدان دید مستطیلی (rec FOV) فقط در جهات برش ترانسورس و کروئال استفاده می شود. در این سطوح تصویربرداری، جهت ترجیحی کد گذاری فاز چپ به راست است.

آسیب‌های کوچک با شدت بالای سیگنال (SI) در مجاورت بطن‌ها یا فضا‌های ساب آراکنوئید، مثلاً ماده سفید اطراف بطن و ماده خاکستری کورتکس، ممکن است در تصاویر وزن T_2 نیست شوند به این دلیل که نمی‌توان آنها را از مایع مغزی نخاعی (CSF)، که شدت بالایی دارد، متمایز کرد.

امروزه برای حل این مسئله از یک دنباله وزن T_2 با سیگنال سیاه CSF، نظیر Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) استفاده می‌شود (جدول ۴-۱). در این نوع دنباله وزن T_2 ، سیگنال CSF با استفاده از یک زمان بلند وارونگی (نوعاً حدود ۲۰۰۰ms) تضعیف می‌شود. FLAIR یک تفکیک کنتراست عالی در مرزهای بین مغز و CSF فراهم می‌کند، و قابلیت مشاهده آسیب‌های کوچک ماده سفید را افزایش می‌دهد.

دنباله T_1 برای ارزیابی آناتومی کلی و ساختار مغز به کار می‌رود. به علاوه وزن T_1 اغلب برای تعیین آناتومیک یک آسیب زمینه بهتر است (سیگنال افزایش یافته در ناحیه ادم داخل پارانشیمی ممکن است آسیب زمینه را بپوشاند). به دنبال تزریق یک عامل کنتراست پارامیٹیک، مجدداً تصاویر وزن T_1 باید در دو سطح متعامد به دست آید، یا می‌توان از یک دستیابی حجمی ۳D استفاده کرد، که امکان بازسازی در سطوح متعدد را فراهم می‌کند. تصاویر قبل و بعد از تزریق گادولینیوم (Gd) باید با ضخامت، پوزیشن و پارامترهای یکسان دستیابی شوند تا حداقل در یکی از سطوح تصویربرداری امکان مقایسه وجود داشته باشد.

می‌توان با استفاده از تکنیک‌های سرکوب چربی (مثلاً، در اربیت) یا تکنیک‌های کنتراست انتقال مگنتایزیشن (MTC) برای سرکوب زمینه (مثلاً، در مالتیپل اسکلروز) اثر عوامل کنتراست را موثرتر کرد. در اسکنرهای MRI، انتقال مگنتایزیشن به صورت یک گزینه با یک کلید فشاری (push-button) وجود دارد که در اکثر اسکن‌های مغز با تزریق Gd استفاده می‌شود، به جز هنگامی که برش‌های نازک مورد نیاز باشد، مثلاً برای غده هیپوفیز یا کانال گوش داخلی.

می‌توان برای افزایش حساسیت به ادم سایتوتوکسیک دنباله‌های وزن دیفیوژن را اضافه کرد. هنگامی که به دنبال آسیب‌های هموراژیک هستیم، باید یک دنباله GRE اضافه شود، چون حساسیت زیادی به آثار قابلیت پذیرش دارد.

SE-EPI- DW	ساجیتال T1	T2- turbo FLAIR	T2- آکسیال	
SE- EPI	SE	turbo FLAIR	TSE	دنباله پالس
DW دیفیوژن	T1	T2	T2	وزن تصویر
آکسیال	ساجیتال	آکسیال	آکسیال	صفحه برش
۱۲-۱۵	۱۹	۱۹	۱۹-۲۵	تعداد برش
∞	۶۰۰	۶۰۰۰-۱۰۰۰۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	TR(ms)
۱۰۰-۱۴۰	۱۰-۲۰	۱۰۰-۱۵۰	۹۰-۱۳۰	TE (ms)
-	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	-	۷-۱۱	۱۵-۷	ETL
۵	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۱۲۸	۲۶۵ یا بهتر	۵۱۲	۵۱۲	ماتریس
۲۳۰-۳۰۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵	recFOV
۱	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی

اختصارات: WI وزن تصویر؛ TR زمان تکرار (ms)؛ TI زمان وارونگی (ms)، TE زمان اکو (ms)؛ ماتریس؛ FOV میدان دید (mm)؛ rec FOV درصد میدان دید مستطیلی.

تفکیک فضایی

تفکیک فضایی در تصویر MR توسط ضخامت برش، میدان دید (FOV)، و اندازه ماتریس، مشخص می‌شود. این پارامترها اندازه یک واکسل (عنصر حجمی) را تعیین می‌کنند. ضخامت برش در تصویربرداری روتین MR مغز ۵mm با فاصله بین برش ۱/۵-۰/۵ mm (فاکتور فاصله: ۰/۳-۰/۱) است. به این طریق، پوشش کامل مغز را می‌توان تقریباً با ۲۰ برش در سطوح آکسیال یا ساجیتال به دست آورد.

هنگامی که ارزیابی کمی تعداد آسیب‌ها انجام می‌شود، مثلاً در پروتکل‌های آزمایشی مالتیپل اسکلروز، ضخامت برش ۳mm توصیه می‌شود. چون تعداد زیادتری برش برای پوشش مغز لازم است، زمان آزمون هم مطابق با آن افزایش می‌یابد. در نواحی اختصاصی آناتومیک (غده هیپوفیز، زاویه CP، و کانال گوش داخلی)، باید از برش‌های نازک (۱-۳mm) استفاده شود. با دستیابی‌های حجمی ۳D، مجموعه داده‌ها حاوی تعداد بسیار زیادتری برش‌های نازک (ضخامت کمتر از ۱/۵mm) است، مثلاً دستیابی Magnetization Prepared Rapid Acquired Gradient Echo (MP-RAGE).

تفکیک در صفحه با FOV و اندازه ماتریس تعیین می‌شود. برای تصویربرداری روتین مغز از یک FOV ۲۳۰mm (گستره ۲۵۰-۲۲۰mm، بسته به ابعاد سر بیمار) و یک ماتریس ۲۵۶ استفاده می‌شود، اگرچه، تصاویر با ماتریس ۵۱۲ به دلیل تفکیک فضایی بهتر جایگزین ۲۵۶ شده است. به نظر می‌رسد که در آینده نزدیک، ابعاد ماتریس باز هم افزایش یافته و به ۱۰۲۴ برای کاربردهای

خاص برسد. تصاویری با تفکیک صفحه‌ای بالاتر را می‌توان با افزایش ابعاد ماتریس (با FOV ثابت) یا با کاهش FOV (ماتریس ثابت) به دست آورد؛ اگرچه افزایش تفکیک فضایی به دلیل کوچک‌تر بودن ابعاد پیکسل، با کاهش SNR همراه است.

FOV مستطیلی به طور روتین در تصویربرداری مغز در سطوح تصویربرداری آکسیال و کرونال (ولی نه در صفحه ساجیتال) استفاده می‌شود. در تصاویر آکسیال، کدگذاری فاز چپ به راست انتخاب می‌شود، تا از برهم نهی آرتیفکت‌های فاز ناشی از حرکت چشم روی نواحی گیجگاهی و اکسیپیتال و همچنین از آرتیفکت آلازینگ جلوگیری شود.

نسبت سیگنال به نویز (SNR)

SNR تا حد زیادی توسط شدت میدان مگنت و کیفیت ذاتی کوئل سر تعیین می‌شود. به طور کلی کوئل‌های SNR CP مطلوبی بدست می‌دهند. در یک مگنت و کوئل معین SNR همچنین متناسب است با اندازه پیکسل (FOV تقسیم بر ماتریس)، ضخامت برش، تعداد تهیج‌ها (NEX)، همچنین با پهنای باند متناسب معکوس دارد. SNR با $\sqrt{NEX}$ افزایش می‌یابد، در حالیکه زمان دستیابی به طور خطی با NEX افزایش می‌یابد. و به دلیل احتمال بیشتر حرکت بیمار در زمان‌های دستیابی طولانی‌تر، افزایش NEX روش مناسبی برای بهبود SNR نیست.

در یک آزمون خاص می‌توان SNR را با استفاده از دنباله‌هایی با پهنای باند باریک بهینه کرد. این روش عموماً در مگنت‌هایی با شدت میدان پایین‌تر استفاده می‌شود، چون در شدت میدان پایین‌تر آرتیفکت جابجایی شیمیایی کمتر مشکل ساز است. در شدت‌های بالاتر، دنباله‌هایی با پهنای باند مخلوط، مانند دنباله‌های multi-echo مفید هستند. پهنای باند برای دومین اکوی یک دنباله با TR بلند (T2-WI) باریک‌تر از اولین اکوی (PD-WI) است. این باعث افزایش SNR در تصاویر TE بلندتر می‌شود، جائیکه بیشترین نیاز را داریم.

می‌توان تفکیک فضایی را برای بهبود SNR قربانی کرد. هرچه واکسل‌ها بزرگتر باشد، SNR بهتری بدست می‌آید. بنابراین، با هر آزمون MR، مصالحه‌ای بین تفکیک فضایی (ضخامت برش، FOV، اندازه ماتریس) و SNR وجود دارد. هدف باید یافتن اندازه واکسلی باشد که SNR کافی را برای تفکیک کنتراست فراهم کند و با این وجود به حد کافی کوچک باشد تا تفکیک فضایی ضروری را فراهم کند.

با کوئل‌های آرایه‌فازی سر، SNR بطور یکنواخت در سراسر حجم آزمون توزیع نمی‌شود، و یک پردازش بهنجارسازی (normalization) برای جبران تفاوت‌های SNR بین قسمت‌های پیرامونی و مرکزی مغز لازم است. هنگامیکه کوئل‌های آرایه‌فازی سر همراه با تکنیک دستیابی موازی (PAT) استفاده شود، سرعت تصویربرداری افزایش می‌یابد، اما SNR با جذر زمان دستیابی کاهش می‌یابد.

۲-۴- آسیب‌های توده‌ای mass lesions

بسیاری از بیماران با اختلالات نورولوژیک موضعی، مثلاً، همی پارزی، همی آنوپسی (hemianopia)، و حملات صرعی، برای تصویربرداری MR فرستاده می‌شوند تا احتمال یک آسیب توده‌ای بررسی شود؛ نشانه‌ها (symptoms) بستگی به مکان آسیب

دارد. MRI روش انتخابی تصویربرداری برای تمام انواع آسیب‌های توده‌ای اینتراکرانیاال است. برای تصویربرداری تشخیص اولیه از یک توده مشکوک اینتراکرانیاال پروتکل‌های جدول ۲-۴ توصیه می‌شود.

سطوح تصویربرداری باید مطابق با مکان آسیب‌ها باشد. برای بیشتر تصویربرداری‌های بعد از تزریق گادولینیوم (Gd) دگمه انتقال مگنتایزیشن (MT) باید روشن باشد. به طور ایده‌آل، دنباله قبل از کنتراست وزن T_1 نیز باید با MT انجام گیرد. وقتی متاستازهای مغزی مورد شک است، استفاده از دوز دوبل کنتراست توصیه شده است. به منظور مقایسه، توصیه می‌شود تصاویر SE T1-W با تنظیمات پارامتری یکسان (سطح برش، ضخامت و پوزیشن) قبل و بعد از تزریق Gd انجام گیرد. هنگامی که لازم باشد، تصاویر تفریق شده (subtraction) را می‌توان از تصاویر قبل و بعد از کنتراست محاسبه کرد. دنباله نهایی همچنین می‌تواند یک دنباله ۳D گرادیان اکو وزن T_1 (MP-RAGE, SPGR) با برش‌های نازک متعدد باشد. از روی مجموعه داده‌های ۳D می‌توان تصاویر را در تمام سطوح تصویربرداری بازسازی کرد.

برای ارزیابی آسیب‌های پوسترئورفوسا، سطوح آکسیال و کرونال ترجیح داده می‌شود. تصویربرداری ساجیتال در آسیب‌های توده‌ای بطن چهارم و ناهنجاری‌های CCJ (Cranio cervical Junction) مفید است. هنگام مطالعه آسیب‌های اعصاب مغزی، باید از برش‌های نازک (۱-۳mm) استفاده کرد. وزن T_2 برای نمایش دادن ادم، سیست‌ها، نواحی نکروز، و حضور یک شیار CSF در تومورهای اکسترا آکسیال مفید است. تصاویر فوق نازک وزن T_2 (۳D TSE) یا وزن T_2^* دنباله (CISS) برای مشاهده CSF در کانال گوش داخلی و مایع در ساختمان‌های گوش درونی (حلزون، دهلیز، مجاری نیم دایره) مفید است.

اگر چه ذاتاً MRI مغز نسبت به CT مغز ارجحیت دارد، اما MRI محدودیت‌های خاص خود را دارد! تصویربرداری MR حساسیت بسیار زیادی دارد، اما هنوز فاقد ویژگی است. در تصاویر وزن T_2 ، آسیب‌هایی با شدت سیگنال بالا مربوط به یک پلاک مالتیپل اسکلروز و یک متاستاز می‌تواند بسیار شبیه یکدیگر باشد. تصویربرداری MR برای کلسیفیکاسیون‌های داخل تومور همانند CT حساس نیست. نکروز که یک عامل مهم پیش آگهی در تشخیص تومور مغزی است، با تصویربرداری MR به طور مطمئن آشکار نمی‌شود.

جدول ۲-۴- پروتکل برای آسیب‌های توده‌ای و عفونت‌های اینتراکرانیا.

کرونا یا ساجیتال T1 با تزریق کنتراست	آکسیال T1- (MTC) با تزریق کنتراست	آکسیال T1- (MTC)	آکسیال T2- turbo FLAIR	آکسیال T2-	
SE	SE	SE	turbo FLAIR	TSE	دنباله پالس
T1	T1	T1	T2	T2	وزن تصویر
کرونا یا ساجیتال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	صفحه برش
۱۹	۱۹	۱۹	۱۹	۱۹-۲۵	تعداد برش
۶۰۰-۸۰۰	۶۰۰-۸۰۰	۶۰۰-۸۰۰	۶۰۰-۱۰۰۰	۳۰۰-۶۰۰	TR(ms)
۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰۰-۱۵۰	۹۰-۱۳۰	TE (ms)
-	-	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	-	-	۷-۱۱	۱۵-۷	ETL
۵	۵	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	ماتریس
۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	recFOV
۱-۲	۱-۲	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی

۳-۴- سلاتورسیک و هیپوفیز

غده هیپوفیز شامل دولب است که از نظر فیزیولوژیک و آناتومیک مجزا می‌باشند: لب آنتریور (آدنوهیپوفیز) و لب پوسترور (نوروهیپوفیز). تظاهر غده هیپوفیز بستگی به سن و جنس فرد دارد.

تکنیک تصویربرداری

به دلیل حجم کوچک غده هیپوفیز، باید برش‌های نازک (۲-۳ mm) تهیه شود. به منظور بهبود تفکیک فضایی، یک FOV کوچک (≤۲۰cm) و یک ماتریس ظریف (۲۵۶ یا بالاتر) توصیه می‌شود.

نزدیکی به سینوس پر از هوای اسفونئید، به دلیل آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش، یک مشکل اضافی ایجاد می‌کند. بنابراین دنباله‌های SE ترجیح داده می‌شود، به طور کلی از دنباله‌های GRE استفاده نمی‌شود، بجز در اسکن‌هایی با شدت میدان پائین.

یک پالس پیش اشباع را می‌توان برای حذف آرتیفکت‌های جابه‌جایی فاز ناشی از جریان ضربان‌دار شریان‌های کاروتید داخلی به کار برد. عدم مزیت آن است که استفاده از یک پالس پیش اشباع، تعداد برش‌هایی را که می‌توان در یک فاصله معین TR به

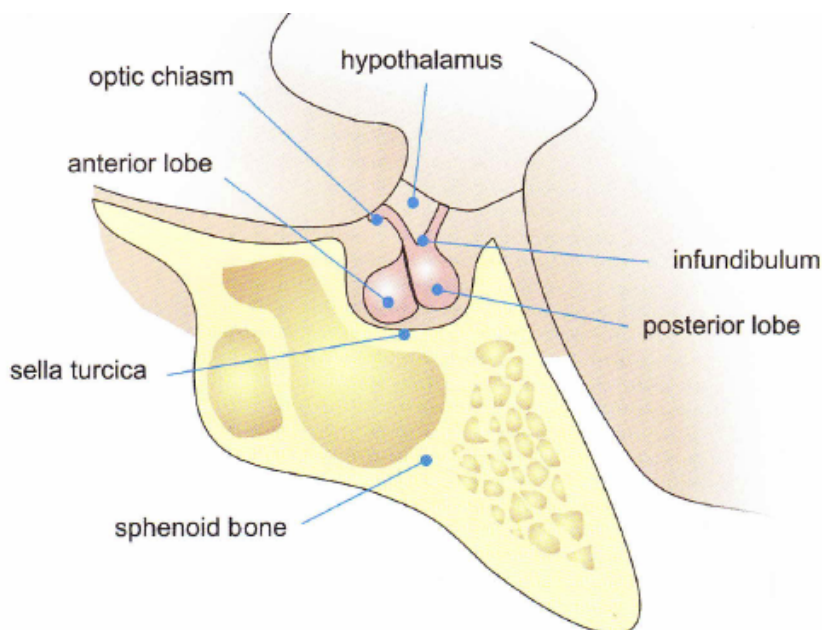
دست آورد کاهش می‌دهد. برای بهبود SNR در اسکن‌هایی با شدت میدان متوسط و پایین، اغلب دنباله‌های SE با یک پهنای باند باریک استفاده می‌شود. این دنباله‌ها یک مقدار کمینه TE بلندتری دارند، و بنابراین تعداد برش‌ها (طول تحت پوشش) کم‌تر است. با این حال، در تصویربرداری هیپوفیز مشکلی نیست، چون فقط تعداد محدودی برش برای پوشش ناحیه مورد نظر لازم است. عدم مزیت دیگر اینست که دنباله‌هایی با پهنای باند باریک آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی را افزایش می‌دهد. این می‌تواند سبب شود چربی مغز استخوان در دورسوم سلا سیگنال زیاد پوسترئور هیپوفیز را در تصاویر ساجیتال وزن T_1 بپوشاند؛ با قراردادن گرادیان خواننده (read out) در جهت آنتروپوسترئور می‌توان از این آرتیفکت جلوگیری کرد، به طوری که چربی به خلف جابه‌جا شود. به طور مشابه، در تصاویر کروئال، گرادیان خواننده باید به گونه‌ای تنظیم شود که چربی مغز استخوان در کف سلا به طرف اینفرئور جابه‌جا شود. با این تکنیک می‌توان از مشاهده کافی قسمت تحتانی هیپوفیز مطمئن شد. پروتکل تصویربرداری از هیپوفیز در جدول ۳-۴ نشان داده می‌شود.

بعد از تزریق وریدی ماده کنتراست Gd، ساقه هیپوفیز، آدنوهیپوفیز، و سینوس کاورنوس بلافاصله و به شدت بهبود کنتراست پیدا می‌کنند. این بهبود بعد از ۳-۱ دقیقه حداکثر است. این فرایند دینامیک بهبود فزاینده کنتراست هیپوفیز را می‌توان با استفاده از تصاویر متوالی وزن T_1 مشاهده کرد. در بیشتر مراکز، تصویربرداری دینامیک در صفحه کروئال قسمتی از پروتکل استاندارد برای آدنوما هیپوفیز است. این تصویربرداری دینامیک با یک دنباله T_1 TSE، که هر ۳۰-۲۰ ثانیه تکرار می‌شود، انجام می‌گیرد.

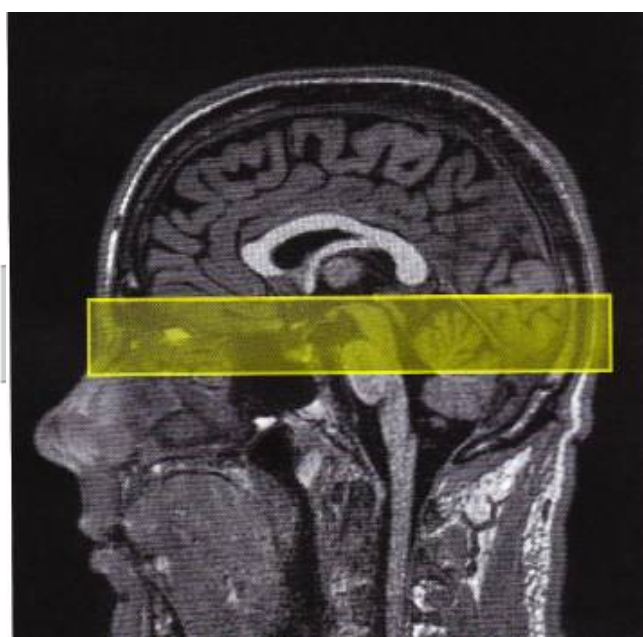
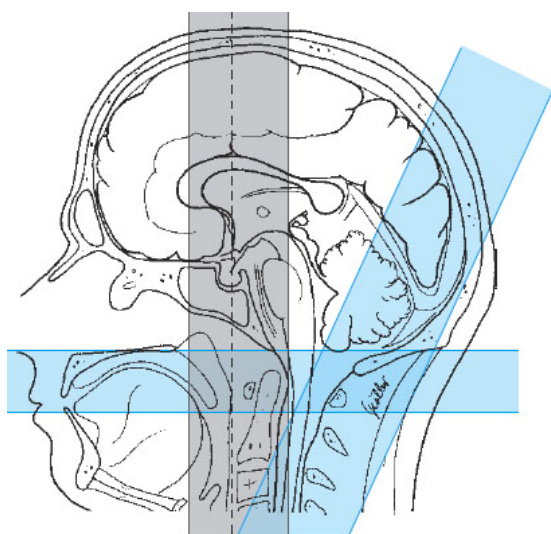
برای این منظور دنباله‌های Key-hole TSE توصیه می‌شود. به طور ایده‌آل، چندین برش باید تصویربرداری شود تا به طور کامل تمام لب آنتروپوسترئور هیپوفیز تحت پوشش قرارگیرد.

داده‌های مقالات پیشنهاد می‌کند که برای تصویربرداری دینامیک بعد از کنتراست، نصف دوز معمول Gd کفایت می‌کند (0.05 mmol/kg). به علاوه، نصف دوز Gd کنتراست بین غده هیپوفیز و سینوس کاورنوس را افزایش می‌دهد. اما در اسکن‌هایی با شدت میدان کمتر، یک دوز استاندارد Gd (0.1 mmol/kg) توصیه می‌شود، چون در شدت‌های میدان کمتر اثر کوتاه‌شدن T_1 کمتر است.

برای تصویربرداری بعد از تزریق، انتقال مگنتایزیشن (MT) نباید روشن باشد، چون SNR تصاویری با برش نازک و FOV کوچک را بازهم کاهش می‌دهد.



هیپوفیز و اجزاء آن



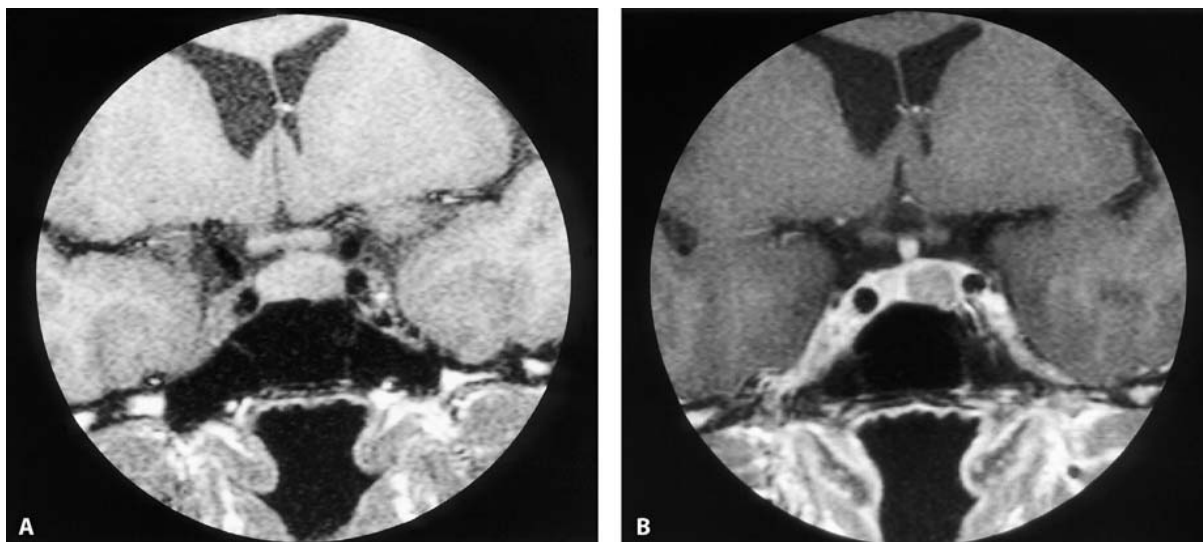
طراحی برش های کرونال و آکسیال هیپوفیز روی لوکالایزر ساجیتال میانی.

ناحیه آبی رنگ باند های اشباع را نشان می دهد - استفاده از باند های اشباع بخصوص هنگامی توصیه می شود که یک توده با شدت بالا مشاهده گردد، تا درموئید ایتراسلار را رد کنیم.

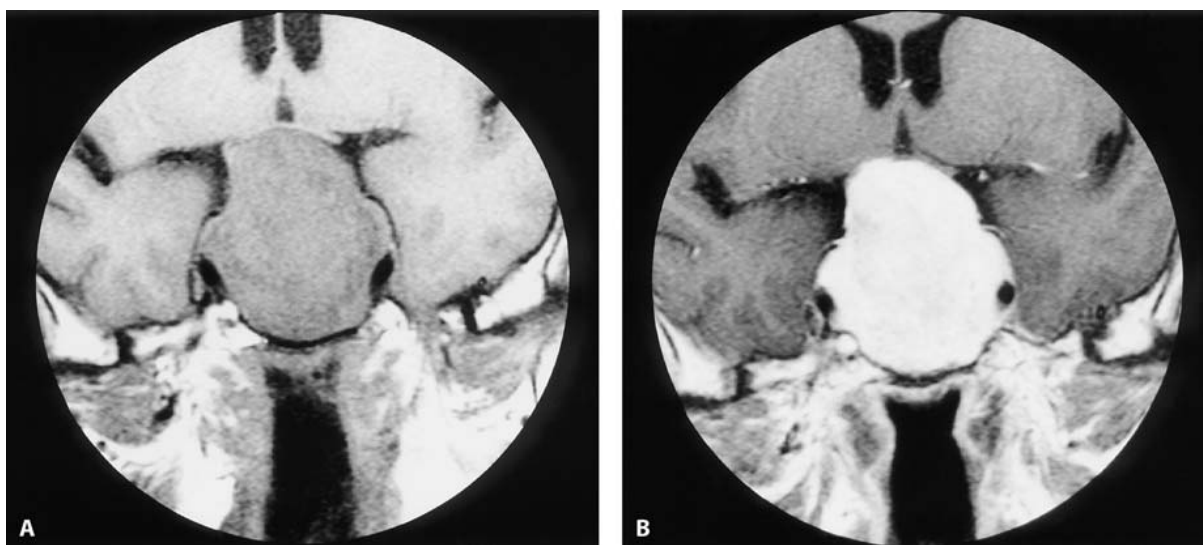
تصاویر کرونال باید از کلاینوئید قدامی تا کلاینوئید خلفی و از کف سینوس اسفنوئید تا سقف بطن لترال را در برگیرد.

جدول ۳-۴ پروتکل برای تصویربرداری غده هیپوفیز. تعداد کمی برش برای یک غده هیپوفیز معمولی کافیت. در مورد یک ماکروآدنومای هیپوفیز، تعداد بیشتری برش باید به دست آید تا تمام تومور را پوشش دهد. در مطالعه دینامیک ضخامت برش باید افزایش یابد تا کل تومور را فراگیرد. در تصاویر کروئال وزن T_1 دنباله TSE، یک ETL زیاد سرعت دنباله را افزایش می‌دهد، اما همچنین وزن T_2 تصویر را نیز افزایش می‌دهد، که یک اثر نامطلوب است. بنابراین یک توازنی باید بین زمان کوتاه دستیابی (که نیاز به ETL زیاد دارد) وزن کافی T_1 (که نیاز به ETL کوتاه‌تر دارد) برقرار کرد.

کروئال T1- با تزریق کنتراست (نصف دوز)	کروئال T1- با تزریق کنتراست (نصف دوز)	کروئال T2- با تزریق کنتراست (نصف دوز)	ساجیتال T1- با تزریق کنتراست (نصف دوز)	کروئال T1- با تزریق کنتراست (نصف دوز)	
SE	TSE	TSE	SE	SE	دنباله پالس
T1	T1	T2	T1	T1	وزن تصویر
کروئال	کروئال	کروئال	ساجیتال	کروئال	صفحه برش
۹-۱۵	متغیر	۹-۱۵	۹-۱۵	۹-۱۵	تعداد برش
۴۰۰-۶۰۰	۴۰۰-۶۰۰	۳۰۰۰-۵۰۰۰	۴۰۰-۶۰۰	۴۰۰-۶۰۰	TR(ms)
۱۰-۳۰	Min TE	۹۰-۱۲۰	۱۰-۳۰	۱۰-۳۰	TE (ms)
-	-	-	-	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	۳-۸	۷-۱۵	-	-	ETL
۲-۳	۲-۴	۲-۳	۲-۳	۲-۳	پهنای برش (mm)
۲۵۶	۲۵۶	۲۵۶	۲۵۶	۲۵۶	ماتریس
≤ 200	≤ 250	≤ 200	≤ 200	≤ 200	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	۷۵	recFOV
۲-۴	۱	۱-۲	۲-۴	۲-۴	تعداد دستیابی



شکل ۲-۴ میکرو آدنومای هیپوفیز. A کروئال SE وزن T_1 . B کروئال SE وزن T_1 بعد از تزریق Gd. تصویر قبل از کنتراست یک عدم تقارنی را بین لب‌های راست و چپ هیپوفیز نشان می‌دهد. در تصویر بعد از کنتراست، آدنوما در لب چپ هیپوفیز توسط بافت هیپوفیز که به طور نرمال بهبود کنتراست پیدا کرده فرا گرفته شده است. برش‌های نازک با تفکیک فضایی بالا ضروری است.



شکل ۳-۴ ماکرو آدنومای هیپوفیز. A کروئال SE وزن T_1 . B کروئال SE وزن T_1 بعد از تزریق Gd. یک زن ۴۵ ساله با افت فراینده بینایی. این تصاویر یک ماکرو آدنومای نوعی هیپوفیز را نشان می‌دهند. به جابه‌جایی کیماسمای اپتیک به طرف بالا توجه کنید.

۴-۴- بیماری مغزی عروقی

سکته مغزی

اصطلاح **Strok** (سکته مغزی) به آغاز ناگهانی یا سریع یک نقص نورولوژیک (در قلمرو عروقی) به دلیل بیماری مغزی عروقی اطلاق می‌شود که بیش از ۲۴ ساعت طول بکشد. اگر نقص نورولوژیک کمتر از ۲۴ ساعت طول بکشد، اصطلاح حمله گذرای ایسکمیک (TIA) استفاده می‌شود. دو نوع اصلی سکته مغزی را می‌توان تشخیص داد: ایسکمیک و هموراژیک. در این بخش روی پروتکل‌های MRI در سکته مغزی ایسکمیک تمرکز می‌کنیم، در مورد هموراژ در فصل قبل صحبت کردیم.

ارائه روش‌های درمانی جدید که هدف آن‌ها برقراری مجدد جریان خون، کاهش ابعاد اینفارکشن، و حفاظت از بافت‌های مجاور در خطر (نیم سایه) است نقش سنتی نوروایمیجینگ را تغییر داده است. تصویربرداری MR نقشی حساس در تشخیص، مدیریت بالینی و پایش درمان سکته مغزی بازی می‌کند. پنجره زمانی باریک در درمان ترومبوآمبولی (حداکثر تا ۶ ساعت بعد از شروع نشانه‌ها) یک تشخیص سریع و صحیح را ضروری می‌سازد. در بیمارانی با سکته مغزی حاد پروتکل تصویربرداری، باید بتواند:

- هموراژ اینتراکرانیال را رد کند. به طور سنتی، CT استاندارد طلایی برای آشکارکردن خونریزی اینتراکرانیال است، اما شواهد رو به رشدی وجود دارد که MRI تصویربرداری قابلیت پذیرش (مثلاً دنباله‌های گرادیان اکو T_2^*). اعتبار یکسانی، برای مثال در رد اینفارکشن هموراژیک، دارد. نشان داده شده که در دنباله‌های FLAIR آشکارکردن خونریزی حاد ساب آراکنوئید و داخلی بطنی دارای حساسیت و ویژگی زیاد می‌باشد. نقش FLAIR در مقایسه با CT و دنباله‌های گرادیان اکو T_2^* هنوز باید اثبات شود.
- آسیب پارانشیمال را نشان دهد. تصویربرداری وزن دیفیوژن (DWI) نواحی اینفارکشن حاد سربرال را در عرض چند دقیقه بعد از شروع نشانه‌ها می‌تواند آشکار کند.
- اطلاعاتی در مورد جریان خون بافت فراهم کند. این با تصویربرداری وزن پرفیوژن (PWI) انجام می‌شود که می‌تواند نواحی مغز را که جریان خون در آنها کاهش یافته نشان دهد.
- نواحی بالقوه نجات‌پذیر بافت مغز را نشان دهد. اگر نقص PWI از ناهنجاری DWI بزرگتر باشد (عدم تطابق دیفیوژن-پرفیوژن)، هنوز می‌توان نواحی ای از بافت مغز را نجات داد.
- باز بودن عروق را ارزیابی کند. آنژیوگرافی MR می‌تواند انسداد عروقی، تنگی، یا استنوزهای اینتراکرانیال را آشکار کند.

جدول ۴-۴ پروتکل تصویربرداری MR در سگته مغزی حاد. دنباله‌های SE-EPI و FID-EPI بسیار به حرکت حساس هستند، بنابراین باید تا حد امکان سر بیمار کاملاً بی‌حرکت نگه داشته شود. زمان اسکن برای این دنباله‌ها کمتر از ۳۰ ثانیه است. پارامترهای این دنباله‌ها به تجهیزات مورد استفاده بسیار وابسته است. ماده کنتراست باید به صورت یک بولوس بسیار سریع، حدود ۱۰ ثانیه بعد از شروع دنباله FID-EPI تزریق شود. یک تزریق‌کننده خودکار سازگار با MR مفید است. وقتی سگته هموراژیک مورد ارزیابی است یک دنباله Spoiled GRE با زاویه فلیپ کوتاه اضافه می‌شود. برای ارزیابی دیسکشن شریان کاروتید داخلی، یک دنباله SE وزن T_1 اضافه می‌شود که قسمت فوقانی گردن و قاعده جمجمه را دربرمی‌گیرد.

	آکسیال DW-SE-EPI	آکسیال T2-turbo Flair	MRA-3D-TOF از حلقه ویلیس	آکسیال T2	FID – EPI توزیع کنتراست ۱۰ ثانیه پس از شروع اسکن
دنباله پالس	SE-EPI	turbo Flair	GRE-3D-TOF	TSE	TSE
وزن تصویر	DW	T2	MRA	T2	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال
تعداد برش	۱۲-۱۵	۱۹	۶۴ ^{۱)} قطعه یا (slab)	۱۹-۲۵	۱۵-۱۲
TR(ms)	∞	۶۰۰۰-۱۰۰۰۰	۴۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	∞
TE (ms)	۱۰۰-۱۴۰	۱۰۰-۱۵۰	۵-۲۵	۹۰-۱۳۰	۶۰-۸۰
TI (ms)	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	-	-
زاویه فلیپ	۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۱۵-۲۵	۹۰/۱۸۰	-
ETL	-	۷-۱۱	-	۱۵-۷	-
پهنای برش (mm)	۵	۵	۳۵-۱۰۰	۵	۵
ماتریس	۱۲۸	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۱۲۸
FOV	۲۳۰-۳۰۰	۲۳۰-۲۴۰	≤ ۲۳۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۳۰۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۱-۲	۲-۴	۱-۲	۱-۲	۱

عروق بزرگ

تظاهرات تصویربرداری اینفارکشن مغزی به دلیل انسداد یک رگ بزرگ با زمان تغییر می‌کند. می‌توانیم چهار مرحله را در نظر بگیریم: فوق حاد (۶-۰ ساعت بعد از شروع نشانه)، حاد (۴ روز اول)، تحت حاد (بین ۴ روز و ۸ هفته)، و مزمن (بعد از ۴ هفته).

جدول ۴-۴ پروتکل برای تصویربرداری از سگته مغزی حاد. دنباله‌های SE-EPI و FID-EPI بسیار حساس به حرکت هستند؛ بنابراین بیمار کاملاً باید بی‌حرکت باشد؛ مهم است که سر بیمار تا حد ممکن بی‌حرکت نگهداشته شود. زمان اسکن برای این دنباله‌ها کمتر از ۳۰S است. پارامترهای دنباله بسیار وابسته به تجهیزات هستند. ماده کنتراست باید در یک بولوس بسیار کوتاه، حدود ۱۰S بعد از شروع دنباله FID-EPI تزریق شود. استفاده از یک تزریق‌کننده خودکار سازگار با MR مفید است. هنگام ارزیابی سگته مغزی هموراژیک، یک دنباله Spoiled GRE با یک زاویه فلیپ جزئی اضافه می‌شود، به دلیل حساسیت زیاد آن به آشکار کردن

آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش. برای ارزیابی دیسکشن کاروتید داخلی، یک دنباله $SE T_1$ اضافه می‌شود که از گردن تا قاعده جمجمه را در بر می‌گیرد.

اینفارکشن فوق حاد و حاد

تکنیک‌های MRI معمولی کاربرد محدودی در نمایش سکنه مغزی فوق حاد ($< 12h$) دارد. دو تکنیک جدیدتر MRI-تصویربرداری MR وزن دیفیوژن و تصویربرداری MR وزن پرفیوژن امروزه به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود. تصویربرداری وزن دیفیوژن (DWI). یک تکنیک مبتنی بر تصویربرداری اکوپلانا (EPI) است که حرکت کترهای مولکول‌های آب (یعنی، انتشار) را در بافت بیولوژیک در حین کاربرد گرادیان‌های قوی میدان مغناطیسی اندازه‌گیری می‌کند. حساسیت به دیفیوژن توسط «مقدار b » (b Value) با واحد (s/mm^2) بیان می‌شود.

هر چه مقدار b بیشتر باشد، دفازینگ بیشتری رخ می‌دهد، و نواحی با انتشار (دیفیوژن) محدود شده سیگنال بالاتری دارد. در کاربرد بالینی، مقادیر b حدود $1000 s/mm^2$ استفاده می‌شود.

گرادیان‌های دیفیوژن متقارن در (حداقل) سه جهت متعامد اعمال می‌شوند. این تصاویر را می‌توان در یک تصویری موسوم به «نشانه» (Trace Image) ترکیب کرد که نماینده میانگین هندسی تصاویر مجزا می‌باشد. در کاربرد بالینی سه تصویر برای هر مکان برش آناتومیک به دست می‌آوریم (شکل ۲۳-۴):

- تصویر $b=0$. این صرفاً یک تصویر EPI با وزن سنگین T_2 است، با گرادیان‌های خاموش دیفیوژن.
 - تصویر «نشانه» $b=1000$. تصاویر نشانه، میانگین هندسی DWI های فردی یا گرادیان‌های اعمال شده در جهات برش، فاز و فرکانس هستند. در نواحی اینفارکشن حاد مغزی (ادم سایتوتوکسیک)، انتشار آب محدود است که سبب می‌شود آسیب در تصویر DWI روشن ظاهر شود.
 - نداشت‌های ضریب انتشار ظاهری (ADC). نداشت‌های ADC تصاویر پارامتری هستند که در آنها هر پیکسل نماینده «ضریب انتشار ظاهری» در آن مکان است. بافت‌هایی که تحرک آب در آنها محدود است در نداشت‌های ADC تاریک ظاهر می‌شوند (ADC در آسیب اینفارکت پایین‌تر است).
- در انسداد کامل رگ، DWI می‌تواند آسیب را در مدت چند دقیقه آشکار کند، که به دلیل شروع سریع ادم سایتوتوکسیک است. حجم آسیب در DWI تا ۳ یا ۴ روز به طور فزاینده افزایش می‌یابد؛ که بازتاب اینفارکشن بافت‌های مجاور، همچنین افزایش ادم است. بعد از اولین هفته، حجم آسیب در DWI شروع به کاهش می‌کند، چون هنگامی که سلول‌ها می‌میرند، غشاءهای سلولی و دیگر ساختارهای محدودکننده انتشار ناپدید می‌شوند.

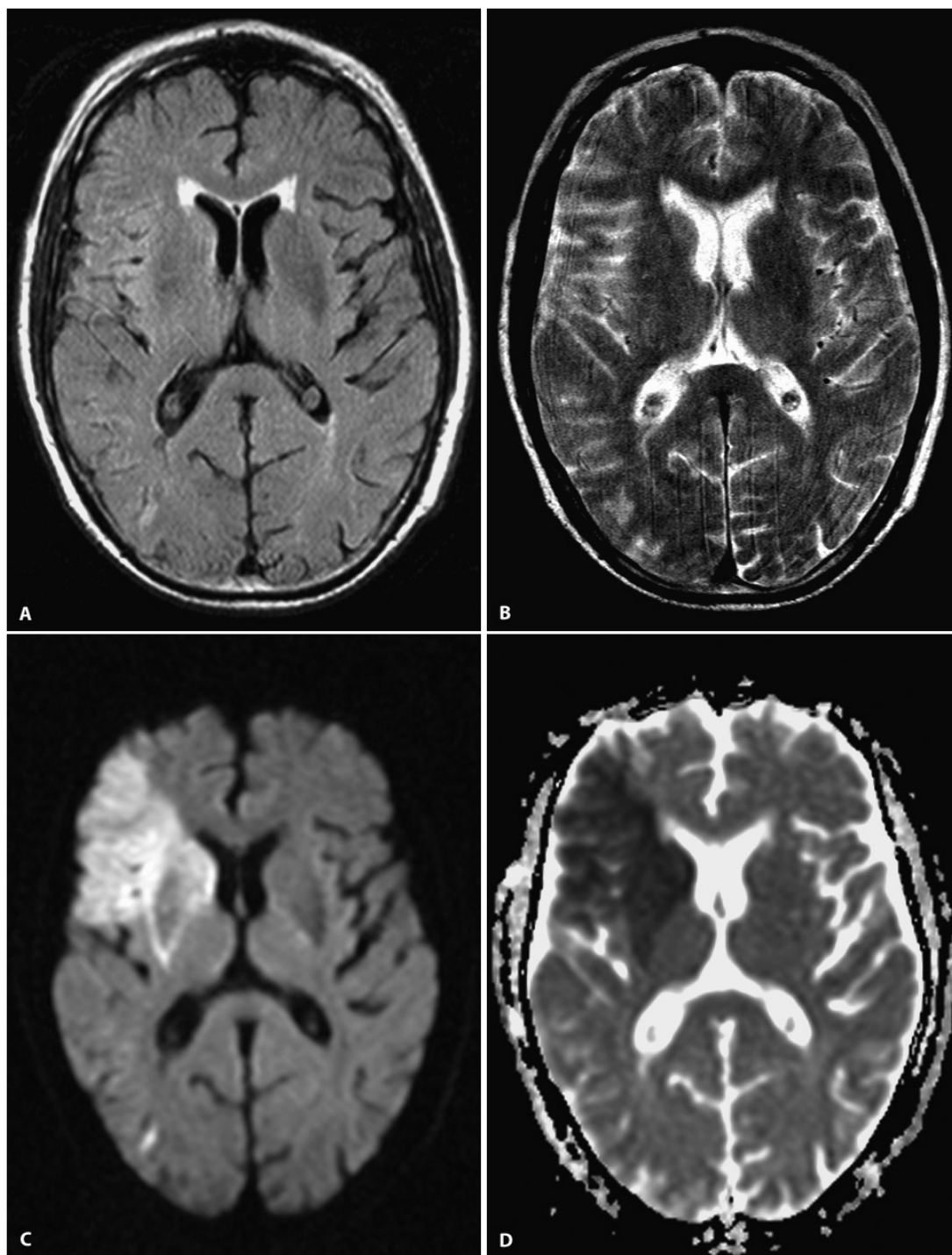
تصویربرداری وزن پرفیوژن (PWI)

PWI را می‌توان با دو روش اساسی انجام داد. در روش نشانه‌گذاری اسپین شریانی (Arterial spin labling (ASL)، پروتون‌های هیدروژن خارج از سر نشانه‌گذاری می‌شوند، و جریان یافتن این عامل کنتراست درونی (endogenous) (یعنی اسپین‌های نشانه‌گذاری شده) از میان مغز مشاهده می‌شود. این تکنیک در کاربردهای بالینی استفاده نمی‌شود، چون SNR ضعیف و زمانی طولانی نیاز دارد. روش جدیدتر استفاده از عامل کنتراست خارجی (ترکیب مبتنی بر Gd) است تا به عنوان یک عامل کنتراست T_2^* ، در حین اولین عبور آن از میان عروق مغزی، عمل نماید. این عامل کنتراست سبب یک کاهش گذرا در شدت سیگنال (اثر کوتاه شدگی T_2^*)، متناسب با غلظت در یک ناحیه معین می‌شود. این تکنیک معروف است به تصویربرداری کنتراست دینامیک قابلیت پذیرش (DSC). با استفاده از یک دنباله تصویربرداری سریع (نوعاً EPI)، ۵۰ تصویر متوالی در حین تزریق کنتراست، در مدت زمان

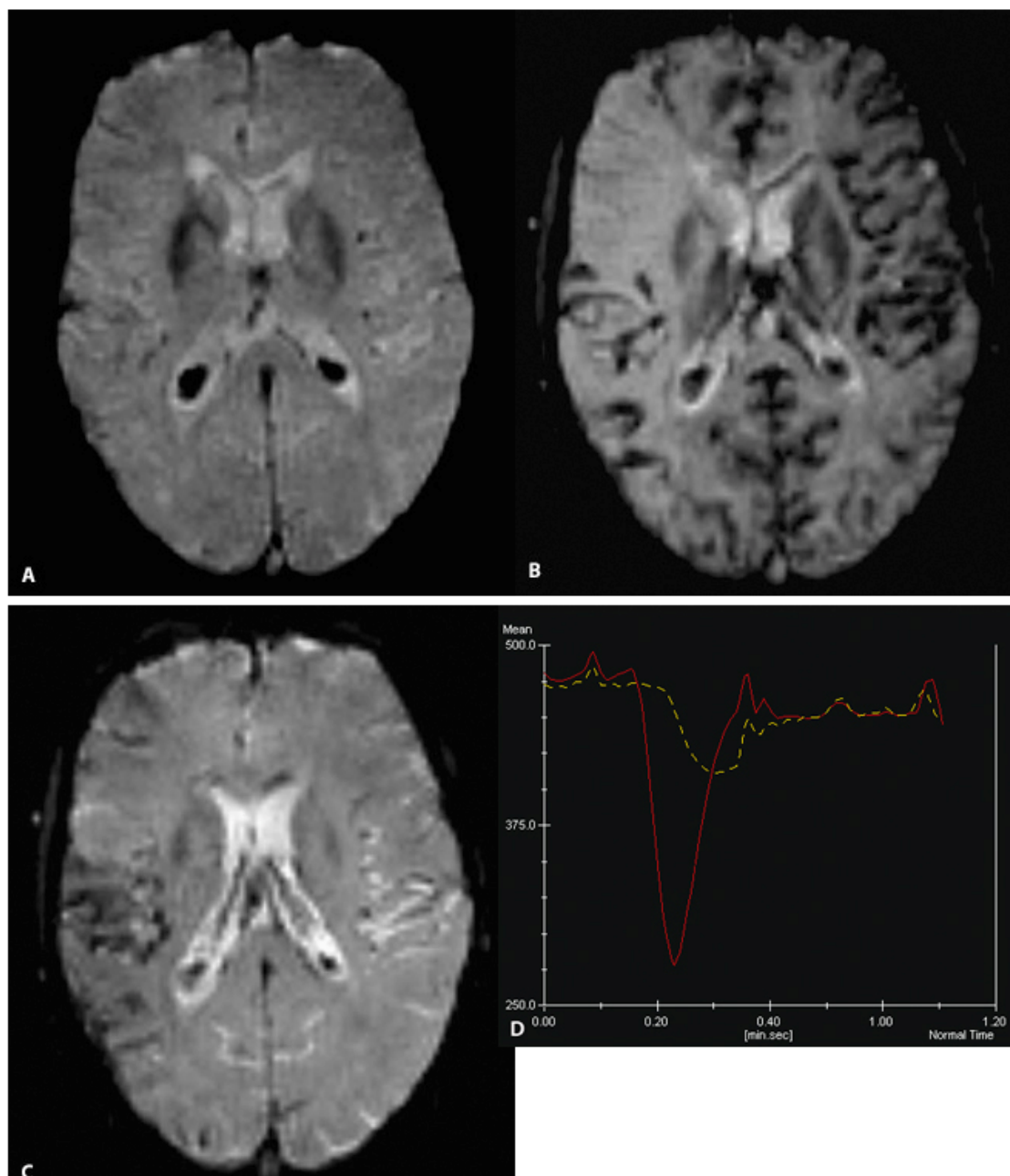
تقریبی ۷۰ ثانیه، به دست می‌آید. تزریق بولوس کنتراست ۵-۱۰ ثانیه بعد از شروع دنباله تصویربرداری انجام می‌گیرد، تا مطمئن باشیم که تعداد کافی تصویر مینا به دست می‌آید. دوز لازم کنتراست 0.2 mmol/kg (یعنی برای یک فرد با وزن 70 kg ، 30 ml) با سرعت تزریق 5 ml/s (کاتتر ۱۸G در ورید چین قدامی آرنج) می‌باشد، که با تزریق $20-30 \text{ ml}$ سالین دنبال می‌شود، تا باقیمانده گادولینیوم را از لوله، ورید بازویی، و عروق ریوی خارج کند. در صورت دردسترس بودن، باید از تزریق‌کننده خودکار استفاده شود، اگرچه برخی تجربیات نشان می‌دهد که نتایج کافی را با تزریق دستی (دو سرنگ، حاوی کنتراست و سالین متصل به یک کاتتر با شیردوراهی) نیز می‌توان به دست آورد. تصاویر متوالی به طور همزمان در وضعیت‌های متعدد برش دستیابی می‌شوند. پیشنهاد می‌شود، تصاویر در ۵۰ دسته متوالی در ۱۲ وضعیت برش انجام گیرد، که یک مجموعه ۶۰۰ تصویری بدست می‌دهد. در صورتی که به وضعیت‌های بیشتر برش نیاز باشد لازم است TR بلندتری انتخاب شود، و این تأثیر منفی روی کیفیت تصاویر دارد.

سپس این تصاویر باید به صورت نگاشت‌های پارامتری نظیر شکل ۶-۴ پردازش شوند:

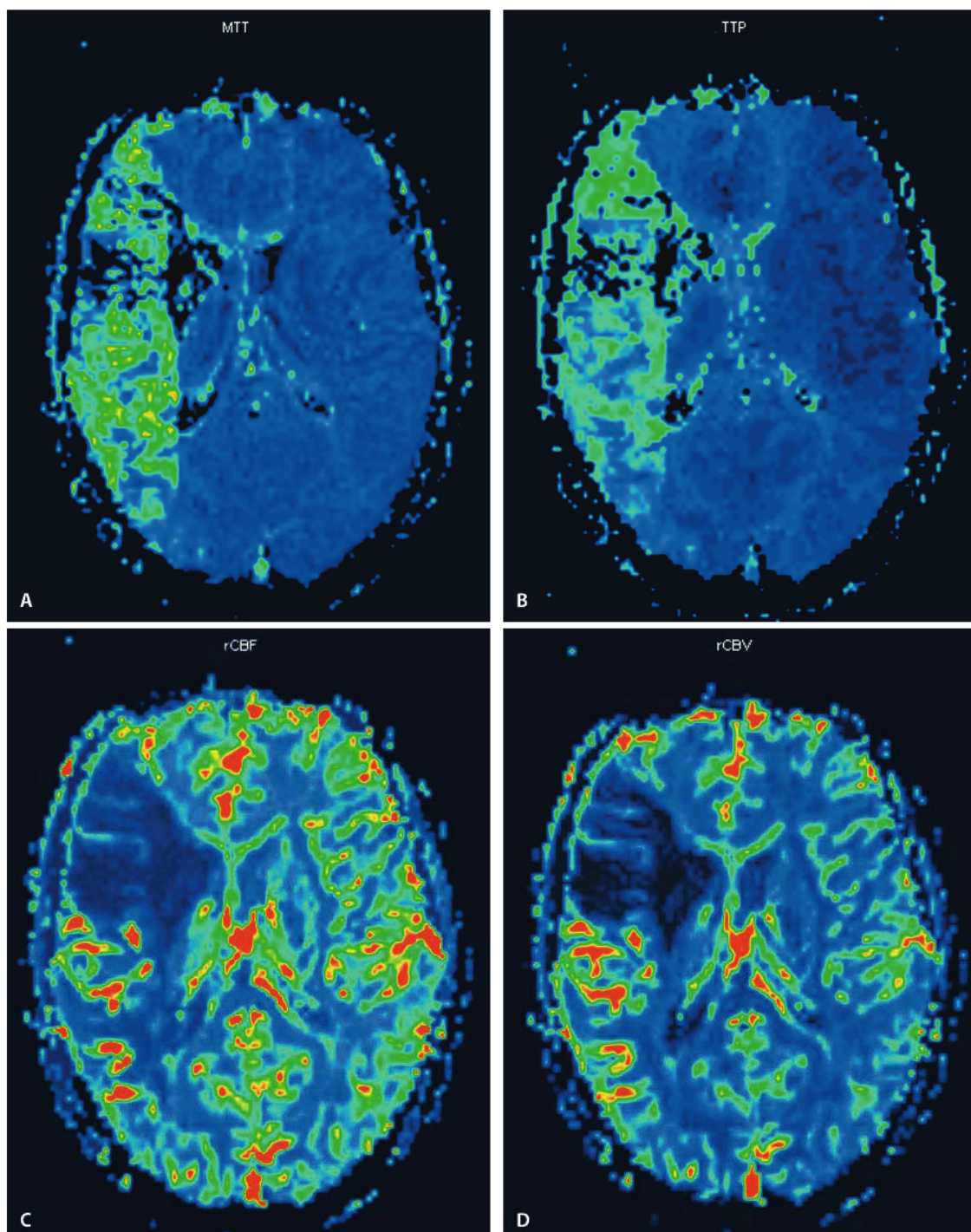
- زمان رسیدن به پیک (Time to Peak (TTP)
 - درصد مینا (Percentage of baseline (PBL)
 - زمان عبور میانگین (Mean transit time (MTT)
 - حجم خون مغزی (Cerebral blood volume (CBV)
 - جریان خون مغزی (CBF)، که با استفاده از فرمول $CBF = CBV / MTT$ محاسبه می‌شود.
- تصویربرداری MR پرفیوژن به طور گسترده در شرایط سکته مغزی حاد و تحت حاد استفاده می‌شود.



شکل ۴-۴ تصاویر وزن دیفیوژن در بیماری با اینفارکشن فوق حاد. A-D



شکل ۴-۵ D-A تکنیک وزن پرفیوژن در بیماری با سکنه مغزی فوق حاد در شریان میانی راست (همان بیمار در شکل ۲۳-۴). A تصویر مبنای پیش از رسیدن بولوس. B اولین عبور بولوس کنتراست. C بعد از عبور بولوس. D نمودار شدت-زمان در مدت VOS. اولین عبور عامل کنتراست از میان عروق مغزی سبب یک کاهش سریع و تیز در شدت سیگنال می‌شود، که ناشی از یک اثر قابلیت پذیرش در کوتاه شدگی T_2 است.



شکل ۶-۴ A-D نداشت‌های پارامتری تولید شده توسط تصویربرداری وزن پرفیوژن (PWI) در بیماری با سکته مغزی فوق حاد شریان میانی مغزی راست (همان بیمار در شکل ۴-۲۳ و ۴-۲۴). A نداشت زمان عبور میانگین (MTT). B نداشت زمان رسیدن به پیک (TTP). C نداشت جریان خون مغزی ناحیه‌ای (rCBF). D حجم خون مغزی ناحیه‌ای (rCBV). ناحیه‌های پرفیوژن مطابق است با توزیع قلمرو شریان (در مقایسه با شکل C ۴-۲۳ و D) است. این بیانگر یک عدم تطابق دیفیوژن-پرفیوژن و نشان‌دهنده نجات‌پذیری بالقوه بافت مغزی است (متن را مطالعه کنید).

هموراژ ساب آراکنوئید

CT حساس‌ترین روش تصویربرداری برای آشکارکردن هموراژ حاد ساب آراکنوئید است. هموراژ حاد ساب آراکنوئید در MRI به سختی آشکار می‌شود. مگر آنکه زیاد باشد. اعتقاد براین است که فشار بالای اکسیژن در فضای تحت عنكبوتیه مانع از تبدیل اکسی‌هموگلوبین به محصولات پارامیتمیک تجزیه نظیر دی‌اکسی‌هموگلوبین و مت‌هموگلوبین می‌شود. به علاوه، جریان نبض‌دار CSF سلول‌های قرمز خون را جذب و ناپدید می‌کند. گزارش‌های اخیر نشان می‌دهد که تصاویر FLAIR حساس‌تر از دنباله‌های SE یا TSE هستند، اما در فاز حاد، هنوز CT باید روش انتخابی باشد.

رویدادهای مکرر هموراژ حاد ساب آراکنوئید می‌تواند سبب رسوب فریتین و هموسیدرین روی پوشش لپتومنتری مغز شود. این را سایدروزیس سطحی می‌نامند.

بیماری انسداد وریدی (VSOD)

بیماری انسداد سینوس وریدی (VSOD) یک بیماری جدی بالقوه کشنده (۸۰٪ - ۳۰٪) است، تابلو بالینی اغلب غیراختصاصی و گیج‌کننده است. نقش آزمون نورولوژیک دوگانه است: (۱) اثبات وجود یک ترومبوز و (۲) ارزیابی آسیب اینتراکرانیال که در نتیجه ترومبوز ایجاد شده است. MRI روش انتخابی در هر دو مورد است.

مشخص کردن یک ورید یا سینوس دچار ترومبوز با MRI

سینوس ساجیتال فوقانی شایع‌ترین محل ترومبوز سینوس دورال است، که با سینوس عرضی، سیگموئید و کاورنوس دنبال می‌شود. ترومبوز ورید عمقی مغزی کمتر شایع است، اما خطرناک‌تر است. انسداد ورید کورتیکال معمولاً همراه با ترومبوز سینوس دورال رخ می‌دهد و ندرتاً به تنهایی دیده می‌شود.

سه روش برای مشخص کردن یک انسداد سینوس وریدی توسط MRI وجود دارد (شکل ۷-۴):

۱- تصویربرداری متداول MR: تفسیر دقیق شدت سیگنال درون لومن سینوس وریدی می‌تواند نشان دهد که آیا شدت سیگنال متناظر با جریان یا ترومبوز است. به خصوص تصاویر FLAIR که امروزه جایگزین تصاویر وزن PD در مغز شده است، مفید می‌باشد: ترومبوز یک سینوس وریدی دورال به صورت ناحیه داخل وریدی با شدت سیگنال بالا آشکار می‌شود.

۲- تصویربرداری جابه‌جایی فاز

۳- MRA (تکنیک «جریان آهسته» یا MR ونوگرافی).

روش اول غیرقابل اعتماد است. شدت سیگنال یک لخته خون به سن آن بستگی دارد.

در تصویربرداری جابه‌جایی فاز، به جهت سیگنال MRI نگاه می‌کنیم و نه به بزرگی سیگنال. جهت بردار MRI به حضور یا غیاب جریان مربوط می‌شود. تصاویر جابه‌جایی فاز اطلاعات آناتومیک به دست نمی‌دهند، بلکه مقصود از آنها فقط نشان دادن وجود یا فقدان جریان است.

به دلیل دسترس بودن MRA تصویربرداری جابه‌جایی فاز امروزه کمتر انجام می‌شود. تکنیک‌های توصیه شده برای MRA در شک به VSOD عبارتند از:

- MRA زمان پرواز (TOF)، مثلاً کروئال ابلیک 2D TOF (2D FLASH) با اشباع جریان ورودی شریانی.
 - MRA فاز-کنتراست، مثلاً آنژیوگرافی فاز کنتراست قطعه منفرد (single slab phase – contrast) شکل (B 7-4).
- جزئیات بیشتر در مورد تکنیک‌های MRA را در فصل ۱۳ ببینید.

ارزیابی آسیب ایتراکرانئال

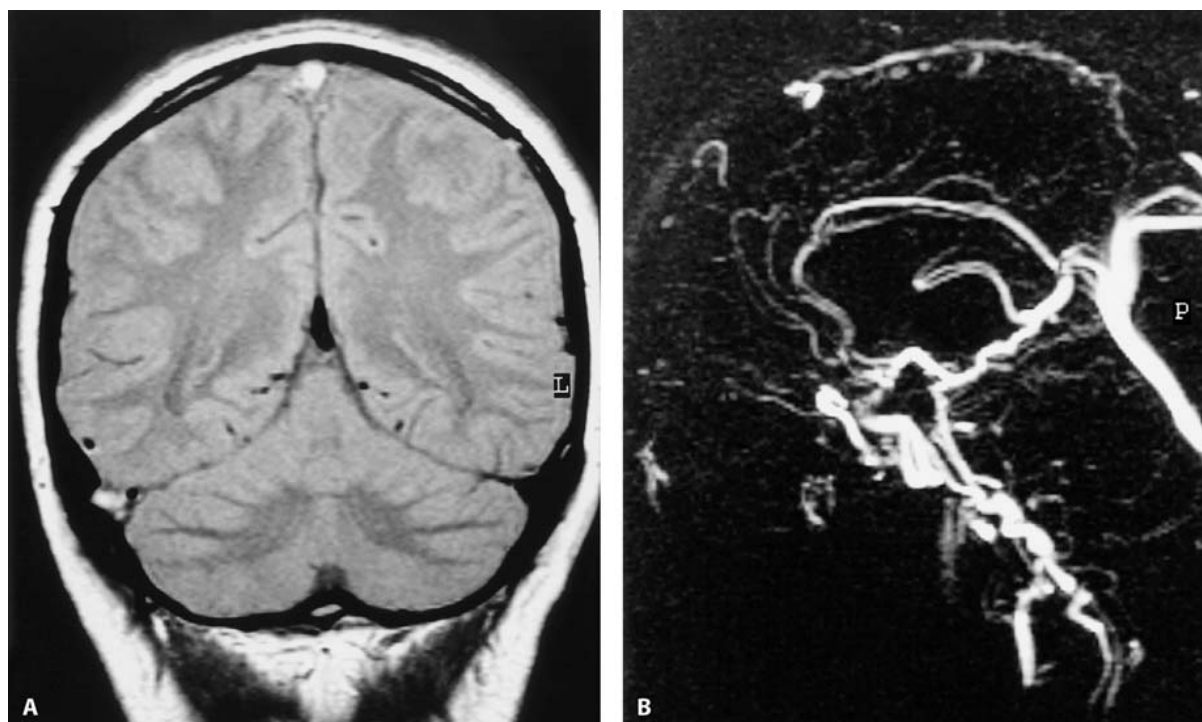
VSOD می‌تواند سبب فشار خون ایتراکرانئال، هیدروسفالوس، اینفارکشن وریدی و هموراژ شود.

مالفرماسیون‌های وریدی

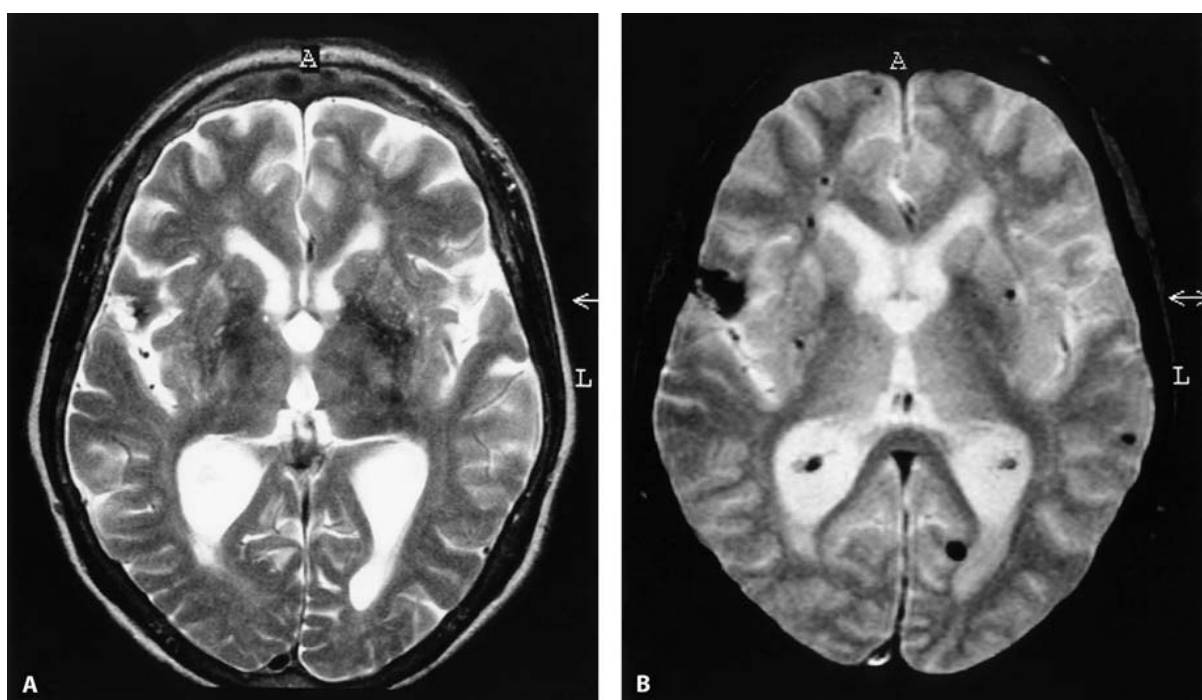
چهار گروه مالفرماسیون‌های وریدی عبارتند از: (۱) مالفرماسیون شریانی وریدی (AVM)، (۲) تانژکتازی مویرگی، (۳) کاورنوس آنژیوما، آنومالی وریدی (آنژیومای وریدی). این آخری به عنوان یک تنوع آناتومیک در نظر گرفته می‌شود و نه یک مالفرماسیون.

AVM ها اختلالات مادرزادی و یکی از علل خونریزی‌های ایتراکرانئال می‌باشند. آزمون MRI مکمل آنژیوگرافی سربال در طراحی درمان است. یک وظیفه مهم پروتکل تصویربرداری MRI تعیین آناتومیک صحیح نیدوس و رابطه آن با ساختارهای حیاتی مغزی است. بنابراین آزمون MRI باید شامل تصویربرداری MRA در سه صفحه آکسیال، کروئال و ساجیتال باشد، در حداقل یکی از این سطوح تصویربرداری، تصاویر وزن T_1 و T_2 باید انجام شود.

کاورنوس آنژیوما: در CT بدون تزریق کنتراست، کاورنوس همانژیوماها به صورت کانون‌های دنس، کوچک و مدور اغلب همراه کلسیفیکاسیون دیده می‌شوند. اما تصویربرداری MR حساس‌تر و اختصاصی‌تر، به دلیل حساسیتش به محصولات قدیمی تجزیه خون است. بنابراین پروتکل MRI باید شامل دنباله‌های حساس به محصولات قدیمی خون (هموسیدرین) باشد. دنباله TSE غیرحساس است. یک دنباله spoiled GRE با زاویه فلیپ جزئی با وزن T_2 (FLASH یا FFE) حساس‌ترین روش است (شکل ۸-۴).



شکل B و A ۷-۴ ترومبوز ساجیتال فوقانی و سینوس عرضی راست. کروئال وزن PD. B بازساخت MIP یک MR آنژیوگرافی فاز کنتراست (نمای ساجیتال).



شکل B و A ۸-۴ مالتیپل کاورنوس همانژیوما. A تصویر آکسیال T_2 -TSE، B تصویر آکسیال T_2 -GRE. تفاوت فاحشی در تعداد آسیب های آشکار شده توسط GRE با زاویه فلیپ جزئی در مقایسه با دنباله T_2 -TSE وجود دارد که به دلیل فقدان حساسیت دنباله TSE به محصولات تجزیه خون نظیر هموسیدرین است.

۵-۴- آسیب‌های ماده سفید

مقدمه

در ارزیابی رادیولوژیک بیماری ماده سفید، مهم است که سن بیمار و تابلو بالینی هر دو را در نظر بگیریم. بیشتر بیماری‌های ماده سفید یافته‌های مشابهی در MRI دارند، سیگنال‌های کم شدت در وزن T_1 و پرشدت در وزن T_2 . بهبود کنتراست یک یافته نادر است. تفاوت‌های ظریف تغییرات ماده سفید می‌تواند کلید تشخیص صحیح باشد.

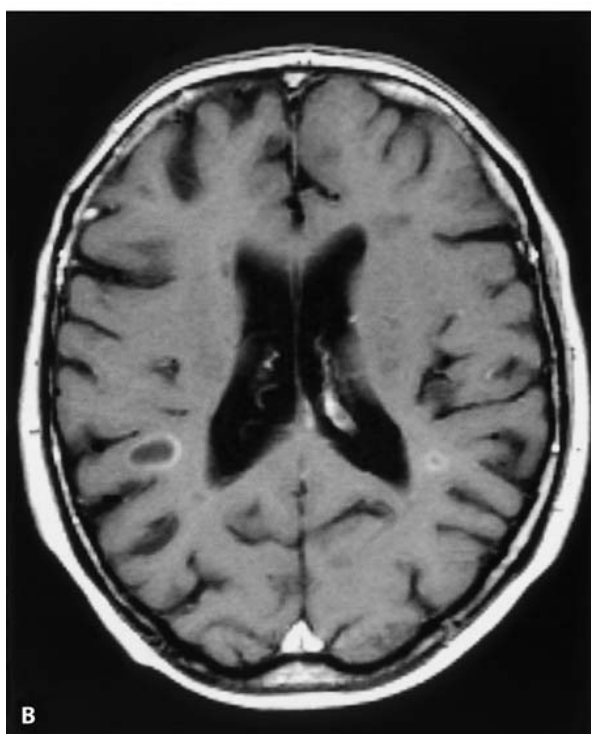
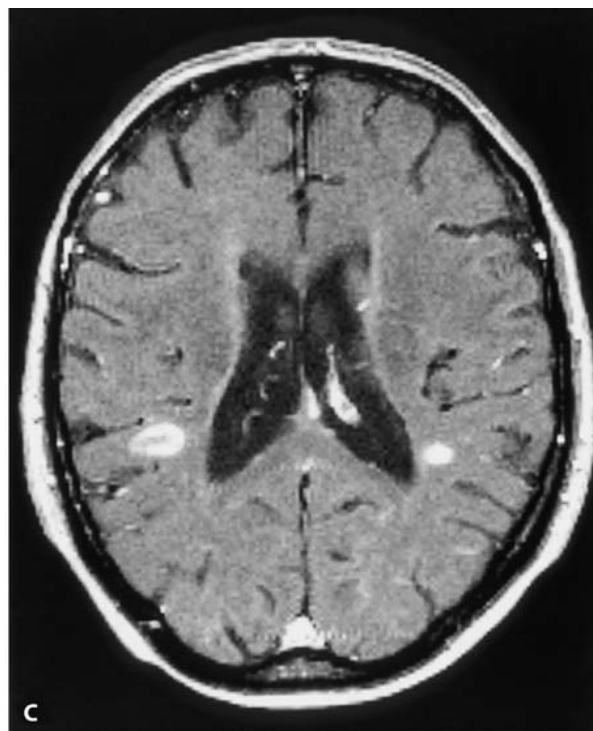
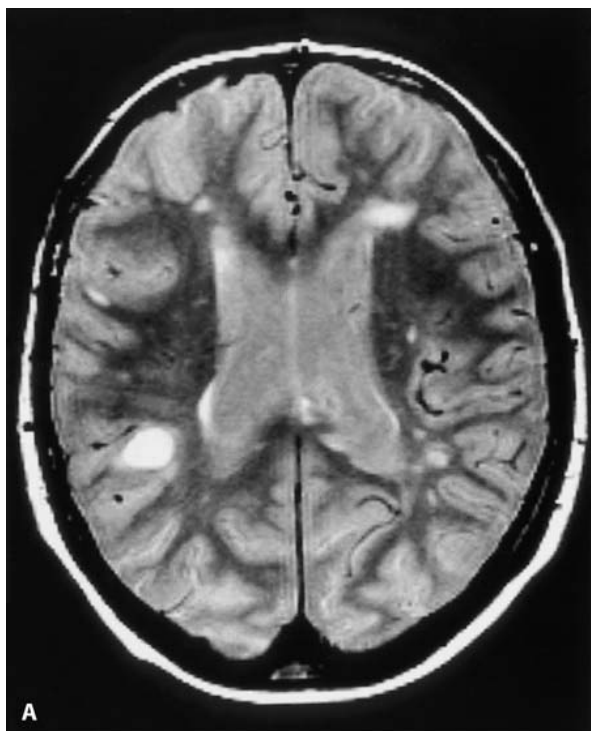
استراتژی تصویربرداری باید با پاتولوژی مورد انتظار که بستگی به سن بیمار دارد، هدایت شود. در اولین سال زندگی، لوکومالشی اطراف بطنی (periventricular leucomalacia) و میلیناسیون تأخیری یافته‌های شایعی هستند. در اولین دهه، لوکودستروفی‌ها می‌تواند علت تغییرات ماده سفید باشد. در جمعیت بزرگسال، مالتیپل اسکلروز شایع‌ترین بیماری ماده سفید است، در سالخوردگان، افزایش شیوع تغییرات غیر اختصاصی ماده سفید و مرتبط با عروق مشاهده می‌شود. در گروه‌های خاصی از بیماران، بیماری‌های دیگر شایع‌تر است (دمیلیناسیون سمی، کلروز ناشی از تشعشع).

جدول ۵-۴ پروتکل برای «رد» مالتیپل اسکلروز، تصاویر ساجیتال به خصوص برای نمایش آسیب‌های کورپوس کالوسم و مرز کالوسپیتال مفید است. تصاویر نازک ساجیتال turbo FLAIR با ضخامت‌های برش ۲mm تا ۳mm برای تصویربرداری تفکیک بالا از ناحیه کالوسپیتال ضروری است. برش‌های کروئال با سرکوب چربی از کره چشم تا کیاسمای اپتیک انجام می‌شود.

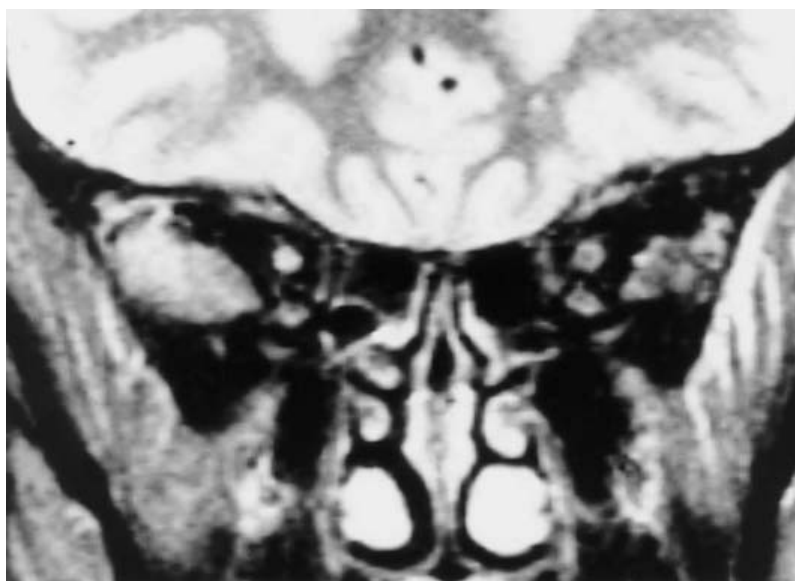
آکسیال با اکوی دوبل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۴-۱)	ساجیتال با اکوی دوبل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۴-۱)	اضافه شده برای «نوریت اپتیک»: دنباله سرکوب چربی (STIR یا سرکوب چربی بینایی)	
SE یا TSE	TSE	TSE-fat sat یا STIR	دنباله پالس
PD-T2	PD-T2	T2 fat sat یا STIR	وزن تصویر
آکسیال	ساجیتال	کروئال	صفحه برش
۱۹	۱۹-۲۵	۱۵	تعداد برش
۲۰۰۰-۵۰۰۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	۴۰۰۰-۵۰۰۰	TR(ms)
۱۵-۳۰ یا ۹۰-۱۳۰	۱۵-۳۰ یا ۹۰-۱۳۰	۹۰-۱۳۰	TE (ms)
-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
۱ (SE) ۱۵(TSE)	۳-۲۵	۷-۱۵	ETL
۵	۳-۵	۳	پهنای برش (mm)
۵۱۲ یا ۲۵۶	۵۱۲ یا ۲۵۶	۲۵۶	ماتریس
۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	≤ ۲۰۰	FOV
۷۵	۱۰۰	۷۵	recFOV
۱-۲	۱-۲	۲	تعداد دستیابی

جدول ۶-۴ پروتکل برای تعیین فعال بودن بیماری مالتیپل اسکلروز. این پروتکل فقط باید برای پایش فعالیت بیماری در بیماری با مالتیپل اسکلروز شناخته شده استفاده شود.

ساجیتال T1- (MTC) با تزریق CM دوز دوبل ۵ دقیقه تاخیر	آکسیال T1- (MTC) با تزریق CM دوز دوبل ۵ دقیقه تاخیر	آکسیال T1- (MTC)	آکسیال با اکوی دوبل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۴-۱)	
SE	SE	SE	SE یا TSE	دنباله پالس
T1	T1	T1	PD-T2	وزن تصویر
ساجیتال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	صفحه برش
۱۹	۱۹	۱۹	۱۹	تعداد برش
۶۰۰-۸۰۰	۶۰۰-۸۰۰	۶۰۰-۸۰۰	۲۰۰۰-۵۰۰۰	TR(ms)
۱۰-۱۵	۱۰-۱۵	۱۰-۱۵	۳۰-۱۵ یا ۹۰-۱۳۰	TE (ms)
-	-	-	-	TI (ms)
-	-	-	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	-	-	۱ (SE) ۱۵(TSE)	ETL
۵	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۲۵۶ یا بهتر	۲۵۶ یا بهتر	۲۵۶ یا بهتر	۲۵۶ یا ۵۱۲	ماتریس
۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۱۰۰	۷۵	۷۵	۷۵	recFOV
۱-۲	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی



شکل ۹-۴ مالتیپل اسکلروز: ارزش کنتراست انتقال
مگنتایزیشن (MT). A آکسیال TSE وزن PD از
بطن‌های جانبی. B آکسیال SE وزن T_1 (همان سطح برش)
با بهبود کنتراست Gd. وزن PD چند آسیب ماده سفید را
در هر دو نیمکره نشان می‌دهد. الگوی توزیع با MS
موافقت دارد. بعد از تزریق Gd، بهبود حلقه مانند
(ring-like) در دو آسیب مشاهده می‌شود. تصویر بهبود
یافته با Gd با MTC بهبود بسیار بیشتری را نشان می‌دهد.
به دلیل سرکوب زمینه، نسبت سیگنال به نویز کمتر است.



شکل ۴-۱۰ نوریت اپتیک. این تصویر کروئال STIR با سرکوب چربی شدت سیگنال بالای غیرعادی را در عصب اپتیک راست نشان می‌دهد.

۴-۶- عفونت اینتراکرنیال

برای آشکارکردن عفونت‌های اینتراکرنیال MRI نسبت به CT ارجحیت دارد. کاربرد یک ماده کنتراست پارامغناطیک ضروری است. در بیشتر موارد پروتکل‌های پیشنهاد شده برای آسیب‌های توده‌ای اینتراکرنیال برای عفونت‌های سربال نیز استفاده می‌شود.

۴-۷- ترومای کraniaو سربال

ترومای حاد

در بیمارانی با ترومای حاد، CT مطالعه انتخابی اولیه است. عدم مزایای MRI در وضعیت حاد عبارت است از:

- زمان‌های دستیابی نسبتاً طولانی به جهت حرکات بیمار مشکل آفرین است. با دنباله‌های فوق سریع (ultrafast) می‌توان براین مشکل غلبه کرد، اما همیشه قابل دسترس نیستند.
- مشکلات لجیستیکی در قرار دادن یک بیمار ترومایی روی تخت MRI وجود دارد. سیستم‌های نگه‌دارنده حیات، تجهیزات پایش، و وسایل ایتیبویه باید با الزامات اتاق MR سازگار باشند.
- در دسترس نبودن اسکنر MR به صورت آماده به کار می‌تواند مشکل آفرین باشد و با جریان عادی پذیرش بیماران تداخل کند.

به این دلایل، در بیشتر بیمارستان‌ها، تکنیک ترجیحی در بیماران ترومایی حاد CT اسکن است. به علاوه، CT با تنظیمات پنجره استخوان به منظور آشکارکردن شکستگی‌های مجموعه عالی است.

هموراژ حاد اپی‌دورال یک وضعیت تهدیدکننده حیات است. با اینکه هموراژ اپی‌دورال به طور یکسان در CT و MRI دیده می‌شود، CT تکنیک ترجیحی است. CT دارای مزیت آشکارکردن شکستگی‌های استخوان است.

هماتوم ساب‌دورال به طور یکسان در CT و MRI دیده می‌شود.

برای آشکارکردن هموراژ حاد ساب‌آراکنوئید، CT روش انتخابی است. اگرچه، شواهد رو به رشدی وجود دارد که MRI با دنباله‌های FLAIR می‌تواند برای آشکار کردن هموراژ ساب‌آراکنوئید استفاده شود.

ترومای تحت حاد و مزمن

در حالی که CT تکنیک تصویربرداری انتخابی در ارزیابی ترومای حاد است، تصویربرداری MR در ارزیابی مرحله تحت حاد و مزمن کاربرد گسترده‌ای دارد.

هماتوم مزمن ساب‌دورال که در CT بدون کنتراست نسبت به مغز آیزودنس است به دلیل محتویات مت‌هموگلوبین شدت بالایی در تصاویر MR وزن T_1 دارد. وقتی یک هماتوم ساب‌دورال محتوی خونی با سنین متغیر باشد، MRI ممکن است لایه‌هایی با شدت سیگنال متغیر نشان دهد، که نمایانگر مراحل متغیر فرآیند تجزیه خون است.

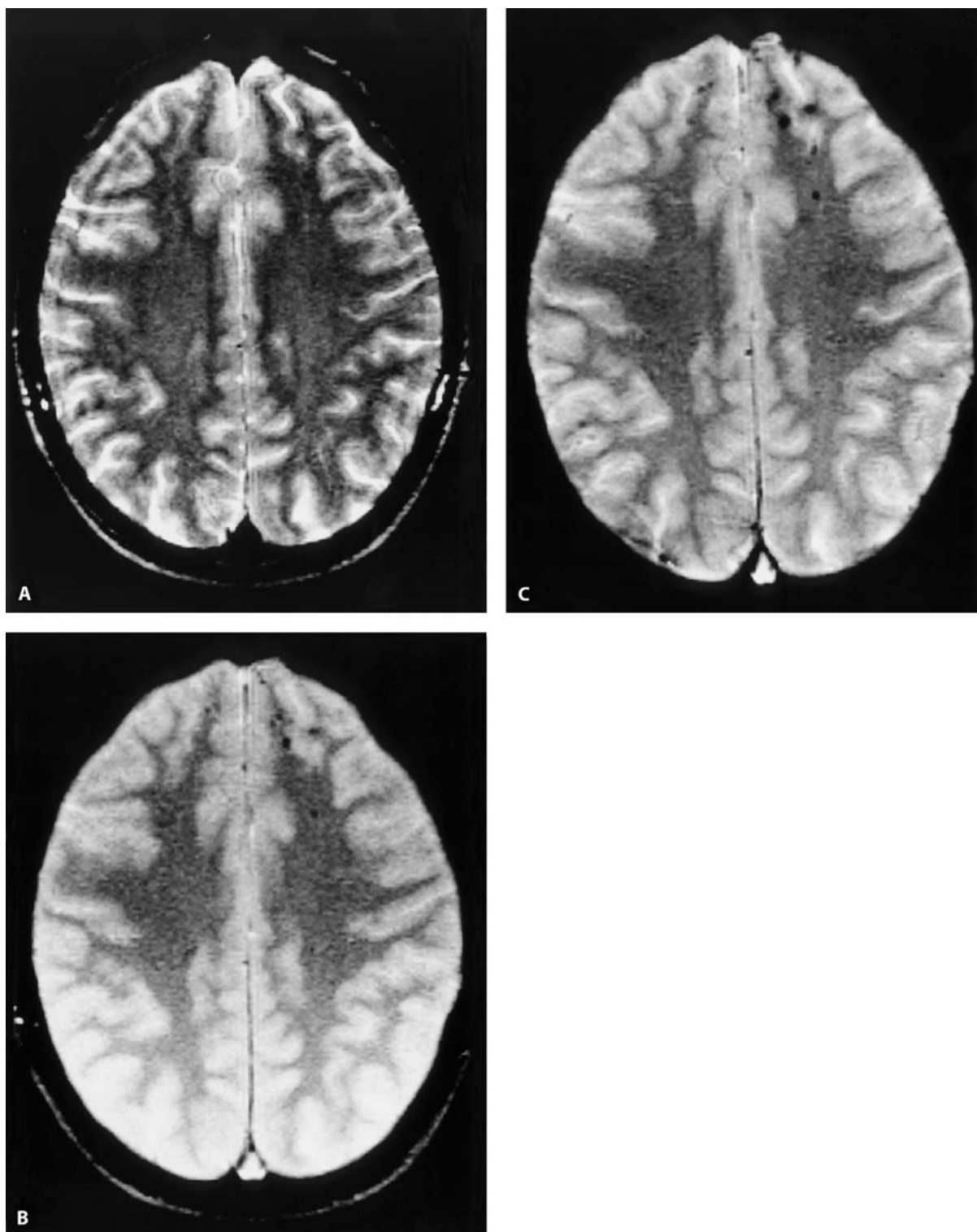
هموراژهای بسیار کوچک، در شرایط آسیب منتشر آکسونی (DAI)، نیست می‌شود، اما به شرط استفاده از دنباله‌های spoiled GRE یا اکوپلار (EPI) به خوبی در تصویربرداری MR دیده می‌شوند. هر وقت که سابقه‌ای از ترومای سر وجود داشته باشد، یک دنباله spoiled GRE، که به محصولات تجزیه خون نظیر هموسیدرین و فریتین، بسیار حساس است، باید به طور روتین به پروتکل اسکن MRI اضافه شود. قابلیت مشاهده آسیب‌های هموراژیک DAI در مرحله مزمن با وزن T_2^* ، یعنی در شدت میدان بالا با استفاده از دنباله‌ای با TE بلندتر، بسیار افزایش می‌یابد. استفاده از دنباله FLASH با TE دو گانه ۱۵ms و ۳۵ms توصیه می‌شود، با TE بلندتر آسیب‌های بیشتری مشاهده می‌شود، اما آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش ناشی از ساختارهای محتوی هوا در مجموعه (سلول‌های هوایی ماستوئید، سینوس‌های پاراناژال) که می‌تواند آسیب‌ها را در لب‌های مجاور بپوشاند با TE کوتاه‌تر جبران می‌شود. جدول ۷-۴ پروتکل تصویربرداری در بیماری با سابقه تروما را ارائه می‌دهد.

تصاویر ساجیتال وزن T_1 برای آشکارکردن هموراژ حاد یا تحت حاد (مت‌هموگلوبین)، و برای عواقبی نظیر encephalomalacia بعد از تروما استفاده می‌شود. دنباله turbo-FLAIR و دنباله‌های TSE وزن T_2 برای مشاهده ادم مغزی و آسیب‌های غیر خونریزی دهنده DAI همچنین gliosis بعد از تروما استفاده می‌شوند.

دنباله GRE (FLASH) با اکوی دوگانه برای آشکارکردن محصولات تجزیه خونی (هموسیدرین) به کار می‌رود، اکوی اول (۱۵ ms) برای ارزیابی لب‌های بازال فرونتال و تمپورال، ساقه مغز و مخچه استفاده می‌شود. آسیب‌ها در اتصال ماده خاکستری سفید نیم کره‌ای در تصاویر اکوی دوم (۳۵ ms) بهتر دیده می‌شود.

۸-۴- حملات صرعی

هدف اولیه MRI در ارزیابی صرع مشخص کردن و تعیین مکان نوروپاتولوژی یک حمله صرعی است. تشخیص و تعیین مکان آسیب امکانات درمانی را تعیین می‌کند. ناهنجاری‌های گوناگونی می‌تواند سبب صرع شود. در این بخش یک پروتکل تصویربرداری برای صرع ارائه می‌شود. برش‌های اختصاصی از لب گیجگاهی بخصوص در صفحه کرونال در مطالعه حملات صرع ضروری است، به این منظور لازم است برش‌های نازک در صفحه کرونال عمود بر محور بلند لب تمپورال تهیه شود، همچنین در برخی مراکز تصویربرداری آکسیال نیز انجام می‌شود که باید به موازات محور بلند لب تمپورال باشد.



شکل ۱۱-۴ آسیب منتشر آکسونی. A آکسیال TSE وزن T_2 . B آکسیال GRE وزن T_2^* زاویه فلیپ جزئی ($TE=10ms$). C آکسیال GRE وزن T_2^* زاویه فلیپ جزئی ($TE=30ms$). این پسر ۱۷ ساله ۸ ماه پیش از این آزمون یک تصادف موتور سیکلت داشته است. اگرچه آکسیال TSE وزن T_2 کمی آرتیفکت حرکتی دارد، هیچ سیگنال غیرعادی مشاهده نمی‌شود. برعکس، تصاویر GRE، آسیب‌های متعدد نقطه‌ای، با شدت پایین در اتصال کورتیکو مدولاری و ماده سفید ساب کورتیکال را

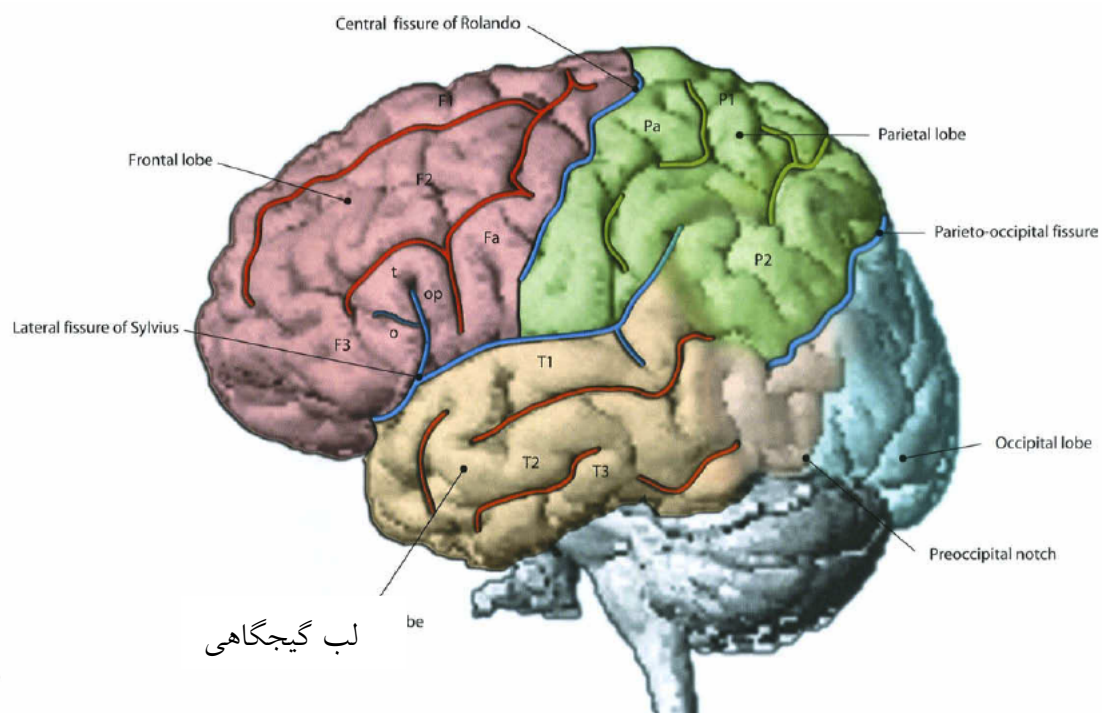
نشان می‌دهد. آرتیفکت قابلیت پذیرش ناشی از محصولات قدیمی تجزیه خون (هموسیدرین) در تصویر GRE C مشهودتر است که به دلیل TE بلندتر است.

جدول ۷-۴ پروتکل ترومای تحت حاد و مزمن اینتراکرانیا.

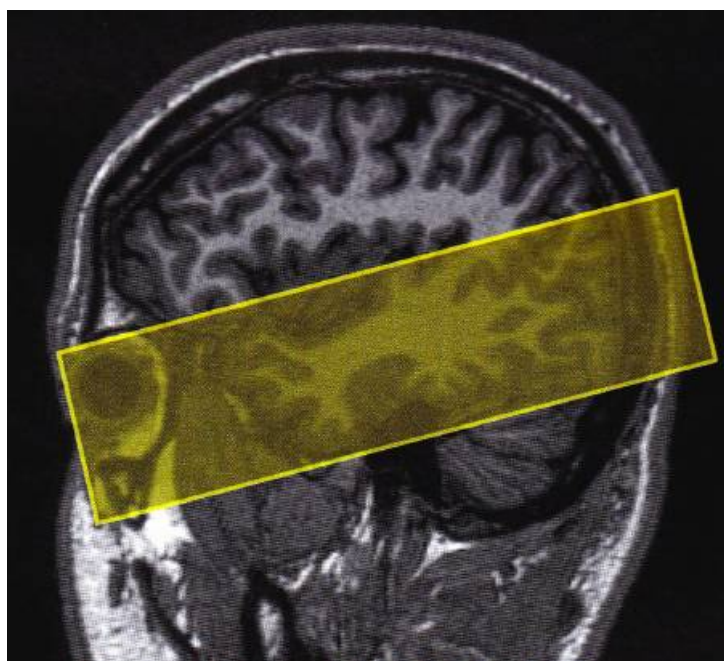
آکسیال-SE-EPI- DW	آکسیال و/ یا کرونال GRE با وزن «قابلیت پذیرش»	آکسیال-T2- turbo Flair	آکسیال-T2	ساجیتال-T1	
SE- EPI	GRE- FLASH	turbo Flair	TSE	SE	دنباله پالس
DW دیفیوژن	قابلیت پذیرش	T2	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال	آکسیال / کرونال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	صفحه برش
۱۲-۱۵	۱۵	۱۹	۱۹	۱۹	تعداد برش
∞	۷۵۰	۶۰۰۰=۱۰۰۰۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	۶۰۰	TR(ms)
۱۰۰-۱۴۰	۱۵ و ۳۰	۱۰۰-۱۵۰	۱۰۰-۱۵۰	۱۰-۲۰	TE (ms)
-	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۲۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	-	۷-۱۱	۷-۱۵	۷-۱۵	ETL
۵	۶	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۱۲۸	۲۵۶ یا بهتر	۵۱۲	۵۱۲	۲۵۶ یا بهتر	ماتریس
۲۳۰-۳۰۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	recFOV
۱	۱-۲	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی

جدول ۸-۴ پروتکل صرع. سه دنباله اول در این پروتکل، یک بررسی کلی از مغز به دست می‌دهد. هدف از این‌ها، رد تومورها، مالفرماسیون‌های عروقی (مثلاً، مالفرماسیون‌های کاورنوس)، آنومالی‌ها، عفونت، غیره. سه دنباله آخر اختصاصاً روی ناحیه هیپوکامپ متمرکز هستند، تا (mesial temporal sclerosis) را آشکار کنند. اینها باید عمود بر محور بلند لب‌های تمپورال باشند. در بیماری با شروع حملات صرعی بعد از تروما، باید یک دنباله گرادیان اکو به منظور رد آسیب اکسونی منتشر اضافه شود.

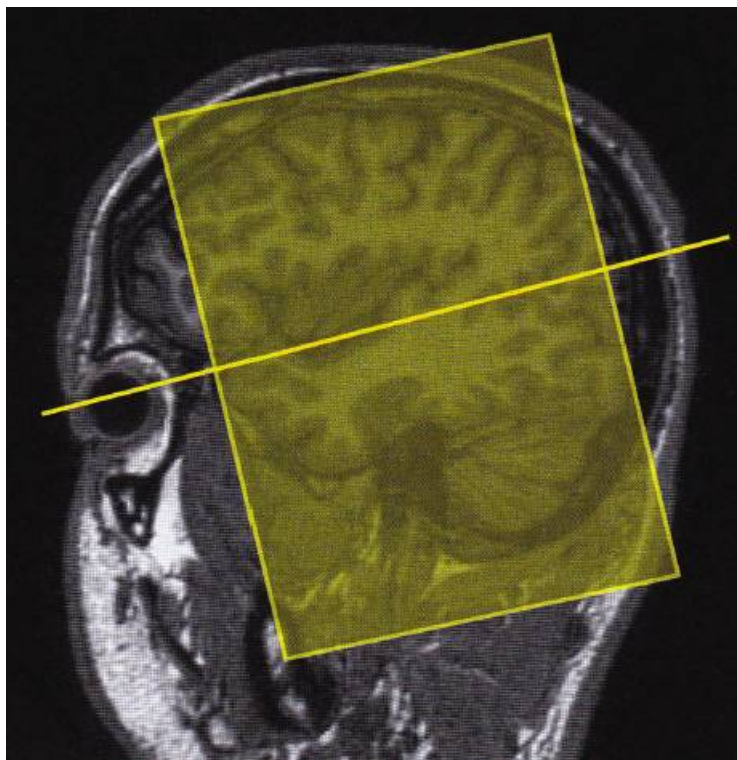
کروئال T2- turbo Flair با ضخامت برش ۳ mm	کروئال TSE-T2 با ضخامت برش ۳ mm	آکسیال T2- turbo Flair	آکسیال T2-	ساجیتال T1-		
GRE (MP-RAGE)	turbo Flair	TSE	turbo Flair	TSE	SE	دنباله پالس
T1	T2	T2	T2	T2	T1	وزن تصویر
کروئال	کروئال	کروئال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	صفحه برش
۱ قطعه (۱۶۰-۲۰۰ mm)	۱۹-۲۵	۱۹-۲۵	۱۹	۱۹	۱۹	تعداد برش
۱۰	۶۰۰۰ = ۱۰۰۰۰	۳۰۰۰ - ۸۰۰۰	۱۰۰۰ = ۶۰۰۰	۳۰۰۰ - ۶۰۰۰	۶۰۰	TR(ms)
۴	۱۰۰-۱۵۰	۳۰ و ۱۵	۱۰۰-۱۵۰	۱۰۰-۱۵۰	۱۰-۲۰	TE (ms)
-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	۹۰-۱۳۰	۱۸۰۰-۲۲۰۰	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	TI (ms)
۱۲	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
-	۷-۱۱	۷-۱۵	۷-۱۱	۷-۱۵	۷-۱۵	ETL
۱	۳	۳	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۲۵۶ یا بهتر	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۲۵۶ یا بهتر	ماتریس
≤ ۲۳۰	≤ ۲۳۰	≤ ۲۳۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	recFOV
۱	۱-۲	۱-۳	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی



لب گیجگاهی و ساختمان های اطراف آن



لوکالایزر ساجیتال T_1 از لب گیجگاهی برای طراحی برش های آکسیال به موازات لب گیجگاهی - شروع برش از لبه تحتانی تمپورال تا لبه فوقانی کورپوس کالوسوم.



لوکالایزر ساجیتال T_1 از لب گیجگاهی برای طراحی برش های کرونال عمود بر جهت برش های آکسیال (یعنی، عمود بر محور بلند تمپورال).

۵ ستون فقرات

۱-۵- وضعیت بیمار و کویل‌ها

وضعیت بیمار

در MRI ستون فقرات گردن و پستی، بیمار سوپاین و سر ابتدا وارد می‌شود. برای تصویربرداری مهره‌های تحتانی پستی اگر بیمار خیلی بلندقد نباشد، پاها می‌تواند ابتدا وارد شود، در غیر این صورت پیش از آنکه اسکن به اتمام برسد، ممکن است پاهای بیمار به انتهای تونل مگنت برخورد کند. اگر مگنت در دو طرف باز باشد، مشکل ساز نیست.

کویل‌ها

به طور کلی، دو نوع کویل در تصویربرداری ستون فقرات استفاده می‌شود: کویل‌های پلاریزه خطی (LP) و پلاریزه حلقوی (CP). کویل‌های CP تصاویری با SNR بالاتر تولید می‌کنند. بنابراین کویل‌های CP ارجحیت دارند.

اگرچه تمام کویل‌ها برای دریافت سیگنال بیمار طراحی شده‌اند، فقط کویل‌های خاصی برای ارسال پالس‌های رادیو فرکانس (RF) نیز استفاده می‌شوند. این کویل‌های دریافت-ارسال (گیرنده-فرستنده) تصاویر بهتری تولید می‌کنند. معمولاً، فقط یک نوع کویل برای تصویربرداری ستون فقرات پستی و کمری استفاده می‌شود. این کویل به صورت مسطح می‌باشد که در یک نگه‌دارنده کمر (یا توارسیک) یا در داخل تخت MR قرار دارد. بسته به نوع کویل و سازنده آن، این کویل‌ها یک میدان دید (FOV) حداکثری Cm ۴۰-۲۵ تولید می‌کنند.

یک کویل ستون مهره‌های گردنی (CS) معمولاً ارتفاع بیشتری دارد تا گردن بیمار را بهتر نگه دارد. کویل CS از دو قسمت تحتانی و فوقانی ساخته می‌شود، هنگامی که گردن بیمار روی قسمت تحتانی قرار گرفت، قسمت فوقانی تنظیم و ثابت می‌شود. حداکثر FOV این کویل‌ها اتصال کرانیوسرویکال، CS و اتصال سرویکوتوراسیک را پوشش می‌دهد. بسته به طراحی و ساختمان بدن بیمار، تصویربرداری از مهره اول تا مهره ششم پستی ممکن است امکان‌پذیر باشد. برخی سازندگان نیز کویل‌های حلقوی سلنوتید ارائه می‌کنند که دور تا دور گردن بیمار قرار می‌گیرد. این کویل‌ها FOV کوچکتری تولید می‌کنند. کویل‌های قابل انعطاف را در بیمارانی که نمی‌توان آن‌ها را روی کویل‌های سرویکال وضعیت داد، مانند بیمارانی با گردن کوتاه یا کایفوز زیاد مهره‌های پستی، می‌توان به کاربرد.

اگر مگنت مجهز به کویل‌های آرایه فازی ستون فقرات باشد، باید از آنها استفاده کرد چون انتخاب کویل و وضعیت دادن بیمار نسبت به کویل کمتر حساس است. استفاده همزمان از چندین کویل آرایه فازی FOV بزرگتری را امکان‌پذیر می‌کند. به علاوه راه‌حل‌های نرم‌افزاری جدید، معروف به تکنیک دستیابی موازی (PAT) و SENSE، زمان دستیابی را با استفاده از کویل‌های آرایه فازی در تصویربرداری ستون فقرات با یک میدان دید بزرگ کاهش می‌دهد. اگر کویل‌های آرایه فازی برای ستون فقرات در دسترس

نباشد، و لازم باشد که بخش بزرگی از ستون فقرات، یا حتی تمام آن تصویربرداری شود، کویل تنه داخلی (bilt-in) باید استفاده شود. بسته به همگنی میدان مغناطیسی خارج از مرکز مگنت و طول کویل‌های گرادیانی، ۴۵-۵۰ cm از ستون فقرات می‌تواند مشاهده شود (که در اطفال و افراد کوچک اندام تمام ستون فقرات است). اندیکاسیون‌های تصویربرداری از تمام ستون فقرات بدون استفاده از کویل‌های آرایه فازی باید به دقت بررسی شوند. اگر کویل تنه استفاده شود، کیفیت تصویر و به ویژه، کنتراست و تفکیک فضایی به حد کیفیت تصاویر تولید شده با کویل‌های لوکال نمی‌باشد. بنابراین، آسیب‌های ظریف می‌تواند نیست شود، مثلاً فتق‌های کوچک دیسک یا آسیب‌های اینترامدولاری، مانند مالتیپل اسکروز (MS)، بنابراین توصیه می‌شود که در چنین مواردی آزمون قسمت‌های گردن، توراسیک و یا لومبوساکرال به طور جداگانه انجام شوند.

وضعیت دادن کویل در ارتباط با بیمار

هنگام تصویربرداری ستون فقرات توراسیک، قراردادن یک یا چند مارکر روی پوست پشت بیمار پیش از آزمون مفید است. این مارکرها مسئله تعیین سطوح تصویربرداری شده را ساده می‌کنند، به خصوص در سیستم‌هایی که امکان تهیه تصاویر لوکالایزر با FOV بزرگ (۵۰ cm) امکان‌پذیر نیست.

هنگام وضعیت دادن بیماران در کویل گردنی، باید کویل در حدی قرارگیرد که اتصال سرویکوتوراسیک را در تصویر شامل شود. برای به حداقل رساندن حرکات، یک ثابت‌کننده گردنی را می‌توان به‌کاربرد. در بیماران با کایفوز شدید توراسیک و با گردن خشک، وضعیت نرمال در کویل گردن غیرممکن می‌شود. برخی کویل‌ها بدون آنکه قسمت فوقانی متصل باشد اجازه تصویربرداری را می‌دهند ولی باید مراقب بود که فاصله گردن تا کویل زیاد نشود.

برای تصویربرداری از کمر بدون کویل‌های آرایه فازی، مرکز کویل باید حدود ۵cm بالاتر از کمرست ایلیاک (که معمولاً در سطح L4-L5 قراردارد) باشد. FOV باید کونوس مدولاریس و ساکروم را دربرگیرد. در تمام تصویربرداری‌ها باید سعی شود که مرکز ناحیه مورد نظر منطبق با مرکز مگنت (نقطه آیزوستتر) باشد.

۵-۲- پروتکل دنباله

راهنمایی‌های کلی

به طور کلی، تصاویر ساجیتال و آکسیال در تصویربرداری ستون فقرات به دست می‌آید. تصاویر وزن T_1 و T_2 اطلاعات تکمیلی و متفاوتی نمایش می‌دهند.

در وزن T_2 دیسک‌های نرمال بین مهره‌ای روشن هستند. با افزایش سن، کاهش آب دیسک رخ می‌دهد، زمان آسایش T_2 کوتاه می‌شود، و به تدریج دیسک تاریک‌تر می‌شود (بیماری دژنراتیو دیسک یا بیماری «دیسک سیاه»).

اگرچه، با طول قطار اکو بلندتر (ETL بیشتر) (اکوهای بیشتری بعد از هر پالس 90° نمونه‌گیری می‌شود)، به دلیل برخی آثار فیزیکی معین، دیسک نرمال نیز تاریک‌تر ظاهر می‌شود (شکل ۵-۱). بنابراین، به منظور تشخیص صحیح بیماری دژنراتیو دیسک،

تصاویر ساجیتال وزن T2 با یک ETL نسبتاً کوتاه (مثلاً، ۱۵ یا کمتر) ترجیح داده می‌شود. ساجیتال T_2 همچنین برای مشاهده طناب نخاعی و ریشه‌های عصبی cauda equina عالی است. و استنوز کانال نخاعی و اثر روی thecal sac به راحتی در ساجیتال T_2 مشاهده می‌شود. مهم است بدانیم که دنباله‌های (TSE) turbo spin-echo یا (FSE) fast spin-echo در تشخیص بیماری marrow-infiltrating کمکی نمی‌کند مگر آنکه تکنیک‌های سرکوب چربی استفاده شوند.

برای آشکار کردن بیماری‌های مغز استخوان، مانند تغییرات دژنراتیو صفحه انتهایی (end plate) یا متاستازهای مهره، تصاویر ساجیتال وزن T_1 حساس‌تر از تصاویر وزن T_2 بدون سرکوب چربی است، اما بازگشت وارونه کوتاه TI (STIR) یا هر سرکوب چربی وزن T_2 نیز می‌تواند آشکار شدن بیماری‌های معین مغز استخوان را افزایش دهد. همچنین، اختلاف بین استئوفیت‌ها و مواد دیسکی (با یا بدون بیرون‌زدگی دیسک) معمولاً در وزن T_1 بهتر مشخص می‌شود، به خصوص در CS.

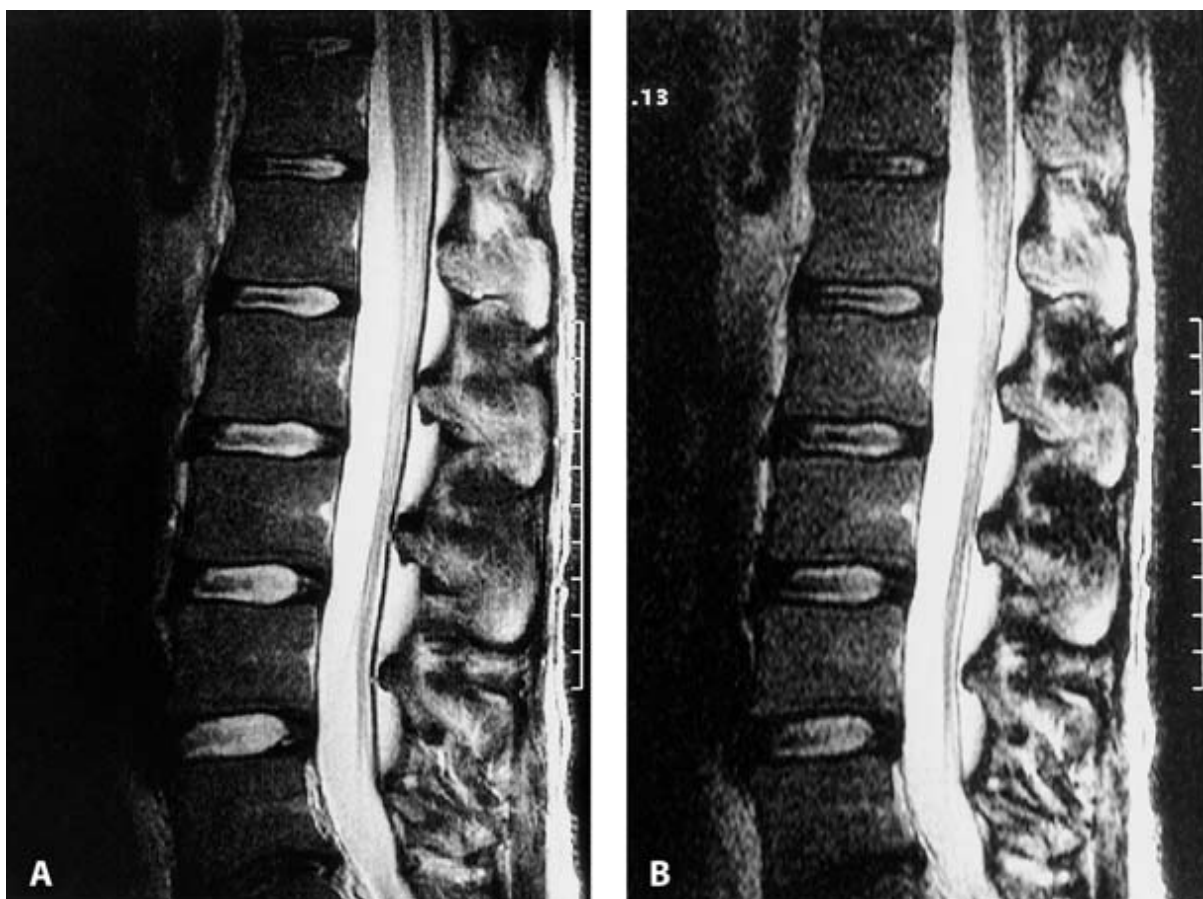
بافت چربی اپی‌دورال در ستون فقرات کمر (و توراسیک) در تصاویر وزن T_1 بسیار روشن است و به خوبی dural sac و دیسک بین مهره‌ای را متمایز می‌کند. به این دلیل است که تصاویر آکسیال وزن T_1 در ناحیه (توراکو) لمبار ترجیح داده می‌شود. چون با تکنیک‌های جدیدتر زمان‌های دستیابی کوتاه‌تر شده است، تصاویر آکسیال وزن T2 نیز به پروتکل تصویربرداری استاندارد (توراکو- لمبار) اضافه شده است. این دنباله مشاهده عالی ریشه‌های عصبی را در ارتباط با ساختارهای دیگر، به خصوص دیسک بین مهره‌ای امکان‌پذیر می‌کند.

در CS بافت چربی اپی‌دورال وجود ندارد، بلکه یک شبکه وریدی اپی‌دورال وجود دارد. برای بهینه‌کردن کنتراست بین دورال ساک و دیسک‌های بین مهره‌ای، تصاویر آکسیال وزن T_2 ترجیح داده می‌شود. این تصاویر همچنین در آشکار کردن بیماری مدولار مفید است. در اسپین اکوی (SE) مرسوم و TSE وزن T_2 ، مشکل می‌توان استئوفیت‌ها را از مواد دیسک متمایز کرد. در تصاویر گرادیان اکو (GE)، معمولاً می‌توان این‌ها را متمایز کرد چون استخوان شدت پایین و دیسک شدت بالا دارد. به علاوه زمان کوتاه‌تر TE در دنباله‌های وزن T_2 گرادیان اکو در مقایسه با SE آرتیفکت‌های ناشی از ضربان CSF را کاهش می‌دهد.

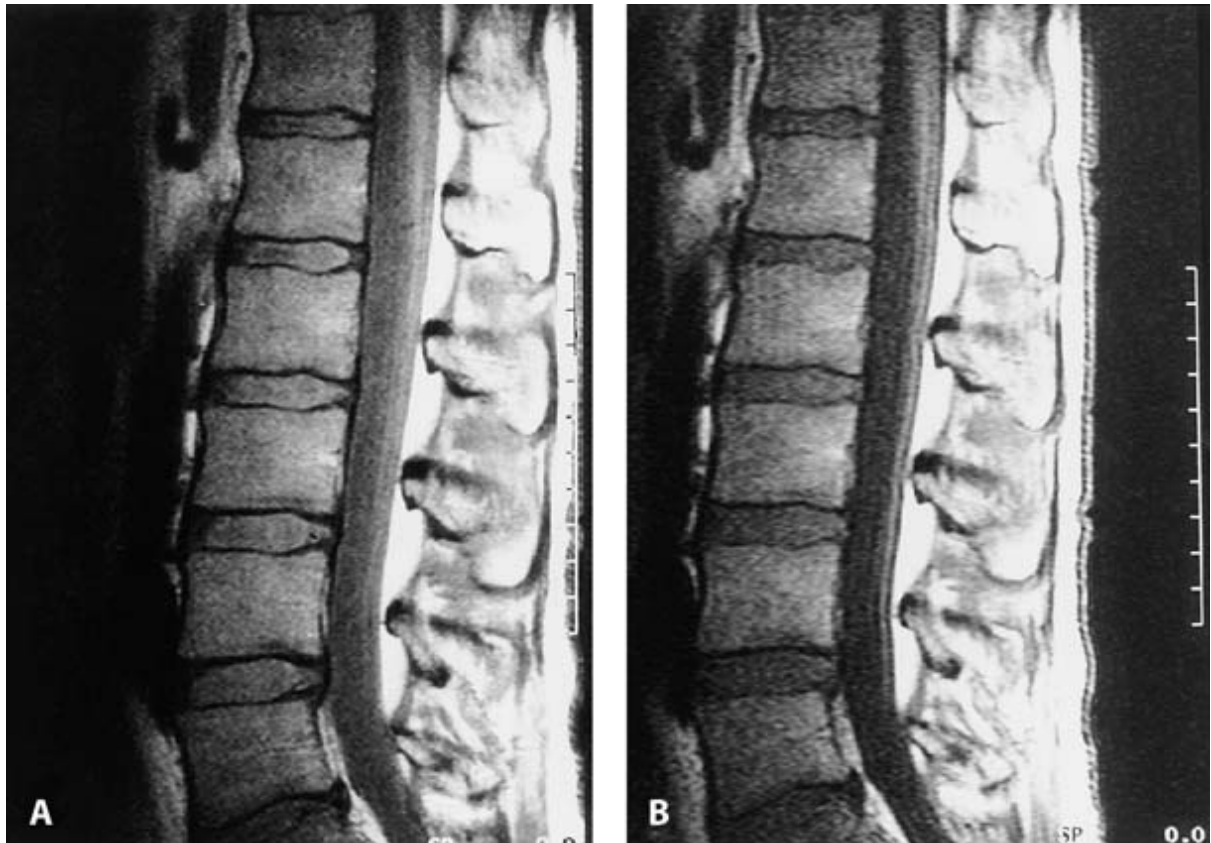
تصاویر لوکالایزر

بعد از وضعیت دادن به بیمار، تصاویر لوکالایزر (مترادف با تصاویر scout، یا تصاویر survey) مید ساجیتال و کروئال به دست می‌آید. نوع دنباله‌های مورد استفاده برای این منظور اهمیت چندانی ندارد و به سازندگان سیستم بستگی دارد. FOV لوکالایزرها باید بزرگتر از FOV تصاویر مورد نظر باشد. همان نوع کوئل (سطحی یا تنه) باید استفاده شود که برای آزمون واقعی استفاده می‌کنیم. لوکالایزرهای کروئال باید از وسط ستون فقرات تهیه شوند.

دنباله‌های ساجیتال از روی لوکالایزرهای کروئال موازی با ستون فقرات وضعیت داده می‌شوند. تصاویر آکسیال از روی تصاویر لوکالایزر ساجیتال وضعیت داده می‌شوند، عمود بر اسپاینال کانال، و نه موازی با دیسک بین مهره‌ای.



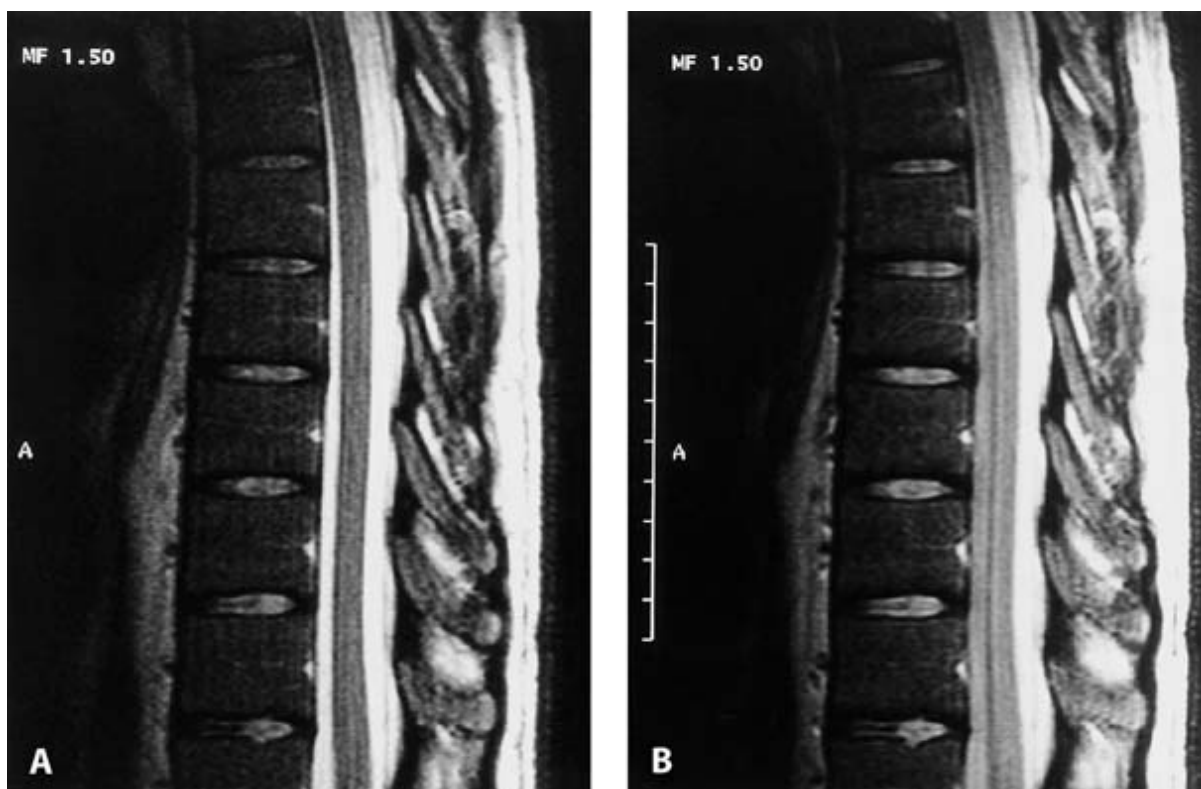
شکل ۵-۱- تصاویر وزن T_2 معمولی و فوق سریع در یک فرد. A دنباله توربو اسپین اکو (TSE) متداول. B دنباله فوق سریع ultrafast. (برای پارامترهای کامل دنباله جدول ۵-۱ و ۵-۲ را ببینید). به تفکیک فضایی عالی هر دو تصویر توجه کنید (هر دو با ماتریس ۵۱۲ به دست آمده‌اند). دنباله ultrafast در بیشتر نواحی نویزی‌تر و تاریک‌تر است به جز در مایع مغزی نخاعی (CSE)، که ناشی از طولانی بودن قطار اکو است، این می‌تواند در تشخیص صحیح بیماری دژنراتیو دیسک مشکل ایجاد کند.



شکل ۵-۲ تصاویر ساجیتال وزن T_1 توربو اسپین اکو TSE و اسپین اکو (SE) در یک فرد. A دنباله روتین TSE (برای پارامترهای کامل دنباله جدول ۵-۱ را ببینید). B دنباله SE (TE 15, TR 500, ۲۵۶×۵۱۲, TA 4' ۱۹"), دنباله SE در جهت فاز (آنتروپوستریور) تفکیک کمتری دارد تا زمان طولانی تر دستیابی را تا حدی جبران کند. کنتراست تصویر بسیار شبیه است، اما SNR در تصویر TSE به وضوح بیشتر است. بنابراین دلیلی ندارد که از دنباله های SE در تصویربرداری معمولی ستون فقرات استفاده کنیم.

نواحی اشباع

تکنیک های اشباع از یک پالس انتخابی استفاده می کنند که روی بافت های خارج یا داخل FOV اعمال می شود. مقصود از این ها تهییج (یا اشباع) اسپین های متحرک است که در خارج از ناحیه مورد نظر قرار دارند. برای حذف آرتیفک های ناشی از حرکت در خارج از ستون فقرات مفید هستند. آرتیفک های کدگذاری فاز که به دلیل حرکت بافت ها در این ناحیه ایجاد می شود، مانند تنفس، بلع، حرکت قلب، جریان ضربان دار خون، غیره. اگر اشباع به حد کافی موثر نباشد، به جای یک باند بزرگ می توان از دو باند کوچکتر استفاده کرد.



شکل ۵-۳ جبران جریان مایع مغزی نخاعی (CSF). تصاویر ساجیتال وزن T_2 میدتوراسیک در یک فرد. A دنباله روتین TSE برای ستون فقرات پشتی. B دنباله بدون جبران جریان CSF (در واقع این دنباله در ستون فقرات کمری استفاده می‌شود) (برای پارامترهای کامل دنباله جدول ۵-۱ را ببینید). تصویر B اندکی محو است، به خصوص در سطح مدولای توراسیک، که ناشی از عدم جبران حرکات بالا و پایین رونده CSF (ضربان CSF در جهت خوانده شدن) است.

دنباله‌های اختصاصی

تصاویر کروئال

تصاویر کروئال می‌تواند در ارزیابی اسکولیز ستون فقرات مفید باشد. همچنین توسعه فرآیندهایی پارا اسپاینال فرآیندهایی نظیر، foraminal neurinoma با وضوح بیشتری تصویر می‌شوند. نهایتاً، آنومالی‌هایی مادرزادی در تصاویر کروئال بهتر ارزیابی می‌شوند.

میدان دید بزرگ

در برخی موارد، استفاده از FOV بزرگ می‌تواند مفید باشد. به ویژه در هنگام غربال‌گری یا مرحله‌بندی متاستازهای مهره‌ای. در صورت دسترسی به کویل‌های آرایه فازی، قسمت‌های بزرگی از ستون مهره‌ها را می‌توانیم با کیفیت عالی تصویربرداری کنیم. با این حال، وقتی کویل‌های آرایه فازی در دسترس نباشد، باید کویل تنه استفاده شود، و کیفیت تصویر بهینه نخواهد بود. در

متاستازهای مهره مسئله ساز نیست، اما در آسیب‌های ظریف‌تر، نظیر آسیب‌های ایترامدولاری در MS، این تصاویر FOV بزرگ می‌تواند به نتایج منفی کاذب منجر شود.

جدول ۱-۵ پارامترهای دنباله پیشنهادی در MRI استاندارد از کمر و گردن. توراسیک با استفاده از دنباله‌های کمری انجام می‌شود.

ناحیه گردن			ناحیه کمر				
GRE-T2	TSE-T2	TSE-T1	TSE-T2	TSE-T1	TSE-T2	TSE-T1	دنباله پالس
T2	T2	T1	T2	T1	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال	ساجیتال	ساجیتال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	ساجیتال	صفحه برش
۱۹	۱۱	۱۱	۳×۵	۳×۵	۱۱	۱۱	تعداد برش
۹۶۰	۲۹۰۰	۷۵۰	۴۰۰۰	۵۷۰	۴۰۰۰	۸۳۵	TR(ms)
۲۷	۱۰۲	۱۰	۹۹	۱۴	۱۳۶	۱۲	TE (ms)
۳۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	زاویه فلیپ
-	۱۵	۳	۱۵	۷	۱۵	۵	ETL
۳-۵	۳	۳	۴	۴	۴	۴	پهنای برش (mm)
۲۵۶×۲۲۰	۵۱۲×۳۰۸	۵۱۲×۳۰۸	۵۱۲×۳۰۸	۵۱۲×۳۰۸	۵۱۲×۳۰۸	۵۱۲×۴۱۰	ماتریس
۲۰۰×۲۰۰	۲۸۰×۲۸۰	۲۸۰×۲۸۰	۲۳۰×۲۳۰	۳۲۰×۳۲۰	۳۲۰×۳۲۰	۳۲۰×۳۲۰	FOV
۱۹۵	۱۹۱	۱۹۵	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	۱۹۵	پهنای باند (Hz)
۳:۳۰	۲:۴۷	۳:۳۲	۱:۳۸	۲:۳۴	۲:۳۴	۲:۱۹	زمان دستیابی (min)

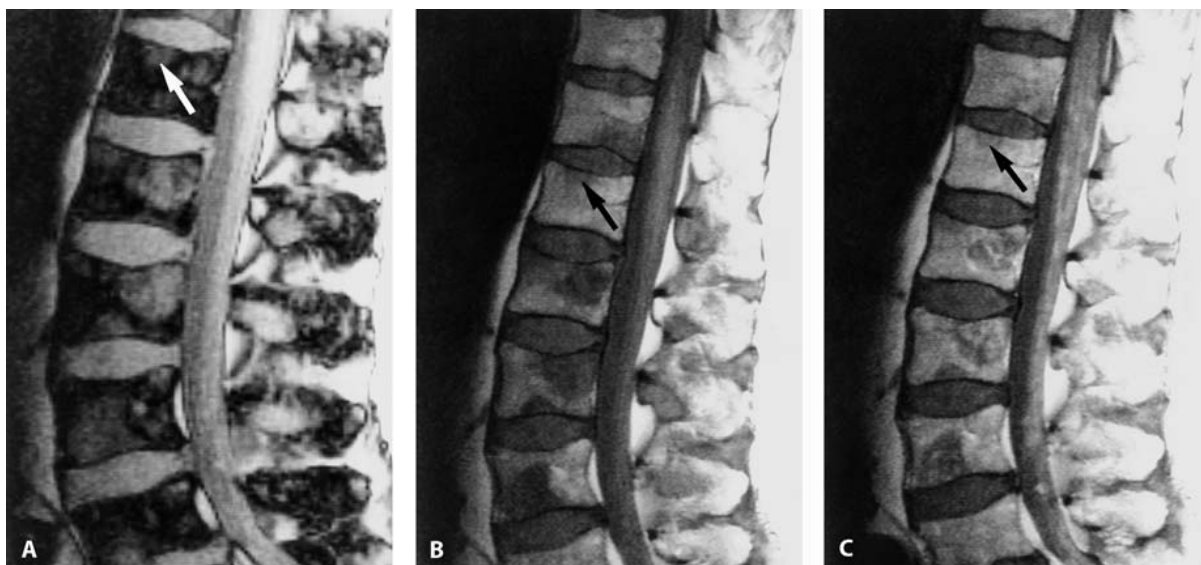
دنباله‌هایی با سرکوب چربی

در CS، چربی اینترا اسپینال وجود ندارد، و دنباله‌های سرکوب چربی کاربرد محدودی دارند. در ستون فقرات کمر، سرکوب چربی را می‌توان برای متمایز کردن بافت اسکار از بافت چربی اپی‌دورال در تصاویر وزن T_1 با تزریق گادولینیوم در بررسی ستون فقرات بعد از جراحی استفاده کرد. با این وجود، همین نتایج را می‌توان با تفریق تصاویر قبل و بعد از تزریق کنتراست بدون سرکوب چربی به دست آورد. در برخی موارد نادر، تکنیک‌های سرکوب چربی می‌تواند در تمایز بین خون و چربی مفید باشد.

تصویربرداری خارج از فاز (out of phase)

تصاویر خارج از فاز یا فاز مخالف (opposed phase) در تصاویر GRE هنگامی رخ می‌دهد که TE برابر با زمان مورد نیاز برای پروتون‌های آب و چربی است تا 180° از فاز خارج شوند. در این شرایط، اجسامی که محتوی مقدار یکسانی پروتون‌های آب و چربی هستند در تصاویر MR شدت کمی دارند (hypointense)، یعنی سیاه هستند، چون سیگنال‌های آب و چربی یکدیگر را خنثی خواهند کرد. در افراد بزرگسال، تنه مهره‌ها از مقادیر کم و بیش یکسان آب و چربی ساخته می‌شود. هنگامی که یک فرآیند

پاتولوژیک این تعادل را برهم می‌زند، نواحی سیگنال بالا در مهره‌ها دیده می‌شود، که در برابر زمینه نرمال سیاه به طور واضح مشهود می‌باشد. یک کاربرد متداول آن در غرباگری متاستازهای مهره‌ها است. یک استثناء متاستازهای استئوبلاستیک است، که در تصاویر خارج از فاز سیاه باقی می‌ماند (شکل ۵-۴) بنابراین همیشه باید تصاویر استاندارد وزن T_1 دستیابی شود.



شکل ۵-۴ متاستازهای مهره. گرادیان اکوی خارج از فاز out of phase، A، بدون تزریق کنتراست. B، پس از تزریق گادولینیوم. C، تصویر وزن T_1 دنباله TSE هر پنج مهره کمر درگیر شده است. برای نمونه، یک متاستاز کوچک در مجاورت صفحه انتهایی فوقانی L1 (پیکان) دیده می‌شود.

تصویربرداری فوق سریع

در برخی بیماران (کودکان، بیمارانی که همکاری نمی‌کنند، و غیره)، کوتاه کردن زمان تصویربرداری به منظور کاهش آرتیفکتهای حرکتی می‌تواند مفید باشد. در این موارد، از پارامترهای دنباله در جدول ۲-۵ می‌توانید استفاده کنید. اگرچه زمان دستیابی به ۱ min یا کمتر کاهش می‌یابد، این دنباله‌های فوق سریع، تصاویری با کیفیت عالی تولید می‌کنند. با حذف نواحی اشباع، بازهم می‌توان زمان را کمتر کرد. SNR اساساً پایین‌تر اما کافی است.

جدول ۲-۵ پارامترهای دنباله در تصویربرداری فوق سریع MR از ستون فقرات کمری و گردن. تصویربرداری ستون فقرات پستی را می‌توان با استفاده از دنباله‌های ستون فقرات کمر انجام داد.

ناحیه گردن			ناحیه کمر				
GRE-T2	TSE-T2	TSE-T1	TSE-T2	TSE-T1	TSE-T2	TSE-T1	دنباله پالس
T2	T2	T1	T2	T1	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال	ساجیتال	ساجیتال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	ساجیتال	صفحه برش
۱۹	۱۱	۱۱	۳×۵	۳×۵	۱۱	۱۱	تعداد برش
۹۶۰	۲۹۰۰	۷۵۰	۴۰۰۰	۵۷۰	۴۰۰۰	۸۳۵	TR(ms)
۲۷	۱۰۲	۱۰	۹۹	۱۴	۱۳۶	۱۲	TE (ms)
۳۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	زاویه فلیپ
–	۱۵	۳	۱۵	۷	۱۵	۵	ETL
۳ – ۵	۳	۳	۴	۴	۴	۴	پهنای برش (mm)
۲۵۶×۱۲۰	۵۱۲×۲۰۵	۵۱۲×۲۰۵	۵۱۲×۲۰۵	۵۱۲×۲۰۵	۵۱۲×۲۰۵	۵۱۲×۲۰۵	ماتریس
۲۰۰×۲۰۰	۲۸۰×۲۸۰	۲۸۰×۲۸۰	۲۳۰×۲۳۰	۲۳۰×۲۳۰	۳۲۰×۳۲۰	۳۲۰×۳۲۰	FOV
۱۹۵	۱۹۱	۱۹۵	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	۱۹۵	پهنای باند (Hz)
۰:۰۳	۰:۴۱	۰:۳۵	۰:۳۵	۰:۵۱	۰:۴۲	۰:۳۵	زمان دستیابی (min)

MR میلوگرافی

علاوه بر دنباله‌های تصویربرداری نرمال MR میلوگرافی می‌تواند مفید باشد. اگرچه دنباله‌های سه بعدی 3D TSE پیشنهاد شده است، به طور قابل ملاحظه‌ای زمان کل تصویربرداری را اضافه می‌کنند، بنابراین، دنباله‌های وزن T_2 قطعه ضخیم single-shot با یک قطار اکوی بسیار بلند پیشنهاد می‌شود (به شکل ۵-۵ و توضیحات آن مراجعه کنید). اگرچه این دنباله در هر بار فقط یک نما از thecal sac به دست می‌دهد، زمان تصویربرداری آنها بسیار کوتاه است، که این امکان را می‌دهد تا با اجرای دنباله در جهات مختلف (یک نمای فرونتال، یک نمای ساجیتال، و دو نمای ابلیک)، نمای مختلفی به دست آورد. این دنباله دارای این مزیت اضافی است که دیگر نیازی به پس پردازش نمی‌باشد (پروجکشن شدت بیشینه لازم نیست).



شکل ۵-۵ MR میلوگرام. (A) MR میلوگرام روتین در یک فرد داوطلب [زمان تکرار TR ۲۸۰۰، زمان اکو TE ۱۱۰۰، طول قطار اکو ۲۴۰، TEL، TA vs]. در این مثال، یک نمای فرونتال MR میلوگرام (راست) با قراردادن یک برش روی یک تصویر ساجیتال (چپ) به دست می‌آید. ضخامت برش باید به گونه‌ای تنظیم شود که تمام دورال ساک و پوشش‌های عصب را دربرگیرد. جزئیات عالی با ریشه‌ها و پوشش‌های عصب به طور متقارن دیده می‌شود. این دنباله را می‌توان در جهات مختلف اجرا کرد تا میلوگرام‌های ابلیک، فرونتال و ساجیتال به دست آید. B و C تصاویر یک دنباله ۳D TSE وزن T₂ برای مقایسه. زمان دستیابی با این دنباله به طور قابل ملاحظه‌ای طولانی‌تر است اما دارای مزیت تولید نماهای متعدد است.

MR آنژیوگرافی

در تصویربرداری ستون فقرات MR آنژیوگرافی (MRA) کاربرد محدودی دارد. حتی مالفرماسیون‌های شریانی وریدی (AVM) یا فیستول در MRA به سختی تصویر می‌شود. به طور نرمال دنباله‌های بعد از تزریق وزن T_1 کفایت می‌کند.

تصویربرداری وزن دیفیوژن (DWI)

تصویربرداری وزن دیفیوژن DWI یک تکنیک اختصاصی است که از گرادیان‌های مغناطیسی بسیار قوی استفاده می‌کند، که به طور موثری سیگنال ناشی از پروتون‌های متحرک آب آزاد، مثلاً CSF، را خنثی می‌کند. پروتون‌هایی که محدودیت حرکتی بیشتری دارند، مثلاً در آب داخل سلولی، یک سیگنال قابل اندازه‌گیری MR را تولید می‌کنند. حرکت خود به خود پروتون‌ها معروف است به «حرکت بروانی» و منجر به انتشار (دیفیوژن) می‌شود، از این جهت اصطلاح DWI استفاده می‌شود.

این تکنیک به خصوص در آشکار کردن ادم سایتوتوکسیک مفید است. چون ایسکمی خیلی زود (بعد از ۱ ساعت) ادم سایتوتوکسیک ایجاد می‌کند، DWI قادر به آشکار کردن زود هنگام آسیب‌های ایسکمیک است.

تصویربرداری فانکشنال

تصویربرداری فانکشنال از ستون فقرات عمدتاً یک تصویربرداری نیمه دینامیک است. تصویربرداری flexion/extension از ستون فقرات گردن با دنباله‌های سریع نسبتاً آسان انجام می‌گیرد. اولین تصاویر با خم شدن سر به طرف جلو انجام می‌گیرد. این کار را می‌توان با قراردادن یک بالون باد شونده در زیر سر به آسانی انجام داد. با خارج کردن تدریجی هوا در مقادیر اندک، تصویربرداری در وضعیت‌های مختلف بین فلکشن و اکستنشن انجام می‌گیرد. به این ترتیب ارتباط دینامیکی بین ساختارهای آناتومی و پاتولوژی، مثلاً دیسک هرنيه، را می‌توان ارزیابی کرد. ضروری است تا به جای استفاده از کوئل نرمال گردن از کوئل قابل انعطاف یا کوئل تنه استفاده شود.

تصویربرداری دینامیک از ستون فقرات کمر به دلیل فضای محدود قابل دسترسی در مگنت مشکل‌تر است. ساده‌ترین راه حل، تصویربرداری از بیمار در حالت سوپاین و پرون است، یعنی شبیه‌سازی اکستنشن و فلکشن. امکان دیگر استفاده از وسایلی با طراحی اختصاصی و یا بالون‌ها یا تصویرکردن بیمار در حالت لترال دکوییتوس است. این تکنیک‌ها نسبتاً پر زحمت هستند. نماهای فلکشن-اکستنشن از ستون فقرات را می‌توان در وضعیت نشسته با نوع خاصی از سیستم MR باز اینترونشنال (طرح «double-doughnut») انجام داد. سیستم‌های جدیدتر اجازه می‌دهند تصویربرداری در حالت ایستاده با تحمل وزن بدن انجام شود، همچنین در حالت خم شدن به راست و چپ و چرخش انجام می‌شود.

اصطلاح تصویربرداری فانکشنال تشدید مغناطیسی (fMRI) همچنین برای آشکار کردن فعالیت نرونی استفاده می‌شود. معمولاً، یک تکنیک اختصاصی MR به نام تصویربرداری وابسته به سطح اکسیژن خون (Blood Oxygen Level Dependent) BOLD، برای آشکار کردن تغییرات ظریف در سطح خونی دی‌اکسی هموگلوبین ناشی از فعالیت نرونی و تطابق ثانویه خودکار

جریان خون است. این تکنیک عمدتاً در مغز استفاده می‌شود، چون آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش بدست آوردن تصاویر مفید از نخاع را مشکل می‌کند.

مواد کنتراست

استفاده از مواد کنتراست در بخش‌های دیگری از این فصل بحث شده است. رایج‌ترین مورد کاربرد گادولینیوم وریدی در ستون فقرات عبارتند از:

۱- ستون فقرات کمری بعد از جراحی، به خصوص بعد از دیسکتومی (استفاده از گادولینیوم اجباری است).

۲- آشکارسازی تومورهای کوچک، به خصوص نورینوماها.

۳- تصویربرداری از تومورها به طور کلی

۴- MS و بیماری‌های التهابی

پارامترهای دنباله

جدول ۵-۱ پارامترهای دنباله استاندارد برای تصویربرداری MR از CS، توراسیک و ستون مهره‌های کمر را فهرست می‌کند. همه ماتریس‌های تصاویر با یک FOV بزرگ حداقل باید ۵۱۲ باشد. در برخی ماشین‌های جدیدتر، حتی ماتریس‌های ۱۰۲۴ نیز امکان‌پذیر است.

میدان‌های دید مستطیلی (RFOV) را می‌توان برای کوتاه کردن زمان تصویربرداری به کار برد. اگرچه، با کاهش تعداد دستیابی‌ها نیز می‌توان زمان را کاهش داد، مثلاً، زمان تصویربرداری و SNR در دنباله‌ای با دودستیابی و ۵۰٪ RFOV برابر است بایک دستیابی و بدون RFOV (۱۰۰٪). با این حال، RFOV ممکن است سبب آرتیفکت‌های تاه شدن (یا پیچش) شود. برای جلوگیری از این آرتیفکت‌ها، به طور کلی از بیش نمونه‌گیری (oversampling) می‌توان استفاده کرد. در جهت خواندن، بدون طولانی شدن دستیابی می‌توان بیش نمونه‌گیری را انجام داد. بیش نمونه‌گیری در جهت فاز، به طور خطی زمان تصویربرداری را افزایش می‌دهد، اما SNR نیز افزایش می‌یابد. به این دلیل، ۱۰۰٪ بیش نمونه‌گیری و یک دستیابی با دو دستیابی بدون بیش نمونه‌گیری، از نظر زمان و SNR یکسان است. بنابراین

$$\text{RFOV } ۱۰۰\% + ۲ \text{ دستیابی} = \text{RFOV } ۵۰\% + ۴ \text{ دستیابی}$$

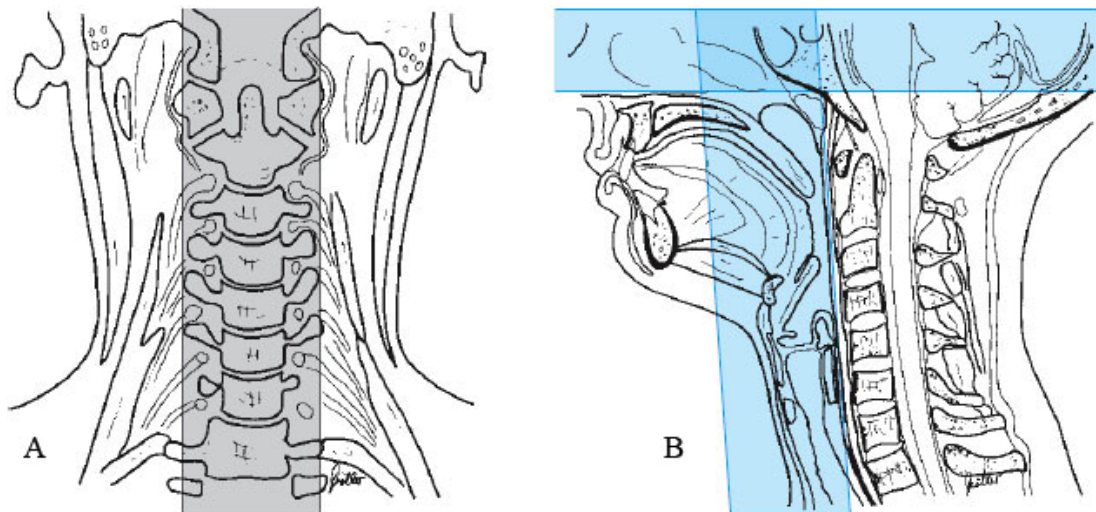
$$\text{RFOV } ۲۰۰\% + ۱ \text{ دستیابی} =$$

اما بیش نمونه‌گیری مانع از آرتیفک‌های تاه شدگی (infolding) می‌شود. با این حال، مزیت RFOV، به دست آوردن دستیابی‌های بیشتر است، چون تخریب تصویر با آرتیفک‌های حرکتی وقتی متوسط‌های بیشتری به دست آوریم کاهش می‌یابد. چون حرکت (تنفس، تحرک، جریان ضربان خون، مایع CSF، و غیره) معمولاً سبب آرتیفک در جهت کدگذاری فاز می‌شود، مفید است که جهات کدگذاری فرکانس (read-out) و کدگذاری فاز را تعویض (swap) کنیم. در ستون فقرات کمری، انتخاب کدگذاری فاز در جهت کرانیو کودال آرتیفک‌های ناشی از ضربان‌های CSF را کاهش می‌دهد.

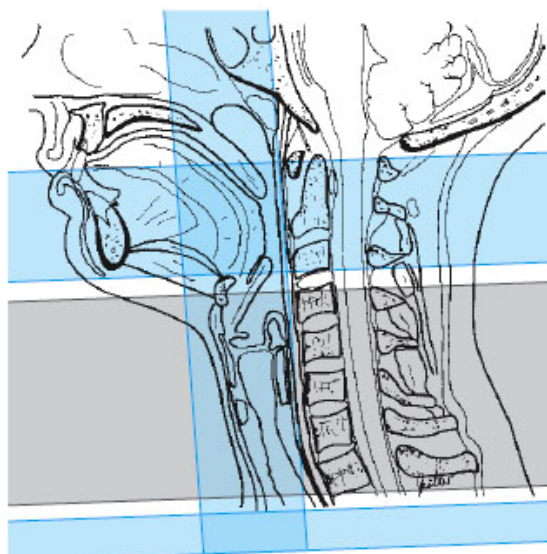
ضخامت و جهت برش

ضخامت برش استاندارد در دنباله‌های ساجیتال ستون مهره‌ها ۳-۴ mm است. تعداد برش‌ها باید فرد انتخاب شود به‌طوری‌که برش میانی دقیقاً در میانه طناب نخاعی قرارگیرد. برای برش‌های گردن ضخامت برش ۳-۴mm و برای کمر ۴-۵mm است، چون فضای دیسک کمری نسبتاً ضخیم‌تر و سوراخ‌های بین مهره‌ای بزرگ است. اگرچه، برش‌های ضخیم‌تر، SNR بسیار بهتری تولید می‌کنند، اما در آشکارکردن هرنی‌های کوچک دیسک برش‌های ضخیم‌تر، به دلیل آثار حجم جزئی رضایتبخش نیست.

تصاویر ساجیتال باید سوراخ‌های عصبی دو طرف را دربرگیرد. حداقل قسمتی از ناحیه آناتومیک مجاور باید تصویر شود، مثلاً کونوس مدولاریس در تصویربرداری ستون مهره‌های کمری یا اتصال کرانیوسرویکال در تصویربرداری CS. غیرمعمول نیست که یک تومور کونوس مدولاریس از نظر بالینی به شکل یک رادیکلوپاتی یا دردکمر ظاهر شود.

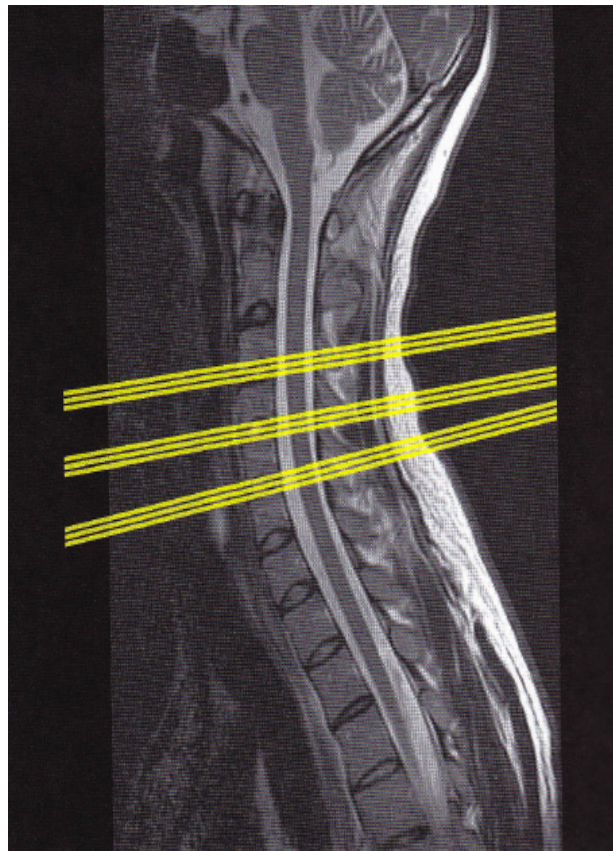


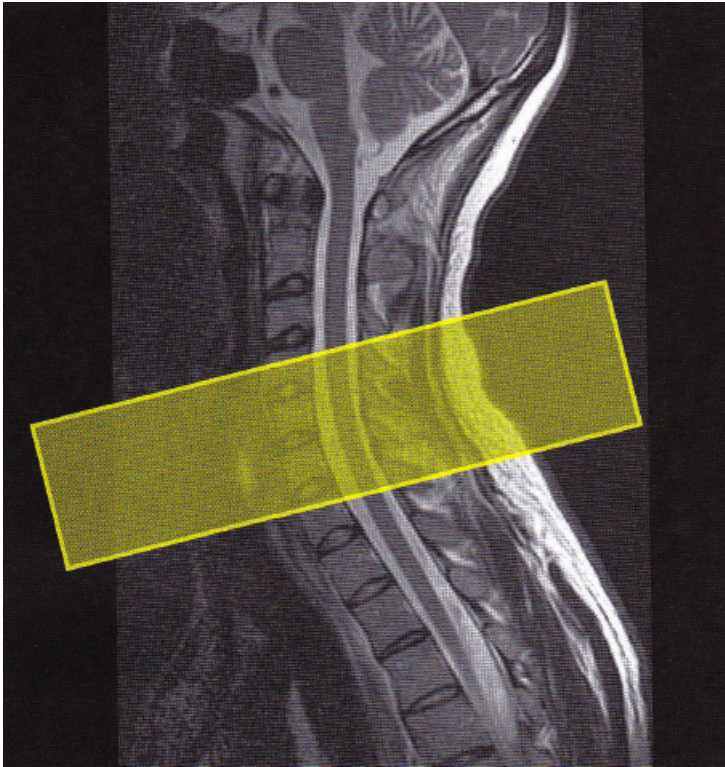
A - لوکالایزر کروئال برای طراحی برش‌های ساجیتال از ستون فقرات گردن. B - نمای لوکالایزر ساجیتال جهت تعیین قطعات اشباع در تصویر برداری ساجیتال از ستون فقرات گردن. برش‌ها در تمام صفحات باید از قاعده جمجمه تا دومین مهره پشتی را شامل شود



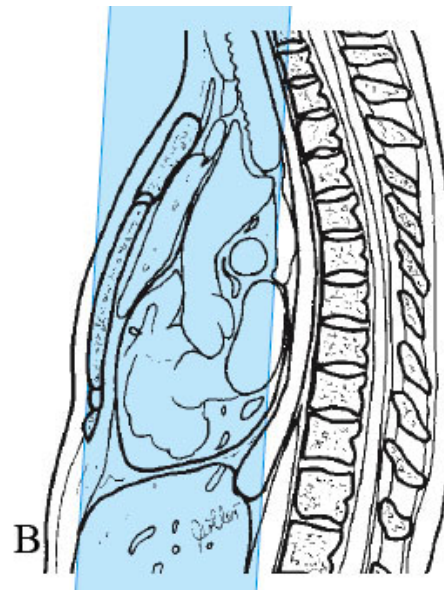
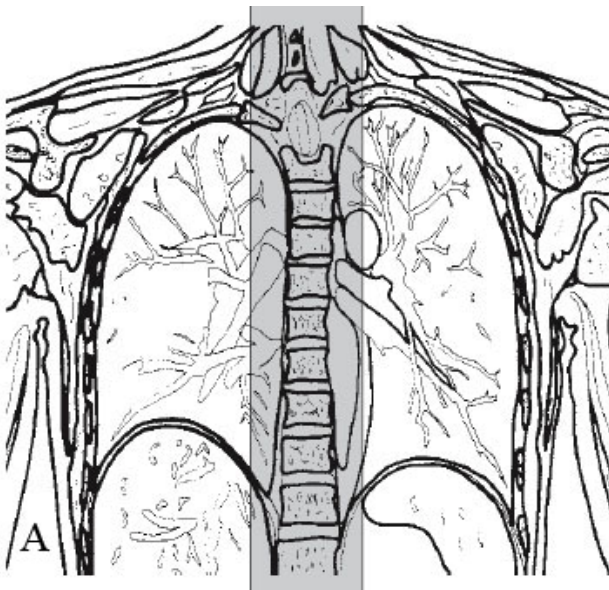
نمای لوکالایزر ساجیتال - طراحی برش های آکسیال و باند های اشباع.

در بیماری دیسک برش ها موازی با دیسک های بین مهره ای طراحی میشود و سه یا چهار برش از سطح هر دیسک کفایت می کند.

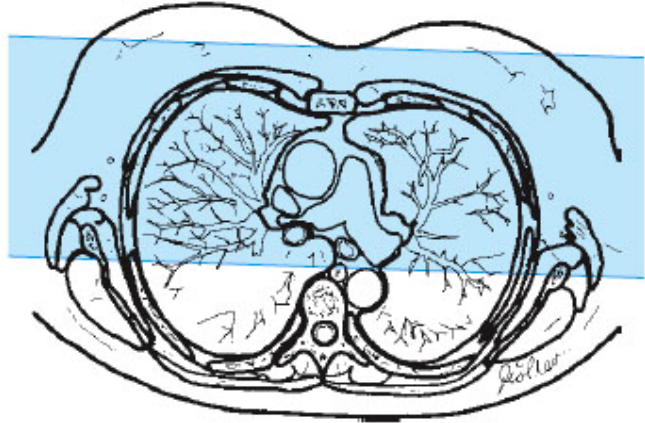
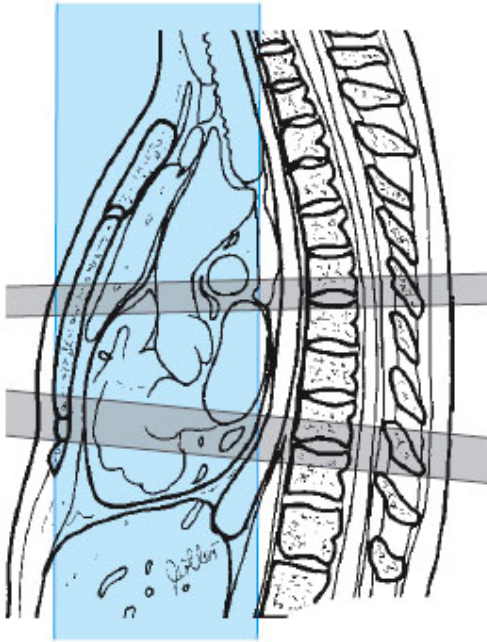




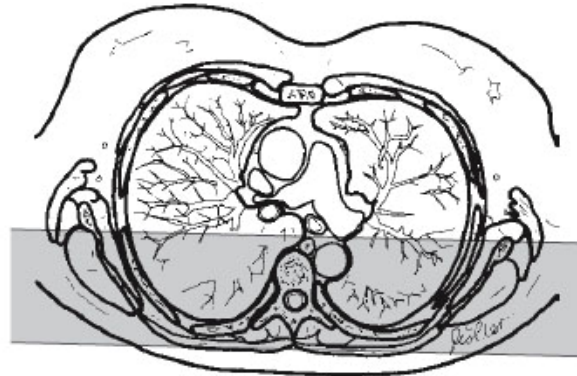
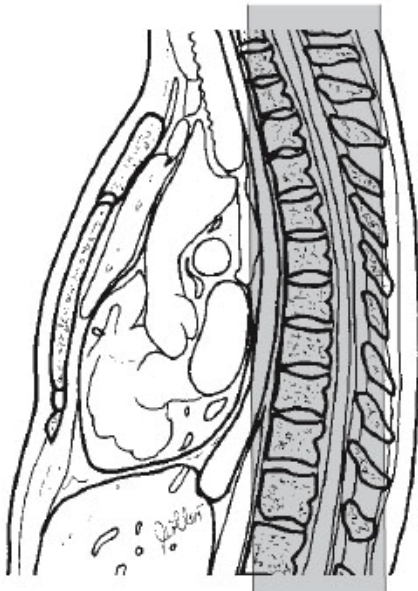
نمای لوکالایزر ساجیتال جهت طراحی و تعیین حدود
برش های آکسیال در تصویربرداری از اسپاینال کورد.



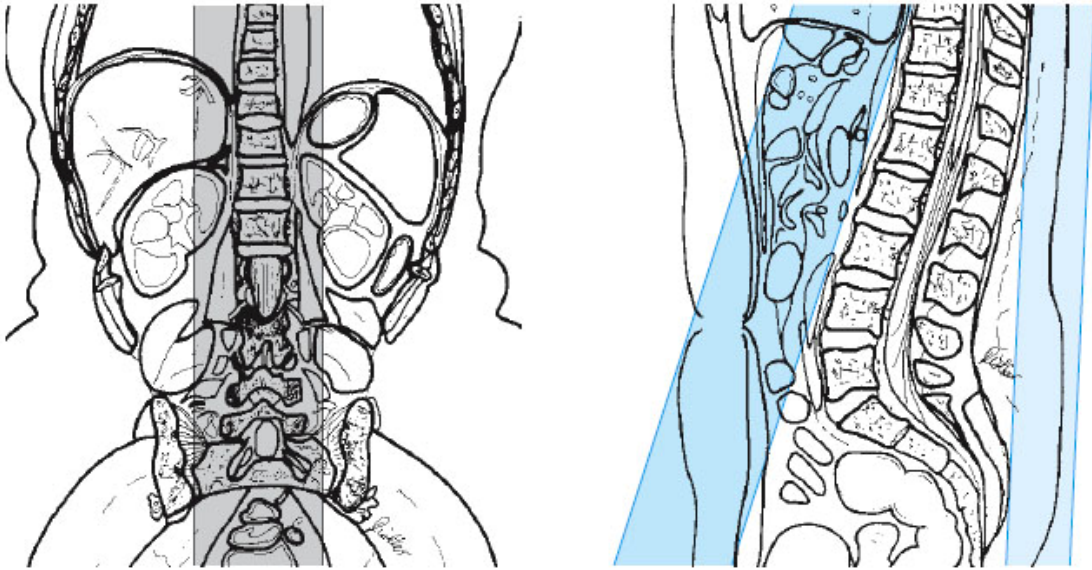
A- لوکالایزر کروئال از توراسیک جهت طراحی برش ها در صفحه ساجیتال. B- لوکالایزر ساجیتال برای تعیین حدود باند
اشباع.



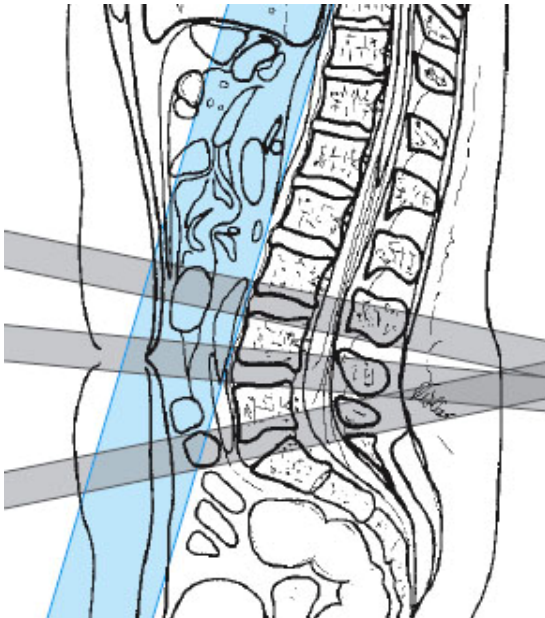
طراحی برش های آکسیال، موازی با صفحه انتهایی، هر قسمت بطور انفرادی طراحی می شود. اما در کایفوز شدید برش های آکسیال بطور پیوسته طراحی می شود، شکل زیر را ببینید.



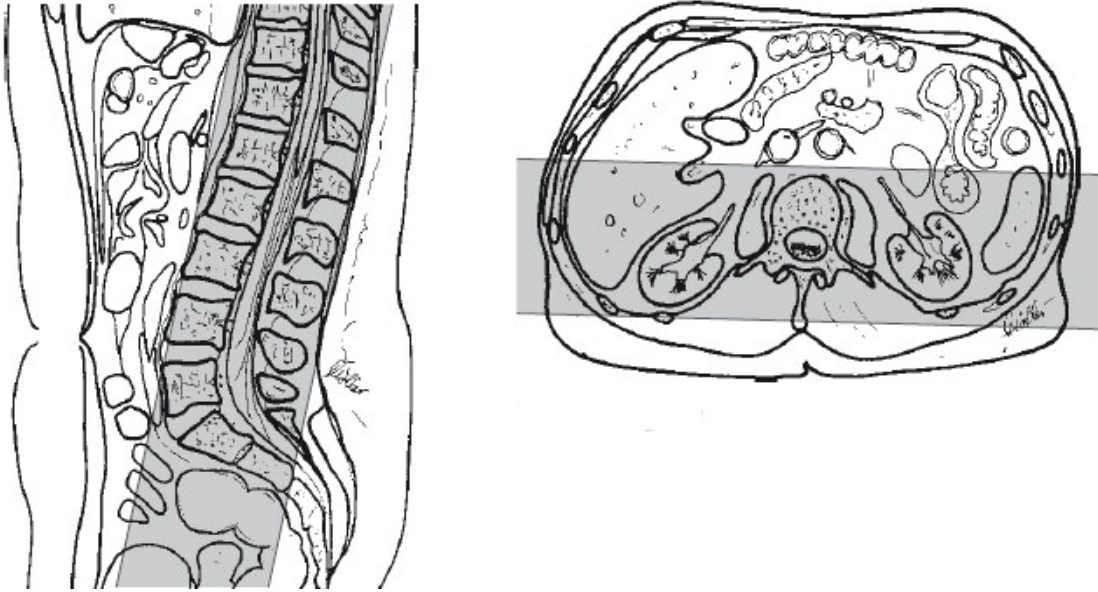
طراحی برش های کرونال توراسیک.



سمت چپ- لوکالایزر کروئال از لمبار جهت طراحی برش ها در صفحه ساجیتال. راست- لوکالایزر ساجیتال برای تعیین حدود باند اشباع.



طراحی برش های آکسیال موازی با صفحات انتهایی



طراحی برش های کرونال از ناحیه کمری.

۶ سر و گردن

۶-۱- استخوان تمپورال (گوش داخلی) و پوسترئور فوسا

مقدمه

گوش خارجی و میانی با CT بهتر بررسی می‌شود. با این حال، در بیمارانی با کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) sensorineural hearing loss، سرگیجه و وزوز گوش، باید گوش داخلی، مجرای شنوایی داخلی (IAC)، زاویه سربروپونتاین (CP) و مسیرهای اعصاب شنوایی و دهلیزی در مغز و ساقه مغز بررسی شود. فقط MRI می‌تواند تمام این ساختارها را نشان دهد و پاتولوژی را در این بیماران آشکار کند. MRI همچنین روش انتخابی در آشکارکردن و مشخص نمودن آسیب‌های راس پتروس (کلستروال گرانولوما، کلستیتومای مادرزادی) و تشخیص مننگو (یا انسفالو) سل در موارد نقص تگمنت گوش میانی است.

کوئل‌ها و وضعیت بیمار

بیمار در وضعیت سوپاین و سر درون کوئل سر کاملاً ثابت می‌شود. لوکالایزرهای متعدد کروئال ممکن است برای تصحیح وضعیت نامناسب (چرخش سر) یا عدم تقارن‌های ذاتی (شکل ۶-۱) لازم باشد. یک کوئل سر پلاریزه حلقوی (CP) ترجیح داده می‌شود، چون امکان تصویربرداری همزمان از هر دو استخوان تمپورال را فراهم می‌کند، و سیگنال در سراسر تصویر همگن باقی می‌ماند. با این نوع کوئل، حتی ناحیه root-entry و ساقه مغز را می‌توان ارزیابی کرد. به علاوه، همین کوئل را می‌توان برای یک مطالعه وزن T2 مغز بکار برد، که در بیمارانی با SNHL، سرگیجه و وزوز گوش اجباری است.

پیش از وضعیت دادن به بیمار در مگنت، سمعک‌ها باید خارج شده باشند. بسیاری از ایمپلنت‌های حلزونی با MRI ناسازگار هستند. به‌طور کلی، پروتزهای مدرن مورد استفاده در اسیکوپلاستی تعارضی با MRI ندارند.

پروتکل دنباله

۱- یک مطالعه روتین وزن T2 از مغز، با اسکن‌های آکسیال از قاعده جمجمه تا رأس سر، باید به منظور رد علت احتمالی مرکزی SNHL یا سرگیجه انجام شود (شکل ۶-۲).

۲- تصاویر SE T1 بدون تزریق برای آشکارکردن آسیب‌هایی با شدت سیگنال بالا، نظیر شوآنوم، لیپوم، خون (تروما)، کلستروال گرانولوما یا مایع با غلظت زیاد پروتئین ضروری است.

۳- یک دنباله T1 با تزریق Gd حساس‌ترین تصاویر برای آشکارکردن پاتولوژی در لابیرنت غشایی، IAC و CPA (شکل ۶-۳ و ۶-۴) می‌باشد. بنابراین، به دست آوردن این دنباله اجباری است. تزریق 0.1 mmol/kg از Gd کفایت می‌کند. تصاویر آکسیال

پس از تزریق Gd باید در همان وضعیت قبل از کنتراست به دست آیند به طوری که مقایسه امکان پذیر باشد. ضخامت برش قبل و بعد از کنتراست نباید از ۳ mm تجاوز کند، امروزه برش های نازک ۲mm توصیه می شود. برش ها باید پیوسته باشند، یعنی هیچ فاصله ای بین برش ها نباشد. همین روش باید برای تصاویر کروئال به کار می رود.

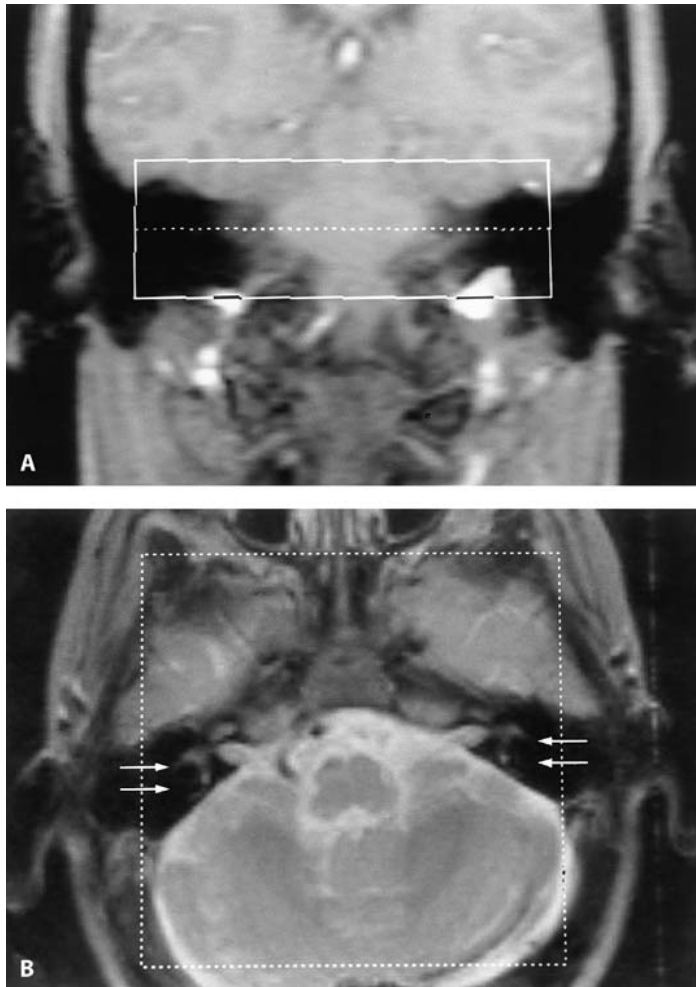
۴- وزن T1 با سرکوب چربی به ویژه در بیماران بعد از جراحی مفید است تا شوانومای باقی مانده یا عود کننده از موادی که توسط جراح استفاده شده است و سیگنال بالای چربی تولید می کند متمایز شود.

۵- وزن T2 گرا دیان اکو (GRE) یا توربو اسپین اکو (TSE) برای ارزیابی ساختارهای بسیار کوچک CPA، انشعاب عصب چهارم در IAC و مایع موجود در داخل لابیرنت غشایی (شکل ۳-۶) ضروری است. مهم است که تصاویر GRE را پیش از تزریق Gd به دست آوریم تا از آرتیفکت های جریان تشدید شده با Gd (Gd- intensified flow artifacts) جلوگیری کنیم. در صورت امکان ضخامت برش باید ۰/۷-۰/۵ mm باشد، در هر صورت ضخامت برش نباید از ۱mm تجاوز کند. وقتی از تصاویر زیر میلیمتری استفاده شود، قطعه (slab) نازکتر می شود و از این رو، وضعیت دادن در صفحه کروئال حساس می باشد. تصویربرداری با تفکیک بالا را می توان با یک ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ به دست آورد، اما زمان دستیابی افزایش می یابد و SNR کاهش می یابد. راه دیگری که توصیه می شود، استفاده از یک میدان دید (FOV) بسیار کوچک ۹۵ mm با یک ماتریس ۲۵۶ است، که تفکیک فضایی یکسانی به دست می دهد، اما بدون افزایش زمان دستیابی در بیشتر بیماران، هر دو گوش داخلی در یک میدان دید ۹۵mm جای می گیرد، اما وضعیت صحیح بسیار اهمیت دارد، و ضروری است تا از برش های نازک آکسیال وزن T1 یا T2 بدون تزریق کنتراست برای کنترل وضعیت صحیح استفاده کنیم و بررسی کنیم که آیا قطعه GRE نیز لبه خارجی مجرای نیم دایره لترال را پوشش می دهد یا خیر. فقط این تصاویر GRE T2 قادر است سیگنال بالای مایع اینترا لابیرنتی را از فیروز یا تومور اینترا لابیرنتی متمایز کند.

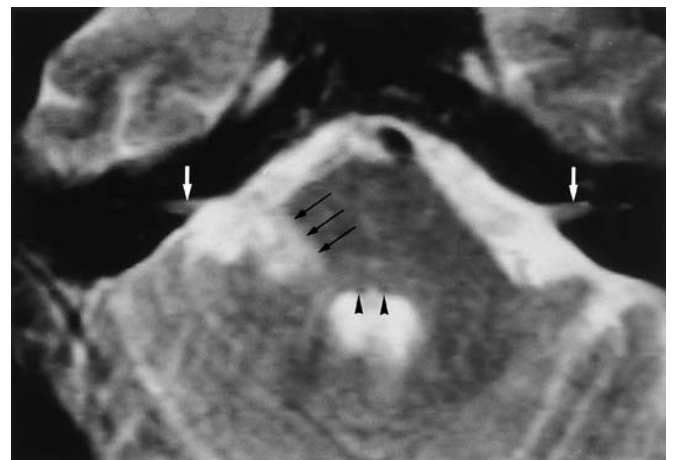
در جراحی نرومای آکوستیک، این تصاویر وزن T2 امکان می دهد تا نوع جراحی تعیین شود. اگر هنوز بین شوانوما و فوندوس ICA مایع حضور داشته باشد، امکان جراحی با حفظ شنوایی میسر است. اگر مایعی مشاهده نشود، جراح باید تمام بافت را تا قاعده حلزون بردارد و بیمار شنوایی خود را از دست می دهد. در این بیماران رهیافت کمتر تهاجمی ترانس لابیرنتین انجام می شود.

۶- برای آشکار کردن مالفورماسیون های عروقی و ناسازگاری های عصبی عروقی، تصاویر MR آنژیوگرافی زمان پرواز، با ضخامت ۱mm، با تفکیک بالا باید انجام شود. این دنباله به طور روتین به پروتکل تصویربرداری بیمارانی با تینیتوس (وزوز گوش) اضافه می شود.

۷- اگر پاتولوژی ظریفی در مسیر شنوایی یا دهلیزی مورد شک قرار گرفت، دنباله SE وزن T2 با ضخامت ۱mm از ساقه مغز (آکسیال) و کورتکس شنوایی (کروئال) انجام می شود (شکل ۲-۶).

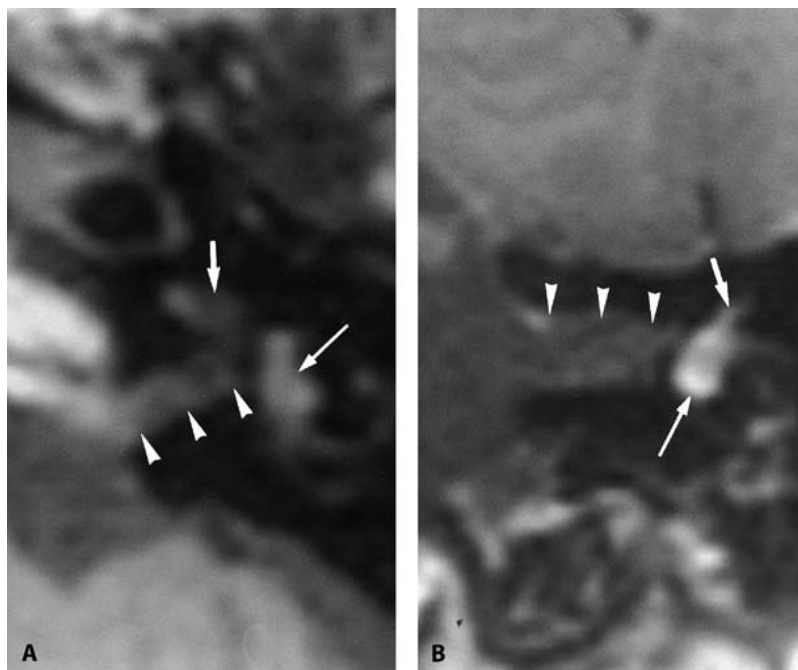


شکل ۶-۱ وضعیت و جهت وزن T2 قطعه گرادیان اکو (GRE) روی نمای راهنمای کرونال اسپین اکو T2 (A) و روی یک تصویر آکسیال اسپین اکو وزن T2 (B). مجرای گوش داخلی (IAC) روی نماهای راهنمای کرونال ضخیم و محو به آسانی مشاهده نمی‌شود. با این حال، اگر این قطعه لبه تحتانی لب‌های تمپورال را پوشش دهد و به سطح فورامن ژاگولار و کانال هایپوگلسال برسد، تمام گوش داخلی به طور کامل در این مطالعه دربرگرفته می‌شود. این قطعه را می‌توان زاویه داد تا عدم تقارن‌های حجمی یا وضعیت دهی را تصحیح کند (A). آکسیال وزن T2 یا T1 را می‌توان برای بررسی اینکه آیا میدان دید کوچک (۹۵mm) قطعه GRE وضعیت صحیح داشته باشد، به طوری که هردو کانال نیم‌دایره جانبی (پیکان‌ها) در این مطالعه دربرگرفته شود (B).



شکل ۶-۲- اینفارکشن ساقه مغز، تصویر نازک SE T2 از ساقه مغز در بیماری با یک کاهش حاد شنوایی حسی عصبی در طرف راست. یک اینفارکشن با شدت سیگنال بالا (پیکان‌های سیاه) در پونزهای تحتانی در سطح هسته حلزونی راست دیده می‌شود. پیکان‌های سفید مجرای گوش داخلی IAC را نشان می‌دهد.

برای مرور پروتکل‌های تصویربرداری، جدول ۶-۱ و ۶-۲ را ببینید.



شکل ۳-۶- لایبرنتیت. (A) ترانسورس بدون تزریق، (B) کروئال با تزریق Gd، تصاویر SE T1 از میان لایبرنت غشایی چپ. (A) یک شدت سیگنال بالای خود به خودی در دهلیز (پیکان بلند) دیده می‌شود و بیانگر مایع داخل لایبرنتی با غلظت بالای پروتئین یا مایع مخلوط با خون است. دیواره پوستریور IAC (نوک پیکان‌ها) و حلزون (پیکان کوچک) دیده می‌شود. در تصویری که با Gd کنتراست آن افزایش یافته است (B)، بهبود کنتراست در دهلیز (پیکان بلند) و مجرای نیم دایره فوقانی (پیکان کوچک) دیده می‌شود. بام IAC با نوک پیکان نشان داده می‌شود. تصاویر GE T2 (که اینجا نشان داده نشده‌اند) حضور مایع را از میان لایبرنت غشایی چپ نشان داد.

جدول ۱-۶ پروتکل‌های توصیه شده در آزمون‌های گوش داخلی (استخوان تمپورال).

پارامترها				
SE (ساقه مغز)	GRE- MRA 3DFT-FISP	GRE 3DFT- CISS	SE (T1± Gd)	دنباله پالس
T2	-	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال یا کروئال	صفحه برش
۱۹	۶۴	۴۶	۱۰	تعداد برش
۱۹۰۰	۳۹	۱۲/۲۵	۴۹۰	TR(ms)
۱۲ یا ۸۰	۷	۵/۹	۲۰	TE (ms)
۶۲	۲۵	۷۰	۹۰	زاویه فلیپ
۴	۱/۱۳	۰/۷	۲	پهنای برش (mm)
۱۵۷×۲۵۶	۱۹۲×۵۱۲	۱۹۲×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	ماتریس
۲۳۰	۲۴۰	۹۵	۲۳۰ -	FOV
۱۹۵ یا ۶۷	۸۱	۱۹۵	۶۵	پهنای باند (Hz)
۲	۲	۲	۴	تعداد دستیابی
۱۰	۸	۷:۱۴	۵:۱۷	زمان دستیابی (min)

جدول ۶-۲ مروری بر پروتکل‌های تصویربرداری در کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) محیطی و مرکزی، ورتیگو و تینیتوس، پروتکل‌ها همیشه باید با یک مطالعه مغز وزن T2 شروع شوند.

کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) محیطی و ورتیگو	کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) و ورتیگو	تینیتوس
۱- آکسیال T1 بدون تزریق کنتراست	۱- T2 ساقه مغز	۱- آکسیال T1 بدون تزریق کنتراست
۲- GRE-T2 برش نازک	۲- GRE-T2 برش نازک	۲- GRE-T2 برش نازک
۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست	۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست	۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست
۴- کرونال T1 با تزریق کنتراست	۴- مطالعه مغز با وزن T1 و تزریق کنتراست	۴- MRA با تزریق کنتراست و تفکیک بالا
۵- کرونال T2 از کانال شنوایی و کورتکس		

۶-۲- چشم و اربیت

مقدمه

CT اسکن نقش مهمی در تشخیص پاتولوژی اربیت دارد. تفاوت در مقادیر تضعیف محتویات اربیت (چربی رتروبالبار، عضلات خارجی، کره چشم، استخوان، هوا و عروق) یک کنتراست عالی طبیعی فراهم می‌کند. با این حال، MRI مدالیت انتخابی است. مزیت اصلی MRI نسبت به CT آن است که تمام مسیر بینایی را می‌توان با حساسیت و ویژگی بالاتری بررسی کرد. به این طریق MRI، نه فقط آسیب‌های اربیت را آشکار می‌کند، بلکه همچنین قادر است گستره وسیعی از پاتولوژی‌های اینتراکرانیاال مرتبط با نقص بینایی را آشکار کند (آسیب‌های پاراسلار، پلاک‌های مالتپیل اسکروز (MS)). در حال حاضر CT هنوز مدالیت انتخابی در شرایط زیر

است: آشکار کردن کلسیفیکاسیون‌ها، بیماران ترومایی، آسیب‌های اولیه در اربیت استخوانی. عدم مزیت اصلی MRI آن است که به دلیل زمان طولانی تر آزمون، نسبت به آرتیفکت‌های حرکتی کره چشم و پلک‌ها حساس تر است. تکنیک‌های سرکوب چربی تمایز بین ساختارهای بهبود یافته موجود درون چربی رتروبالبار را بهتر می‌کند.

کویل‌ها و وضعیت بیمار

پیش از انجام تصویربرداری MR از چشم و اربیت، به منظور رد حضور اجسام فلزی خارجی در یا نزدیک اربیت، بیماران باید غربال شوند، مثلاً تراشه‌های فلزی یا غبار آهن در صنعت‌گران. ممکن است این اشیاء تحت تأثیر میدان مغناطیسی حرکت کرده و به کوری فرد منجر شود. بنابراین پرس و جوی دقیق از بیمار ضروری است. در صورت شک، باید پرتونگاری اشعه X انجام شود. از بیماران خواسته می‌شود تا ریمل‌ها را پاک کنند چون ممکن است محتوی مواد فرومغناطیسی باشد و به دلیل آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش سبب خرابی تصاویر شود. مهم است که بیمار را تشویق کنیم که در هنگام آزمون به یک نقطه خیره شود تا از آرتیفکت‌های حرکت پلک زدن جلوگیری شود.

آزمون MR از اربیت را می‌توان با استفاده از یک کویل پلاریزه حلقوی سر یا یک کویل سطحی اختصاصی انجام داد. مزیت کویل‌های سطحی SNR بالاتر است. از این رو، برش‌های فوق نازک (ultra-thin) با یک تفکیک فضایی بالا (FOV کوچک ۴۰-۵۰mm و ماتریس ۵۱۲×۵۱۲) می‌تواند به دست آید (شکل ۴-۶). عدم مزیت کویل‌های سطحی آن است که فقط قسمت آنتریور اربیت (کره چشم) تصویر می‌شود، و قسمت‌های دیگر اربیت و مسیر بینایی بررسی نمی‌شود. عدم مزیت دوم آن است که فقط یک چشم تصویربرداری می‌شود، مگر آنکه از کویل‌های سطحی دو چشمی استفاده شود.

پروتکل دنباله

برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی، زمان اسکن باید تا حد امکان کوتاه باشد. این را می‌توان با کاهش زمان تکرار (TR) و یا تعداد تهییج‌ها (NEX) انجام داد. برش‌های نازک (ضخامت ۳-۵mm) با یک FOV کوچک برای بهینه‌کردن تفکیک فضایی استفاده می‌شود. برای پروتکل MR در تصویربرداری اربیت و مسیر بینایی، جدول ۳-۶ را ببینید.

۱- تصاویر نیمه آکسیال semiaxial یا کروئال SE T1 در شروع تصویربرداری انجام می‌شود. برش‌های نیمه آکسیال در جهت مسیر عصب اپتیک می‌باشد.

۲- دنباله‌های T2 TSE و سرکوب چربی وقتی آسیبی مشاهده شود، و مشخصات دیگری نیاز باشد، اضافه می‌گردد. استفاده از سرکوب چربی جهت مشاهده آسیب در عصب اپتیک، مانند نوریت اپتیک، الزامی است. سرکوب چربی را می‌توان با پیش اشباع انتخابی فرکانس بینایی (frequency-selective spectral presaturation) یا با تکنیک STIR انجام داد.

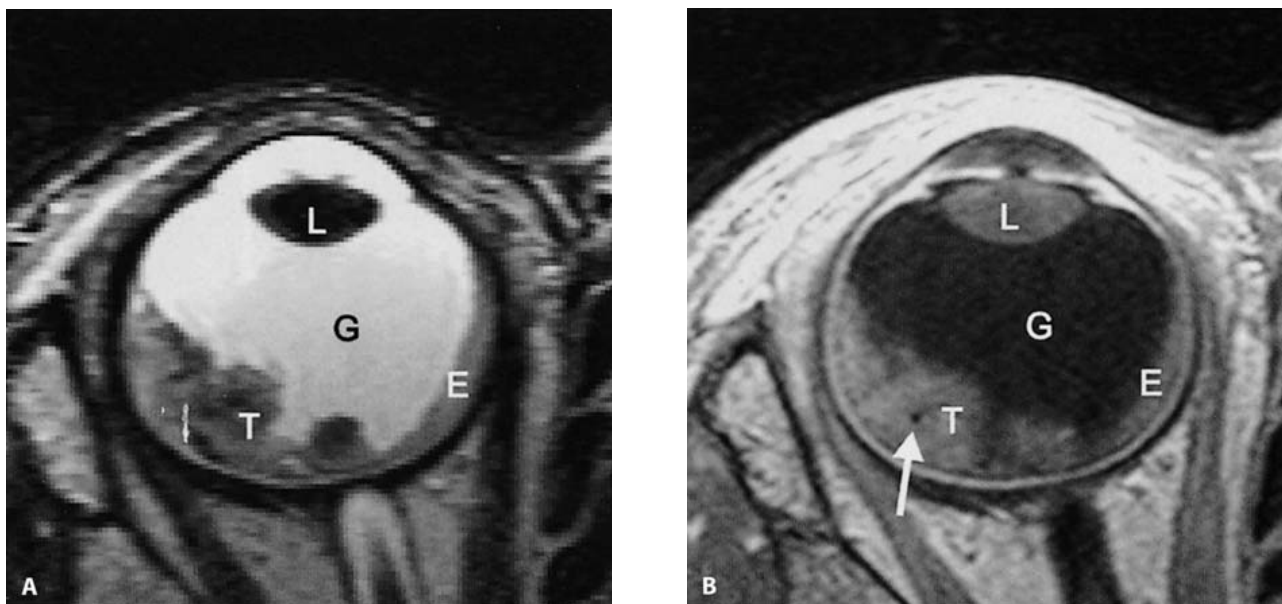
۳- به منظور افتراق بیشتر تومورها، آسیب‌های عصب اپتیک و توده‌های چشمی ضروری است بعد از تزریق گادولینیوم تصاویر SE T1 با سرکوب چربی تهیه شوند. بعد از تزریق گادولینیوم، اشباع بینایی چربی تکنیک انتخابی است. برای

تصویربرداری MR بعد از تزریق کنتراست نباید از دنباله‌های STIR استفاده شود. چون هم سیگنال چربی و هم سیگنال ناشی از ساختارهای انهنس شده هر دو سرکوب می‌شوند. این پدیده به negative enhancement معروف است.

۴- دنباله‌های GRE کاربرد محدودی دارند، اما می‌توانند تغییرات قابلیت پذیرش را در حضور کلسیفیکاسیون‌ها (رتینوبلاستوما) یا هموراژ آشکار کنند.

جدول ۳-۶ پروتکل پیشنهادی برای تصویربرداری از اربیت و مسیر بینایی.

پارامترها				
Spectral fatsat	TSE	STIR	SE	دنباله پالس
T1	T2	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال	کروئال یا آکسیال	آکسیال یا کروئال	صفحه برش
۱۱	۱۵	۱۱	۱۵	تعداد برش
۶۵۰	۳۰۰۰	۲۷۰۰	۴۵۰	TR(ms)
۱۵	۱۹ - ۹۳	۱۹	۱۵	TE (ms)
-	-	۱۵۰	-	TI (ms)
۹۰	۹۰	۹۰	۹۰	زاویه فلیپ
-	۳	-	-	ETL
۳	۳	۳	۲	پهنای برش (mm)
۱۹۲×۲۵۶	۲۵۶×۵۱۲	۱۹۲×۲۵۶	۲۵۶×۵۱۲	ماتریس
۲۳۰	۳۶۰	۲۰۰	۲۰۰	FOV
۷۵	۵۰	۷۵	۷۵	recFOV
FS63 ۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	پهنای باند
۲	۲	۱	۲	تعداد دستیابی
۴:۱۰	۶:۳۲	۶:۳۹	۳:۵۰	زمان دستیابی



شکل ۶-۴ تصویربرداری برش نازک MR از کره چشم (globe) با استفاده از کوئل سطحی ۵cm. ترانسورس T_2 (A) و ترانسورس T_1 بعد از تزریق گادولینیوم (B) در بیماری با رتینوبلاستوما. یک توده داخلی چشمی ناهمگن (T) همراه با جدا شدگی شبکیه (retinal detachment) (E) مشاهده می‌شود. به حضور یک Flow void کوچک در تومور توجه کنید که نشانه یک کلسیفیکاسیون کوچک است (پیکان در B).

۶-۳- سینوس‌های پارانازال

مقدمه

CT و MRI تکنیک‌های مکمل در تصویربرداری سینوس‌های پارانازال می‌باشد. ساختارهای استخوانی سینوس‌های پراز هوا در CT بهتر دیده می‌شود. به علاوه برای نمایش کمپلکس استئومیتال، که در بیماری التهابی یا عفونی نقش اساسی دارد، CT ارجحیت دارد، به خصوص هنگامی که جراحی فانکشنال آندوسکوپی سینوس طراحی می‌شود. استفاده از MRI در بیماری التهابی کامپلیک و در بیمارانی با پاتولوژی مشکوک تومورال در سینوس‌های پارانازال توصیه می‌شود.

کوئل‌ها و وضعیت بیمار

بیمار در وضعیت سوپاین و سر درون یک کوئل پلاریزه حلقوی قرار می‌گیرد.

پروتکل دنباله

۱- آزمون MR از سینوس‌های پارانازال با تصویربرداری کروئال SE T1 و T2 TSE آغاز می‌شود. مقصود از این دنباله‌ها تمایز بین ساختارهای مختلف بافت نرم و احتباس مایع سروزی و موسینوسی است.

۲- تصاویر با تفکیک بالا، بعد از تزریق کنتراست، آکسیال و کروئال SE T1 برای تمایز بیشتر ساختارهای بافت نرم به دست می‌آید، از این رو افتراق بین مولفه‌های تومورال از مولفه‌های توموری یا پولیپ که به طور نرمال انهنس می‌شود امکان‌پذیر می‌شود. همچنین توسعه اینتراکرانیال و یا اینترارینتال پاتولوژی را بهتر می‌توان بررسی کرد.

برای پروتکل تصویربرداری از سینوس‌های پارانازال جدول ۴-۶ را ببینید.

جدول ۴-۶ پروتکل MRI از سینوس‌های پارانازال

دنباله پالس	SE	TSE	SE با تزریق Gd	TSE با تزریق Gd
وزن تصویر	T1	T2	T1	T2
صفحه برش	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال
تعداد برش	۱۹	۲۶	۱۵	۱۵
TR(ms)	۵۷۰	۸۰۰	۴۵۰	۳۰۰
TE (ms)	۱۵	۹۰	۱۵	۹۳ - ۱۹
زاویه فلیپ	۹۰	۹۰	۹۰	۹۰
ETL	-	۱۲	-	۱۲
پهنای برش (mm)	۵	۳	۵	۳
ماتریس	۱۹۲×۵۱۲	۲۴۰×۲۵۶	۱۹۲×۵۱۲	۲۴۰×۲۵۶
FOV	۲۳۰	۱۳۰	۲۳۰	۱۳۰
recFOV	۷۵	۵۰	۷۵	۵۰
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۲	۲	۲	۲
زمان دستیابی	۳:۳۹	۵:۲۰	۳:۳۹	۵:۲۰

۴-۶- قاعده مجسمه

مقدمه

ساختارهای استخوانی قاعده جمجمه به خوبی در CT نمایش داده می‌شوند، اما آسیب‌های قاعده جمجمه می‌تواند شامل بافت‌های نرم، اعصاب و عروق در سوارخ‌های قاعده جمجمه و مغز استخوان در اینتراکرانیال و اکستراکرانیال نیز باشد. فقط MRI کنتراست و تفکیک فضایی کافی برای تمایز این ساختارها فراهم می‌کند، و بنابراین روش انتخابی در مطالعه آسیب‌های قاعده جمجمه و اعصاب کرانیال است.

کویل‌ها و وضعیت بیمار

یک کویل سر حلقوی استاندارد بهترین تصاویر را از قاعده جمجمه به دست می‌دهد. بیماران در وضعیت سوپاین بررسی می‌شوند، و سر تا حد امکان درون کویل سر بالا قرار می‌گیرد. هرچه قاعده جمجمه به مرکز کویل سر نزدیکتر باشد، کیفیت تصویر بهتر می‌شود. برش‌ها باید موازی و یا عمود بر آن قسمت از قاعده جمجمه که مورد آزمون می‌باشد انجام شود.

پروتکل دنباله

تکنیک MR به ساختارهای پیرامونی ناحیه مورد نظر بستگی دارد.

۱- $SE\ T_1$ با بهبود Gd و تفکیک عالی استفاده می‌شود.

۲- در قاعده مرکزی جمجمه به خصوص در خلف قاعده جمجمه (پوستریور فوسا) اعصاب و عروق با مایع مغزی نخاعی (CSF) احاطه شده است. در این نواحی، اعصاب نرمال و توسعه تومور در طول عصب در $T_2\ GRE$ آکسیال بهترین تصاویر را دارند. در این تصاویر تومور یا اعصاب دارای شدت سیگنال متوسط تا پایین هستند، که با شدت سیگنال بالای CSF احاطه شده‌اند.

۳- وقتی تصاویر تفکیک بالا ($3D\ FT-FISP$) MRA زمان پرواز استفاده می‌شود در سوارخ‌های قاعده جمجمه، اعصاب، عروق و استخوان پیرامونی از یکدیگر به بهترین صورت متمایز می‌شوند. این تصاویر باید با بهبود کنتراست انجام شود به طوری که نشی‌های وریدی شدت سیگنال بالایی پیدا کند و یک شدت سیگنال متفاوتی از اعصاب و استخوان اطراف دیده شود.

۴- مشخص کردن آسیب و تصویر کردن قاعده جمجمه با استفاده از $T_2\ TSE$ ترانسورس با تفکیک بالا انجام می‌شود. این دنباله را همچنین می‌توان به عنوان اولین دنباله تصویربرداری در آسیب شدید انجام داد.

وزن T_1 با بهبود کنتراست، تفکیک بالا و سرکوب چربی را می‌توان برای آشکار کردن تهاجم به مغز استخوان استفاده کرد، و گاهی برای تمایز تومور از چربی نرمال بهتر عمل می‌کند. تصاویر $SE\ T_1$ بدون بهبود کنتراست، حساس‌ترین تصاویر برای آشکار کردن تهاجم مغز استخوان است.

جدول ۶-۵ پروتکل تصویربرداری MR از قاعده جمجمه

TSE-T2	GRE- MRA 3DFT-FISP	GRE 3DFT-CISS	SE (T1+Gd)	دنباله پالس
T2	-	T2	T1	وزن تصویر
آکسیال	آکسیال	آکسیال یا کرونال یا کرونال	آکسیال یا کرونال یا کرونال	صفحه برش
۲۰	۶۴	۴۶	۲۰	تعداد برش
۴۰۰۰	۳۹	۱۲/۲۵	۴۵۰	TR(ms)
۹۹	۷	۵/۹	۱۲	TE (ms)
۱۸۰	۲۵	۷۰	۹۰	زاویه فلیپ
۴	۱/۱۵	۰/۷	۴	پهنای برش (mm)
۲۴۲×۵۱۲	۱۹۲×۵۱۲	۱۹۲×۲۵۶	۳۸۴×۵۱۲	ماتریس
۳۰۰	۲۴۰	۹۵	۲۲۰	FOV
۱۳۰	۸۱	۱۹۵	۱۳۰	پهنای باند (Hz)
۲	۱	۱	۳	تعداد دستیابی
۳	۸	۷:۱۴	۸:۴۱	زمان دستیابی (min)

۶-۵- نازوفارنکس، فضاهای عمقی پیرامونی و غده پاروتید

مقدمه

نازوفارنکس یک ناحیه آناتومیک در ناحیه سر و گردن است، که مشاهده آن در کلینیک مشکل است. به علاوه فضاهای عمقی پیرامونی را نمی‌توان در کلینیک معاینه کرد، و آسیب‌های این نواحی فقط هنگامی مشاهده می‌شوند که به حد کافی بزرگ شوند یا ساختارهای اطراف را درگیر کنند، نظیر اعصاب، عروق خونی، غیره. بنابراین تصویربرداری با کیفیت عالی از این نواحی مورد نیاز است. فقط MRI قادر است تصاویری با تفکیک کنتراست و تفکیک فضایی کافی از این نواحی تهیه کند، و مدالیت انتخابی تصویربرداری است.

کوئل‌ها و وضعیت بیمار

یک آزمون انتخابی از نازوفارنکس و بافت‌های پیرامونی با یک کوئل استاندارد سر انجام می‌گیرد. بیماران در وضعیت سوپاین و سر تا حد امکان درون کوئل سر بالا قرار می‌گیرد. تصاویر با کیفیت عالی به دست آید. بیمار باید آگاه باشد که از انجام

هرگونه حرکت، عمل بلع و صحبت کردن خودداری کند، تنفس از طریق بینی با دهان بسته نیز آرتیفکت‌های حرکتی را کاهش می‌دهد.

هنگامی که حفره کامل دهان یا اروفارنکس نیز باید تصویربرداری شود یا هنگامی که یک مرحله‌بندی (staging) کامل از گره‌های لنفی گردن مورد نیاز است (بخش بعدی را ببینید) باید از یک کویل اختصاصی گردن استفاده کرد.

غده پاروتید را باید با کویل‌های سطحی بررسی کرد. با این کویل‌ها، تفکیک فضایی بالاتری می‌تواند حاصل شود. اما افت شدت سیگنال از قسمت سطحی به طرف قسمت عمقی غده ممکن است به مشاهده ناقص لب عمقی منجر شود. عدم مزیت دیگر آن است که با یک کویل سطحی فقط یک غده بررسی می‌شود. بنابراین ترجیح داده می‌شود تا از یک کویل سر برای تصویربرداری از غدد پاروتید استفاده شود. به منظور افزایش تفکیک فضایی، یک ماتریس 512×512 استفاده می‌شود. مزیت دیگر آن است که سر در کویل سر بهتر ثابت می‌شود و آرتیفکت‌های حرکتی کمتر می‌شود. مجدداً سر بیمار باید تا حد امکان در کویل سر بالا قرارگیرد تا قسمت انتهایی غده پاروتید نیز در FOV تصویربرداری قرارگیرد. جهت ترجیحی برش برای مطالعات مذکور در فوق صفحه آکسیال موازی با هارد پلینت است. یک مطالعه نازوفارنکس باید از لبه فوقانی حفره هیپوفیز شروع شود تا توسعه اینتراکرانیا رده شود. مرجع تحتانی لبه تحتانی فک پایین است، اگرچه با کویل سر سیگنال در این سطح ناکافی می‌باشد. مطالعه غده پاروتید از لبه فوقانی کانال گوش خارجی شروع و به لبه تحتانی فک پایین ختم می‌شود. برش‌های کروئال باید عمود بر هاردپلینت باشد.

پروتکل دنباله

نازوفارنکس، فضاهای عمقی پیرامونی و غدد پاروتید در صفحه عرضی بهتر بررسی می‌شوند؛ پروتکل تصویربرداری MR برای آزمون‌های این نواحی در جدول ۶-۶ ارائه می‌شود.

۱- ترانسورس T2 TSE با تفکیک بالا باید به عنوان اولین دنباله استفاده شود. این تصاویر دارای کنتراست و تفکیک فضایی بالا هستند که برای آشکارکردن آسیب‌های پاروتید بسیار حساس می‌باشد. به علاوه، هنگامی که مشخص کردن افزون‌تر بافت ضروری باشد این تصاویر مورد نیاز است.

۲- آزمون MR، ترانسورس T1 SE با تفکیک بالا بدون بهبود Gd و با بهبود Gd ادامه می‌یابد. تصاویر بدون بهبود حساس‌ترین تصاویر برای آشکارکردن تهاجم مغز استخوان است و بنابراین، تهاجم اولیه به قاعده جمجمه یا مندیبل را آشکار می‌کند. به علاوه، از اشتباه گرفتن نواحی شدت بالا در تصاویر T1 (خون، چربی، مایع محتوی پروتئین، و غیره) با نواحی بهبود یافته جلوگیری می‌کند. وزن T1 با بهبود Gd دارای نسبت سیگنال به نویز بهتری از تصاویر بدون بهبود است، و منجر به آشکارشدن بهتر تومور می‌شود. قسمت‌های جامد و سیستیک یک تومور نیز در تصاویر بهبود Gd بهتر متمایز می‌شود.

۳- کروئال اضافی وزن T1 با بهبود Gd از یک آسیب نازوفارنکس یا یک آسیب فضاهای پیرامونی یا غده پاروتید اغلب اطلاعات مهمی در مورد محل دقیق و توسعه تومور به دست می‌دهد. هنگامی که قاعده جمجمه درگیر می‌شود این تصاویر الزامی است.

۴- نهایتاً، تصاویر عرضی و کرونال با بهبود Gd را می‌توان با همین تصاویر با سرکوب بینایی چربی جایگزین کرد. در این تصاویر، توموری که کنتراست آن افزایش یافته بهتر از چربی اطراف متمایز می‌شود. عدم مزیت سرکوب چربی آن است که با همان زمان دستیابی برش‌های کمتری قابل دسترس است. بنابراین، اگر تمام این ناحیه باید تصویربرداری شود، ضخامت برش باید افزایش یابد یا زمان دستیابی باید افزایش یابد. همچنین نسبت سیگنال به نویز در تصاویر سرکوب چربی کمتر است.

جدول ۶-۶ پروتکل پیشنهادی برای آزمون‌های نازوفارنکس، فضا‌های عمقی اطراف و غده پاروتید.

SE (T1±Gd)	TSE- T2	دنباله پالس
T1	T2	وزن تصویر
آکسیال یا کرونال	آکسیال	صفحه برش
۲۰	۲۰	تعداد برش
۴۵۰	۴۰۰۰	TR(ms)
۱۲	۹۹	TE (ms)
۹۰	۱۸۰	زاویه فلیپ
—	۱۱	ETL
۴	۴	پهنای برش (mm)
۳۸۴×۵۱۲	۲۴۲×۵۱۲	ماتریس
۲۲۰	۳۰۰	FOV
۷۵	۵۰	recFOV
۱۳۰	۱۳۰	پهنای باند
۳	۲	تعداد دستیابی
۸:۴۱	۳:۰۰	زمان دستیابی

۶-۶- اروفارنکس و حفره دهان

مقدمه

بیشتر CT برای مرحله‌بندی تومورهای دهان و اروفارنکس استفاده می‌شود. هر دو مکان و مرحله‌بندی گره‌های لنفاوی به راحتی با CT انجام می‌شود. MRI نیز می‌تواند به عنوان تصویربرداری اولیه انجام شود، اما امروزه اغلب MRI وقتی استفاده می‌شود که اطلاعات اضافی در مورد توسعه تومور یا مشخصات تومور نیاز باشد.

کوئل‌ها و وضعیت بیمار

وقتی اروفارنکس و حفره دهانی باید به طور کامل پوشش داده شود کوئل‌های اختصاصی neck ضروری است. تصاویر با SNR کافی از سطح مندیبل و زیر مندیبل فقط با استفاده از چنین کوئل‌های اختصاصی به دست می‌آید. به علاوه، اگر ارزیابی همزمان از گره‌های لنفی نیز نیاز باشد، کوئل‌های اختصاصی گردن الزامی می‌باشد. در تصویربرداری MR، مرحله‌بندی گره لنفی در صفحه کروئال بسیار راحت‌تر است؛ این با یک کوئل اختصاصی neck امکان‌پذیر است، چون این کوئل‌ها به راحتی از قاعده جمجمه تا مدیاستن فوقانی را پوشش می‌دهند. بیمار در وضعیت سوپاین قرار می‌گیرد و به آنها آموزش داده می‌شود که در حین آزمون از حرکت، بلع، صحبت کردن خودداری کنند و همچنین دهان را بسته نگه دارند و از بینی تنفس کنند. تصاویر موازی و یا عمود بر کف دهان یا لبه تحتانی مندیبل تهیه می‌شوند. در اروفارنکس تصاویر باید در صفحه آکسیال باشد، تصاویر کروئال الزامی نیست. در حفره دهان، فقط یک دنباله باید در صفحه کروئال باشد، ترجیحاً یک دنباله SE T1 با سرکوب چربی و بهبود Gd با تفکیک بالا.

پروتکل‌های دنباله

این آزمایش با یک دنباله ترانسورس T2 TSE آغاز می‌شود، که ناحیه مورد نظر را به طور کامل پوشش می‌دهد. این تصاویر در آشکارکردن آسیب‌ها بسیار حساس هستند، و بنابراین برای شروع بسیار مناسب است.

سپس دنباله ترانسورس SE T1 بدون بهبود و با بهبود Gd انجام می‌شود. تصاویر بدون بهبود ضروری است چون حساس‌ترین تصاویر برای آشکارکردن زود هنگام درگیری مغز استخوان می‌باشد. به علاوه، شدت‌های بالای خود به خود (چربی) = درموئید سیست، خون = همانژیوما، یا مالفورم‌اسیون‌های عروقی، و غیره) را می‌توان در این تصاویر آشکار کرد. وزن T1 با بهبود Gd برای ارزیابی توسعه آسیب‌ها به کار می‌رود. آسیب‌های جامد گاهی شدت یکسانی با بافت‌ها یا چربی اطراف در این تصاویر دارد. بنابراین، تصاویر سرکوب چربی اغلب بسیار حساس‌تر است، به خصوص در کاویته دهان. بلندترین قطر اروفارنکس یا حفره دهان آنتروپوستریور است، از این رو، وقتی یک FOV مستطیلی در صفحه ترانسورس استفاده می‌شود، کدگذاری فاز باید در جهت چپ-راست انتخاب شود. در گردن زیر هایوئید، کدگذاری فاز باید در جهت آنتروپوستریور انتخاب شود تا از تاه خوردگی (in folding) شانه‌ها جلوگیری شود. جهت پروتکل‌های تصویربرداری از اروفارنکس و حفره دهان، جدول ۶-۷ را ببینید.

جدول ۶-۷ پروتکل های تصویربرداری از اروفارنکس و حفره دهان

دنباله پالس	TSE- T2	SE (T1-Gd)	SE (T1+Gd) سرکوب چربی
وزن تصویر	T2	T1	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال
تعداد برش	۲۰	۲۰	۲۰
TR(ms)	۴۰۰۰	۴۵۰	۱۱۸۰
TE (ms)	۹۹	۱۲	۱۲
زاویه فلیپ	۱۸۰	۹۰	۹۰
ETL	۱۱	-	-
پهنای برش (mm)	۴	۴	۴
ماتریس	۲۴۲×۵۱۲	۳۸۴×۵۱۲	۳۸۴×۵۱۲
FOV	۳۰۰	۲۲۰	۲۲۰
recFOV	۵۰	۷۵	۷۵
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۲	۳	۳
زمان دستیابی	۳:۰۰	۸:۴۱	۱۰:۵۷

۶-۷- لارنکس و هایپوفارنکس

مقدمه

اندیکاسیون اصلی برای تصویربرداری MR نشان دادن گسترش دقیق تومور در بیمارانی با کانسر لارینژیل- هایپوفارینژیل می باشد. سینوس پیریفرم و هایپوفارنکس در خلف کریکوئید آنقدر نزدیک به ساختارهای لارنکس قرار دارند که تومور برخاسته از این نواحی لارنژکتومی توتال را ضروری می سازد، همانند بیمارانی با کانسر پیشرفته لارنکس. اما امروزه، بسته به توسعه عمقی تومور، پارشل لارنژکتومی (با حفظ کردن صدا) را می توان با موفقیت انجام داد. بنابراین، لند مارک ها برای جراحی کنسرواتو باید به دقت کنترل شود. توسعه به کامیشر قدامی، انتشار به فضای چربی اطراف اپی گلوت و چربی اطراف حنجره باید جستجو شود. CT و MRI هر دو قادرند انتشار تومورال به زیر مخاط را آشکار کنند. به علاوه، آسیب های تحت مخاطی، رشد تومور در سطح ساب گلوئیک یا در رأس سینوس های پیریفرم را می توان با MRI یا CT مشاهده کرد، که در این نواحی تکنیک های آندوسکوپیک ناتوان هستند. مزیت MRI بر CT آن است که به دلیل کنتراست بالای بافت نرم، تفکیک فضایی بالا، و روش های مالی پلانار بدون پرتوگیری، بهتر می توان این ناحیه را ارزیابی کرد. این عوامل حساسیت و دقت MRI را در آشکار کردن تهاجم زود هنگام به غضروف افزایش می دهند. عدم مزیت MRI طولانی تر بودن زمان آزمون است که به آرتیفکت های بیشتر ناشی از بلع، تنفس و جریان خون منجر می شود.

کویل‌ها و وضعیت بیمار

بیمار در وضعیت سوپاین قرار می‌گیرد. مهم است که همکاری حداکثر بیمار به وی توضیح داده شود (تنفس آرام از راه بینی، خودداری از بلع و سرفه). یک کویل اختصاصی تصویربرداری از neck و فقرات گردن باید استفاده شود تا بهترین نتایج به دست آید. مرکز کویل در سطح برجستگی تیروئید سانت می‌شود.

پروتکل دنباله

۱- مطالعه MR با برش‌های نیمه آکسیال، تفکیک بالا بدون تزریق کنتراست وزن $T1$ SE و $T2$ TSE موازی با تارهای صوتی حقیقی، آغاز می‌شود.

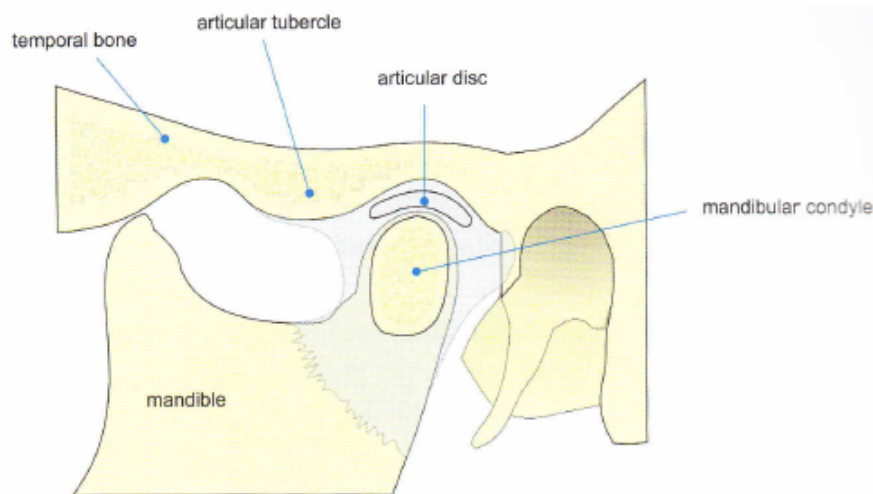
۲- بعد از تزریق Gd ، $T1$ SE با تفکیک بالا در صفحات آکسیال و کروئال به دست می‌آید. برای نمایش گسترش تومور به قاعده زبان، تصاویر ساجیتال به جای (یا علاوه بر) برش‌های کروئال استفاده می‌شود.

۳- تصاویر سرکوب چربی بعد از تزریق Gd می‌تواند بافت تومور را که افزایش کنتراست یافته در فضای چربی پارالارینژیل حتی بهتر نمایش دهد. برای پروتکل تصویربرداری MR در آزمون‌های لارنکس و هایپوفارنکس، جدول ۸-۶ را ببینید.

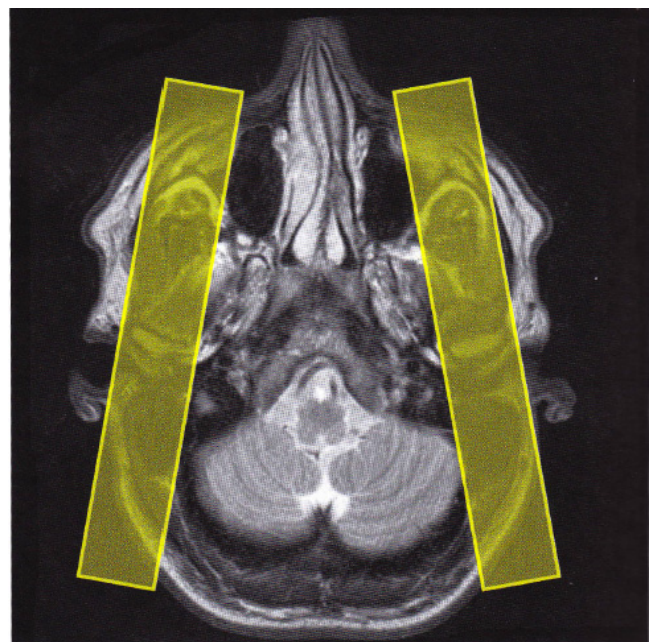
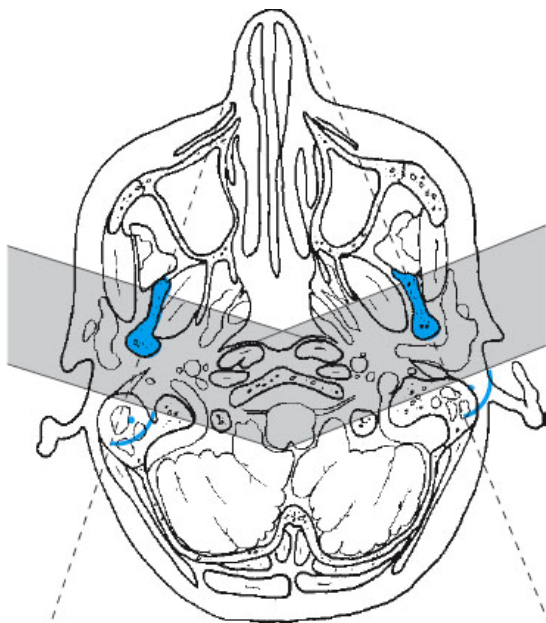
جدول ۸-۶ پروتکل‌های تصویربرداری MR در لارنکس و هایپوفارنکس

دنباله پالس	SE	TSE	Spectral fatsat
وزن تصویر	T1	T2	T1
صفحه برش	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال	آکسیال یا کروئال
تعداد برش	۱۹	۱۹	۱۱
TR(ms)	۵۷۰	۴۰۰۰	۶۵۰
TE (ms)	۱۵	۹۳ - ۱۹	۹۰
زاویه فلیپ	۹۰	۹۰	۹۰
ETL	-	۳	-
پهنای برش (mm)	۳	۵	۳
ماتریس	۱۹۶×۵۱۲	۱۹۲×۲۵۶	۱۹۲×۲۵۶
FOV	۲۳۰	۲۳۰	۲۳۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۲	۱	۲
زمان دستیابی	۳:۴۴	۴:۱۶	۴:۱۰

۸-۶- مفصل گیجگاهی فکی



مفصل گیجگاهی فکی



نمای آکسیال راهنما برای طراحی برش های ساجیتال ابلیک (راست) و کروئال ابلیک (چپ) از مفاصل گیجگاهی فکی به موازات و عمود بر کندیل مندیبل.

مقدمه

افتراق بالینی بیمارانی با اختلال مفصل گیجگاهی فکی (TMJ) از بیمارانی با سندرم درد و اختلال عملکرد عضلات صورت (myofascial pain dysfunction) تقریباً غیرممکن است. این آخری یک اختلال سایکوفیزیولوژیک مرتبط با استرس

است، در حالی که اولی به دلیل ناهماهنگی اجزاء گوناگون آناتومیکی مفصل ایجاد می‌شود. امروزه، MRI مشاهده مستقیم این مولفه‌های مختلف را فراهم کرده است، و بنابراین تکنیک‌هایی نظیر CT و آرتروگرافی را کنار زده است. مهم‌ترین ساختمان درون این مفصل، دیسک مفصلی است، یک صفحه فیبروکارتیلیجی متراکم مقعرالطرفین، که کندیل مندیبل را از حفره مندیبولار جدا می‌کند. نقش MRI نشان دادن وضعیت و مورفولوژی این دیسک و ارتباط آن با کندیل مندیبولار در حین حرکت است. حضور ناهنجاری‌های استخوانی (کندیل مندیبل، حفره گلوئید و برجستگی مفصلی) نیز باید جستجو شود.

کویل‌ها و وضعیت بیمار

همانند بیشتر آزمون‌ها، سر بیمار در وضعیت سوپاین قرار می‌گیرد. آزمون TMJ با استفاده از یک کویل سطحی به بهترین شکل انجام می‌شود. یک کویل سطحی با قطر ۸-۱۲cm نسبت بهینه سیگنال به نویز را فراهم می‌کند. کویل‌های سطحی اختصاصی دو طرفه (در صورت در دسترس بودن از طرف سازنده سیستم MR شما) که در دو طرف سر و سمت خارجی مفصل به طور متقارن قرار می‌گیرد، ترجیح داده می‌شود. چون هر دو TMJ‌ها به طور همزمان تصویربرداری می‌شوند.

پروتکل دنباله

تصویربرداری استاندارد از TMJ باید شامل تصاویر ساجیتال ابلیک و کروئال باشد که در وضعیت‌های دهان باز و بسته انجام می‌شود. تصویربرداری شبه دینامیک امکان‌پذیر است وقتی حداقل چهار تصویر در چهار مقدار متفاوت بازشدگی دهان انجام شود.

وسیله Burnett bidirectional TMJ، که از پلاستیک ساخته می‌شود، برای کنترل مقدار بازشدگی دهان می‌تواند مورد استفاده قرارگیرد. برای پروتکل تصویربرداری MR جدول ۹-۶ را ببینید.

۱- آزمون اساسی MR، شامل ساجیتال ابلیک و کروئال SE T1 است. جهت ساجیتال ابلیک موازی با کندیل مندیبل است.

۲- T2 TSE در صفحات ساجیتال و کروئال برای جستجوی حضور افیوژن مفصلی و تغییرات التهابی در کپسول مفصلی انجام می‌شود.

۳- GRE T2 در صفحات ساجیتال و کروئال نیز می‌تواند به کار رود، اما این دنباله‌ها مستعد به آرتیفکت‌های ناشی از قابلیت پذیرش مغناطیسی، جابه‌جایی شیمیایی و جریان خون است.

جدول ۶-۹ پروتکل تصویربرداری MR از TMJ

دنباله پالس	SE	SE	TSE
وزن تصویر	T1	T1	T2
صفحه برش	پارا ساجیتال	کروئال	ساجیتال
تعداد برش	۹	۱۹	۱۴
TR(ms)	۵۰۰	۴۰۰	۴۵۰۰
TE (ms)	۲۰	۲۰	۹۱
زاویه فلیپ	۹۰	۹۰	۹۰
ETL	-	-	۸
پهنای برش (mm)	۳	۳	۳
ماتریس	۲۱۰×۲۵۶	۴۴۸×۵۱۲	۱۲۸×۲۵۶
FOV	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰
recFOV	۶۳	۸۸	۵۰
پهنای باند	۷۸	۷۸	۱۳۰
تعداد دستیابی	۳	۲	۳
زمان دستیابی	۵:۱۵	۶:۰۰	۳:۳۶

۷ مفاصل

کویل های اختصاصی، صفحات برش، وضعیت

در زیرکویل، صفحه برش و وضعیت قرارگرفتن بیمار و عضو موردنظر درمفاصل مختلف بیان می شود.

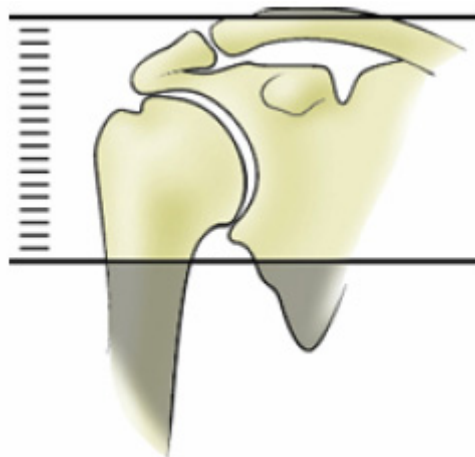
• شانه: کویل سطحی حلقوی (یا کویل Circular wrap- around)

- ساجیتال ابلیک = ساجیتال زاویه دار (عمود بر عضله سوپرا اسپاینتوس = صفحه «اسکپولار»)

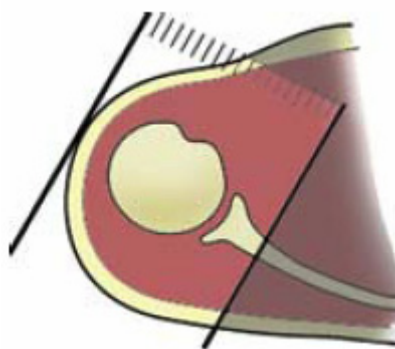
- آکسیال

- کروئال ابلیک (موازی با عضله سوپرا اسپاینتوس)

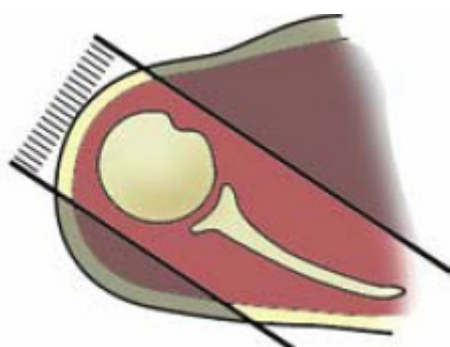
وضعیت: سوپاین، بازو در حالت کشیده و کف دست سوپاین.



لوکالایزر کروئال جهت طراحی برش های آکسیال

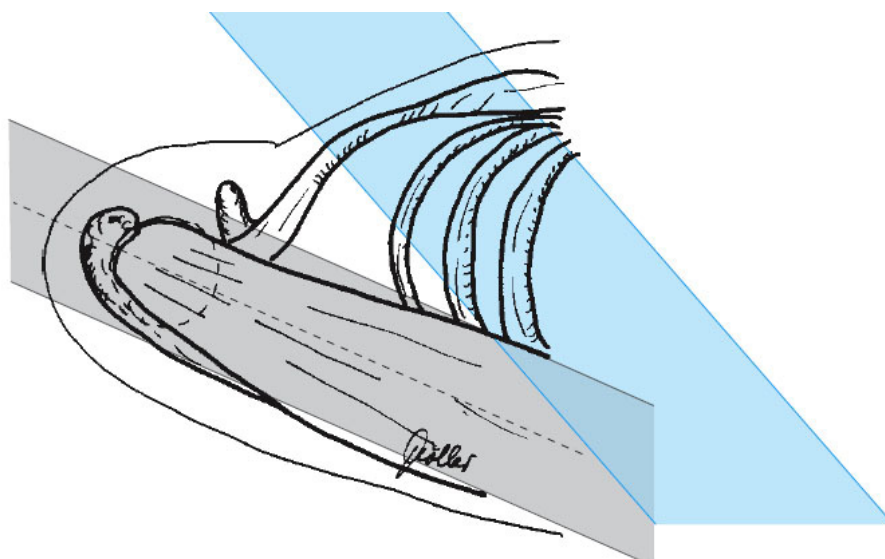


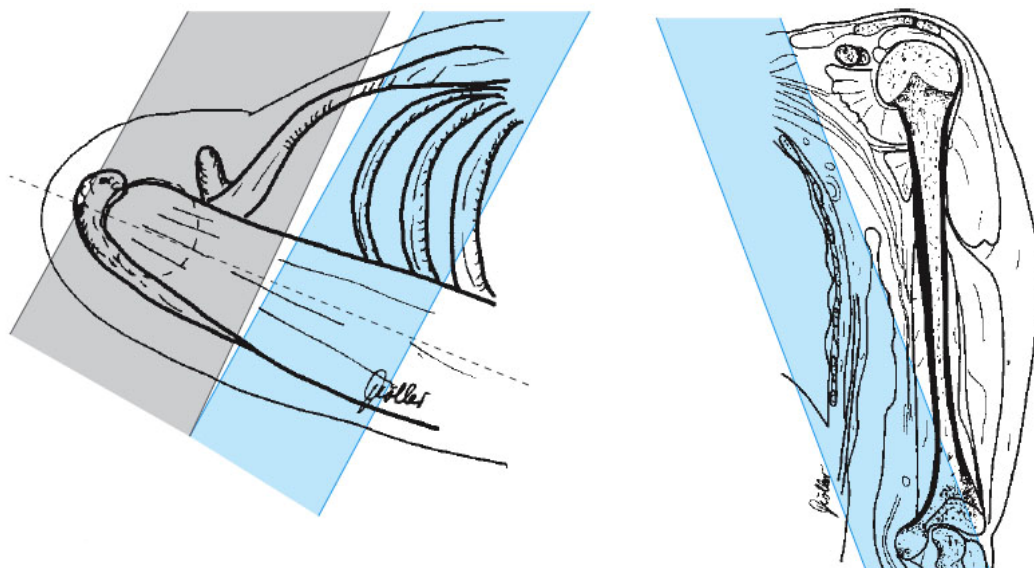
نمای آکسیال زاویه و جهت برش های ساجیتال ابلیک را نشان می دهد.



نمای آکسیال زاویه و جهت برش های کروئال ابلیک را نشان می دهد.

زاویه و جهت برش های
کروئال ابلیک به همراه
جهت قرار دادن باند
اشباع.





زاویه و جهت برش های آکسیال ابلیک به همراه جهت قرار دادن باند اشباع.

• آرنج: کوئل wrap-around، کوئل سطحی مستطیلی قابل انعطاف

- کروئال

- آکسیال

- ساجیتال

وضعیت: سوپاین، بازو در حالت کشیده موازی بدن، کف دست سوپاین.

• کف دست یا مچ دست: کوئل سطحی حلقوی (کوئل wrap-around)

- کروئال

- آکسیال

وضعیت: پرون و نیمه ابلیک، بازو بالای سر در وضعیت راحت، دست با کیسه های شنی ثابت می شود، انگشتان در حالت باز و کشیده.

• ساکرو ایلپاک: کوئل ستون فقرات (یا کوئل آرایه فازی تمام بدن)

- پارا کروئال

- آکسیال

وضعیت: سوپاین، بالش زیر زانوها تا قوس کمر کاهش یابد.

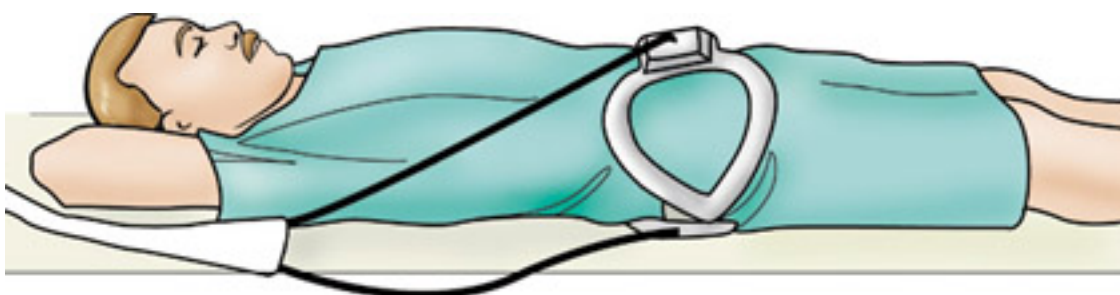
• هیپ: کوئل تنه (آرایه فازی)

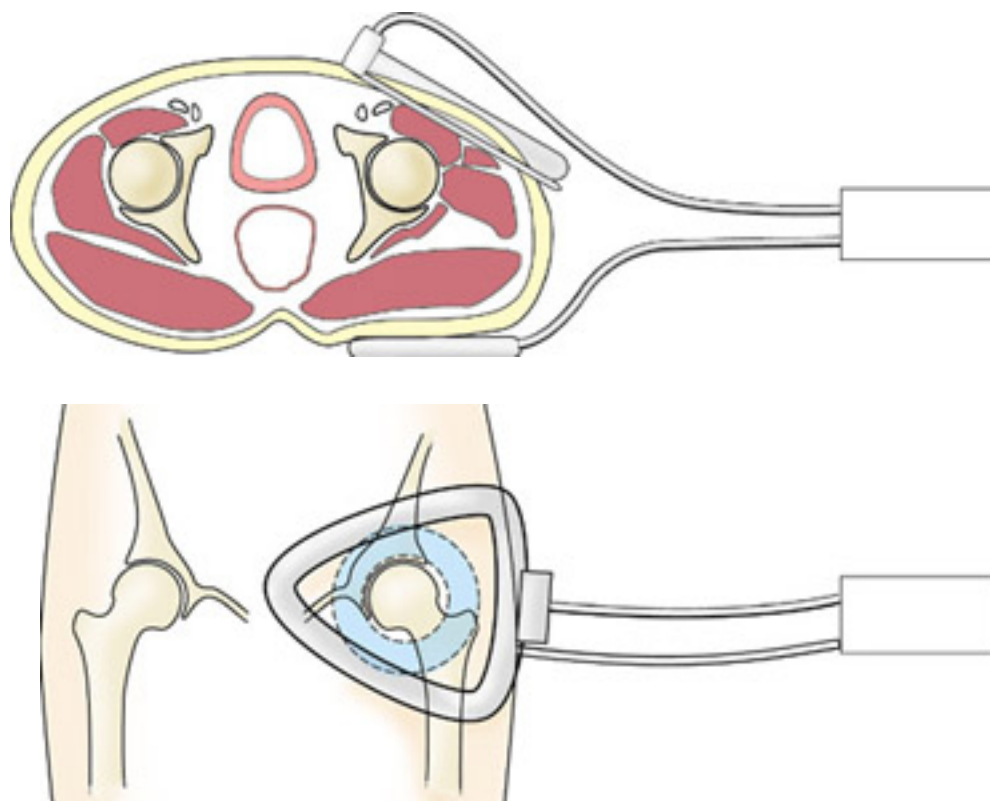
- کروئال

- پاراساجیتال

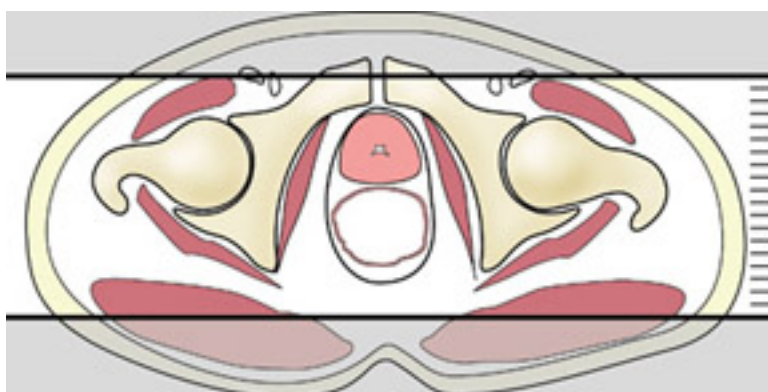
- آکسیال

وضعیت: سوپاین، پاها 15° چرخیده به داخل و ثابت شده، بالش‌های کوچک زیر زانوها.

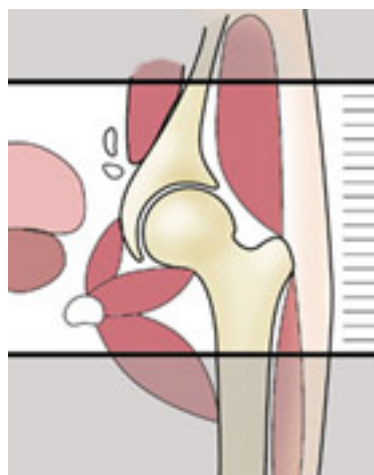




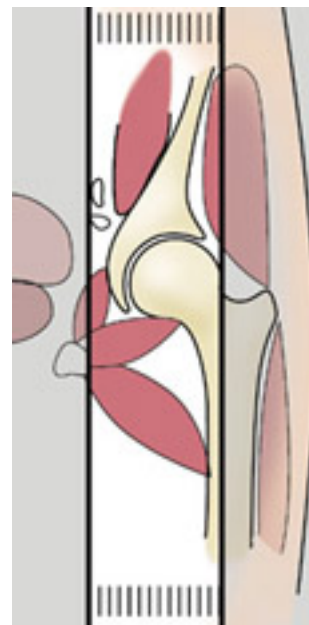
نمای لوکالایزر آکسیال، طراحی برش
های کروئال .



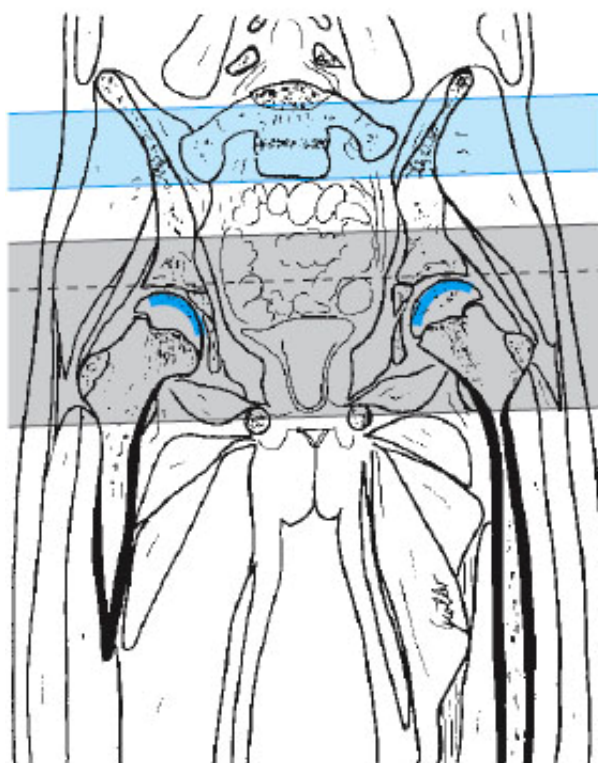
نمای لوکالایزر کروئال، طراحی و تعیین حدود برش های آکسیال از مفصل هیپ
چپ.

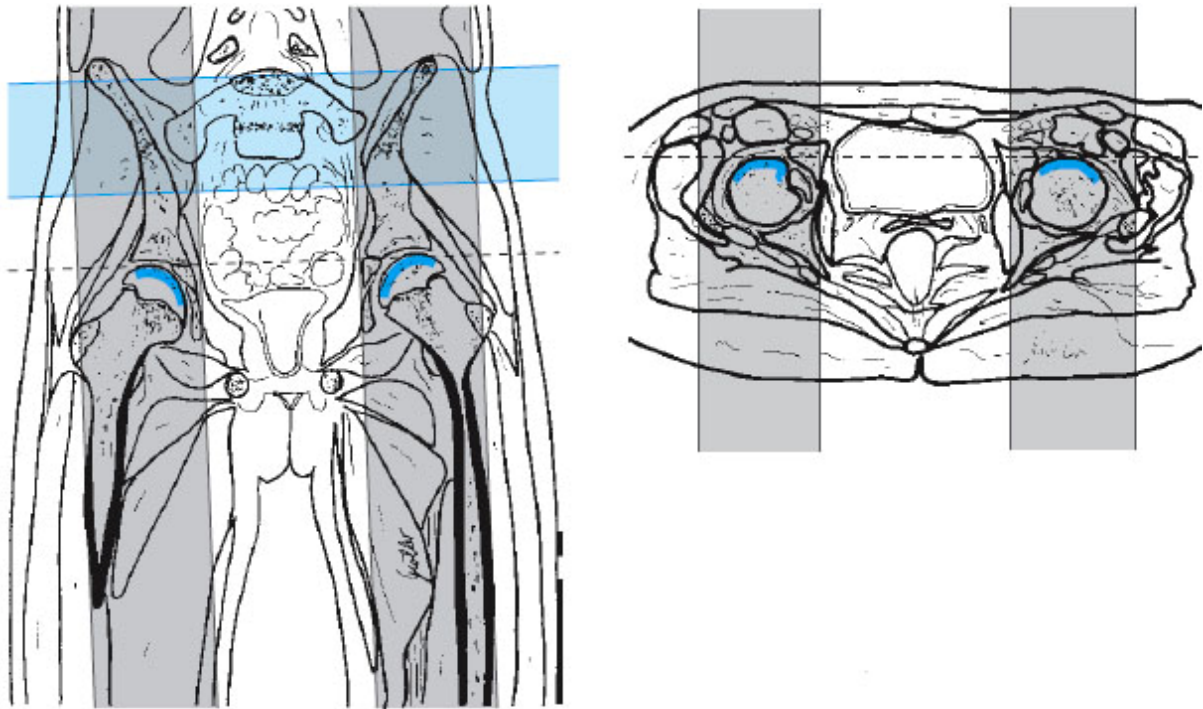


نمای لوکالایزر کروئال، طراحی و تعیین حدود برش های ساجیتال از مفصل هیپ چپ.



تعیین حدود و جهت طراحی برش های آکسیال از مفاصل
هیپ هر دو طرف به طور همزمان.





تعیین حدود و جهت طراحی برش های ساجیتال از مفاصل هیپ هر دو طرف به طور همزمان.

• زانو: کوئل یک چهارم زانو یا سر

- ساجیتال

- کرونال

- آکسیال

وضعیت: سوپاین، ساق پاها کشیده، وضعیت راحت، در این وضعیت کف پا ۱۵-۱۰ درجه بطرف خارج می چرخد تا لیگامنت صلیبی قدامی کشیده شود سپس به کمک کیسه های شنی ساق پا را ثابت کنید.

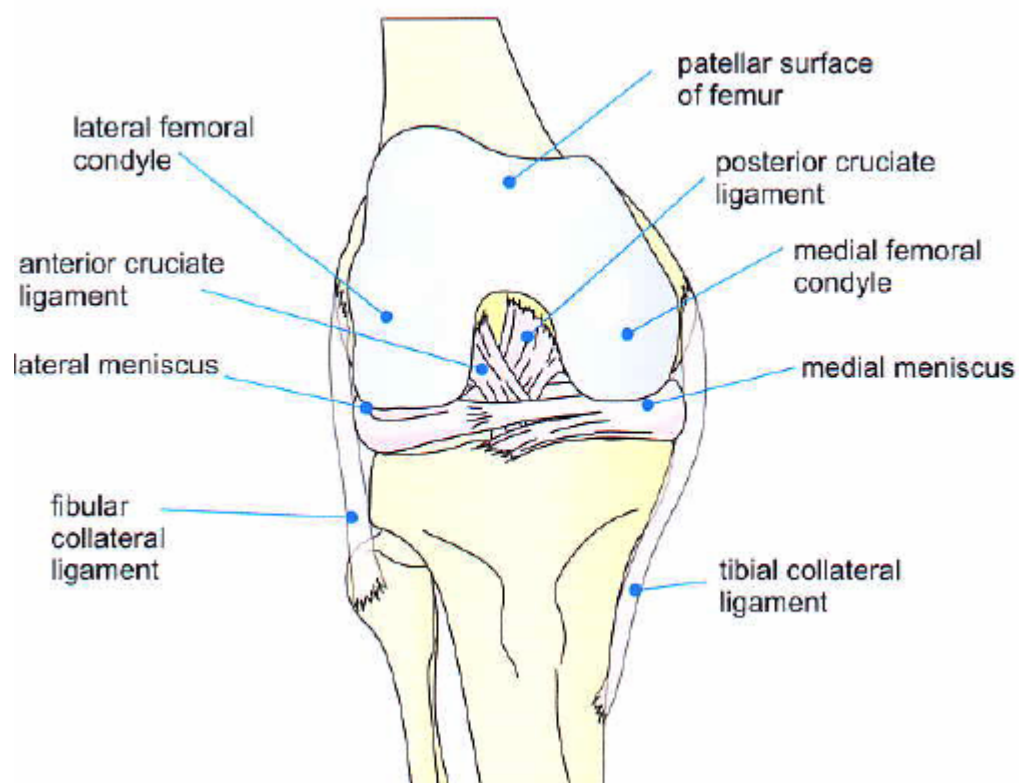
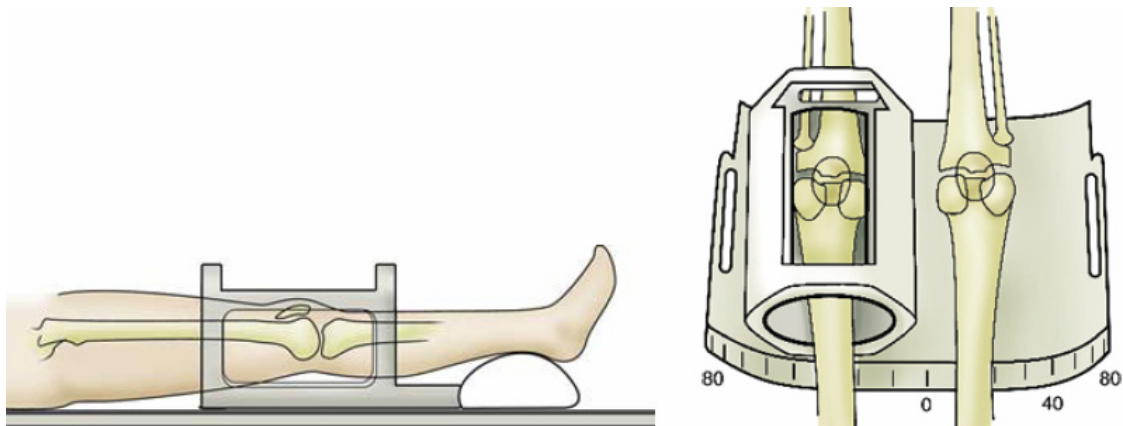
مقدار offset از چپ یا راست را مطابق با فاصله مرکز مفصل زانوی مورد نظر از خط مرکزی مگنت وارد کنید و سپس اسکن را شروع کنید. برای مثال :

offset ۷۵Cm

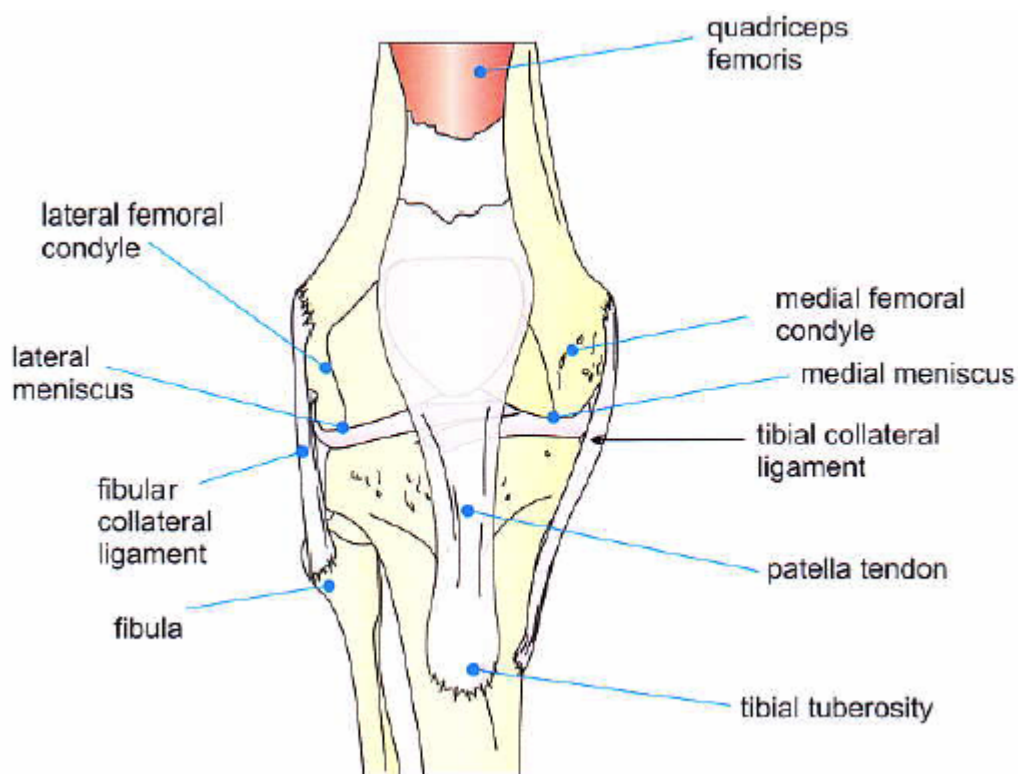
زانوی راست

offset ۴۵Cm

زانوی چپ



نمای زانوی راست از روبرو



نمای زانوی راست از روبرو

- میچ یا کف پا: کوئل یک چهارم سر یا یک چهارم سر و گردن

- کروئال

- آکسیال

وضعیت: سوپاین، ثابت نگه داشتن با کسپه های شنی

۷-۲- پروتکل های دنباله و کاربرد ماده کنتراست

در تمام مفاصل، T_1 FSE و T_2 FSE پروتکل دنباله استاندارد هستند. علاوه بر آنها، دنباله های T_2 با سرکوب چربی (STIR یا SPIR) انجام می شود، که به ادم یا افیوژن حساس است. برای ارزیابی آسیب های غضروفی، دنباله های ۳D GRE (با سرکوب چربی) FSE با سرکوب چربی (FS) توصیه می شود. ماده کنتراست با تزریق وریدی در تمام موارد مشکوک به التهاب و بلاستوماهای بدخیم برای مرحله بندی و فالوآپ توصیه می شود.

آرتوگرافی تکنیکی است که عمدتاً در مفاصل شانه، میچ پا، زانو و هیپ استفاده می شود. دو تکنیک متفاوت وجود دارد.

۱- تزریق وریدی ماده کنتراست (تکنیک غیر مستقیم)

۲- تزریق داخل مفصلی ماده کنتراست (تکنیک مستقیم)

هر دو تکنیک در موارد مشکوک آسیب‌های غضروف، لیگامان یا تاندون، یا در فالوآپ بعد از جراحی آسیب‌های غضروفی استفاده می‌شود.

با تکنیک iv، تزریق به داخل مفصل ضرورتی ندارد، اما کپسول مفصلی باز نمی‌شود، و روی هم افتادگی ساختارها وجود دارد. به علاوه اکستراواژیشن ماده کنتراست در پارگی کپسول نمی‌تواند آشکار شود. با آرتروگرافی مستقیم، تزریق به داخل مفصل انجام می‌شود (در بسیاری موارد تحت هدایت فلوروسکوپی)، اما کنتراست داخل مفصل عالی است. در بسیاری از کشورهای اروپایی، تزریق داخل مفصلی ماده کنتراست MR مجاز نیست.

جدول a ۷-۱ دنباله پالس برای شانه

دنباله پالس	SE	FSE+SPIR	3D-GRE	3D-GRE	SE+SPIR آرتروگرافی مستقیم	SE+SPIR تزریق کنتراست
وزن تصویر	T1	T2	T2	T1	T1	T1
صفحه برش	پارا کروئال	پارا کروئال	آکسیال	آکسیال	پارا کروئال یا ساجیتال یا آکسیال	پارا کروئال
تعداد برش	۱۹	۱۹	۷۰	۵۰	۱۹	۱۹
TR(ms)	۳۵۰	۱۴۰۰	۵۰	۴۹	۶۰۰	۶۰۰
TE (ms)	۱۴	۱۳۰	۱۹	۹	۲۰	۲۰
زاویه فلیپ	-	-	۲۰	۴۵	-	-
ETL	-	۱۲	-	-	-	-
پهنای برش (mm)	۳	۳	۱	۱/۵	۳	۳
ماتریس	۵۱۲×۲۵۶	۵۱۲×۲۵۶	۵۱۲×۲۵۶	۵۱۲×۲۵۶	۵۱۲×۲۵۶	۵۱۲×۲۵۶
FOV	۱۸۰	۲۰۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰
recFOV	۹۰	۶۰	۷۰	۷۵	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۳	۶	۳	۱	۳	۳

جدول b ۷-۱ دنباله پالس برای آرنج

دنباله پالس	SE	FSE+SPIR	SE+SPIR با تزریق کنتراست
وزن تصویر	T1	T2	T1
صفحه برش	کرونال یا ساجیتال	کرونال	آکسیال
تعداد برش	۱۹	۱۹	۱۹
TR(ms)	۵۵۵	۴۰۹۰	۵۷۵
TE (ms)	۱۴	۹۵	۱۴
ETL	-	۵	۵
پهنای برش (mm)	۳	۳	۳
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۱۵۰	۲۵۰	۱۵۰
recFOV	۹۵	۱۰۰	۹۵
تعداد دستیابی	۲	۳	۲

جدول c ۷-۱ دنباله پالس برای میج / دست

دنباله پالس	FSE+STIR	SE	3D-GRE
وزن تصویر	T2	T1	T2
صفحه برش	کرونال یا آکسیال	کرونال	کرونال
تعداد برش	۱۵	۱۵	۳۰
TR(ms)	۱۲۰۰	۵۰۰	۶۰
TE (ms)	۱۶	۲۰	۱۷
ETL	۵	-	-
پهنای برش (mm)	۲/۴	۲/۴	۱
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۱۴۰	۱۴۰	۱۴۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۹۵
تعداد دستیابی	۴	۳	۱

جدول d ۷-۱ دنباله پالس برای مفصل ساکروایلیاک

دنباله پالس	FSE+STIR	SE	3D-GRE	SE+SPIR با تزریق کنتراست
وزن تصویر	T2	T1	T2	T1
صفحه برش	پارا کروئال	پارا کروئال	پارا کروئال	پارا کروئال
تعداد برش	۲۱	۲۱	۳۰	۲۱
TR(ms)	۲۰۱۰	۴۵۰	۶۰	۵۷۵
TE (ms)	۱۵	۱۴	۱۷	۱۴
زاویه فلیپ	-	-	۲۰	-
ETL	۵	-	-	-
پهنای برش (mm)	۳	۳	۱	۳
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۲۵۰	۲۵۰	۱۴۰	۲۵۹
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
تعداد دستیابی	۴	۳	۱	۲

جدول e ۷-۱ دنباله پالس برای هیپ

دنباله پالس	FSE+STIR	SE	3D-GRE	SE+SPIR با تزریق کنتراست	SE+SPIR آرتروگرافی مستقیم
وزن تصویر	T2	T1	T1	T1	T1
صفحه برش	کروئال یا ساجیتال	کروئال یا ساجیتال	کروئال یا ساجیتال	کروئال	کروئال
تعداد برش	۱۹	۱۹	۶۰	۱۹	۱۹
TR(ms)	۱۲۰۰	۵۲۰	۴۹	۵۷۵	۵۷۵
TE (ms)	۱۳	۱۴	۹	۱۴	۱۴
زاویه فلیپ	-	-	۴۵	-	-
ETL	۵	-	-	-	-
پهنای برش (mm)	۴	۴	۱	۴	۴
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۴۵۰	۴۵۰	۴۵۰	۴۵۰	۴۵۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۹۰	۱۰۰	۱۰۰
تعداد دستیابی	۲	۲	۱	۲	۲

جدول f ۱-۷ دنباله پالس برای زانو

دنباله پالس	SE	FSE-DUAL	3D-GRE	FSE+SPIR با تزریق کنتراست	SE+SPIR آرتروگرافی مستقیم
وزن تصویر	T1	T2	T2	T2	T1
صفحه برش	ساجیتال	ساجیتال	آکسیال	کروئال	آکسیال
تعداد برش	۲۳	۲۳	۷۰	۱۹	۱۹
TR(ms)	۵۵۵	۲۵۰۰	۵۷۵	۱۲۰۰	۵۷۵
TE (ms)	۱۴	۱۲۰/۹۰	۱۴	۱۳	۱۴
زاویه فلیپ	-	-	-	-	-
ETL	-	۱۱	-	۶	-
پهنای برش (mm)	۳	۳	۱	۴	۳
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۱۵۰	۱۸۰	۱۸۰	۲۰۰	۱۵۰
recFOV	۹۵	۱۰۰	۹۰	۸۰	۹۵
تعداد دستیابی	۳	۴	۱	۳۲	۲

جدول g ۱-۷ دنباله پالس برای مچ و کف پا

دنباله پالس	SE	FSE+STIR	SE	3D-GRE	SE+SPIR با تزریق کنتراست	SE+SPIR آرتروگرافی مستقیم
وزن تصویر	T1	T2	T2	T1	T1	T1
صفحه برش	کروئال یا ساجیتال	کروئال	آکسیال یا ساجیتال	کروئال یا ساجیتال	کروئال یا آکسیال	کروئال یا ساجیتال
تعداد برش	۱۳	۱۵	۱۳	۶۰	۱۳	۱۳
TR(ms)	۵۵۰	۱۵۰۰	۳۵۰۰	۴۹	۵۵۰	۵۵۰
TE (ms)	۲۰	۱۳	۱۲۰	۹	۲۰	۲۰
زاویه فلیپ	-	-	-	۴۵	-	-
ETL	-	۵۱۰	-	-	-	-
پهنای برش (mm)	۴۳	۳	۳	۱	۳	۳
ماتریس	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲	۲۵۶×۵۱۲
FOV	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰
recFOV	۷۰	۸۰	۷۰	۹۰	۷۰	۷۰
تعداد دستیابی	۳	۳	۳	۱	۳	۳

• آرتروگرافی غیرمستقیم

(a) تزریق 0.1 mmol/kg Gd

(b) حرکت مفصل (5 min)

(c) انجام تصویربرداری در مدت 30 min

• آرتروگرافی مستقیم

(a) تزریق 0.2 mmol Gd (0.2 ml) از 0.1 mmol Gd در 50 ml نرمال سالین)

(b) حرکت مفصل

(c) انجام تصویربرداری در مدت 30 min

حجم برای کاربرد داخلی مفصلی: شانه: $10-20 \text{ ml}$ ، مچ دست $2-7 \text{ ml}$ ، هیپ $10-20 \text{ ml}$ ، زانو $30-40 \text{ ml}$ ، مچ پا: $6-12 \text{ ml}$.

۷-۳- آرتیفکت‌ها

آرتیفکت‌ها اغلب از ایمپلنت‌های فلزی یا باقی مانده‌های فلزی جراحی قبلی ناشی می‌شود، بسته به محتوای آهن، می‌تواند نواحی‌ای با افت سیگنال ایجاد کند. یک شکل متفاوت، آرتیفکت زاویه جادویی است، که فقط وقتی دیده می‌شود که مسیر ساختار خطی آناتومیک در زاویه 55° با میدان مغناطیسی ثابت قرارگیرد. این آرتیفکت در ساختارهای آناتومیک نظیر زانو و مچ پا، که مسیرهای منحنی دارند، مثل روتاتورکاف، اهمیت دارد.

۷-۴- مفصل شانه

جهت برش در جدول ۷-۲ نشان داده می‌شود،

جدول ۷-۲ جهت برش

جهت برش	ساختار آناتومیک
آکسیال کرونال ابلیک ساجیتال ابلیک	لابروم گلنوئید، سربازو، فضای مفصلی تاندون و عضله سوپرا اسپاینتوس فضای ساب آکرومیال برسای ساب اکروسیال قوس آکرومیوکلایکولار آکرومیون، روتاتورکاف

۸ استخوان و بافت‌های نرم

۸-۱- مقدمه و ملاحظات کلی

تفکیک فضایی و کنتراست عالی MRI آشکار شدن ناهنجاری‌های استخوان و مفاصل، غضروف هایالین و فیبروس، تاندون‌ها، لیگامان‌ها، عضلات و عروق را امکان‌پذیر می‌کند. جدول ۸-۱ پروتکل تصویربرداری MR برای بافت نرم و استخوان را ارائه می‌کند.

جدول ۸-۱ پروتکل پیشنهادی برای بافت نرم واسکن استخوان

مهره ها	هیپ			زانو					
GE	SE	TSE	TSE	Dess3D	TSE	SE	SE	TSE	دنباله پالس
Out of phase	T1	PD	PD		PD	T1	T1	PD	وزن تصویر
									صفحه برش
۱۶	۱۹	۱۹	۱۹	۱/۲۸	۱۹		۱۹	۱۹	تعداد برش
۵۰۰	۹۳۸	۳۲۷۰	۳۰۰۰	۲۰	۳۰۰۰	۵۰۰	۵۰۰	۳۰۰۰	TR(ms)
۱۴/۳	۱۳	۳۷	۳۶	۵/۷	۳۰	۱۴	۱۴	۲۱	TE (ms)
				۲۵					زاویه فلیپ
					-	-	۷-۱۱	۱۵-۷	ETL
۲۰	۱۰	۱۰	۲۵	۲۰	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰	پهنای برش (mm)
۵۱۲	۵۱۲	۲۵۶	۵۱۲	۲۵۶	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	ماتریس
۳۸۰	۳۵۰	۲۵۰	۳۵۰	۱۵۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰	FOV
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۷۵	۸۰	recFOV
۱	۲	۱	۱	۱	۲	۲	۲	۱	تعداد دستیابی
خیر	خیر	بله	خیر	بله	بله	بله	خیر	خیر	سرکوب چربی

جدول ۲-۸ دنباله‌های پالس متداول در تصویربرداری MR اسکلت عضلات و مزایا و عدم مزایای هر کدام

دنباله پالس	مزایا	عدم مزایا
$SE T_1$	بهترین جزئیات آناتومی کنتراست عالی بین پاتولوژی و چربی آشکار کردن مت هموگلوبین	عدم تمایز بین عضله و ساختارهای غیرچربی
$SE T_1$ بعد از تزریق Gd	آشکار کردن واسکولاریزاسیون آشکار کردن نکروز	
تصاویر تفریق شده	آشکار کردن نواحی ظریف بهبود کنتراست Gd	
$SE T_1$ سرکوب چربی	نمایش بهتر بهبود کنتراست Gd تمایز چربی و مت هموگلوبین	
$SE T_2$	آشکار کردن مایع	زمان
$TSE T_2$ یا FSE	کنتراست عالی بین پاتولوژی و چربی آشکار شدن مایع آشکار شدن مایع	چربی روشن باقی می‌ماند
$TSE T_2$ با سرکوب چربی	آشکار شدن عالی مایع بهترین سرکوب چربی	نیاز به میدان قوی
TSE PD با سرکوب چربی	آشکار شدن خوب مایع با حفظ جزئیات آناتومیک تمایز خوب بین غضروف هایلین و افیوژن مفصلی	
STIR TURBO STIR	آشکار شدن خوب مایع سرکوب عالی چربی وزن T_1 و T_2	نباید با تزریق Gd به کار رود تعداد برش‌های محدود
$GRE T_2^*$	زمان دستیابی کوتاه که امکان مطالعات دینامیک Gd را می‌دهد	آرتیفکت قابلیت پذیرش کنتراست محدود بافت نرم
GE خارج از فاز	شدت سیگنال نتیجه بین اختلاف آب و چربی است حساسیت بالا	(عموماً استفاده نمی‌شود) ویژگی پایین

۲-۸- مغز استخوان

MRI یک روش با حساسیت بالا برای تصویربرداری مغز استخوان نرمال و غیرنرمال است و می‌تواند بین مغز استخوان چربی، سلولی، فیبروتیک و هموسیدروتیک تمایز قائل شود.

تکنیک تصویربرداری

در اسکلت محوری، T_1 SE، STIR یا Turbo STIR، T_2 TSE با سرکوب چربی و تصویربرداری جابه‌جایی شیمیایی (هم‌فاز و خارج از فاز) به طور متداول استفاده می‌شود، در صورتی‌که T_2 SE و T_2^* GE برای آزمون مغز استخوان کمتر مناسب می‌باشد. یک پروتکل استاندارد شامل یک کروئال T_1 و یک STIR (یا T_2 TSE با سرکوب چربی) از لگن می‌باشد.

تصویربرداری دینامیک MR

ترکیبات گادولینیوم که امروزه برای تصویربرداری عضلات اسکلتی استفاده می‌شود، اندازه مولکولی کوچکی دارد و در فضای داخل عروقی و اینتراستیشل توزیع می‌شود. اندازه مولکولی کوچک انتشار به بافت نکروتیک را ممکن می‌کند، که سبب می‌شود مقدار نکروز اینترا تومورال کمتر از آنچه هست تخمین زده شود. بنابراین MRI با بهبود استاتیک Gd مقدار نکروز اینتراتومورال را به درستی نشان نمی‌دهد. تصویربرداری دینامیک MR بعد از تزریق Gd یک ابزار تشخیصی مفید برای غلبه بر این مشکل است. تکنیک‌های مختلفی توسعه یافته است، اما تکنیک‌های اولین عبور و تغریق بیشتر استفاده می‌شود. دنباله‌های سریع یا فوق سریع با تفکیک زمانی ۳-۲ برای هر تصویر یا مجموعه‌ای از تصاویر موازی قابل دسترس و اجباری برای اندازه‌گیری بهبود بافتی در طی اولین عبور ماده کنتراست است. پارامترهای گوناگون، نظیر زمان آغاز بهبود، پاک شدن، بهبود حداکثری، و مقادیر شیب را می‌توان اندازه گرفت.

۹ قسمت فوقانی شکم

کبد، مجاری صفراوی، پانکراس و طحال

۹-۱- کویل‌ها

بیمار در وضعیت سوپاین اسکن می‌شود یا با کویل تنه، که در هر سیستم در داخل تونل مگنت قرار دارد، یا ترجیحاً با یک کویل آرایه فازی. کویل‌های آرایه فازی ترکیبی از تعدادی کویل‌های کوچک است، نوعاً در جلو و پشت بیمار قرار دارد (کویل wrap-around)، یک نسبت سیگنال به نویز بالاتر و کیفیت بهتر تصویر را فراهم می‌کند. چون قطر قدامی خلفی بیماران به طور قابل ملاحظه‌ای متغیر است، لازم است کاربران میزان تقویت سیگنال را از یک سوم میانی بدن نسبت به قطر قدامی خلفی افراد تنظیم کنند تا از اثر layering جلوگیری کنند. سیگنال ناهمگن در کویل‌های آرایه فازی سبب نادرستی بیشتر اندازه‌گیری‌های کمی سیگنال نسبت به کویل تنه می‌شود.

۹-۲- دنباله‌های پالس

پروتکل حداقل برای اندام‌های پارانشیمی قسمت فوقانی شکم شامل دنباله‌های وزن T1 دو بعدی (۲D) یا سه بعدی (۳D) و وزن T2 دو بعدی یا سه بعدی در صفحه آکسیال است. ضخامت برش از ۴-۸mm برای کبد و طحال، ۲-۴mm برای پانکراس، و ۱-۴mm برای عروق و کلاثریو پانکراتوگرافی متغیر است. حرکات مرتبط با تنفس علت اصلی آرتیفکت‌های قسمت فوقانی شکم است، و تنوعی از تکنیک‌های جبرانی توسعه پیدا کرده است، مانند جبران تنفس، پالس‌های اشباع فوقانی، تحتانی، و قدامی، متوسط‌گیری متعدد، سرکوب چربی، واکوهای هدایتگر. یک تکنیک موثر استفاده از دنباله‌های قطع تنفس با زمان‌های ۲۵S یا کمتر، ترکیب شده با پالس‌های اشباع کرانیال و کودال است تا آرتیفکت‌های ضربان را باز هم کمتر کند. عموماً نگه داشتن تنفس در بازدم انجام می‌شود تا از وضعیت‌های قابل تولید مجدد برش‌ها اطمینان حاصل شود. اگر بیمار نتواند تنفس خود را برای مدت ۲۰S نگه دارد، یک دنباله بدون قطع تنفس با متوسط‌گیری متعدد و پالس‌های اشباع ترجیح داده می‌شود. سرکوب چربی می‌تواند با هر دو دنباله پالس T1 و T2 به کار رود، استفاده از فن‌آوری سرکوب چربی مزیت بیشتری برای پانکراس و سیستم صفراوی دارد تا برای کبد و طحال.

دنباله‌های قطع تنفس spoiled gradient echo نظیر FLASH، برای تصویربرداری وزن T1 ترجیح داده می‌شود. زمان اکوی (TE) دنباله‌های spoiled GRE باید نزدیک به in-phase (۶۹ms برای ۱/۰T و ۴/۶ms برای ۱/۵T) و نزدیک به out-of-phase (۳/۴۰ms برای ۱/۰T و ۲/۳ms برای ۱/۵T) انتخاب شود تا بافت چربی مشخص شود. TE نزدیک به زمان‌های اکوی in-phase بهینه، بسته به استراتژی‌های بهینه‌سازی دنباله‌های پالس اختصاصی استفاده می‌شود.

دنباله‌های T1 spoiled GRE ۳D با سرکوب چربی توسعه یافته‌اند و امکان تهیه برش‌های نازکتر ۳-۴mm را به هزینه مقداری آرتیفکت فراهم می‌کنند. دنباله‌های وزن T1 همراه با ترکیبات گادولینیوم (Magnevist®, Dotarem®, Omniscan®)

(ProHance[®], Gadovist[®]) عوامل پارامیتمیک کبدی صفراوی (Telescan[®], MultiHance[®])، و اکسیدهای آهن سوپرا پارامیتمیک (Endorem[®], Resovist[®]) به کار می‌رود.

تنوعی از دنباله‌ها برای وزن T2 قابل دسترس است. TSE به طور گسترده‌ای نسبت به SE ترجیح داده می‌شود، با گزینه‌های متفاوت برای دنباله‌های قطع تنفس و بدون قطع تنفس. با این حال، SE مرسوم هنوز هم یک استاندارد تشخیصی برای وزن T1 کبد است، و می‌تواند با یک ماتریس ۱۲۸×۲۵۶، پالس‌های اشباع فوقانی و تحتانی، دو دستیابی، و اشباع چربی استفاده شود. دنباله‌های قطع تنفس TSE تعداد اکو در هر TR (ETL) بیشتری استفاده می‌کند تا زمان دستیابی را با همان تفکیک فضایی کاهش دهد یا تفکیک فضایی را با همان تفکیک زمانی افزایش دهد. با این حال، استفاده از دنباله‌هایی با ETL بزرگتر یعنی با تعداد بیشتری پالس ۱۸۰° ریفوکاسینگ، اثر قابلیت پذیرش کاهش می‌یابد، که عامل مهمی برای کنتراست آسیب درون اندام‌های پارانشیمی می‌باشد. بنابراین، دنباله‌های TSE در آسیب‌های جامد کنتراست پایین‌تری از دنباله‌های متداول SE می‌دهد، اما این عدم مزیت با افزایش کیفیت تصویر جبران می‌شود. از این رو، دنباله‌های بدون قطع تنفس با تعداد محدودی اکو اما اثر قوی‌تر قابلیت پذیرش هنوز در MRI بالینی کاربرد دارد و کیفیت تصویری پایداری را فراهم می‌کند.

دنباله‌های تصویربرداری (RARE) اخیراً با استفاده از تکنیک‌های (HASTE) بهبود یافته است و از نظر بالینی مفید هستند. دنباله‌های وزن T2 با اثر قابلیت پذیرش با اکسیدهای آهن سوپر پارامیتمیک (SPIO) ترکیب می‌شود.

آنژیوگرافی MR از سیستم ورید باب، شریان‌های تغذیه‌کننده احشاء و وریدهای احشایی با تکنیک‌های MR آنژیوگرافی بهبود کنتراست (CE-MRA) انجام می‌شود که ترکیبی از گادولینیوم و قطع تنفس، کروئال، ۳D و دنباله‌های Non spoiled GRE می‌باشد. ترکیبات گادولینیومی با وزن مولکولی پایین با استفاده از تزریق‌کننده اتوماتیک iv تزریق می‌شود، ابتدا زمان عبور بولوس برای هر فرد به طور خودکار اندازه‌گیری می‌شود. این تکنیک نیازمند گرادیان‌های سریع است و عمدتاً روی سیستم‌های میدان قوی ($\geq 1\text{ T}$) قابل دسترس است. در روش دیگر، دنباله‌های ۲D TOF آکسیال یا کروئال با قطع تنفس ساده به کار می‌رود، ممکن است با اکسیدهای آهن سوپر پارامیتمیک نیز همراه شود، که برای تصویربرداری از عروق داخل کبدی و عروق قسمت فوقانی شکم مناسب می‌باشد. برش‌های آنژیوگرافی را باید همیشه، از طریق پس پردازش پروجکشن شدت بیشینه (MIP) با یکدیگر مشاهده کرد. روش جدیدتر، دنباله‌های GRE متوازن non spoiled است که اهمیت ویژه‌ای پیدا کرده است (در زمینه FISP-true یا در فیلیپس (balanced FFE)). نوعاً به صورت ۲D دستیابی می‌کنند، این تکنیک عروق را روشن نمایش می‌دهد، بدون ملاحظه جهت و سرعت جریان خون، همچنین ساختارهای پر از مایع را روشن نمایش می‌دهد. بنابراین، این دنباله‌ها برای نشان دادن باز بودن عروق بدون استفاده از ماده کنتراست مفید می‌باشد.

MRCP یا MR cholangio pancreatography با اصلاحاتی در دنباله‌های پالس TSE/FSE/HASTE پیشرفت کرده است. رهیافت‌های جدید مطابق با فن‌آوری اسکنر متفاوت است و یا از دنباله‌های قطع تنفس ۲D یا بدون قطع تنفس و یا اغلب دنباله‌های ۳D با راه‌اندازی تنفسی (respiratory triggered) استفاده می‌شود. مایع داخل مجرا، در مقایسه با بافت زمینه، روشن مشاهده می‌شود. با استفاده از پس پردازش MIP برش‌ها را باید با هم به صورت کلانژیوگرام و پانکراتیکوگرام مشاهده کرد.

ماده کنتراست برای MRI کبد

ترکیبات خارج سلولی گادولینیوم، غیر اختصاصی، با وزن مولکولی پایین، امروزه متداول‌ترین ماده کنتراست در تصویربرداری کبد است. این ترکیبات از نظر فارماکولوژیک مشابه مواد حاجب یددار X-ray هستند و می‌تواند به صورت بولوس تزریق شود تا مطالعات دینامیکی با استفاده از تکنیک‌های چندبرش spoiled GRE تقریباً با ۲۵-۲۰ برش در یک بار قطع تنفس انجام شود. زمان‌بندی کنتراست ایجاب می‌کند که تصاویر فاز شریانی (S ۳۰-۲۰ بعد از تزریق) دستیابی شوند تا آسیب‌های هایپروواسکولار مشخص شوند، تصاویر فاز پورتال (S ۹۰-۵۰ بعد از تزریق) بهبود پارانشیمی را برای آشکارکردن آسیب‌های هایپوواسکولار نشان می‌دهد. تصاویر فاز تعادلی ۲ دقیقه (تا ۱۰ دقیقه) بعد از تزریق دستیابی می‌شوند و برای آشکارکردن همانژیوماها و تغییرات التهابی مفید است.

مواد کنتراست داخلی سلولی اختصاصی برای کبد به منظور تصویربرداری بهتر از کبد توسعه یافته است. اولین عامل کنتراست پارامیتمیک هپاتوبیلیاری [®]Teslascan است که به صورت قطره‌ای اینفیوز (تزریق) می‌شود. پس از جذب توسط هپاتوسیت‌ها همراه با صفرا و سبب افزایش شدت سیگنال در تصاویر وزن T1 می‌شود. به دلیل تزریق قطره‌ای نمی‌توان با آن اسکن دینامیک انجام داد.

ترکیب دوم، [®]MultiHance (gadobenate dimeglumine) است، که برای تصویربرداری از کبد قابل دسترس است. اما بیشتر برای تصویربرداری عروقی مورد توجه است. این ترکیب می‌تواند به صورت بولوس تزریق شود، و به صورتی که برای ترکیبات غیراختصاصی گادولینیوم توصیف شد می‌توان تصویربرداری را طراحی کرد که باید همراه با اسکن‌های تأخیری چندساعت بعد از تزریق باشد تا تومورها آشکار شوند.

ذرات سوپر پارامیتمیک اکسید آهن (SPIO) بعد از چند دقیقه در سلول‌های فاگوسیت کبد (تقریباً ۸۰ درصد) و در طحال (۱۰-۵ درصد) جذب می‌شود. تومورهای بدخیم نوعاً فاقد تعداد کافی فاگوسیت هستند، به صورت آسیب‌های روشن در یک کبد تیره با دنباله‌های وزن T2 مشاهده می‌شوند. تومورهایی که تعداد فاگوسیت‌های آنها کافی می‌باشد، نظیر فوکال نودولار هایپرپلازی، آدنومای هپاتوسلولار، غیره، به حد کافی SPIO جذب می‌کنند. و بنابراین در دنباله‌های وزن T2 کاهش شدت سیگنال نشان می‌دهند. کاهش سیگنال به فعالیت سلول‌های کاپفر و واسکولاریته تومور بستگی دارد. تزریق [®]Endorem به صورت قطره‌ای در سرم نمکی یا قندی با دوز ۱۰-۱۵ μmol Fe/kg در مدت ۳۰ min با سرعت تقریبی ۳ ml/min انجام می‌شود، چون عوارض جانبی (برافروختگی، تنگی نفس، خارش، کمردرد در سرعت‌های تزریق بالاتر رخ می‌دهد) و تصاویر چند ساعت بعد از تزریق کنتراست انجام می‌گیرد. [®]Resovist به صورت بولوس قابل تزریق است. بیماران را می‌توان در همان روز یا ۴-۱ روز بعد اسکن کرد.

ذرات بسیار کوچک SPIO ([®]USPIO, Sinerem) طول عمر خونی طولانی‌تری دارند و ابتدا در کبد، طحال، مغز استخوان و گره‌های لنفی تجمع می‌یابد. چون USPIO اثر T1 بزرگتری از SPIO دارد و نیمه عمر طولانی‌تر دارد، آنها را همچنین می‌توان به عنوان عامل T1 جریان خون در MR آنژیوگرافی یا مشخص کردن آسیب‌های کبدی به کار برد.

سیستم صفراوی

تصویربرداری MRCP با استفاده از دنباله‌های وزن سنگین T2 با TE بلندتر از زمان آسایش T2 بافت نرم، صفرا را درون مجاری صفراوی و در کیسه صفرا نشان می‌دهد، از این رو بافت نرم در سیگنال تصویر مشارکتی ندارد. این تکنیک امکان مشاهده مایع را می‌دهد و می‌تواند به عنوان تکنیک وزن مایع در نظر گرفته شود. وزن T1 و وزن T2 با یا بدون سرکوب چربی و بهبود گادولینیوم، مجرای صفرا و ساختارهای بافت نرم اطراف را نشان می‌دهد. استفاده از عوامل کنتراست هپاتوبیلیاری در مقایسه با دنباله‌های سنگین وزن T2 به منظور مشاهده سیستم مجاری صفراوی مزیتی ندارد.

تکنیک

تنوعی از تکنیک‌های MRCP با راه‌کارهای متفاوت بسته به سخت‌افزار و نرم‌افزار اسکنر قابل دسترسی می‌باشد، از جمله قطع تنفس ۲D، ۳D، یا راه‌اندازی تنفسی (جدول ۹-۱).

یک راه کار قطع تنفس ساده با دنباله RARE از یک قطعه ضخیم با TE بلند و یک تصویر کروئال ابلیک استفاده می‌کند که نیازی به پس پردازش اضافی ندارد. تکنیک‌های متداول مالتی اسلایس از دنباله HASTE با برش‌های نازک و پس پردازش استفاده می‌کند تا پروجکشن‌های شدت بیشینه (MIP) را تولید کند. تکنیک‌های ۳D نوعاً براساس دنباله‌های TSE با راه‌اندازی تنفسی با استفاده از تکنیک‌های هدایت‌گر (navigator) و بازسازی‌های همپوشانی نازک، عمل می‌کنند. عوامل کنتراست هپاتوبیلیاری نیز شدت سیگنال بالایی را در صفرا نشان می‌دهند. و بنابراین مستقیماً لومن مجرا را نشان می‌دهند. وزن T1 با بهبود گادولینیوم مجاری را با سیگنال پایین ایترا لومینال نشان می‌دهد و می‌تواند به عنوان یک تکنیک «مایع سیاه» استفاده شود. وزن T1 با بهبود گادولینیوم و سرکوب چربی، ترجیحاً با تکنیک‌های قطع تنفس، برای تصویربرداری مجاری و بافت‌های نرم اطراف ایده‌آل است.

۹-۴- پانکراس

پانکراس در دنباله‌های وزن T1 با برش‌های نازک (کوچک‌تر از ۶mm) که کنتراست خوبی از بافت پانکراس ایجاد می‌کند، به خوبی دیده می‌شود. سیگنال پانکراس می‌تواند به دلیل آتروفی، پانکراتیت، نئوپلاسم، و تجمع زیاد آهن کاهش یابد. سرکوب چربی وضوح پارانشیم پانکراس و آسیب‌های کانونی پانکراس را افزایش می‌دهد. در دنباله‌های وزن T2 شدت سیگنال حتی بیش از دنباله‌های وزن T1 تغییر می‌کند، اما وزن T2 برای نمایش ساختارهای پر از مایع مفید است. اسکن‌های MR آنژیوگرافی ترجیحاً به صورت دنباله‌های CE-MRA ۳D با قطع تنفس به دست می‌آید. MRCP توسط مایع ایترا لومینال ساختمان مجرای پانکراس را قابل مشاهده می‌کند و به صورت دنباله‌های وزن سنگین T2 ۲D یا ۳D انجام می‌گیرد.

تکنیک

دو تکنیک تزریق وریدی کنتراست برای بهترکردن MR پانکراس در دسترس می‌باشد، به خصوص برای آشکارکردن آسیب‌های کانونی کوچک و تهاجم عروقی. اول، تزریق وریدی گادولینیوم و به دست آوردن تصاویر وزن T1 و دوم، تزریق وریدی Teslascan برای بهبود پارانشیم نرمال پانکراس در تصاویر وزن T1 برای یک مدت طولانی‌تر می‌باشد.

با ماده کنتراست خوراکی می‌توان پانکراس را بهتر از روده‌ها نشان داد. آب ارزان‌ترین، قابل تحمل‌ترین و ایمن‌ترین ماده کنتراست خوراکی، با شدت سیگنال پایین در T1 و سیگنال بالا در T2 است. آثار مواد کنتراست خوراکی پارامنتیک و سوپر پارامنتیک در شدت سیگنال ایتروالومینال به دنباله‌های پالس مورد استفاده بستگی دارد.

۵-۹- طحال

طحال در وزن T1 هایپواینتنس و در وزن T2 هایپراینتنس است. بسیاری از آسیب‌های طحال چنین رفتار سیگنالی از خود نشان می‌دهند، که ارزش MRI ساده را جهت آشکارکردن بیماری‌های طحالی محدود می‌کند.

تکنیک

دو تکنیک متفاوت کنتراست به منظور تمایز بهتر آسیب‌های طحالی استفاده می‌شود. فاز زود هنگام (early – phase) (فاز شریانی) بعد از تزریق گادولینیوم در وزن T1 یک الگوی arciform نشان می‌دهد که یک دقیقه بعد از تزریق کنتراست همگن می‌شود و اختلاف پرفیوژن طحال و آسیب مشخص می‌شود.

جدول ۹-۱ دنباله‌های تصویربرداری از قسمت فوقانی شکم را نشان می‌دهد.

MR کلانژیوپانکراتوگرافی			MR آنژیوگرافی		تصویربرداری MR								پارامترها
3D TSE قطعه ضخیم	3D TSE راهاندازی تنفس	2D HASTE	2D TOF	3D CE MRA	True FISP نکشیدن نفس	HASTE نکشیدن نفس	TSE نکشیدن نفس	SE / TSE بدون نگه داشتن نفس	3D Out of phase FLASH نکشیدن نفس FS-	Out of phase FLASH نکشیدن نفس	In Phase FLASH نکشیدن نفس	FLASH نکشیدن نفس	دنباله پالس
T2	T2	T2	T1	T1	T2	T2	T2	T1	T1	T1	T1	T1	وزن تصویر
کروئال	آکسیال یا کروئال	کروئال	آکسیال یا کروئال	آکسیال	آکسیال یا کروئال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	آکسیال	صفحه برش
۱ قطعه	۱۰-۲۰	< ۲۰	۱-۳	۴۰	۱۰-۲۰	۱۵-۲۰	۵-۱۵	۱۵-۲۰	۲۰-۴۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	تعداد برش
>۳۰۰۰	>۳۰۰۰	<۲۰	۵-۱۰	۵	<۱۰	<۱۰	<۴۰۰۰	>۲۵۰۰	<۱۰	۱۰۰-۲۰۰	۱۰۰-۲۰۰	۱۰۰-۲۰۰	TR(ms)
>۵۰۰	>۵۰۰	>۵۰	۲-۱۰	۲	۲-۵	۵۰-۱۰۰	۷۵-۱۵۰	۴۰-۱۰۰	۲-۳	۲/۳	۴/۶	۴/۱	TE (ms)
						۸۰۰-۱۰۰۰			-	-	-	-	تاخیر زمانی (ms)
<۱۸۰	<۱۸۰	<۱۸۰	۲۰-۵۰	۲۰-۵۰	۶۰-۹۰	<۱۸۰	<۱۸۰	<۱۸۰	۱۰-۲۰	۶۰-۹۰	۶۰-۹۰	۶۰-۹۰	زاویه فلیپ
>۱۲۸	>۱۲۸	>۱۲۸			>۱۲۸	>۱۲۸	>۲۰	<۱۲	-	-	-	-	ETL
۵۰-۱۰۰	۱-۱۰	۵	۵	۲	۵-۳۰	۵-۱۰	۵-۱۰	۳-۱۰	۲-۶	۳-۱۰	۳-۱۰	۳-۱۰	پهنای برش (mm)
۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲×۵۱۲	۲۵۶×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۰۰×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	ماتریس
۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	۳۰۰-۴۵۰	FOV
۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۲-۶	۱	۱	۱	۱	تعداد دستیابی

۱۰ کلیه‌ها و غدد فوق کلیوی

MRI اطلاعات مفیدی به‌ویژه در مرحله‌بندی تومورهای کلیوی به دست می‌دهد. استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری سریع نیز اطلاعاتی در مورد عملکرد کلیه فراهم می‌کند و تصویربرداری از تمام سیستم ادراری را امکان‌پذیر می‌کند. با امکان تصویربرداری مستقیم از سیستم ادراری متسع، MR اروگرافی می‌تواند جایگزین روش‌های تهاجمی شود.

۱۰-۱- کوئل‌ها و وضعیت بیمار

تصویربرداری MR از کلیه‌ها با کوئل‌های آرایه فازی که نسبت سیگنال به نویز را با فاکتور ۲ تا ۳ افزایش می‌دهد انجام می‌شود، که اجازه می‌دهد از میدان دید (FOV) کوچکتر استفاده شود تا تصاویری با تفکیک بالا به دست آید. بیمار در وضعیت سوپاین در گانتری قرار می‌گیرد. ترجیحاً از بیمار خواسته می‌شود که از خوردن و آشامیدن خودداری کند تا روده‌ها خالی باشد. این به ویژه هنگام MR اروگرافی مهم است، که در بازسازی ۳D تصویر روده‌ها روی قسمت فوقانی دستگاه ادراری برهم نهیده می‌شود، و به این وسیله کیفیت تصویرنمایی خراب می‌شود. برای کاهش آرتیفک‌های حرکتی به دلیل تنفس، مفید است که از نوار کامپرس استفاده شود. دنباله‌های نگه‌داشتن تنفس یا جبران تنفس باید برای جلوگیری از آرتیفک‌ها ثبت ناهجا استفاده شود. آرتیفک‌های حرکتی ناشی از پرستالیز دستگاه گوارش را می‌توان با استفاده از گلوکاگون یا هیوسین کاهش داد. تزریق عضلانی یکی از این داروها قبل از آزمون MR پرستالیز را کاهش می‌دهد.

۱۰-۲- پروتکل دنباله

گرادیان اکو آکسیال وزن $T1$ هم in-phase و هم opposed-phase، توربو اسپین اکو TSE وزن $T2$ با سرکوب چربی از قله دیافراگم تا قطب تحتانی کلیه‌ها به دست می‌آید (جدول ۱۰-۱). این تصاویر GRE وزن $T1$ هم با $TE = 4/2ms$ (in-phase) و هم با $TE = 2/1ms$ (out of phase) برای آشکارکردن لیپید در آسیب‌های کلیه یا آدرنال دستیابی می‌شوند. تصاویر $T1$ -GRE با اشباع چربی، قطع تنفس قبل و در حین تزریق وریدی گادولینیوم به دست می‌آید. همین دنباله GRE در طول زمان تکرار می‌شود؛ مثلاً بعد از ۳۰s، ۶۰s، ۹۰s، ۱۲۰s و ۱۸۰s. آزمون بعد از تزریق کنتراست را می‌توان با دنباله‌های ۲D یا ۳D انجام داد. صفحه برش تصویربرداری ۲D باید به‌گونه‌ای انتخاب شود که ارزیابی دینامیک هر دو کلیه امکان‌پذیر باشد و عموماً صفحه کروئال است، برای تصویربرداری از کلیه‌ها اغلب صفحه کروئال ترجیح داده می‌شود چون با تعداد کمی برش امکان ارزیابی هر دو کلیه، عروق کلیوی، ورید اجوف تحتانی و ستون فقرات امکان‌پذیر می‌باشد. FOV به طور کلی بین ۳۰ و ۴۰cm مطابق با ابعاد بیمار انتخاب می‌شود. ابعاد ماتریس (فرکانس ۵۱۲-۲۵۶ × فاز ۲۵۶-۱۹۲) بسته به سیستم اسکنر انتخاب می‌شود.

برای بررسی سیستم ادراری فوقانی از MR اروگرافی استفاده می‌شود، یا یک دنباله TSE وزن سنگین $T2$ با جبران تنفس یا یک دنباله HASTE 2 D یا SS-FSE (Single-shot fast spin echo). با قطع تنفس در صفحه کروئال به دست می‌آید (جدول ۱۰-۱). برای افزایش تفکیک کنتراست و کاهش سیگنال چربی، هنگام انجام MR TSE اروگرافی باید سرکوب چربی استفاده شود. برای ارزیابی توده‌های کلیوی به طور روتین تزریق کنتراست انجام نمی‌شود، اما برای ارزیابی موارد مشکوک به

ترانزیشنال سل کارسینوما (TCC) باید MR اروگرافی با تزریق کنتراست نیز انجام شود. برای این آزمون، ۱۰mg فوروزماید قبل از تزریق گادولینیوم تزریق می‌شود، تصاویر ۲D یا ۳D دینامیک از کلیه‌ها همان‌طور که قبلاً توصیف شد به دست می‌آید، و سپس کلیه‌ها، حالب و مثانه با یک دنباله کروئال ۳D GRE با سرکوب چربی با یا بدون راه‌اندازی تنفسی به دست می‌آید.

تصاویر MR اروگرافی و MR اروگرافی با تزریق کنتراست و دنباله‌های SS-FSE یا HASTE باید جهت یک نمایش ۳D بازسازی شوند، که نوعاً با استفاده از الگوریتم پروجکشن شدت بیشینه (MIP) انجام می‌گیرد. برای ارزیابی پاتولوژی‌های در MR اروگرافی، لازم است که داده‌های خام را ارزیابی کنیم چون گاهی پاتولوژی‌های کوچک انسداد دهنده در نمایش ۳D مشخص نمی‌شود.

جدول ۱۰-۱ دنباله‌های پالس برای کلیه‌ها

دنباله پالس	GRE (in-phase and opposed-phase) breath-hold	TSE (fat-suppressed) breath-hold	GRE (fat-suppressed) breath-hold	MR urography 2D or 3D TSE/HASTE	3D GRE (fat-suppressed) breath-hold
وزن تصویر	T1	T2	T1	T2	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	آکسیال یا کروئال	کروئال	کروئال
تعداد برش	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۵-۲۰	۱۰-۲۰
TR(ms)	۵۰-۳۰۰	۴۰۰-۶۰۰	۵۰-۳۰۰	>۳۰۰	Min
TE (ms)	۴/۲، ۱/۲	۱۰۰-۱۵۰	Min	>۵۰۰	Min
زاویه فلیپ	۹۰	۶۰-۹۰	۹۰	<۱۸۰	۲۰
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۲-۴	۲
ماتریس	۱۹۶×۲۵۶	۲۵۶×۲۵۶	۱۲۸×۱۹۲	۱۲۸×۲۵۶	۵۱۲×۱۹۲
FOV	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰
تعداد دستیابی	۱	۲	۱	۲-۴	۲
زمان (min)	<۰/۳۰	<۰/۳۰	<۰/۳۰	<۵	<۳۰

۱۰-۳- تصویربرداری از غدد فوق کلیوی

کنتراست عالی بافت نرم در MRI امکان مشاهده مورفولوژیکی خوب از غدد آدرنال را فراهم می‌کند و در تمایز بین اتیولوژی‌های خوش خیم و بدخیم مفید است. MRI کراراً برای مشخص کردن توده‌های آدرنال که به طور تصادفی در CT یا US یافت می‌شود به کار می‌رود.

کویل‌ها و وضعیت بیمار

بیمار باید به گونه‌ای قرارگیرد که غدد آدرنال در یا نزدیک به صفحه آیزوایزوترومگنت قرارگیرد. MRI آدرنال نوعاً با یک کوئل آرایه فازی تنه انجام می‌شود.

پروتکل دنباله

با استفاده از جبران جریان، پالس‌های پیش اشباع فضایی در بالا و پایین حجم تصویربرداری، و جبران تنفس (کاهش آرتیفکت‌های کدگذاری فاز در وزن $T1$ و راه‌اندازی تنفسی در وزن $T2$) کیفیت تصویر بازم افزایش می‌یابد. با این حال جهت کدگذاری فاز در صفحات مختلف باید به دقت انتخاب شود به طوری که ناحیه مورد نظر با آرتیفکت سایه پوشیده نشود. به علاوه دنباله‌های آکسیال FSE وزن $T2$ با سرکوب چربی و دنباله‌های GRE وزن $T1$ می‌تواند مفید باشد (جدول ۲-۱۰). سرکوب چربی همچنین آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از تنفس و نویز را کاهش می‌دهد. اگرچه آزمون‌ها عموماً فقط در صفحه عرضی انجام می‌شود، کرونال وزن $T1$ برای تعیین ارتباط بین غدد آدرنال و اندام‌های مجاور مفید است.

جدول ۲-۱۰ دنباله پالس برای غدد آدرنال

دنباله پالس	GRE (in-phase and opposed-phase) breath-hold	TSE (fat-suppressed) breath-hold	GRE (fat-suppressed) breath-hold	TSE breath-hold
وزن تصویر	T1	T2	T1	T2
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	آکسیال یا کرونال	آکسیال
تعداد برش	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰	۱۰-۲۰
TR(ms)	۵۰-۳۰۰	۴۰۰۰-۶۰۰۰	۵۰-۳۰۰	۴۰۰۰-۶۰۰۰
TE (ms)	۴/۲، ۱/۲	۱۰۰-۱۵۰	Min	۱۰۰-۱۵۰
زاویه فلیپ	۹۰	۶۰-۹۰	۹۰	۲۰
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۲
ماتریس	۱۹۶×۲۵۶	۲۵۶×۲۵۶	۱۲۸×۱۹۲	۵۱۲×۱۹۲
FOV	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰	۳۰۰-۴۰۰
تعداد دستیابی	۱	۲	۱	۲
زمان (min)	<۰/۳۰	<۰/۳۰	<۰/۳۰	<۳۰

۱۱-۱- آمادگی و وضعیت بیمار و انتخاب کویل

تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MR) روش تصویربرداری انتخابی در بیشتر پاتولوژی‌های نورولوژیک و عضلات اسکلت است. به طور کلی، تصویربرداری MR از لگن کاملاً مورد پژوهش قرار گرفته، مشکلات تکنیکی اندکی دارد، و به سرعت به عنوان تکنیک انتخابی در بسیاری از شرایط بالینی، به خصوص در انکولوژی اورولوژیک و گاینکولوژیک پذیرفته شده است. لگن به حد کافی از دیافراگم دور است به طوری که آرتیفکت تنفسی حداقل است.

پرستالسیس روده‌ای را می‌توان با دارو کاهش داد، و مانورهای وضعیت بیمار و پر بودن مثانه می‌تواند به دور کردن روده‌ها از میدان دید کمک کند. عروق بزرگ به تصاویری با کیفیت خوب با استفاده از دنباله‌های قابل اطمینان و تکرارپذیر بستگی دارد. بنابراین، تجهیزات مدرن با شدت‌های میدان بالا ($1/5-1/0$) به طور ایده‌آل برای تصویربرداری از لگن مناسب است. با این وجود، تصاویری با کیفیت مناسب بالینی را اغلب با سیستم‌های میدان پایین، معمولاً با افزایش زمان تصویربرداری، می‌توان به دست آورد. در بیماری که همکاری می‌کند، تصاویر مفید بالینی را می‌توان در شدت‌های میدانی به کوچکی $0/2$ T به دست آورد.

انتخاب بیمار برای تصویربرداری MR لگن ندرتاً مشکل‌ساز است. برخی بیماران با درد شدید لگنی ممکن است نیاز به کوتاه کردن پروتکل داشته باشند. مثانه نباید قبل از آزمون تخلیه شده باشد، به طور ایده‌آل هنگام وقت دادن به بیمار گفته می‌شود ۲ تا ۳ ساعت قبل از آزمون مثانه را تخلیه کند و بعد به طور نرمال از مایعات استفاده کند. از پر کردن زیاد مثانه نیز باید خودداری شود، چون سبب ناراحتی زیاد بیمار می‌شود، به ویژه اگر زمان تصویربرداری طولانی شود. به طور معمول از مواد کنتراست خوراکی یا رکتال استفاده نمی‌شود. با این حال، اگر بیمار لاغر است برای ایجاد کنتراست کافی و مشخص کردن لوپ‌های روده از کنتراست خوراکی استفاده می‌شود. به همین ترتیب اگر گره‌های لنفاوی رتروپریتون و فوقانی لگن مورد جستجو باشند، مثلاً در بدخیمی‌های گاینکولوژیک، مواد کنتراست خوراکی استفاده می‌شود. این ماده می‌تواند یک عامل کنتراست مثبت باشد، که برای افزایش سیگنال روده‌ها در تصاویر وزن T_1 طراحی شده‌اند، یا عامل کنتراست منفی باشد، که سیگنال روده را کاهش می‌دهد. یک مثال از عامل کنتراست مثبت گادولینیوم دی‌اتیلن تری آمین پنتا استیک اسید (Gd-DTPA, Oral Magnevist, Schering) است. این ترکیب عمدتاً بر پایه آب و حاوی مانیتول است. مزیت این ترکیب راحتی و سرعت استفاده است، همچنین یک ستون کنتراست قابل اعتماد، که تحت شرایط نرمال در مدت ۳۰ دقیقه به لگن می‌رسد ایجاد می‌کند. اما ممکن است پرستالسیس را افزایش دهد، که استفاده از عوامل آنتی اسپاسمودیک روده‌ای را ضروری می‌سازد. یک راه دیگر استفاده از محلول خوراکی اکسید آهن سوپر پارامغناطیس است، که سیگنال روده را کاهش می‌دهد، به ویژه در تصاویر وزن T_2 (T_2 -WI). مثالی از این ترکیب (Nycomed) $Abdoscan^{\circledR}$ است. این ترکیب یک زمان کاربرد ۲ ساعته دارد، قابل تحمل است اما طعم نامطبوعی دارد، و لازم است در انتخاب دنباله دقت شود چون برخی دنباله‌های گرادیان اکو آرتیفکت قابلیت پذیرش در اطراف کنتراست ایجاد می‌کند. وضعیت بیمار معمولاً سوپاین می‌باشد اگرچه در وضعیت پرون نیز تصویربرداری می‌تواند انجام شود که در این صورت حرکت دیواره قدامی شکم در حین تنفس کمتر می‌شود، به علاوه روده‌ها از لگن به طرف بالا رانده می‌شوند.

تنوعی از کویل‌ها را می‌توان برای تصویربرداری از لگن استفاده کرد. در بیشتر سیستم‌های مدرن با شدت میدان بالا، کویل بدن کفایت می‌کند و برای بررسی بزرگی گره‌های لنفاوی لگن و رتروپریتون در موارد بدخیمی‌های لگنی استفاده می‌شود. جزئیات بیشتر آناتومی و پاتولوژی را می‌توان با تنوعی از طراحی کویل‌های سطحی نمایش داد. بیشتر سازندگان از سیستمی استفاده می‌کنند که شامل کویل‌های سطحی قدامی و خلفی می‌باشد. کویل‌های آرایه فازی که در بیشتر سیستم‌ها قابل دسترس است، نسبت سیگنال به

نویز، تفکیک فضایی، و تفکیک کنتراست عالی به دست می‌دهند. تقاضا برای افزایش نسبت سیگنال به نویز و راحتی قرار گرفتن کویل‌های درون حفره‌ای سبب شده است تا کویل‌های درون حفره‌ای، شامل کویل‌های آندورکتال، آندوآنال، و آندو واژینال توسعه یابد. البته از بین اینها، فقط کویل آندورکتال، به طور گسترده در تصویربرداری پروستات استفاده می‌شود.

۱۱-۲- پروتکل‌های دنباله

ملاحظات کلی

به عنوان یک قاعده کلی، انتخاب دنباله در لگن موازنه بین بیشینه کردن نسبت سیگنال به نویز، تفکیک کنتراست، و تفکیک فضایی و در عین حال حداقل نگهداشتن زمان تصویربرداری را دربر می‌گیرد. لندمارک‌های آناتومیک لگن به راحتی در تصویربرداری MR قابل شناسایی است. چون در اکثر افراد توسط چربی از هم جدا شده‌اند. دنباله‌های اسپین اکو (SE) و دنباله‌های Spoiled Gradient Recalled Echo (GRE) اساس بیشتر پروتکل‌ها را تشکیل می‌دهند. دنباله‌های T_1 SE و T_2 TSE را می‌توان در اسکنرهای با شدت میدان بالا در مدت ۵-۱ دقیقه انجام داد. چون آرتیفکت‌های حرکتی کمتر از قسمت فوقانی شکم است، نیازی به دنباله‌های بسیار سریع نیست. در مواردی که به حضور یا عدم حضور پاتولوژی در لگن شک داریم، تکنیک‌هایی با کنتراست بسیار بالا، نظیر STIR، به طور قابل قبولی در لگن نیز کار می‌کند. دنباله STIR دارای این مزیت اضافه نیز می‌باشد که سیگنال چربی را سرکوب می‌کند. دنباله‌های دیگری که سیگنال چربی را سرکوب می‌کنند تکنیک‌های سرکوب چربی جابجایی شیمیایی می‌باشد. این دنباله‌ها معمولاً با وزن T_1 به کار می‌روند و می‌توان بعد از تزریق گادولینیوم نیز از این دنباله‌های سرکوب چربی استفاده کرد تا حساسیت به بافت پاتولوژیک افزایش یابد.

برخی اندام‌های لگن، به خصوص گردن و جسم رحم و غده پروستات دارای آناتومی منطقه‌ای هستند یعنی به وضوح در دنباله‌های وزن T_2 مشاهده می‌شوند. دنباله‌های SE/TSE همچنین ادرار و دیگر مایعات لگنی را به صورت ناحیه‌ای با سیگنال بالا نشان می‌دهند. در نتیجه، مهمترین دنباله منفرد است، و اگر زمان تصویربرداری محدود است، برای مثال در بیماران کلاستروفوبیک، ابتدا دنباله وزن T_2 انجام می‌شود. پروتکل‌های دنباله برای هر اندام مجزای لگن مطابق با پاتولوژی تحت بررسی تغییر می‌کند. در این بخش تکنیک‌های اساسی تصویربرداری ارائه می‌شود، و در بخش بعدی برخی اصلاحات برای پاتولوژی‌های خاص بیان می‌گردد.

در تمام دنباله‌هایی که از میدان دیدی کمتر از ۲۰۰mm استفاده می‌کنند، از پهنای باند کمتر استفاده می‌شود تا SNR کافی برقرار باشد. در نتیجه، پهنای باند کمتر یک آرتیفکت جابجایی شیمیایی به اندازه یک پیکسل بین تصویر آب و چربی ایجاد می‌کند. این را باید در تفسیر نتایج در نظر داشت. اگر پهنای باند به ۲۱۰Hz/Pixel یا بیشتر افزایش یابد (در $1/5T$)، سیگنال‌های آب و چربی در پیکسل یکسانی قرار می‌گیرند، اما نسبت سیگنال به نویز کاهش می‌یابد.

استفاده از پیش اشباع فضایی بهبود قابل ملاحظه‌ای در کیفیت تصویر به دست آمده در ناحیه لگن ایجاد می‌کند. این به خصوص زمانی که از کویل سطحی آرایه فازی استفاده می‌شود صادق است. در این موارد، تنظیم صحیح فیلتر normalization (بهنجارسازی) (در صورت دسترس بودن) ضروری است.

دنباله‌های تصویربرداری در صفحه عرضی به پیش اشباع فضایی بافت، هم در پروکسیمال و هم در دیستال حجم تصویربرداری نیاز دارد تا اسپین‌های جریان خون را اشباع کند و از تغییرات سیگنال به دلیل جریان خون عبوری از میان چینش تصاویر جلوگیری شود. اگر دنباله‌ها، در یک بار قطع تنفس به دست آیند، همین کفایت می‌کند؛ در غیر این صورت، کیفیت تصویر را با استفاده از پیش اشباع فضایی چربی زیرجلدی قدامی و خلفی دیواره شکم می‌توان بهبود داد. در دنباله‌هایی که از یک میدان دید کوچک استفاده می‌کنند، این نواحی پیش اشباع باید از لبه حجم تصویربرداری به ماوراء سطح پوست کشیده شود. در دستیابی‌های ساجیتال، استفاده

از پیش اشباع فضایی قدامی و خلفی در کیفیت تصویر بهبود ایجاد می‌کند. همانند صفحه عرضی (آکسیال)، این نواحی پیش اشباع باید در حد حجم تصویربرداری یا، در صورت ضرورت، اندکی فراتر از آن طراحی شود. در صفحه کروئال، پیش اشباع فضایی فقط وقتی ضروری است که عروق خونی بزرگ به درون حجم تصویربرداری جریان می‌یابد. بهنجارسازی سگینال نباید در صفحه کروئال انجام شود.

۱۱-۳- بررسی گره‌های لنفی (nodal survey)

یک کاربرد شایع MRI لگن مرحله‌بندی بدخیمی ارولوژیک یا گاینکولوژیک است. یک بخش اصلی از این مطالعه بررسی لگن و رتروپریتون برای گره‌های بزرگ شده است (جدول ۱۱-۱). خردمندانه است که ابتدا این قسمت از مطالعه را تکمیل کنیم. تصاویر لگن با استفاده از دنباله‌های T_2 و T_1 spoiled گرادیان اکو (قطع تنفس)، در صفحه آکسیال، از دو شاخه آئورت تا ناحیه اینگوئینال درست زیر کانال فمورال انجام می‌شود. ضخامت برش باید ۸-۱۰ mm و فاصله برش ۴-۵ mm باشد. این اندازه‌ها در بیمارانی با ارتفاع قد مختلف می‌تواند متفاوت باشد، سپس رتروپریتون با دنباله‌های T_2 با سرکوب چربی نظیر (Turbo-IR) تصویربرداری می‌شود (جدول ۱۱-۱).

جدول ۱۱-۱ دنباله‌های پالس پیشنهادی برای بررسی گره‌های لنفی لگن (دنباله‌های قطع تنفس).

پارامترها	آکسیال - T_1	آکسیال - T_2	کروئال - T_2
دنباله پالس	GE	TSE	Turbo-IR
وزن تصویر	T_1	T_2	T_2
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	کروئال
تعداد برش	۱۶	۱۶	۱۵
TR(ms)	۱۶۳	۵۰۰۰	۴۸۰۰
TE (ms)	۴/۱	۱۲۰	۶۰
TI (ms)	-	-	۱۵۰
زاویه فلیپ	۷۵	-	-
ETL	۱	۱۵	۱۱
پهنای برش (mm)	۵	۵	۶
ماتریس	۲۵۶×۱۲۸	۲۵۶×۱۲۸	۲۵۶×۱۷۶
FOV	۳۰۰	۳۰۰	۲۳۰
recFOV	۶۵	۶۵	۱۰۰
تعداد دستیابی	۱	۱	۲

۱۱-۴- رحم و گردن رحم

ابتدا، یک دنباله لوکالایزه کننده در صفحه آکسیال، با استفاده از یک تکنیک دستیابی سریع باید به دست آید که بتوانیم رحم را در آن مشخص کنیم. بعد دنباله‌های T_2 TSE اساس تصویربرداری از گردن و و تنه رحم را تشکیل می‌دهد (جدول ۱۱-۲). ابتدا باید برش‌های ساجیتال به دست آید که از روی آن جهت قرار گرفتن رحم تعیین می‌شود. تصاویر بعدی وزن T_2 باید عمود بر جهت

محور بلند رحم تهیه شود. این جهت معمولاً پارا آکسیال است، اما در بیمارانی با آنته ورژن شدید رحم، این جهت می‌تواند نزدیک به صفحه کروئال باشد. گاهی رحم، به جلو خم شده است (anteflexed) یعنی زاویه قابل ملاحظه‌ای بین گردن و تنه رحم وجود دارد. در این شرایط صفحه تصویربرداری باید عمود بر گردن رحم باشد. اگر به گسترش اطراف رحمی سرطان مشکوک باشیم، یک دنباله T₁ عمود بر محور بلند رحم می‌تواند گسترش تومور را نشان دهد، اگر توسعه کانسر مورد شک باشد یک دنباله سرکوب چربی، نظیر STIR، می‌تواند کمک کند؛ یا تصاویر T₁ با سرکوب چربی قبل و بعد از تزریق گادولینیوم به دست آید. تصویربرداری صفحه کروئال گاهی مفید است به خصوص اگر گسترش بیماری به واژن در دنباله‌های اولیه مورد شک قرار گیرد.

تصاویری با بهترین کیفیت از رحم و گردن رحم با استفاده از دنباله‌های TSE در سیستم‌های T₁/T₂-۱/۰ به دست می‌آید.

جدول ۱۱-۲ دنباله‌های پالس برای رحم و گردن رحم.

پارامترها	ساجیتال-T2	آکسیال-T2	آکسیال-T1
دنباله پالس	TSE	TSE	TSE
وزن تصویر	T2	T2	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	کروئال
تعداد برش	۱۳	۱۵	۱۵
TR(ms)	۳۵۰۰	۴۰۰۰	۷۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۱۲۰	۱۲
TI (ms)	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-
ETL	۱۵	۱۵	۳
پهنای برش (mm)	۵	۴	۴
ماتریس	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۱۸۰	۱۶۰	۱۶۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
تعداد دستیابی	۲	۲	۳

۱۱-۵- تخمدان‌ها

تخمدان‌ها و ساختمان‌های ضمیمه‌ای (adenxal) با هر فن‌آوری نسبتاً مشکل تصویربرداری می‌شوند. آلتراسوند عموماً اولین تکنیکی است که استفاده می‌شود، اما MR قادر به تشخیص توده‌ها و سیستم‌های آدنکس می‌باشد. باز هم دنباله‌های وزن T₁ و T₂ برای نمایش پاتولوژی کفایت می‌کند (جدول ۱۱-۳). صفحه آکسیال اهمیت ویژه‌ای دارد، و صفحه کروئال اغلب به روشن شدن رابطه توده‌ها با رحم و عروق کمک می‌کند. صفحه ساجیتال کاربرد محدودی دارد.

جدول ۳-۱۱ دنباله‌های پالس پیشنهادی برای تخمدان‌ها.

پارامترها	آکسیال T2	آکسیال T1	آکسیال T2	کروئال T2
دنباله پالس	TSE	TSE	Turbo-IR	TSE
وزن تصویر	T1	T2	T2	
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	آکسیال	کروئال
تعداد برش	۱۵	۱۵	۱۵	۱۱
TR(ms)	۴۰۰۰	۷۰۰	۴۸۰۰	۴۰۰۰
TE (ms)	۴/۱	۱۲۰	۶۰	
TI (ms)	-	-	۱۵۰	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-
ETL	۱۵	۳	۱۱	۱۵
پهنای برش (mm)	۵	۵	۶	۵
ماتریس	۲۵۶×۱۲۸	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۷۶	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۲۳۹	۲۳۰	۲۳۰	۲۳۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰
تعداد دستیابی	۲	۳	۱	۲

۶-۱۱- واژن

تصاویر وزن T_2 SE یا TSE اساس تصویربرداری از واژن را تشکیل می‌دهد (جدول ۴-۱۱). میدان دید کوچک با تفکیک بالا گاهی می‌تواند لایه‌های دیواره‌های واژن را از هم متمایز کند. تصاویر آکسیال، کروئال و ساجیتال همگی در نمایش رابطه واژن با اندام‌های مجاور مورد استفاده قرار می‌گیرد. ترجیحاً تامپون‌ها باید خارج شوند چون می‌تواند مانع از تشخیص جزئیات شود.

۷-۱۱- پروستات

آناتومی منطقه‌ای پروستات به خوبی با دنباله‌های وزن T_2 SE یا TSE نشان داده می‌شود (جدول ۵-۱۱). بین غده داخلی (inner gland) که به طور غالب منطقه گذار (transition zone) است، و غده خارجی (outer gland) که به طور غالب منطقه پیرامونی (peripheral zone) است، کنتراست خوبی را می‌توان نشان داد. کنتراست منطقه‌ای در دنباله‌های وزن T_1 دیده نمی‌شود، اما با استفاده از گادولینیوم و دنباله‌های وزن T_1 می‌توان پاتولوژی‌ها را بسیار متمایز از بافت نرمال مشاهده کرد. تصاویر وزن T_2 SE یا TSE را باید ابتدا در صفحه آکسیال به دست آورد. برش‌های کروئال و ساجیتال در مرحله‌بندی بدخیمی استفاده می‌شوند. بهترین نتایج با استفاده از یک کوئل سطحی لوکال، نظیر کوئل لگنی آرایه فازی به دست می‌آید. استفاده از میدان دید کوچک و تفکیک بالا برای تصویربرداری از پروستات و وزیکول‌های سمینال ضروری است (جدول ۶-۱۱).

جدول ۴-۱۱ دنباله‌های پالس پیشنهادی برای واژن.

پارامترها	T2- ساجیتال	کرونا- T2	آکسیال- T2	T1- ساجیتال	کرونا- T1	آکسیال- T1
دنباله پالس	TSE	TSE	TSE	TSE	TSE	TSE
وزن تصویر	T2	T2	T2	T1	T1	T1
صفحه برش	ساجیتال	کرونا	آکسیال	ساجیتال	کرونا	آکسیال
تعداد برش	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳
TR(ms)	۳۰۰۰	۳۰۰۰	۳۰۰۰	۶۰۰	۶۰۰	۶۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۱۲۰	۱۲۰	۱۲	۱۲	۱۲
TI (ms)	-	-	-	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-	-	-
ETL	۱۵	۱۵	۱۵	۳	۳	۳
پهنای برش (mm)	۴	۴	۶	۴	۴	۶
ماتریس	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۲۰۰	۲۰۰	۱۸۰	۲۰۰	۲۰۰	۱۸۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
تعداد دستیابی	۲	۲	۲	۲	۲	۲

جدول ۵-۱۱ دنباله پالس پیشنهادی برای پروستات.

پارامترها	آکسیال- T2	کرونا- T2
دنباله پالس	TSE	TSE
وزن تصویر	T2	T2
صفحه برش	آکسیال	کرونا
تعداد برش	۱۳	۱۳
TR(ms)	۴۰۰۰	۳۸۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۱۲۰
TI (ms)	-	-
زاویه فلیپ	-	-
ETL	۱۵	۱۵
پهنای برش	۴	۴
ماتریس	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲
FOV	۳۰۰	۱۶۰
recFOV	۷۵	۱۰۰
تعداد دستیابی	۴	۴

جدول ۶-۱۱ دنباله پالس پیشنهادی برای پروستات (کوئل گیرنده آندورکتال).

پارامترها	T2-ساجیتال	آکسیال-T2	آکسیال-T1
دنباله پالس	TSE	SE	TSE
وزن تصویر	T2	T1	T2
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	کروئال
تعداد برش	۱۵	۱۵	۱۵
TR(ms)	۶۰۰۰	۶۰۰	۶۰۰۰
TE (ms)	۱۱۲	۱۷	۱۱۲
TI (ms)	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-
ETL	۱۵	-	۱۵
پهنای برش (mm)	۳	۳	۳
ماتریس	۲۵۶×۲۴۰	۲۵۶×۲۵۰	۲۵۶×۲۴۰
FOV	۱۲۰	۱۲۰	۱۲۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۳	۲	۳

۸-۱۱- مثانه

تنوعی از تکنیک‌ها برای مطالعه مثانه به کار رفته است. دنباله‌های وزن T_2 SE یا TSE برای نمایش توسعه بدخیمی به دیواره مثانه مفید است (جدول ۷-۱۱). دنباله‌های وزن T_1 SE یا TSE برای نمایش گسترش تومورهای اطراف مثانه به کار می‌رود. بهتر است تصویربرداری در هر دو صفحه ساجیتال و آکسیال انجام شود. باید توجه شود که مثانه به خصوص مستعد آرتیفکت‌های جابجایی شیمیایی است، که دلیل آن مشخصات سیگنالی بسیار متفاوت ادرار، دیواره مثانه و چربی اطراف مثانه است، و انتخاب دنباله باید بازتاب این واقعیت باشد.

۹-۱۱- ناحیه آنورکتال

در سال‌های اخیر دو کاربرد عمده برای تصویربرداری MR از ناحیه آنورکتال توسعه یافته است (جدول ۸-۱۱ و ۹-۱۱). اول تصویربرداری از بیماری التهابی و شکل‌گیری فیستول است. تصاویر آکسیال و کروئال را می‌توان برای نمایش عضلات کف لگن استفاده کرد، و تصاویر کروئال به ویژه در توسعه شرایط التهابی نظیر فیستول اهمیت دارد. توسعه فیستول به کف لگن به طور مطمئن‌تری با MRI آشکار می‌شود. تنوعی از دنباله‌های بازگشت وارون (IR) آزمایش شده‌اند، و تصاویر STIR به طور گسترده‌ای

به کار رفته‌اند، که با دنباله‌های T_1 SE همراه می‌شوند. برخی از محققین برای نمایش توسعه فستول استفاده از گادولینیوم را توصیه می‌کنند.

دومین کاربرد اصلی مرحله‌بندی کارسینومای رکتال قبل از جراحی است. تصویربرداری اولیه در صفحه ساجیتال از پرینه تا برجستگی ساکروم است. بیشتر تومورهای رکتوم دیده خواهند شد، و هنگامی که تعیین محل شدند باید با استفاده از یک دنباله T_2 تصویربرداری شوند. برش‌های نازک (۳-۴mm)، میدان دید کوچک، و ماتریس ظریف در صفحه‌ای عمود بر محور بلند تومور باید با استفاده از یک دنباله وزن T_2 به دست آید.

معمولاً تصاویر رضایت‌بخشی با استفاده از کویل تنه به دست می‌آید، اما تصاویری با کیفیت بالا، میدان دید کوچک با استفاده از کویل‌های لگنی آرایه فازی بهتر به دست می‌آید.

جدول ۷-۱۱ دنباله‌های پیشنهادی پالس برای مثانه.

پارامترها	ساجیتال - T_2	ساجیتال - T_2
دنباله پالس	TSE	TSE
وزن تصویر	T1	T2
صفحه برش	ساجیتال	ساجیتال
تعداد برش	۱۵	۱۵
TR(ms)	۸۰۰	۴۰۰۰
TE (ms)	۱۴	۱۲۰
TI (ms)	-	-
زاویه فلیپ	-	-
ETL	۳	۱۵
پهنای برش (mm)	۵	۵
ماتریس	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۱۸۰	۱۸۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۹۵	۱۳۰
تعداد دستیابی	۲	۲

۱۱-۱۰- ژنیتال خارجی مردان

MRI برای تصویربرداری از ژنیتال خارجی مردان بسیار مناسب است (جدول ۱۰-۱۱). جسم اسفنجی و اجسام غاری توسط لایه‌های فاسیا از هم جدا می‌شوند، و مجرای ادرار در میان جسم اسفنجی در بخش وئترال پنیس قرار دارد. تومورهای مجرای ادراری و تنوعی از شرایط التهابی و ترومایی را می‌توان نمایش داد. تصاویر وزن T_2 کنتراست خوبی به دست می‌دهند. و تصاویر T_1 بعد از تزریق گادولینیوم برای نمایش تومورها مفید هستند. یک کویل لگنی آرایه فازی ایده‌آل است، و توجه به جزئیات هنگام وضعیت دادن

اندام آقایان تفسیر تصاویر را راحت تر می کند. می توان از یک کویل کوچک سطحی استفاده کرد که سیگنال خوبی به دست می دهد و نیاز به بیش نمونه گیری را، برای کنترل آرتیفک های آلازینگ، کاهش می دهد.

محتویات اسکروتنال را می توان با دنباله های وزن T_1 و T_2 تصویر کرد. صفحه آکسیال برای بیضه ها و اپیدیدیم ها، و نیز صفحه کروتنال مفید می باشد. تنوع گسترده ای از پاتولوژی ها، شامل تومورها و تروماها، توسط MRI نشان داده می شوند، اما این تکنیک در بیشتر موارد کاربرد بالینی جایگزین آلتراسوند نشده است.

ژنیتال خارجی خانم ها را نیز می توان با استفاده از یک کویل لگنی آرایه فازی تصویربرداری کرد. کاربردها محدود است، اما برای مرحله بندی کارسینومای مهبل، و تومورهای مجرای ادرار مفید است.

جدول ۸-۱۱ دنباله های پالس پیشنهادی برای ناحیه آنورکتال.

پارامترها	ساجیتال- T_2	کروتنال- T_2	آکسیال- T_2	آکسیال- T_1	کروتنال- T_2	آکسیال- T_2
دنباله پالس	TSE	TSE	TSE	TSE	Turbo-IR	Turbo-IR
وزن تصویر	T_2	T_2	T_2	T_1	T_2	T_2
صفحه برش	ساجیتال	کروتنال	آکسیال	آکسیال	کروتنال	آکسیال
تعداد برش	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳
TR(ms)	۴۰۰۰	۴۰۰۰	۴۰۰۰	۷۵۰	۴۰۰۰	۴۰۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۱۲۰	۱۲۰	۱۴	۶۰	۶۰
TI (ms)	-	-	-	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-	-	-
ETL	۱۵	۱۵	۱۵	۳	۱۱	۱۱
پهنای برش (mm)	۴	۴	۵	۵	۴	۵
ماتریس	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲
FOV	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰	۱۹۵	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۳	۴	۴	۳	۲	۲

جدول ۹-۱۱ دنباله‌های پالس پیشنهادی برای رکتوم.

پارامترها	ساجیتال T2	آکسیال T2	آکسیال T1	آکسیال T2
دنباله پالس	TSE	TSE	TSE	TSE
وزن تصویر	T1	T2	T2	T2
صفحه برش	ترانسورس	ترانسورس	ساجیتال	ترانسورس
تعداد برش	۲۵	۲۵	۱۹	۲۶
TR(ms)	۶۰۰	۵۰۰۰	۵۰۰۰	۶۶۰۰
TE (ms)	۱۱	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
TI (ms)	-	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-
ETL	۳	۱۵	۱۵	۱۵
پهنای برش	۸	۸	۳	۳
ماتریس	۵۱۲×۳۸۴	۵۱۲×۳۸۴	۵۱۲×۳۸۴	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۳۸۰	۳۸۰	۳۰۰	۱۴۰
recFOV	۷۵	۷۵	۶۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۳۰	۲۲۰	۱۳۰	۱۳۰

جدول ۱۰-۱۱ دنباله‌های پالس پیشنهادی برای ژنیتال خارجی

پارامترها	ساجیتال T2	ساجیتال T1	آکسیال T2	آکسیال T1
دنباله پالس	TSE	TSE	TSE	TSE
وزن تصویر	T2	T1	T2	T1
صفحه برش	ساجیتال	ساجیتال	آکسیال	آکسیال
تعداد برش	۱۳	۱۳	۱۵	۱۵
TR(ms)	۴۰۰۰	۷۵۰	۴۵۰۰	۸۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۱۴	۱۲۰	۱۴
TI (ms)	-	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-
ETL	۱۵	۳	۱۵	۳
پهنای برش	۳	۳	۵	۵
ماتریس	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۹۲
FOV	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۳۰	۱۹۵	۱۳۰	۱۹۵

۱۲ قلب

۱۲-۱- بازسازی صفحه برش

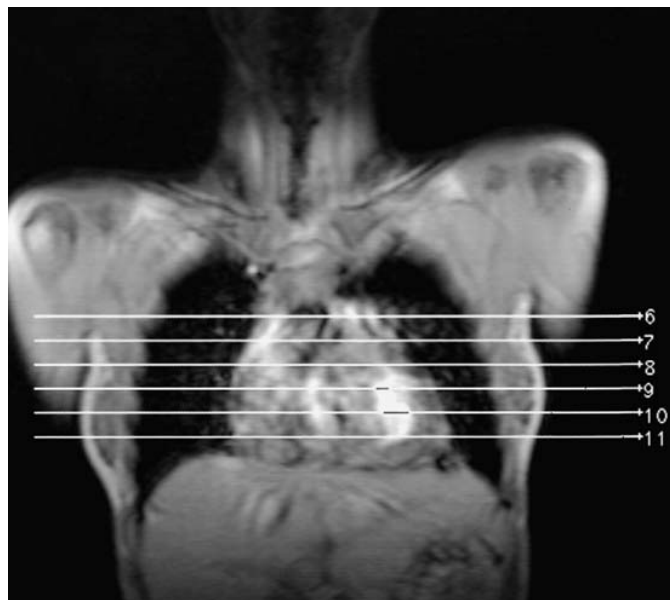
محور قلب به موازات محور بدن نمی‌باشد، مزیت بزرگ MRI توانایی انتخاب و تصویربرداری در هر صفحه، موازی یا عمود بر محور قلب می‌باشد. تصویربرداری در صفحه استاندارد امکان می‌دهد تا تصاویر MR را بتوان با تصاویر به دست آمده از دیگر مدالیت‌های تصویربرداری نظیر اکوکاردیوگرافی و آنژیوگرافی مقایسه کرد. محورهای قلبی که عموماً برای تصویربرداری انتخاب می‌شوند عبارتند از محور کوتاه (نمای دو حفره‌ای) و محور بلند (نمای چهار حفره‌ای). برای به دست آوردن این محورها، یک سری تصاویر راهنما (scout) (یا تصاویر لوکالایزر)، با تفکیک پایین، بدون دریچه قلبی، با دنباله گرادیان اکو باید به دست آید:

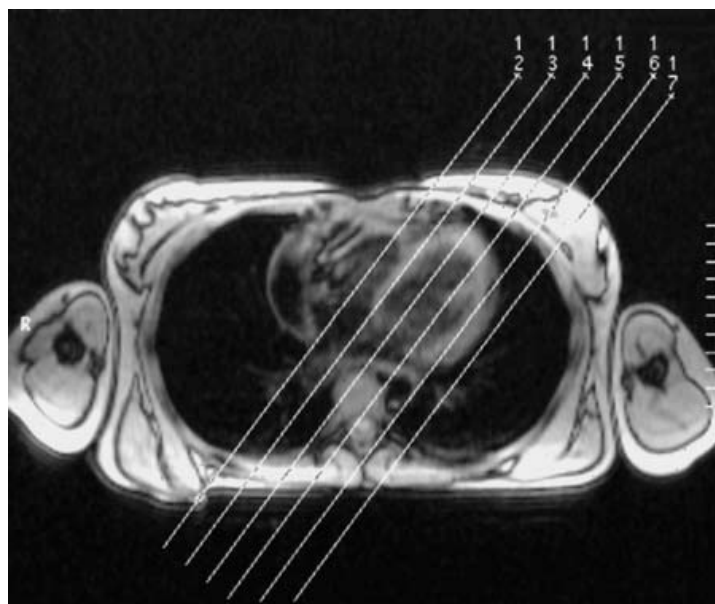
۱- کرونال (یک تا سه تصویر)، از میان یک سوم میانی قفسه سینه، تا لندمارک‌های فوقانی و تحتانی به دست آید (شکل ۱۲-۱).

۲- آکسیال (شش تصویر)، از میان قلب، طراحی شده از روی راهنمای کرونال (شکل ۱۲-۲).

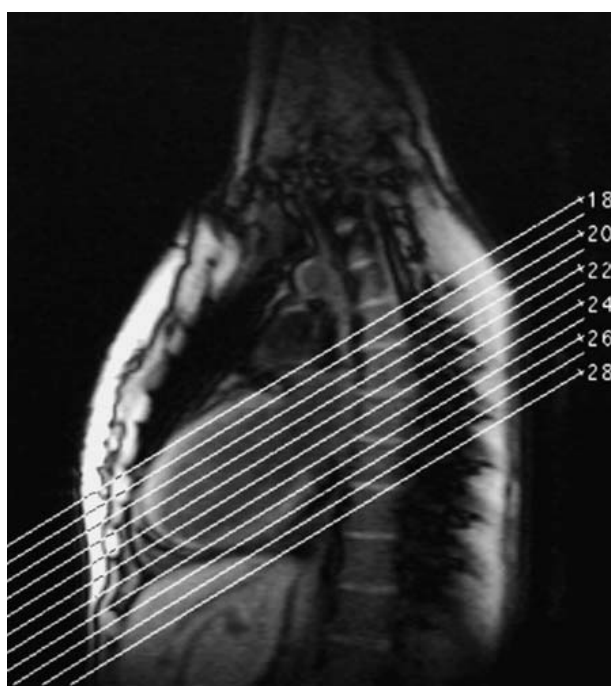
۳- ابلیک (شش تصویر)، طراحی شده از روی راهنمای آکسیال، موازی با سپتوم بطنی (شکل ۱۲-۳). در تصاویر پاراساجیتال به دست آمده، محورهای کوتاه و بلند قلب را می‌توان طراحی کرد، همان‌طور که در شکل ۱۲-۳ و ۱۲-۴ نشان داده می‌شود.

شکل ۱۲-۱ راهنمای کرونال (دنباله (۲D FISP)) از ثلث میانی قفسه سینه برای به دست آوردن لندمارک‌های فوقانی و تحتانی.

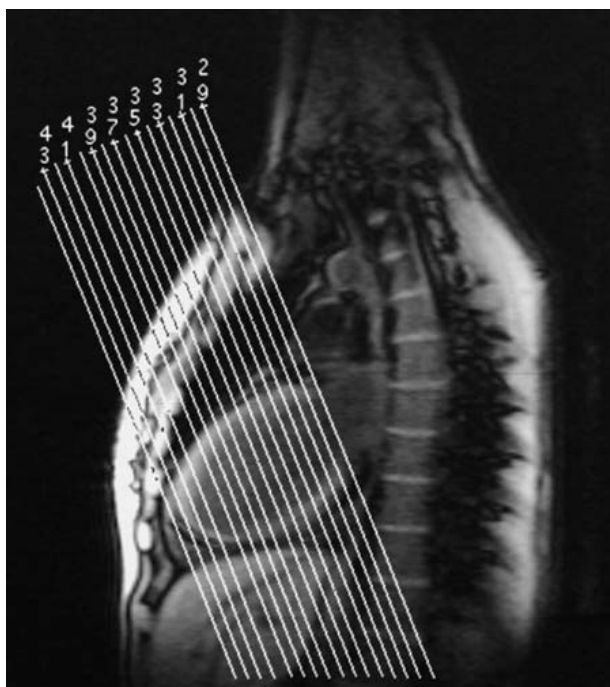




شکل ۱۲-۲ راهنمای آکسیال (دنباله FLASH) از قلب، طراحی شده از روی راهنمای کرونال.



شکل ۱۲-۳ راهنمای ابلیک (دنباله turbo FLASH) موازی با سپتوم بطنی (موازی با محور بلند قلب)، طراحی شده از روی راهنمای آکسیال.



شکل ۴-۱۲ تصاویر پاراساجیتال (دنباله turbo FLASH) محور بلند و محور کوتاه قلب (عمود بر سپتوم بطنی) را می‌توان طراحی کرد.

۲-۱۲- پروتکل‌های دنباله

راهنما یا لوکالایزر

دنباله ۲D تصویربرداری سریع در پرسپکشن پایا (FISP) یک پروتکل راهنمای استاندارد است که با تکنیک‌های بدون قطع تنفس استفاده می‌شود، برای کاهش آرتیفک‌های حرکتی قلب و تنفس دستیابی‌های متعدد می‌تواند به کار رود.

دنباله turbo FLASH یک دنباله single-shot خون سیاه است که حرکت تنفسی را منجمد می‌کند. این دنباله روی هر دومین چرخه قلبی راه‌اندازی می‌شود تا اجازه دهد بین دستیابی‌های تصاویر بازگشت کافی مگنتایزیشن رخ دهد (جدول ۱-۱۲).

مورفولوژی

دنباله‌های اسپین اکو (SE) به حرکت تنفسی بسیار حساس هستند، به ویژه وقتی در ترکیب با کوئل آرایه فازی تنه به کار می‌روند. افزایش تعداد دستیابی‌ها که متوسط گیری می‌شوند آرتیفک‌های حرکتی را با هزینه زمان طولانی‌تر اسکن کاهش می‌دهد. دنباله‌های اسپین اکوی سریع یا توربو (TSE) زمان اسکن را به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌دهد و امکان می‌دهد که تعداد دستیابی‌ها را افزایش دهیم (تا آرتیفک‌های حرکت تنفسی کاهش یابد). تکنیک turbo FLASH با قطع تنفس، اجازه دستیابی

تصاویر آناتومیک ۲D با تفکیک بالا و خون روشن را می‌دهد. باید یک تأخیر راه‌اندازی (trigger delay) را به حساب آوریم، به طوری که اسکن در یک دوره نسبتاً آرام چرخه قلبی، از میانه تا آخر دیاستول، رخ دهد.

TSE خون سیاه با دنباله‌های قطع تنفس TSE استفاده می‌شود. TSE وزن $T1$ قطع تنفس نسبت سیگنال به نویز بالاتری از TSE وزن $T2$ دارد، اما به پاتولوژی که با افزایش محتوای آب همراه است حساسیت کمتری دارد.

دنباله‌های SS-FSE یا HASTE با آماده‌سازی خون سیاه به دلیل پنجره کوتاه دستیابی آرتیفکت تنفسی را نشان نمی‌دهد. تکنیک‌های STIR با آماده‌سازی خون سیاه نسبت سیگنال به نویز پایین‌تری از دنباله‌های TSE وزن $T2$ با قطع تنفس دارند، اما بسیار حساس به ادم و التهاب هستند (جدول ۱۲-۲).

جدول ۱۲-۱ دنباله‌های سریع برای بازسازی محورهای قلب، که موازی محورهای بدن نیست.

turbo FLASH	FISP 2D	دنباله پالس
T1	T1	وزن تصویر
آکسیال-ابلیک-ساجیتال	کروئال	صفحه برش
۶	۶	تعداد برش
۱۱۰۰	۹۰	TR(ms)
۲/۳	۷	TE (ms)
–	–	TI (ms)
۱۰	۴۰	زاویه فلیپ
–	–	ETL
۸	۸	پهنای برش (mm)
۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	ماتریس
۴۰۰	۴۵۰	FOV
–	–	recFOV
۱	۱	تعداد دستیابی

جدول ۲-۱۲ تصویربرداری مورفولوژیک از قلب

HASTE	STIR ^a	TSE ^a	TSE ^a	FLASH 2D	TSE	SE	دنباله پالس
T2	T2	T2	T1	T1	T1	T1	وزن تصویر
محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور بلند	محور بلند	محور بلند	صفحه برش
۲۱	۱	۱	۱	۱	۱۱	۱۹	تعداد برش
۸۰۰	۸۰۰	۸۰۰	۷۰۰	۱۶۷	۶۰۰	۶۰۰	TR(ms)
۴۳	۵۷	۵۷	۳۲	۶/۲	۱۲	۱۴	TE (ms)
	۱۷۰	-	-	-	-	-	TI (ms)
۱۵۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۳۰	۱۸۰	۹۰	زاویه فلیپ
-	۱۵	۱۵	۹	-	۳	-	ETL
۶	۸	۶	۶	۶	۶	۶	پهنای برش (mm)
۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۵۶×۲۵۶	۱۵۶×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	ماتریس
۳۵۰	۳۵۰	۳۵۰	۳۵۰	۲۸۰	۳۵۰	۳۵۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵	recFOV
۱	۱	۱	۱	۱	۵	۱	تعداد دستیابی

a: با نگه داشتن تنفس

عملکرد قلب

ترجیحاً دنباله FLASH ۲D سینمایی با قطع تنفس استفاده می شود. باید تعداد فازها را به گونه ای تنظیم کنیم که حاصل ضرب زمان تکرار (TR) و تعداد فازها حدود ۱۰٪ کمتر از مدت چرخه قلبی (فاصله R-R) باشد. تصاویر برش محور کوتاه بهترین کنتراست خون-مایوکارد را نشان می دهند، در صورتی که تصاویر محور بلند به دلیل آثار اشباع اسپین کنتراست ضعیف دارند. تکنیک فوق سریع FLASH ۲D بدون راه اندازی (untriggered) به اندازه کافی سریع است که حرکت تنفسی و قلبی را منجمد کند، البته به هزینه تفکیک زمانی و فضایی نسبتاً پایین. این تکنیک می تواند برای ارزیابی سریع عملکرد قلب در بیماران بدحال مفید باشد (جدول ۳-۱۲).

نشانه گذاری قلب (tagging) یک روش دیگر مشاهده حرکت عضله است (نشانه گذاری شبکه ای و نواری grid and stripe). نشانه گذاری مایوکارد یک روش تصویربرداری MR است که از یک دنباله پالس های RF برای پیش اشباع صفحات نازک

مایوکارد پیش از آزمون به کار می‌رود. این نشانه‌های شبکه‌ای یا نواری در سراسر چرخه قلبی باقی می‌ماند و می‌تواند برای ردیابی حرکت قلب به کار رود. اگر نرم‌افزار پس پردازش در دسترس باشد، می‌توان از آن در تخمین صحیح جابه‌جایی نشانه استفاده کرد تا دیس کینزی یا هایپوکینزی سگمنتال مشاهده شود.

آزمون MRI با استرس دوبوتامین برای ارزیابی بیماری شریان کرونری به وسیله آشکارکردن ناهنجاری‌های حرکت دیواره تحت استرس دارویی به کار می‌رود. دوبوتامین قابلیت انقباضی، سرعت ضربان قلب، و مصرف اکسیژن توسط مایوکارد را افزایش می‌دهد.

جدول ۳-۱۲ دنباله‌هایی که برای مشاهده دینامیک سینمایی از عملکرد قلب با راه‌اندازی گذشته‌نگر یا آینده‌نگر به کار می‌رود. روش دیگر مشاهده حرکت مایوکارد نشانه‌گذاری است (نشانه‌گذاری شبکه‌ای یا نواری).

FLASH 2D ^e	FLASH 2D ^d	FLASH 2D ^c	FLASH 2D ^b	FLASH 2D ^a	دنباله پالس
T1	T1	T1	T1	T1	وزن تصویر
محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	صفحه برش
۱	۱	۵	۲	۲	تعداد برش
۲ – ۴	۶۰	۳۰	۴۰	۴۰	TR(ms)
۱/۲	۴/۸	۴/۸	۴/۸	۴/۸	TE (ms)
–	–	–	–	–	TI (ms)
۸	۲۰	۳۰	۳۰	۳۰	زاویه فلیپ
					ETL
۱۰	۸	۸	۸	۸	پهنای برش (mm)
۵۰×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۳۲×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	ماتریس
۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	recFOV
۶۰	۱	۳	۱	۳	تعداد دستیابی

a: راه‌اندازی آینده‌نگر. b: دریچه گذشته‌نگر. c: segmented sequential. d: نگه داشتن تنفس. e: بدون راه‌اندازی.

آنژیوگرافی

تکنیک‌های دو بعدی را می‌توان برای مشاهده شریان‌های کرونری به کاربرد هنگامی که از یک تکنیک قطع تنفس استفاده می‌کنیم. تکنیک‌های هدایت‌گر (navigator) سه بعدی همراه با جبران حرکت تنفسی مشاهده شریان‌های کرونری را امکان‌پذیر می‌کند. تکنیک‌های آنژیوگرافی ۳D با تزریق کنتراست برای ارزیابی آنورت توراسیک و شکمی به کار می‌رود (جدول ۴-۱۲).

جدول ۴-۱۲ تکنیک‌های آنژیوگرافی کرونری دو بعدی و سه بعدی.

FLASH 3D ^c	FISP 3D ^b	FLASH 2D ^a	دنباله پالس
T1	T1	T1	وزن تصویر
آکسیال	متغیر	متغیر	صفحه برش
قطعه	قطعه	۱	تعداد برش
۶۰۰	۵	۱۶۷	TR(ms)
۲/۷	۲/۰	۶/۲	TE (ms)
–	–	–	TI (ms)
۳۰	۲۵	۳۰	زاویه فلیپ
			ETL
۲	متغیر	۴	پهنای برش (mm)
۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	ماتریس
۳۰۰	۳۲۰	۲۸۰	FOV
۱۰۰	۱۰۰	۷۵	recFOV
۵	۱	۱	تعداد دستیابی

a: نگه داشتن تنفس، با سرکوب چربی. b: نگه داشتن تنفس، با تزریق گادولینیوم. c: تکنیک navigator

اندازه‌گیری جریان

تکنیک‌های فاز-کنتراست (اختلاف فاز) با راه‌اندازی گذشته نگر یا آینده‌نگر برای ارزیابی سرعت جریان خون به کار می‌رود. با مجموعه‌ای از مقادیر از پیش تعیین شده کدگذاری سرعت (VENC) اندازه‌گیری جریان بین صفحه‌ای و داخل صفحه‌ای قابل دسترس می‌باشد. تکنیک‌های سگمنت شده اندازه‌گیری سرعت‌های جریان را با قطع تنفس امکان‌پذیر می‌کند. تعداد فازها باید با زمان اسکن در طول چرخه کامل قلب تنظیم شود. VENC انتخابی باید بزرگتر از بیشینه سرعت مورد انتظار جریان باشد تا از آلازینگ جلوگیری شود (جدول ۵-۱۲).

جدول ۱۲-۵ تکنیک‌های فاز- کنتراست برای ارزیابی سرعت‌های جریان خون

FLASH 2D ^b	FLASH 2D ^a	دنباله پالس
T1	T1	وزن تصویر
متغیر	متغیر	صفحه برش
۱	۱	تعداد برش
۲۵	۲۴	TR(ms)
۶	۵	TE (ms)
–	–	TI (ms)
۲۵	۳۰	زاویه فلیپ
		ETL
۶	۶	پهنای برش (mm)
۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	ماتریس
۳۰۰	۳۰۰	FOV
۷۵	۷۵	recFOV
۱	۱	تعداد دستیابی

a: بین صفحه ایی. b: در صفحه.

پرفیوژن

تکنیک‌های تک برش با یک TI ۲۰۰ms بهترین کیفیت تصویر را می‌دهد. شصت دستیابی باید انجام شود. بیمار باید تا آنجا که امکان دارد از نفس کشیدن خودداری کند. تزریق کنتراست باید در همان زمان اندازه‌گیری شروع شود. برش‌های متعدد با TRهای طولانی‌تر امکان‌پذیر است. این پروتکل می‌تواند در طول محور کوتاه یا بلند قلب به کار رود. نوعاً آزمون اولین عبور از ۶۰ دستیابی در ۵ قسمت تشکیل می‌شود (جدول ۱۲-۶).

یک تزریق‌کننده خودکار برای کنترل تزریق کنتراست مفید است. دوزهای پایین (۰/۰۲-۰/۰۶ mmol/kg) از ماده کنتراست باید با سرعت ۵ ml/s تزریق شود. اندازه‌گیری مکرر با ۰/۰۲mmol/kg امکان‌پذیر است.

جدول ۶-۱۲ تکنیک‌های تصویربرداری فوق سریع single-shot برای ارزیابی پرفیوژن مایوکارد مبتنی بر بهبود دینامیک شدت سیگنال مایوکارد به دنبال تزریق کنتراست.

TFLASH	TFLASH	TFLASH	دنباله پالس
T1	T1	T1	وزن تصویر
متغیر	متغیر	متغیر	صفحه برش
۳	۳	۱	تعداد برش
۸۴۴	۶۶۴	۴۱۶	TR(ms)
۱/۲	۱/۲	۱/۲	TE (ms)
۱۰	۱۰	۲۰۰	TI (ms)
^b ۱۸	^a ۱۶	۸	زاویه فلیپ
			ETL
۱۰	۱۰	۱۰	پهنای برش (mm)
۹۰×۱۲۸	۹۰×۱۲۸	۹۰×۱۲۸	ماتریس
۳۸۰	۳۸۰	۳۸۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	recFOV
۶۰	۶۰	۶۰	تعداد دستیابی

TR: a را معادل RR-50ms قرار دهید تا هر ضربان قلب را تصویربرداری کنید. b: زوایای فلیپ بزرگتر سبب آرتیفکت می شود.

پروتکل تصویربرداری در بیماری ایسکمی قلب

برای مطالعات بیماری ایسکمی قلب یک مطالعه ترکیبی از پروتکل‌های مورفولوژیک و فانکشنال، MR آنژیوگرافی کرونری، و مطالعات پرفیوژن توصیه می‌شود (جدول ۷-۱۲).

جدول ۷-۱۲ پروتکل تصویربرداری برای بیماری ایسکمیک قلب

دنباله پالس	TSE	TSE ^d	HASTE	STIR ^d	FL2D ^{a,d}	FL3D ^b perfusion	TSE ^c	TSE ^c
وزن تصویر	T1	T1	T2	T2	T1	T1	T1	T1
صفحه برش	محور بلند	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	متغیر	متغیر	محور بلند	محور کوتاه
تعداد برش	۱۱	۱	۲۱	۱	۱	قطعه	۱۱	۱
TR(ms)	۶۰۰	۷۰۰	۸۰۰	۸۰۰	۱۶۷	۲۳۰	۶۰۰	۷۰۰
TE (ms)	۱۲	۳۲	۴۳	۵۷	۶/۲	۲/۷	۱۲	۳۲
TI (ms)	-	-	-	۱۷۰	-	-	-	-
زاویه فلیپ	۱۸۰	۱۶۰	۱۵۰	۱۶۰	۳۰	۳۰	۱۸۰	۱۶۰
ETL	۳	۹	-	۱۵	-	-	۳	۹
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۶	۴	۲	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۵۶×۲۵۶	۱۲۶×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۲۸۰	۳۰۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۵	۵	۱	۱	۱	۵	۵	۱

a: با سرکوب چربی، b: تکنیک Navigator، c: بعد از تزریق گادولینیوم، d: قطع تنفس.

تصویربرداری MR همراه با استرس دارویی

علاوه بر مطالعات MR که در حالت استراحت انجام می‌شود، تصویربرداری GRE سینمایی انجام مطالعات استرس دارویی را بعد از تزریق دی‌پیردامول یا دوبوتامین امکان‌پذیر می‌کند. آزمون تصویربرداری سینمایی MR با استرس دوبوتامین دارای نتایجی مطابق با تصویربرداری SPECT با استرس می‌باشد، و حساسیت و ویژگی بالاتری از اکوکاردیوگرافی با استرس دوبوتامین نشان می‌دهد، چون کیفیت تصویر در MRI بسیار برتر است و امکان نشانه گذاری (tagging) بافت برای آشکار کردن ناهنجاری های ظریف دیواره قلب وجود دارد.

شریان های کرونری

مشاهده مستقیم پلاک های آترواسکلروتیک و استنوزها در تشخیص و درمان شریان کرونری اساسی است. حرکت فیزیولوژیک و ابعاد کوچک عروق کرونری چالشی در تکنیک های سستی MR است. چند تکنیک فوق سریع برای ارزیابی شریان های کرونری بکار گرفته شده است.

MR آنژیوگرافی دو بعدی از یکبار نگه داشتن تنفس استفاده می کند، که نیازمند همکاری خوب بیمار است. بهترین کیفیت تصویر را می توان از شریان کرونری راست (RCA) و شریان نزولی آنتریور چپ (LAC) بدست آورد، در صورتیکه شاخه محیطی چپ (LCX) شریان کرونری بدترین کیفیت را دارد. کیفیت تصویر با نگه داشتن ناکافی تنفس، آرتیفکت های سایه، و سرکوب ناقص چربی خراب می شود. مشکلات تشخیصی شامل تمایز ناقص شریان های کرونری از وریدهای قلبی و از پریکارد می باشد. تکنیک های 3D MR آنژیوگرافی با تزریق کنتراست برای ارزیابی عروق توراسیک و شکم بعد از تزریق کنتراست استفاده می شوند. این تکنیک بخوبی شریان پستانی داخلی چپ را آشکار می کند و یک تکنیک بسیار مفید غیر تهاجمی برای بررسی پیش از عمل بیمارانی با بیماری کرونری LAD می باشد.

کاردیومیوپاتی ها

جدول ۸-۱۲ یک پروتکل تصویربرداری MR را نشان می دهد که برای مطالعات مورفولوژیک و فانکشنال از بیمارانی با کاردیومیوپاتی توصیه می شود.

جدول ۸-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای کاردیومیوپاتی

FL2D ^a	HASTE	TSE ^b	TSE ^b	FL2D ^b	TSE	دنباله پالس
T1	T2	T2	T1	T1	T1	وزن تصویر
محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور بلند	محور بلند	صفحه برش
۱	۲۱	۱	۲۱	۱	۱۱	تعداد برش
۳۰	۸۰۰	۸۰۰	۷۰۰	۱۶۷	۶۰۰	TR(ms)
۴/۸	۴۳	۵۷	۳۲	۶/۲	۱۲	TE (ms)
۳۰	۱۵۰	۱۶۰	۱۶۰	۳۰	۱۸۰	زاویه فلیپ
-	-	۱۵	۹	-	۳	ETL
۶	۶	۶	۶	۶	۶	پهنای برش (mm)
۱۲۸×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	ماتریس
۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۲۸۰	۳۲۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	۷۵	recFOV
۱	۱	۱	۱	۱	۵	تعداد دستیابی

a مد سینمایی، b قطع تنفس

جدول ۹-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای کاردیومیوپاتی آریتموژنیک (دیسپلازی بطن راست)

دنباله پالس	TSE	TSE ^b	TSE ^b	FL2D ^a
وزن تصویر	T1	T1	T2	T1
صفحه برش	محور بلند	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه
تعداد برش	۱۱	۱	۱	۱
TR(ms)	۶۰۰	۷۰۰	۸۰۰	۳۰
TE (ms)	۱۲	۳۲	۵۷	۴/۸
زاویه فلیپ	۱۸۰	۱۶۰	۱۶۰	۳۰
ETL	۳	۹	۱۵	-
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۳۲×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۵	۱	۱	۱

a مد سینمایی، b قطع تنفس

جدول ۱۰-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای توده‌های قلبی

دنباله پالس	TSE	TSE ^b	TSE ^b	STIR ^b	TSE ^a	TSE ^a
وزن تصویر	T1	T1	T2	T2	T1	T1
صفحه برش	محور بلند	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور بلند	محور کوتاه
تعداد برش	۱۱	۱	۱	۱	۱۱	۱
TR(ms)	۶۰۰	۷۰۰	۸۰۰	۸۰۰	۶۰۰	۷۰۰
TE (ms)	۱۲	۳۲	۵۷	۵۷	۱۲	۳۲
TI (ms)	-	-	-	۱۷۰	-	-
زاویه فلیپ	۱۸۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۸۰	۱۶۰
ETL	۳	۹	۱۵	۱۵	۳	۹
پهنای برش	۶	۶	۶	۶	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۵۶×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۷۵		۷۵	۷۵	۷۵
دستیابی	۵	۵		۱	۵	۱

a بعد از تزریق، b قطع تنفس

جدول ۱۱-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای بیماری‌های دریچه‌ای قلب

دنباله پالس	TSE	FL2D ^b	TSE ^b	FL2D ^a
وزن تصویر	T1	T1	T1	T1
صفحه برش	محور بلند	محور بلند	محور کوتاه	محور کوتاه
تعداد برش	۱۱	۱	۱	۱
TR(ms)	۶۰۰	۱۶۷	۷۰۰	۶۰
TE (ms)	۱۲	۶/۲	۳۲	۴/۸
زاویه فلیپ	۱۸۰	۳۰	۱۶۰	۲۰
ETL	۳	-	۹	-
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۲۸۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۵	۱	۱	۱

a قطع تنفس، مد سینمایی، b قطع تنفس

جدول ۱۲-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای بیماری‌های پریکارد

دنباله پالس	TSE	TSE ^b	TSE ^b	HASTE	TSE ^a	TSE ^{a,b}
وزن تصویر	T1	T1	T2	T2	T1	T1
صفحه برش	محور بلند	محور کوتاه	محور کوتاه	محور کوتاه	محور بلند	محور کوتاه
تعداد برش	۱۱	۱	۱	۲۱	۱۱	۱
TR(ms)	۶۰۰	۷۰۰	۸۰۰	۸۰۰	۶۰۰	۷۰۰
TE (ms)	۱۲	۳۲	۵۷	۴۳	۱۲	۳۲
زاویه فلیپ	۱۸۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۵۰	۱۸۰	۱۶۰
ETL	۳	۹	۱۵	-	۳	۹
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۶	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵

تعداد دستیابی	۵	۱	۱	۱	۵	۱
---------------	---	---	---	---	---	---

a بعد از تزریق گادولینیوم، فقط وقتی بیماری نئوپلاستیک پریکارد مشکوک باشد، b قطع تنفس

جدول ۱۲-۱۳ پروتکل تصویربرداری MR برای بیماری‌های قلبی مادرزادی

دنباله پالس	TSE	HASTE	FLASH 2D ^a	FLASH 2D ^d	FLASH 2D ^{a,d}	FISP 3D ^{c,d}
وزن تصویر	T1	T2	T1	T1	T1	T1
صفحه برش	متغیر	متغیر	محور بلند	محور کوتاه	متغیر	متغیر
تعداد برش	۱۱	۲۱	۱	۱	۱	قطعه
TR(ms)	۶۰۰	۸۰۰	۱۶۷	۶۰	۲۵	۵
TE (ms)	۱۲	۴۳	۶/۲	۴/۸	۶	۲/۰
TI (ms)			-	-	-	-
زاویه فلیپ	۱۸۰	۱۵۰	۳۰	۲۰	۳۰	-
ETL	۳					
پهنای برش (mm)	۶	۶	۶	۶	۶	۶
ماتریس	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶	۱۶۰×۲۵۶
FOV	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰	۳۲۰
recFOV	۷۵	۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵	۱۰۰
تعداد دستیابی	۵	۱	۱	۱	۲	۱

a مد سینمایی، b اندازه‌گیری جریان، در صفحه، c آنژیوگرافی با تزریق گادولینیوم، d قطع تنفس

۱۳ عروق بزرگ و عروق محیطی

۱-۱۳- مقدمه

آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی (MRA) یک روش غیرتهاجمی است که تصاویری مشابه با آنژیوگرافی تفریق دیجیتالی (DSA) به دست می‌دهد. حرکت خون سبب دو پدیده می‌شود که مگنتایزیشن طولی و عرضی را تغییر می‌دهد، هر کدام از این‌ها را می‌توان برای تولید تصاویر آنژیوگرافی به کار برد. اولی، اثر جریان پرواز (TOF) ناشی از حرکت مگنتایزیشن طولی در طی یک دوره نسبتاً بلند است. دوم اثر جریانی است که هنگام حرکت مگنتایزیشن عرضی در جهت یک گرادیان میدان مغناطیسی رخ می‌دهد. این آثار جریان برای تولید تصاویر آنژیوگرافی «زمان پرواز» و «فاز کنتراست» بدون استفاده از ماده کنتراست است.

تکنیک‌های بدون کنتراست، اگرچه در بسیاری از موارد با دقت عمل می‌کند، اما دارای محدودیت‌هایی نظیر دفازینگ داخلی واکسلی، آثار اشباع، وابستگی زیاد به انتخاب مقدار مناسب گرادیان کدگذار سرعت (Venc)، و زمان‌های طولانی اسکن است. تکنیک‌های بهبود کنتراست بر بسیاری از این مسائل فائق آمده است.

اگرچه، هنوز MRA اینتراکرانیال بر تکنیک‌های بدون کنتراست متکی است، تکنیک‌های بهبود کنتراست تقریباً برای تمام کاربردهای بدن جایگزین تکنیک‌های بدون کنتراست شده است، که دلیل آن نسبت کنتراست به نویز بالاتر، کوتاهی زمان اسکن، و تفکیک فضایی بالاتر است.

آمادگی بیمار برای MRA

هیچ آمادگی خاص و هیچ وضعیت خاصی برای MRA ضروری نیست. اگر دریاچه ECG برای PC MRA (۲D) یا TOF MRA (۲D) ترتیبی استفاده می‌شود، الکترودها باید به طور مناسب نصب شوند. در تصویربرداری از شکم و قفسه سینه که نگه‌داشتن تنفس ضروری است، باید به بیمار آموزش داد و نگه‌داشتن تنفس با وی تمرین شود. استفاده از اکسیژن از طریق بینی و هایپرونتیلیسیون پیش از اسکن می‌تواند کمک کند، به خصوص در MRA با تزریق کنتراست.

کوئل‌ها

تمام کوئل‌های قابل دسترس برای MRA مفید است. کوئل یکپارچه تنه برای ارسال سیگنال، و کوئل استاندارد تنه یا ترجیحاً، کوئل آرایه فازی (wrap-around) برای دریافت سیگنال استفاده می‌شود. کوئل‌های اختصاصی گردن و پریفرال به ترتیب در MR آنژیوگرافی‌های انتخابی شریان‌های کاروتید و شریان‌های محیطی، مفید می‌باشد.

۲-۱۳- تکنیک‌های MRA

در کاربردهای MRA برای سیستم عصبی، عمومی‌ترین روش انجام آنژیوگرافی های TOF یک دستیابی ۳D است، که عمدتاً برای مشاهده عروق اینتراکرانیا و دو شاخه کاروتید استفاده می‌شود. یک مزیت بزرگ تکنیک ۳D برش‌های نازکی است که به دست می‌آید. این تکنیک همچنین به کاهش پراکندگی‌های فاز درون واکسلی و signal voids کمتر منجر می‌گردد. به علاوه، دستیابی‌های ۳D تفکیک فضایی بالاتر و نسبت سیگنال به نویز (SNR) کافی به دست می‌دهند، که برای مشاهده عروق کوچک محیطی اینتراکرانیا ایده‌آل است. نهایتاً به دلیل تهییج قطعه ضخیم، از پالس‌های RF در مدت کوتاه می‌توان استفاده کرد، که بنابراین اجازه زمان‌های اکو (TE) کوتاه‌تر را می‌دهد، که دافزینگ کمتر را در پی دارد. در مقایسه با تکنیک‌های ۳D، تکنیک‌های ۲D (برش - ترتیبی) برای مشاهده جریان آهسته (مثلاً گردش خون وریدی) و برای به دست آوردن داده‌ها در طول یک سگمنت بلندتر مفیدتر است چون در سگمنت‌های بلندتر، تکنیک‌های ۳D به دلیل اشباع فزاینده قطعه تصویربرداری در نتیجه تهییج‌های متعددی که اسپین‌های در حال جریان در مدت دستیابی ۳D تجربه می‌کنند نامناسب است. بنابراین، تکنیک ۲D برای تصویربرداری عروق در طول فواصل بزرگ (نظیر تمام طول شریان‌های کاروتید و شریان‌های محیطی) استفاده می‌شود.

پیش از معرفی MRA با تزریق کنتراست، تکنیک برش ترتیبی ۲D MRA رایج‌ترین تکنیک برای ارزیابی عروق بزرگ شکم، توراکس و پریفرال‌ها بود. اگرچه، اندازه بزرگتر واکسل (برش‌های ۲D نوعاً ۴-۲ mm ضخامت دارند در مقایسه با ضخامت موثر برش ۱ mm یا کمتر در دستیابی‌های ۳D) همراه با TE بلندتر به پراکندگی‌های بیشتر فاز درون واکسلی و، در نتیجه، آثار اشباع منجر می‌گردد. آثار اشباع به کاهش SNR درون عروقی و در موارد شدیدتر، به signal voids منجر می‌گردد، که درجه استنوز را بیشتر از آنچه هست نشان می‌دهد و سبب استنوز و انسداد ساختگی می‌گردد.

دیگر flow voids و آرتیفکت‌ها به دلیل ضربان جریان خون شریانی رخ می‌دهد که از برگشت جریان خون در حین دیاستول چرخه قلبی ناشی می‌شود، اثری که به ویژه در شریان‌های محیطی قابل توجه است، که در این شریان‌ها معمولاً برگشت جریان در حین دیاستول در بیماران با انسداد شدید شریانی دیده می‌شود. با استفاده از دریچه ECG می‌توان تا حدی این اثر را حذف کرد، اگرچه، یکی از عدم مزایای اصلی تکنیک ۲D TOF زمان بلند اسکن حدود ۶۰-۴۰ دقیقه برای لگن و اندام‌های تحتانی است، که با دریچه ECG بازهم طولانی‌تر می‌شود. به علاوه، چربی مغز استخوان و چربی زیر جلدی در TOF MRA سیگنالی نسبتاً روشن تولید می‌کنند، این را می‌توان با استفاده از تکنیک‌های اشباع چربی برطرف کرد، اگرچه زمان اسکن را بازهم افزایش می‌دهد. به دلیل TE نسبتاً بلند، افت شدید سیگنال داخل عروقی در اطراف پروتزهای هیپ و زانو رخ می‌دهد، اثری که نمی‌توان به راحتی آن را کاهش داد (این آرتیفکت در CE MRA حداقل است، چون TE کوتاه‌تر استفاده می‌شود). علیرغم محدودیت‌های زیاد ۲D TOF MRA، که مفید بودن آن را در بسیاری موارد محدود می‌کند، در بسیاری از موسسات برای کاربردهای انتخابی استفاده می‌شود. برای مثال، در مقایسه با آنژیوگرافی سنتی، TOF MRA عروقی را که به دورتر انشعاب پیدا می‌کنند نشان می‌دهد، به دلیل حساسیت عالی آن به جریان آهسته. با این حال، به دلیل زمان‌های طولانی اسکن، در بیشتر موسسات این تکنیک به عروق دیستال ران، ساق و عروقی کف پا محدود می‌شود.

جدول ۱-۱۳ اثر تغییر پارامترهای گوناگون

2D TOF MRA				3D TOF MRA			
پارامتر	تغییر	اثر		پارامتر	تغییر	اثر	
TE	↓	Dephasing, flow voids	↓	TE	↓	Dephasing (higher order motion)	↓
TR	↓	Background suppression, measurement time	↓	TR	↓	Intraluminal signal, measurement time	↑ ↓
FA	↑	Intraluminal signal, background suppression	↑ ↑	FA	↑	Inflow saturation, background suppression	↓ ↑
Slice thickness	↓	Intraluminal signal (slow flow)	↑	Slice thickness	↓	Resolution dephasing	↑ ↓
No. of slices	↑	FOV in flow direction	↑	No. of slices	↑	Resolution, measurement time	↑ ↑
FOV	↓	Resolution	↑	FOV	↓	Resolution	↑
		dephasing	↓			dephasing	↓

استراتژی‌های بهینه‌سازی در MRA زمان پرواز

سیگنال جریان خون را می‌توان با استفاده از Gradient moment-rephasing (GMR) یا ری‌فازینگ (خنثی سازی) گشتاور گرادیان (جبران جریان) افزایش داد، در این روش یک پالس گرادیانی اضافی برای حذف جابه‌جایی‌های فاز ناشی از جریان خون استفاده می‌شود، لذا سیگنال جریان خون بهتر می‌شود. استفاده از ترکیبات گادولینیوم (Gd) مشاهده عروق دیستال مغز را بهتر می‌کند، اما همچنین منجر به روی هم افتادن ساختارهای وریدی و یک سیگنال بالاتر از بافت‌های پیرامونی می‌شود. یک توازن مناسب بین زمان تکرار (TR) و زاویه فلیپ برای کاهش دادن شدت سیگنال نسبی بافت ایستا و برعکس، افزایش شدت سیگنال خون در حال جریان ضروری می‌باشد. یک مصالحه معقول استفاده از زاویه فلیپ متوسط (30° – 60°) همراه با یک TR کوتاه‌تر در مواردی است که جهت قرارگیری رگ به‌گونه‌ای است که جریان خوبی از میان صفحه برش دارد، و یک TR بلندتر و زاویه فلیپ کوچکتر برای رگی است که جریان آهسته‌ای دارد یا انتظار می‌رود در صفحه برش قرار داشته باشد (جدول ۱-۱۳).

در نتیجه، در TOF MRA برای کاهش آثار اشباع و افزایش شدت سیگنال جریان ورودی، شش راه وجود دارد:

- ۱- مطمئن شوید که صفحه برش عمود بر جهت جریان باشد
- ۲- TR را افزایش دهید
- ۳- زاویه فلیپ را کاهش دهید
- ۴- دستیابی‌های متعدد هم‌پوشای قطعه نازک (MOTSA)
- ۵- تهییج بهینه، غیراشباع زاویه‌دار (TONE)
- ۶- استفاده از ماده کنتراست (CM) (به دلیل افزایش سیگنال وریدی عموماً در TOF MRA استفاده نمی‌شود).

با کاهش اندازه پیکسل و استفاده از پالس‌های انتقال مگنتایزیشن (MT) بازهم می‌توان TOF MRA را بیشتر بهینه کرد.

MOTSA (multiple, overlapping, thin- slice acquisition) ترکیبی است از تکنیک‌های ۲D-TOF و D-

۳TOF برای کاهش آثار اشباع یک قطعه ضخیم است. قطعات ۳D نازک متعدد با همپوشانی تقریبی ۳۰٪ استفاده می‌شود. تکنیک MOTSA استفاده از زوایای فلیپ بزرگتر را امکان می‌دهد، که هم شدت سیگنال بالاتر و هم سرکوب بیشتر زمینه را فراهم می‌کند.

حجم تصویربرداری نهایی با استخراج برش‌های مرکزی هر قطعه و دور ریختن برش‌های بالایی و پائینی هر قطعه (که بیشتر تحت تأثیر آثار اشباع قرار می‌گیرند) ایجاد می‌شود. عدم مزیت عمده این تکنیک آرتیفکت «پرده کرکره‌ای» ناشی از تفاوت‌های شدت سیگنال بین حجم‌های ۳D مجاور در مرز همپوشانی قطعات است.

هنگامی که خون به درون قطعه در حال تهیج جریان می‌یابد، اشباع اضافی سیگنال اینترا لومینال رخ می‌دهد. با کاربرد یک پالس RF شبیدار با طراحی خاص (TONE)، که زوایای فلیپ بالاتری را به طور فزاینده در حین حرکت از میان برش‌ها فراهم می‌کند، این آثار اشباع را می‌توان به حداقل رساند. این اجازه می‌دهد عروق دیستال و رگ‌هایی با جریان آهسته بهتر مشخص شوند.

جدول ۲-۱۳ ابزاری برای کاهش آثاری که سبب بیش برآورد استنوز در تصاویر MRA می‌شود.

کاهش آثار از طریق	آثار	بیش برآورد شدن استنوز بدلیل
TE (TOF) ↓	دفازینگ در حین TE	شتاب جریان
↑ VENC (PC)		جریان متلاطم یا جریان گردابی
↑ افزایش تفکیک، ↑ دوز کتراست		دو شاخه شدن مسیر جریان در دیستال استنوز
CE MRA		تورتوزیتی عروق
TOF با حجم کوچک یا CE MRA	افت سیگنال دفازینگ	روبهم افتادگی عروق در یک واکسل (PC MRA)

علل بیش تخمین زدن استنوز

کاملاً معلوم شده است که در MRA استنوز ممکن است بیشتر از آنچه هست دیده شود. علل اصلی آن را می‌توان در جدول ۲-۱۳ به همراه برخی ویژگی‌های کاهش این اثر مشاهده کرد.

MRA خون سیاه

خونی که با سرعت جریان دارد (خون شریانی) افت سیگنال مرتبط با جریان را نشان می‌دهد، در حالی که خونی با جریان آهسته (خون وریدی) شدت سیگنال بالاتری دارد. در MRA خون سیاه یک TE بلندتر (۲۰-۳۰ ms) در مقایسه با تصویربرداری استاندارد وزن T_1 استفاده می‌شود تا اثر خون سیاه را حداکثر کند. این TE مشابه با TR مورد استفاده برای بیشینه کردن افت سیگنال اینتراواسکولار در TOF MRA است، چون هر دو تکنیک به پدیده یکسان حرکت پروتون‌های تهیج شده به خارج از حجم تصویربرداری متکی است. پالس‌های گوناگون پیش اشباع و دفازینگ را می‌توان در این تکنیک به کاربرد تا خون در حال جریان سیاه تصویر شود.

مزیت این روش فقدان هر نوع آرتیفکت دفازینگ است (این هدف MRA خون سیاه است)، که به تخمین صحیح تری از درجه استنوز منجر می شود. با این حال، یک عدم مزیت قابل توجه آن است که پلاک های کلسیفیه و دیگر مواد ممکن است با خون در حال جریان شدت سیگنال یکسانی داشته باشند (آیزوایتنس)، بنابراین به کم تخمین زدن درجه استنوز منجر می شود.

پس پردازش مجموعه داده های MRA 3D زمان پرواز

در تمام MRA خون روشن تکنیک پس پردازش استاندارد پروجکشن شدت بیشینه (MIP) است. اگرچه، MRA دارای اشکالات اساسی است. نواحی ای که جریان کاهش یافته دارند، شامل لبه های عروق خونی و عروق کوچک با جریان آهسته، به کنتراست ضعیف بین خون در حال جریان و بافت های ایستا منجر می شود و بنابراین منجر به نمایشی ضعیف یا فقدان نمایش در تصویر پردازش شده می شود. تمامی رگ یا قسمت هایی از رگ ممکن است با هم پوشانی بافت ایستای روشن تر، به خصوص چربی، محو شود. در نتیجه لومن ظاهری رگ به طور کاذب باریک تر ظاهر شود و روی استنوزها اغراق شود. چون MIP غیرانتخابی است، تمام اجسام روشن در تصویر نهایی وارد می شوند. بنابراین خون تازه اکسترومینال که به دلیل T_1 کوتاه آن در TOF MRA روشن ظاهر می شود (مثلاً در بیمارانی با هموراژ مغزی اینتراپارانشیمال) جزئیات عروقی را می پوشاند، بدیهی است در PC MRA این یک محدودیت نیست چون خون ایستا سیاه ظاهر می شود. بنابراین ضروری است که برای تعیین قطر حقیقی لومن به تصاویر مجزا نگاه کنیم یا حجم مورد نظر برای پردازش را محدود کنیم (MIP هدف).

MRA فاز کنتراست

PC-MRA به طور گسترده با دنباله هایی قابل دسترس است که مشاهده یک برد خاصی از سرعت های جریان را امکان پذیر می کند، هم با تکنیک های 2D و هم با تکنیک های 3D. نوعاً با 2D PC MRA یک قطعه ضخیم به دست می آید و به صورت یک پروجکشن نمایش داده می شود، در حالیکه 3D PC MRA تمام مزایای یک تکنیک حجمی، از جمله نمایش ویدیویی و بازساخت های مالتی پلنار را امکان پذیر می کند.

هنگامی که مگنتایزیشن عرضی در جهت گرادیان مغناطیسی حرکت می کند، که منجر به جابه جایی فاز می شود، سیگنال ناشی از جریان رخ می دهد. با به کار بردن دومین پالس گرادیانی با مدت یکسان و اما قطبیت مخالف می توان این جابه جایی های فاز را جبران کرد. اگر پروتون ها در فاصله بین این دو پالس گرادیان حرکت کنند، یک جابه جایی فاز ناشی از جریان باقی می ماند. این جابه جایی فاز مستقیماً متناسب با سرعت جریان است و می توان آن را در تصاویر آنژیوگرافی نشان داد که روشنایی پیکسل متناسب با سرعت جریان است. با استفاده از این روش، دامنه و مدت گرادیان کدگذار سرعت جریان (Venc) حساسیت به سرعت جریان را تعیین می کند. در مواردی که جابه جایی های فاز بزرگتر از 180° است، آلازینگ رخ می دهد، و سیگنال MR نمایانگر اطلاعات حقیقی سرعت نمی باشد. به این دلیل، سرعت بیشینه مورد انتظار را باید یا پیش از شروع اندازه گیری از روی اطلاعات قبلی در مورد سرعت هایی که نوعاً در رگ مورد نظر وجود دارد تخمین زد (برای تصویربرداری 2D PCA) یا با انجام یک سری تصاویر فاز کنتراست 2D با به کار بردن گستره ای از Venc محاسبه کرد (برای تصویربرداری 3D PCA). همه روش ها نیازمند به کار بردن یک مجموعه جبران شده جریان و سپس به کار بردن مجموعه های اضافی داده های کدگذاری شده جریان در جهات مختلف است. اختلاف این دو مجموعه داده ها برای محاسبه تصاویر آنژیوگرافی به کار می رود. در 3D PCA، زمان های اسکن بسیار طولانی است چون باید چهار اندازه گیری انجام شود: یک تصویر جبران جریان و یک تصویر کدگذاری جریان در هر سه صفحه متعامد.

روش‌های PC را می‌توان با FOVهای کوچک و بزرگ به‌کاربرد و نوعاً سرکوب کامل سیگنال بافت‌های ایستا را فراهم می‌کند. برخلاف تکنیک‌های جریان ورودی (TOF)، روش‌های PC مستقیماً جریان را اندازه می‌گیرد و بنابراین با تظاهر مصنوعی بافت‌هایی که T_1 کوتاهی دارند، نظیر ترومبوزهای تازه تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد. با استفاده از یک تکنیک راه‌اندازی 2D ECG، این توانایی اندازه‌گیری مستقیم جریان را می‌توان برای تعیین سرعت جریان در شریان‌ها به‌کاربرد.

قطعات دستیابی 2D قابل مقایسه با پروجکشن‌های حاصله با DSA شریانی می‌باشند. در مقایسه با TOF MRA ترتیبی، این تکنیک کارایی بیشتری دارد، با این وجود، چند عدم مزیت دارد:

- ۱- برای دستیابی باید به طور آینده نگر یک پارامتر Venc انتخاب شود.
 - ۲- ضرورت تفریق مجموعه تصاویر جبران جریان از مجموعه تصاویر کدگذاری شده جریان می‌تواند به آرتیفکت‌هایی از جریان نبض دار منجر شود.
 - ۳- تنفس و پرستالیز در شکم و لگن کیفیت تصویر را خراب می‌کند.
 - ۴- واکسل بسیار ناهمسانگرد در این تکنیک می‌تواند به تداخل فاز نابودکننده در موارد روی هم افتادگی عروق منجر شود.
- به این دلایل PCA به طور گسترده در توراکس و شکم استفاده نمی‌شود، و اگرچه در ارزیابی شریان‌های محیطی صحیح است، هوا داران کمی دارد (عمدتاً به دلیل موفقیت CE-MRA). اگرچه، توانایی اندازه‌گیری جریان در عروق مجزا، مثلاً شریان‌های کلیوی در بیمارانی با استنوز شریان کلیوی، ممکن است علاقه بیشتر به این تکنیک را در آینده بیشتر کند.

MRA با بهبود کنتراست

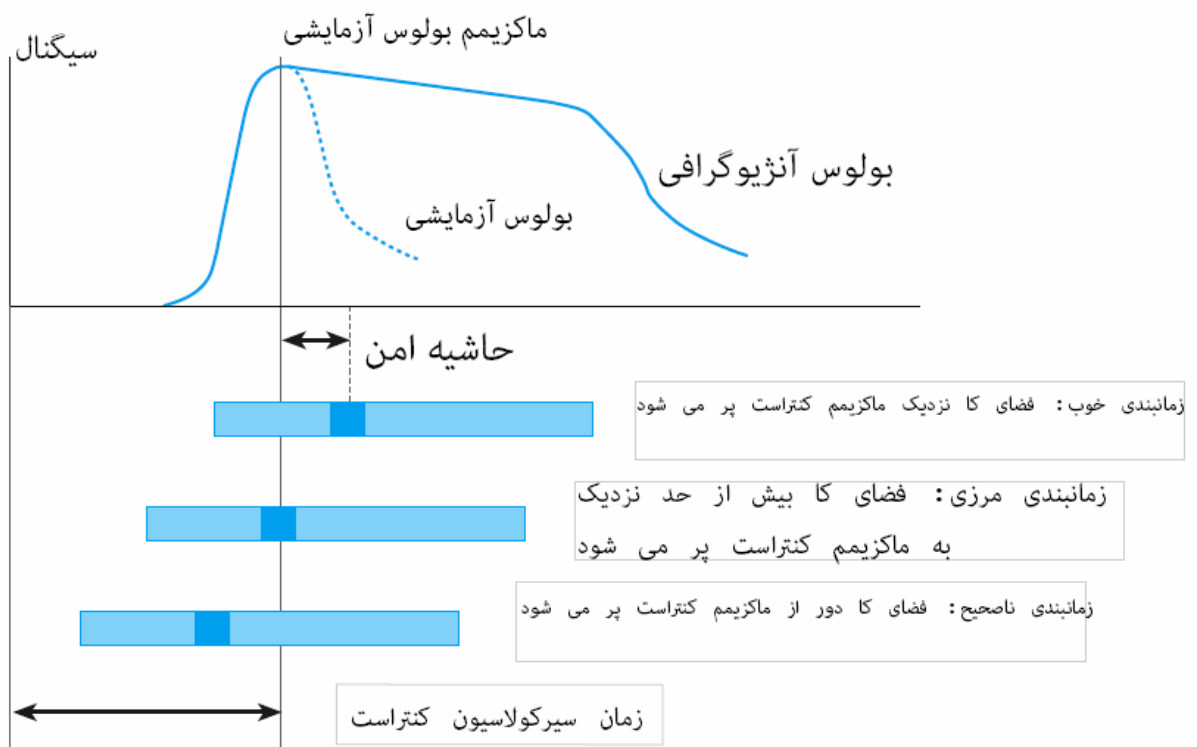
تمام تکنیک‌های CE-MRA اصول یکسانی دارند: کوتاه شدن ۲۵-۱۰ برابر زمان آسایش T_1 خون با تزریق یک ماده کنتراست (CM) پارامنتیک. این به اختلاف زیاد شدت سیگنال بین روشن‌ترین بافت زمینه، چربی (که T_1 تقریباً ۲۰۰ ms دارد) و شریان‌های حاوی کنتراست (خون با T_1 کمتر از ۵۰ms بعد از تزریق یک حجم مناسب از ماده کنتراست) در تصاویر به دست آمده با یک دنباله سنگین وزن T_1 منجر می‌گردد. چون باید تصاویر در مدت زمان نسبتاً کوتاه اولین عبور شریانی ماده کنتراست و پیش از شروع بهبود وریدی (این فاصله زمانی را «پنجره شریانی وریدی» می‌نامند) دستیابی شود، یک دنباله فوق سریع گرادیان اکو (GRE) استفاده می‌شود. مجموعه داده‌های 3D دستیابی شده را می‌توان با روش MIP و MPR پس پردازش کرد تا پروجکشن‌های متفاوتی از عروق به دست آید.

الزامات سیستم

به منظور تولید مجموعه داده‌های 3D با تفکیک بالا در مدت زمان اولین عبور یا در مدت زمان نگه‌داشتن تنفس توسط بیمار برای تصویربرداری از عروق توراسیک و شکمی، CE MRA به بهترین شکل در یک سیستم MR با عملکرد عالی با TR و TE کوتاه انجام می‌شود. گرادیان‌های قوی ($60\mu\text{s/mT/m}$ یا بالاتر) و شدت میدان ۱/۰ یا ۱/۵T لازم است.

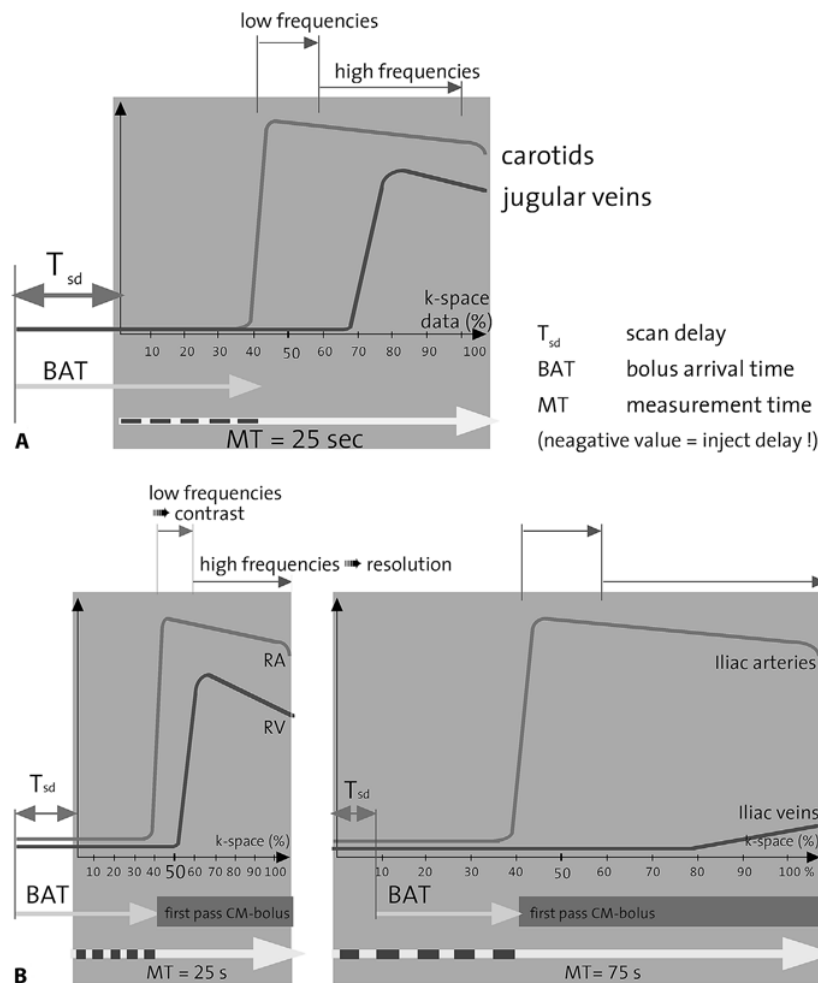
کنتراست عروقی و فضای K

در یک دنباله اندازه‌گیری نوعی که از یک پروفایل خطی کدگذاری فاز ساخته شده، داده‌های فضای K خط به خط دستیابی می‌شوند، معمولاً از یکی از گوشه‌های پیرامونی فضای K پُر شدن آغاز می‌شود و به تدریج به طرف مرکز فضای K پیش می‌رود، تا آنکه خط آخر در لبه دیگر فضای K پُر شود. با استفاده از این الگوریتم، خطوط مرکزی فضای K در میانه دستیابی پُر می‌شود، و این استراتژی نمونه‌گیری (پُر شدن) فضای K را استراتژی «خطی» می‌نامند. اگرچه، خطوط فضای K را می‌توان با هر ترتیبی پُر کرد، و مشخصات بی‌نظیر فضای K را می‌توان برای بهبود کیفیت CE MRA به کار گرفت. در حالی که فرکانس‌های بالاتر فضای K، که تفکیک فضایی تصویر حاصله را تعیین می‌کنند، خطوط خارجی فضای K را تشکیل می‌دهند، مرکز فضای K (فرکانس‌های فضایی پائین، خطوط مرکزی) تعیین‌کننده کنتراست تصویر است. بنابراین، قسمت مرکزی (حدود ۲۰٪) فضای K برای کنتراست عروقی در CE MRA بسیار مهم است، و پیش از آنکه خطوط مرکزی تعیین‌کننده کنتراست دستیابی شوند، CM باید در عروق مورد نظر حضور داشته باشد، در غیر این صورت آرتیفکت‌های شدید «طنین» ایجاد و سبب خرابی کیفیت تشخیص می‌شود (شکل ۱-۱۳). از طرف دیگر، شارپنس تصویر در مرزهای عروق بستگی به حضور CM در حین نمونه‌برداری از خطوط پیرامونی فضای K (فرکانس‌های فضایی بالا) دارد. بنابراین هنگامی که CM در تمام مدت اندازه‌گیری با غلظت بیشینه در عروق مورد نظر حضور داشته باشد، می‌توان کیفیت بهینه تصویر را انتظار داشت. با این حال چون پنجره شریانی وریدی (AV) (زمان بین شروع بهبود شریانی و بهبود وریدی) ممکن است کوتاهتر از زمان دستیابی باشد، روی هم افتادن تصویر وریدها روی شریان‌ها می‌تواند سبب مشکلاتی در تفسیر شود. بنابراین برای افزایش تمایز شریانی / وریدی لازم است مرکز فضای K در مدت پیک شریانی پیش از شروع بهبود وریدی دستیابی شود. از طریق یا (۱) زمان‌های بسیار کوتاه تصویربرداری (کوتاهتر از پنجره شریانی وریدی)، و یا (۲) دستیابی خطوط مرکزی فضای K همزمان با پیک شریانی پیش از آنکه بهبود وریدی رخ دهد، می‌توان به این مقصود نائل شد. این روش آخر به زمان‌بندی دقیق بولوس کنتراست نیاز دارد و نوعاً روشی را به کار می‌گیرد که در آن خطوط مرکزی فضای K در آغاز دستیابی ۳D به دست می‌آیند. این روش دوم (دستیابی «مرکزی») با استفاده از زمان‌های طولانی‌تر اندازه‌گیری اجازه دستیابی تصاویری با تفکیک بالاتر را می‌دهد، اما چون در این مورد زمان دستیابی بسیار فراتر از زمان‌گذار AV خواهد بود، باید از یک روش دقیق زمان‌بندی بولوس (مثلاً آشکار کردن فلوروسکوپی بولوس) استفاده کرد. این راهکار به طور گسترده برای تصویربرداری شریان‌های کاروتید استفاده می‌شود، در اینجا زمان گردش خون از شریان کاروتید به ورید ژاگولار بسیار کوتاه است و در ضمن تفکیک فضایی بالا نیز ضروری می‌باشد. این راهکار برای تصویربرداری از شریان‌های کوچک ران و کف پا نیز به کار می‌رود.



زمانبندی کنتراست در MR آنژیوگرافی

$$\text{Timing: } T_{sd} = \text{BAT} - (1/2 \text{ MT} - [10\% \text{ MT}])$$



شکل A, B ۱-۱۳ تنظیم تزریق کنتراست و اندازه‌گیری ۳D CE MRA: زمان‌بندی بولوس نشان داده شده در CE MRA شریان‌های کاروتید (A) رنال و ایلیاک (B). طول فاصله مرکز فضای K نسبت به زمان دستیابی متفاوت می‌باشد، که تفکیک فضایی قابل دسترس را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

پارامترهای اندازه‌گیری

پارامترهای اندازه‌گیری برای پوشش تمام ناحیه مورد نظر (ROI) مطابق با الزامات بالینی تنظیم می‌شود. هر صفحه برشی را می‌توان استفاده کرد، نوعاً صفحه کروئال به دلیل پوشش بهینه برای هر ترکیب میدان دید و عمق قطعه انتخاب می‌شود. در اصل، کوتاهترین TR (که کوتاهترین زمان اسکن را می‌دهد) و کوتاهترین TE ممکن (برای به حداقل رساندن دفازینگ) باید استفاده شود. برای افزایش تفکیک فضایی، در صورت امکان از ماتریس 512×512 استفاده می‌شود، عدم مزایای اندک آن کاهش SNR (ابعاد کوچکتر واکسل) و کمی افزایش TE (دفازینگ بیشتر) است. به منظور به دست آوردن تفکیک بالاتر در جهت کدگذاری فاز و جهت انتخاب برش، به ترتیب به گام‌های بیشتر کدگذاری فاز و برش‌های نازک‌تر نیاز است، هر دوی اینها زمان اسکن را طولانی می‌کند. اگرچه، زمان اسکن یا توسط پنجره AV، یا کلی‌تر، با توانایی نگهداشتن تنفس بیمار برای تصویربرداری محدوده توراکس و شکم محدود می‌شود. مهم است بدانیم که یک اسکن قطع تنفس با تفکیک پایین‌تر در تصویربرداری انشعابات آئورت نسبت به اسکنی با تفکیک بالاتر بدون قطع تنفس بسیار برتر است. بنابراین، برای اطمینان از درجه‌بندی صحیح استنوز باید از بهترین تفکیک که با

توانایی قطع تنفس بیمار امکان‌پذیر است استفاده کنیم. انتخاب فلیپ تعیین‌کننده نیست ولی باید تا حد امکان به گستره 35° – 50° نزدیک باشد.

به دلیل ساختار بی‌نظیر فضای K، همیشه لازم نیست تمام خطوط فضای K دستیابی شود. به شرط آنکه پیش از نصف خطوط فضای K (شامل خطوط مرکزی) اندازه‌گیری شود، باقیمانده (حدود ۴۰٪) را می‌توان از روی داده‌های اندازه‌گیری شده به دلیل ماهیت تقارنی فضای K بازسازی کرد، تکنیکی که به آن تصویربرداری فوریه جزئی (یا نصف فوریه) می‌نامند. این سبب کاهش زمان اسکن متناسب با مقدار داده‌های بازسازی شده و نه داده‌های اندازه‌گیری شده می‌گردد، یک مزیت بزرگ در هنگام نیاز به زمان کوتاه اسکن.

در حال حاضر با تجهیزات مدرن زمان‌های به حد کافی کوتاه امکان‌پذیر است. با این حال، با استفاده از تفکیک صفحه‌ای پایین‌تر و تفکیک فضایی پایین‌تر در جهت انتخاب برش (برش‌های ضخیم‌تر) می‌توان زمان اسکن را باز هم کوتاه‌تر کرد. درونیابی برش (slice interpolation)، تکنیکی است که به طور گسترده توسط تمام سازندگان در طراحی دنباله‌های 3D MRA به کار می‌رود تا کیفیت تصاویر MIP «خارج صفحه» (off-plane MIP) را افزایش دهند، اما اکیداً توصیه می‌شود تا از روش فوق (یعنی استفاده از تفکیک صفحه‌ای پائین و برش‌های ضخیم برای کاهش زمان اسکن همراه با درونیابی برش) استفاده نشود، چرا که تفکیک محاسبه شده را نمی‌توان به عنوان تفکیک فضایی حقیقی در نظر گرفت.

کنتراست عروق و هندسه بولوس CM

کوتاه شدگی T_1 خون به غلظت عروقی CM بستگی دارد. هدف از تزریق CM به دست آوردن بالاترین غلظت در شریان‌های مورد نظر در حین دستیابی خطوط مرکزی فضای K است (همان‌طور که در بالا ذکر شد). هندسه بولوس به پارامترهای تزریق iv بولوس (سرعت جریان (FR)، دوز CM و حجم سالین دنباله‌رو) و علاوه بر آن به پارامترهای فردی فیزیولوژیک (مثلاً عملکرد ناقص قلب، اضطراب و غیره) بستگی دارد.

- افزایش FR (سرعت تزریق) (در گستره ۱–۳ ml/s) به کاهش طول بولوس (افزایش کنتراست عروقی) منجر می‌شود.
- افزایش سالین دنباله‌رو به افزایش طول بولوس منجر می‌شود.
- افزایش مقدار CM به افزایش طول بولوس منجر می‌شود.

مطالعات نشان می‌دهد که با افزایش سرعت جریان به ۱–۲ ml/s کنتراست عروقی افزایش می‌یابد. تزریق‌های سریع‌تر بولوس را کوتاه می‌کند، و اگرچه انتظار می‌رود کنتراست افزایش یابد، اگر بولوس بسیار کوتاه باشد به طوری که در تمام مدت دستیابی در عروق حضور نداشته باشد، کیفیت تصویر ممکن است تغییری نکند و یا خراب‌تر شود. افزایش حجم سالین دنباله‌رو از طریق شستن کنتراستی که در غیر این صورت ممکن است به دلیل استاز در وریدهای بازویی و تحت ترقوه‌ای باقی بماند سبب طولانی کردن بولوس می‌شود. غلظت CM در خون به طور فیزیولوژیک با اولین عبور از میان قلب و ریه‌ها کاهش می‌یابد، در صورت عدم استفاده از سالین دنباله‌رو، یک اثر قابلیت پذیرش در شریان‌های ساب کلاوین و براکیوسفالیک در همان سمت تزریق CM دیده می‌شود که به دلیل غلظت بسیار زیاد ماده کنتراست در وریدهای مجاور است. آثار رقیق شدن بولوس برای تمام عروق سیستمیک یکسان است، با این وجود ممکن است به دلیل محدودیت‌های تفکیک، و اگر سیگنال چربی با تفریق یا آثار اشباع حذف نشده باشد، با چربی

زیرجلدی یا چربی مغز استخوان برخی عروق به خوبی مشاهده نشوند. به علاوه، قسمت‌های دیستال به استنوزهای شدید یا قسمت‌های دیستال بازسازی شده از طریق کولترال‌ها ممکن است به دلیل تأخیر در رسیدن CM مشاهده نشوند.

بنابراین، به هنگام تعیین پارامترها (به خصوص زمان اسکن) باید هندسه بولوس را در نظر بگیریم تا کنتراست عروق بهینه شود.

زمان‌بندی بولوس و ملاحظات ماده کنتراست در CE-MRA

لازم است زمان اسکن و پارامترهای تزریق CM با یکدیگر هماهنگ باشد تا کیفیت بهینه تصویر حاصل شود.

برای مثال، می‌توانیم یک CE MRA از شریان‌های کلیوی را با استفاده از یک دوز منفرد (۰/۱ mmol/kg) یا یک دوز دو برابر (۰/۲ mmol/kg) از CM با سرعت تزریق یکسان انجام دهیم. با استفاده از پارامترهای یکسان دنباله CE MRA، می‌توان پیش‌بینی کرد که آزمون دوز منفرد به تفکیک پایین‌تر، جزئیات کمتر لبه و نمایش ضعیف‌تر انشعابات محیطی از تکنیک دوز دو برابر منجر می‌شود.

اگرچه CE MRA «مستقل از جریان» می‌باشد به این معنی که وابستگی کمی به آثار "In flow" یا «فاز» دارد، اما کیفیت بالای تصویر به زمان‌بندی صحیح بولوس نیاز دارد، که به زمان گردش خون از ورید محیطی تا شریان مورد نظر بستگی دارد. چون در افراد مختلف این زمان بسیار متفاوت است، زمان تأخیر اسکن (زمان شروع تزریق تا شروع اسکن) باید به دقت انتخاب شود. به این منظور روش‌های زیر در عمل استفاده می‌شود:

۱- زمان‌بندی تجربی (بهترین حدس): زمان تأخیر توسط کاربر تنظیم می‌شود، با به حساب آوردن چند عامل نظیر وضعیت فیزیکی بیمار و دانستن گستره زمان‌های تقریبی گردش خون در بیشتر بیماران، این تکنیک امروزه ندرتاً استفاده می‌شود.

۲- استفاده از یک بولوس زمان‌بندی: زمان رسیدن بولوس (BAT) پیش از ۳D CE MRA اندازه‌گیری می‌شود. یک دوز آزمون، ۱-۲ ml ماده کنتراست، با حجمی از سالین دنباله‌رو که معادل با حجم کنتراست در ۳D MRA است (مثلاً ۳۰ ml) تزریق می‌شود. تصویربرداری تک برش با تفکیک زمانی (۲D GRE) با یک تفکیک زمانی یک تصویر در ثانیه استفاده می‌شود تا رسیدن بولوس مشاهده شود. بعد از اولین گردش خون در گردش قلبی ریوی، بولوس به شریان‌های ROI می‌رسد.

سپس تأخیر اسکن (T_{sd}) در ۳D CE MRA را می‌توان با استفاده از فرمول زیر محاسبه کرد. (به شرط آنکه از جدول خطی کدگذاری فاز استفاده شده باشد):

$$T_{sd} = BAT - \left(\frac{1}{2} MT - [0.1 MT] \right)$$

MT = زمان اندازه‌گیری.

* آشکارسازی خودکار بولوس. دو روش استفاده می‌شود:

- آشکارسازی «جعبه سیاه» (SMART PREP): یک حجم ردیاب درون ناحیه مورد نظر قرار داده می‌شود، و شدت سیگنال درون واکسل به طور پیوسته اندازه‌گیری می‌شود، بالا رفتن شدت سیگنال از یک حد آستانه نشان دهنده رسیدن عامل کنتراست است، و اسکن ۳D راه‌اندازی می‌شود.
- آشکارسازی فلوروسکوپی (CAREBOLUS, BOLUS TRACK): تصاویر تک برش ۲D با تفکیک زمانی یک تصویر در ثانیه به طور دینامیک دستیابی می‌شوند و به طور به هنگام روی مانیتور اسکن بازسازی می‌شود. زمانی که کنتراست در میدان تصویربرداری مشاهده شود، کاربر اسکن ۲D را قطع و سپس اسکن ۳D را شروع می‌کند.

* MRA مالتی فاز

این رهیافت از دنباله زمان‌بندی استفاده نمی‌کند، در عوض چندین مجموعه کوتاه داده‌های ۳D با سرعت به طور متوالی دستیابی می‌شود، و سپس مناسب‌ترین مجموعه داده‌ها انتخاب می‌شود. عدم مزیت این تکنیک نیاز به گرادیان‌هایی با عملکرد بسیار عالی و نیاز به چندین مرحله قطع تنفس بیمار دارد، که استفاده از آن را در بعضی بیماران ناممکن می‌سازد.

جدول ۳-۱۳- مزایا، عدم مزایا و ویژگی‌های اختصاصی تکنیک‌های گوناگون MRA

تکنیک	مزایا	عدم مزایا	ویژگی‌های اختصاصی
۲D TOF	افزایش کنتراست زمینه / جریان افزایش مشاهده جریان آهسته آثار کم اشباع کاهش زمان اندازه‌گیری	کاهش SNR کاهش مشاهده جریان در صفحه حساسیت به موادی با T1 کوتاه flow voids به دلیل جریان برگشتی دیاستولیک	دریچه ECG، بهبود سیگنال جریان ورودی در حین سیستول
۳D TOF	افزایش SNR افزایش تفکیک	اشباع جریان آهسته کاهش سرکوب زمینه حساسیت به مواد با T1 کوتاه	MOTSA TONE MT اشباع
۲D PC	کاهش زمان اندازه‌گیری افزایش سرکوب زمینه کاهش آثار اشباع غیرحساس به موادی با T1 کوتاه حساس به جریان آهسته	تفکیک پروجکشن (برش ضخیم منفرد) آرتیفکت‌های دفازینگ به دلیل روی هم افتادگی عروق آلازینگ (انتخاب نامناسب VENC) نیاز به تجربه در تفسیر و مهارت کاربر	دریچه ECG: اندازه‌گیری جریان تصاویر متفاوت جریان در چرخه قلبی (تصاویر دیاستولیک و سیستولیک) VENC متعدد در طول جهت اصلی جریان به عنوان یک لوکالایزر سریع عروق استفاده می‌شود

۳D PC	کاهش آرتیفکت‌های دفازینگ افزایش SNR افزایش سرکوب زمینه غیر حساس به مواد با T1 کوتاه افزایش تفکیک	افزایش زیاد زمان اندازه‌گیری آلایزینگ (انتخاب نامناسب VENC) نیاز به تجربه و مهارت کاربر دارد
۳D CE	افزایش SNR افزایش تفکیک، FOV کاهش زمان اندازه‌گیری (قطع تنفس امکان‌پذیر است) عدم وابستگی نسبی به جریان تکنیک نسبتاً مستحکم	به زمان‌بندی بولوس نیاز دارد آرتیفکت‌های دفازینگ رخ می‌دهد به تزریق کنتراست نیاز دارد تکنیک تفکیک زمان تفریق دیجیتال کوئل‌های اختصاصی، عوامل خون (Blood Pool)

CE- MRA: نکات و ترفندها

- از یک تزریق‌کننده خودکار استفاده کنید تا تزریق CM طبق استاندارد باشد.
- اگر به تفکیک بالا نیاز دارید از بالاترین دوز ممکن CM استفاده کنید.
- نگهداشتن تنفس را با بیمار تمرین کنید.
- یک مجموعه داده‌های ۳D MRA بدون کنتراست («ماسک») پیش از تزریق بدست آورید، تا بتوانید تفریق انجام دهید.

۱۳-۳- خلاصه‌ای از مزایا و عدم مزایا در تکنیک‌های مختلف MRA

MRA، به خصوص CE MRA، یک تکنیک دینامیک است. هر روش دچار محدودیت‌ها و آرتیفکت‌هایی است، که در جدول ۱۳-۳ خلاصه شده‌اند. با هر نسل جدید از نرم‌افزار و سخت‌افزار این محدودیت‌ها کمتر و کمتر می‌شود.

MR ونوگرافی با بهبود کنتراست (MRV)

چون ماده کنتراست تزریقی T_2^* را نیز کوتاه می‌کند، یک اثر قابلیت پذیرش رخ می‌دهد. این به افت شدید سیگنال درون وریدهای همان طرف تزریق منجر می‌شود، که مانع از دستیابی MR ونوگرام‌ها با کنتراست رقیق نشده می‌شود. اگرچه، شریان‌هایی که به صورت روشن بهبود کنتراست می‌یابند از تزریق ماده کنتراستی حاصل می‌شوند که ناشی از رقیق‌شدن حجم کنتراست تزریقی در حین عبور از میان قلب و گوش خون ریوی می‌باشد، که T_2^* را طولانی می‌کند، بنابراین آرتیفکت را حداقل یا حذف می‌کند این ملاحظات به دو روش متفاوت برای انجام MRV با بهبود کنتراست می‌انجامد:

۱- MRV «غیرمستقیم»: بعد از تکمیل تصویربرداری فاز شریانی، یک دستیابی دیگر در حین فاز «وریدی» لازم است. این رهیافت را می‌توان برای وریدهای هر ناحیه استفاده کرد و عموماً برای محور اسپلنوپورتال استفاده می‌شود.

۲- MRV «مستقیم»: ماده کنتراست پیش از تزریق با سالین رقیق می‌شود (۶٪-۳٪) و MR ونوگرام‌ها در حین اولین عبور دستیابی می‌شود. این روش را فقط می‌توان برای ناحیه‌ای به کار برد که CM بعد از تزریق وریدی مستقیماً به ناحیه مورد نظر برسد (مثلاً، ارزیابی ورید اجوف فوقانی بعد از تزریق CM به هر دو اندام فوقانی).

۴-۱۳- پروتکل‌های دنباله و کاربرد بالینی

عروق اینتراکرانیا

۳D TOF MRA موثرترین تفکیک در تصویربرداری از شریان‌های اینتراکرانیا است (جدول ۴-۱۳) استنوزهای انشعابات ابتدایی حلقه ویلیس به خوبی نمایش داده می‌شود. متأسفانه این تکنیک برای ارزیابی عروق کوچک دیستال مناسب نیست. استفاده از ترکیبات Gd می‌تواند مشاهده عروق محیطی را بهتر کند، اما به هزینه افزایش کنتراست بافت‌های اطراف، کاهش کنتراست عروق، و افزایش بهبود کنتراست وریدی (شکل B ۲-۱۳). جریان کولترال را می‌توان با استفاده از پالس‌های پیش اشباع تعیین کرد، این پالس‌های پیش اشباع سیگنال ناحیه عروقی‌ای را که توسط عروق پیش اشباع شده خونرسانی می‌شوند سرکوب می‌کند. تعیین درجه تنگی‌های ورتبروبازیلار با دقت انجام می‌شود، به این وسیله استراتژی‌های درمانی (ضد انعقادها) را می‌توان پی‌گیری کرد. تنوعات آناتومیک نظیر ختم شریان ورتبرال در پوسترئور یا اینفرئور شریان سربرال یا عروق هایپوپلاستیک (شریان سربرال پوسترئور هایپوپلاستیک یافتال) به خوبی قابل مشاهده است (شکل D ۲-۱۳).

تصویربرداری تفکیک بالای ۳D TOF MRA آنوریسم‌های کوچک (کمتر از ۳mm) را با دقت بالا نمایش می‌دهد. تصاویر اصلی از مجموعه داده‌های ۳D باید به دقت بررسی شود. بازسازی MIP از زیرحجم‌ها (MIP هدف‌دار targeted MIP) نیز برای حذف عروق مزاحم مفید است. این تکنیک را همچنین می‌توان برای تعیین یک نیدوس پابرجا بعد از رادیوسرجری در مالفرماسیون‌های عروقی اینتراکرانیا استفاده کرد اما نمی‌تواند جایگزین کاتترانژیوگرافی سنتی یا سی تی آنژیوگرافی در تعیین عروق تغذیه کننده و شانت شود. گاهی ۲D PC MRA یا ۳D می‌تواند مشاهده چنین ساختارهای عروقی را بهتر کند.

MRA وریدهای اینتراکرانیا را می‌توان با چند روش انجام داد، نظیر ۲D TOF با پیش اشباع شریانی، تکنیک PC-MRA و تکنیک‌های CE-MRA. به این طریق ترومبوزهای سینوس‌های وریدی بزرگ را می‌توان نمایش داد.

جدول ۴-۱۳ پروتکل MRA برای عروق اینتراکرانیا

دنباله پالس	3D GRE	2D GRE
وزن تصویر	T1	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال
TR(ms)	۶۰-۴۰	۳۰
TE (ms)	۶-۵	۹-۵
زاویه فلیپ	۳۰-۲۰	۶۰
پهنای برش (mm)	۵۶	۲
تعداد قسمت	۶۴	۵۰

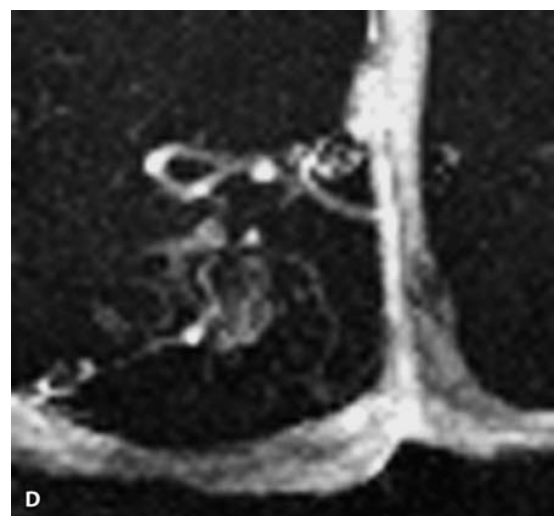
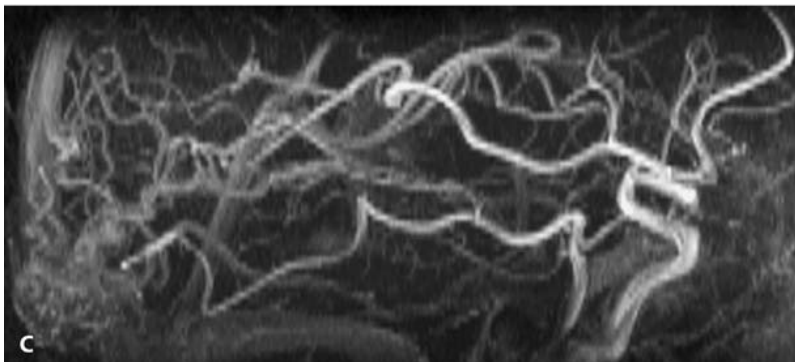
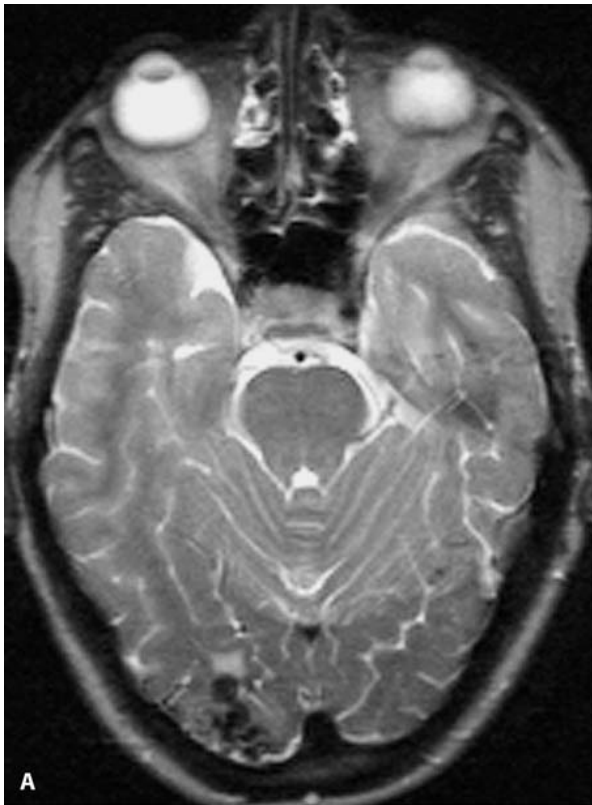
-	۰/۸- ۱	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶	۵۱۲	ماتریس
۱۸۰	۲۰۰	FOV
۷۵	۵ و ۶۲	(%) RecFOV
۱۹۵	۳۹۰	پهنای باند (Hz)
۱	۱	تعداد دستیابی

جدول ۵-۱۳ پروتکل MRA برای عروق کاروتید اکستراکرانیال

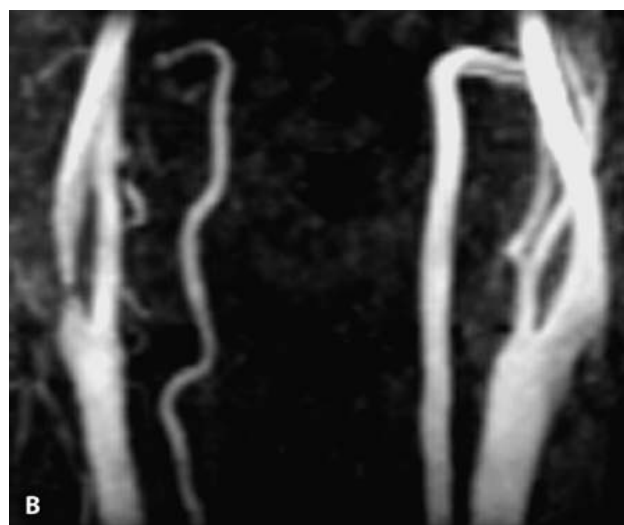
3D GRE MOTSA	3D GRE (CE)	دنباله پالس
T1	T1	وزن تصویر
آکسیال	کروئال	صفحه برش
۳۰	۴/۲	TR(ms)
۶	۱/۹	TE (ms)
۲۵	۳۵	زاویه فلیپ
۱۳۲	۵۰	پهنای برش (mm)
۱۳۲	۵۰	تعداد قسمت
۱	۱	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶	۲۵۶	ماتریس
۲۲۰	۲۶۰	FOV
۷۵	۵۰	(%) RecFOV
۳۹۰	۳۹۰	پهنای باند (Hz)
۱	۱	تعداد دستیابی

جدول ۶-۱۳ پروتکل های MRA برای شریان های آئورت، تحت ترقوه و براکیال

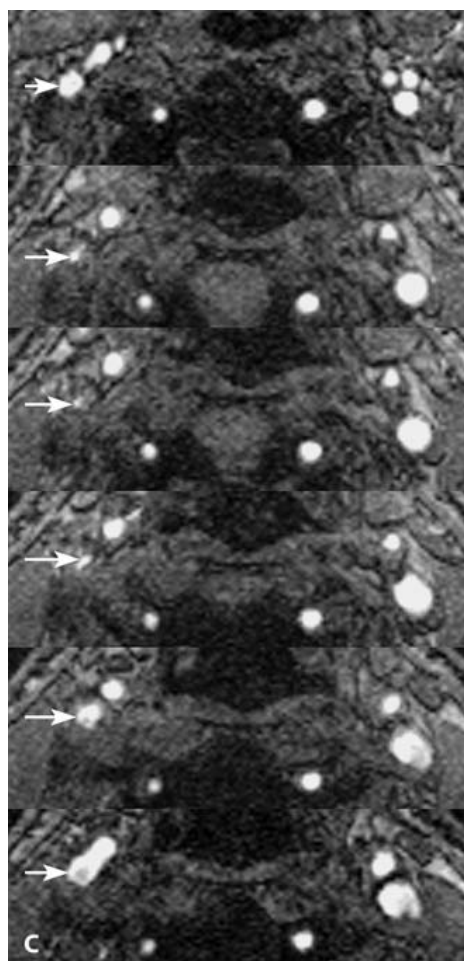
3D GRE(ip)	3D GRE	دنباله پالس
T1	T1	وزن تصویر
پارا ساجیتال	پارا ساجیتال	صفحه برش
۴/۶	۳/۸۵	TR(ms)
۱/۸	۱/۵	TE (ms)
۳۵	۳۵	زاویه فلیپ
۱۰۰	۹۰	پهنای برش (mm)
۳۲ یا ۶۴	۵۸	تعداد قسمت
۲/۳ یا ۳/۱۲	۱/۵۵	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶	۲۵۶	ماتریس
۴۰۰	۴۰۰	FOV
۷۵	۷۵	(%) RecFOV
۳۹۰	۶۵۰	پهنای باند (Hz)
۱	۱	تعداد دستیابی



شکل A-C ۲-۱۳ بیماری با یک مالفورمسیون عروقی نیمکره خلفی راست در تصویر وزن T2 معمولی (A)، چند ناحیه افت سیگنال (signal void) با شک به آسیب عروقی. بنابراین یک 3D TOF MRA با تزریق کنتراست انجام شد (B و C تصاویر MIP را نشان می دهند). MR آنژیوگرام 2D TOF برای مشاهده جریان آهسته در وریدها کافی بود (D).



شکل A-C ۱۳-۳ استنوز شریان کاروتید راست: در تصاویر CE MRA یک عدم سیگنال بدلیل دفاژینگ ناشی از جریان متلاطم مشاهده می شود (A). اگرچه، TOF MRA بهبود اندک جریان ایترالومینال را نشان داد که فقط در تصاویر آکسیال دیده می شد (پیکان در شکل C). همچنین، به کیفیت پایین تر این تصویر CE MRA (تکنیک دوز منفرد) در مقایسه با شکل ۱۳-۶A (تکنیک دوز دو برابر) توجه کنید.



دنباله‌های MRA بدون کنتراست مرسوم عبارتند از 2D TOF یا MOTSA 3D TOF از تمام شریان کاروتید، یا 3D TOF فقط از دو شاخه (جدول ۵-۱۳). به دلیل حساسیت آن به جریان آهسته، 2D TOF برای تمایز انسداد جزئی از انسداد کامل صحیح‌تر از 3D TOF است. افت سیگنال در نواحی با جریان متلاطم (turbulent) با هر دو تکنیک 2D و 3D می‌تواند رخ دهد، اما تکنیک‌های 3D نسبت به 2D ارزیابی بهتری از دو شاخه کاروتید برای هم شدت و هم طول استنوز به دست می‌دهد. تکنیک‌های MOTSA بر بسیاری از محدودیت‌های 3D TOF غلبه می‌کند اما مستعد آرتیفکت‌های حرکتی به دلیل زمان طولانی دستیابی (۱۲-۱۰ دقیقه) نسبت به 3D CE MRA (۲۵s) است (شکل B ۵-۱۳).

با CE-MRA تمام شریان‌های کاروتید و شریان‌های مهره‌ای را می‌توان تصویر کرد. تصاویر را از قوس آئورت تا قاعده جمجمه با استفاده از یک کوئل آرایه فازی گردن می‌توان به دست آورد (شکل A ۴-۱۳). چون میانگین قطر نرمال ICA تقریباً ۶mm است، مشاهده دقیق قطر باقی‌مانده تقریبی ۱/۸mm ضروری است تا اجازه آشکارشدن استنوز در ۷۰٪ قطع را بدهد. بنابراین تفکیک بالا، که زمان اسکن را بسیار فراتر از پنجره AV افزایش می‌دهد، باید استفاده شود. با این وجود، تصاویر فاز شریانی بدون آلودگی وریدی را می‌توان با استفاده از کدگذاری فاز مرکزی به همراه آشکارکردن فلوروسکوپی بولوس استفاده کرد تا پرشدن قسمت مرکزی فضای k در حین پیک شریانی پیش از شروع بهبود وریدی ژاگولار امکان‌پذیر شود، علیرغم این واقعیت که زمان‌گذار AV نوعاً فقط ۱۲s-۸s است. با استفاده از فن‌آوری مدرن، ابعاد واکسل ۱×۱×۱mm به راحتی قابل حصول است، اما در سیستم کاروتید به تفکیک بیشتری نیاز داریم. کنتراست بهینه عروقی از طریق تزریق دوز دابل با سرعت ۱-۲ml/s (شکل ۳-۱۳ و ۴-۱۳) را باهم مقایسه کنید) حاصل می‌شود. دستیابی‌ها با نگه‌داشتن تنفس مشاهده عروق قوس آئورت را بهتر می‌کند.

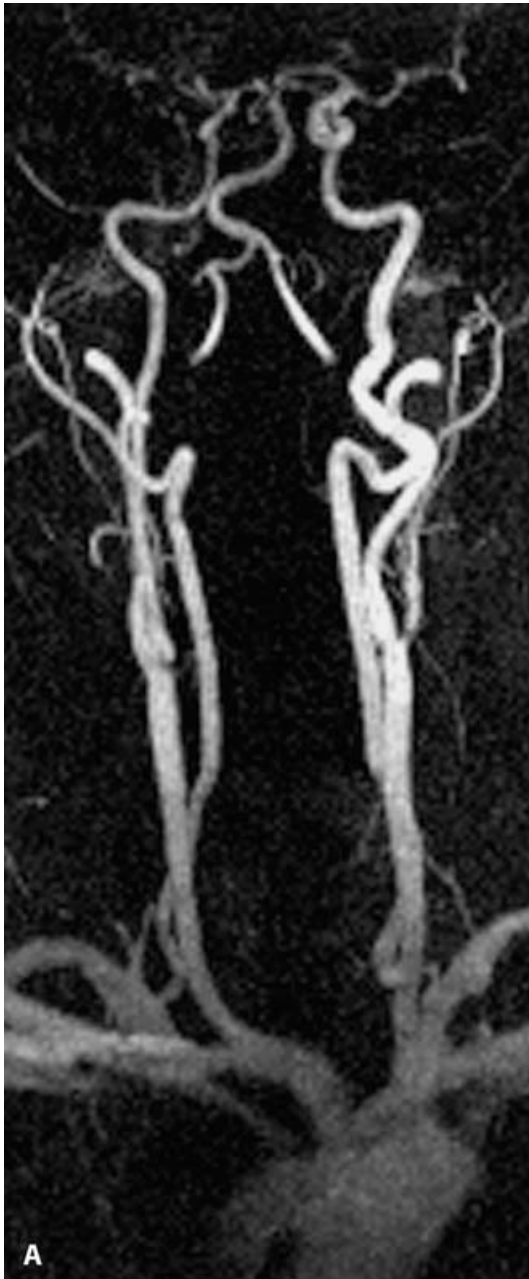
با آموزش به بیمار که در حین دستیابی 3D MRA (نوعاً کمتر از ۴۰s) بلع انجام ندهد می‌توان از آرتیفکت ناشی از بلع جلوگیری کرد.

آئورت توراسیک و شکمی، شریان‌های تحت ترقوه‌ای و بازویی

بیماری‌های مادرزادی و اکتسابی عروق قوس آئورت، آئورت توراسیک و شکمی می‌تواند به ایجاد آنوریسم، استنوز و انسداد منجر شود. همچنین اتیولوژی‌های متنوع نظیر آترواسکلروز، تروما، عفونت، تابش‌گیری، اختلالات بافت همبند، فیبرودیسپلازی و دیسکشن ممکن است دیده شود. تمام این پاتولوژی‌ها، شامل طراحی درمان و فالوآپ، به خوبی توسط CE MRA به تصویر کشیده می‌شود (جدول ۶-۱۳). زمان اندازه‌گیری را باید به هزینه تفکیک کاهش داد تا نگه‌داشتن تنفس تسهیل شود. برای تأمین اطلاعات از اسکن CE، مناسب است که دنباله زمان‌بندی یا تکنیک فلوروسکوپی 2D در صفحه‌ساجیتال انجام شود تا بتوان اطلاعاتی در مورد دیسکشن آئورتی به دست آورد (شکل A ۸-۱۳).

ارزیابی بیماری انسدادی استنوز در ناحیه تحت ترقوه‌ای یا بازویی، نظیر (thoracic outlet syndrome) با CE MRA و انجام دو اندازه‌گیری در دو وضعیت نرمال و آبداکشن بازو امکان‌پذیر است (شکل ۹-۱۳). به دلیل اثر قابلیت پذیرش ناشی از کنتراست، همیشه باید ماده کنتراست در سمت بدون نشانه تزریق شود تا از سوء تفسیر استنوز مصنوعی جائی که شریان و ورید تحت ترقوه‌ای در مجاورت یکدیگر قراردارند جلوگیری شود؛ در بیمارانی با نشانه‌های دو طرفه، تزریق در سمت راست انجام می‌شود که به

دلیل آناتومی مطلوب تر آن است: شریان‌های تحت ترقوه‌ای و پروکسیمال بازویی به یک حجم نسبتاً ضخیم (۶۰-۹۰mm) -۴۰۰mm-
(FOV=۳۵۰) در حین قطع تنفس نیاز دارد، که استفاده از تفکیک متوسط (۰/۷×۱/۵×۱/۷ mm^۳=ابعاد واکسل) را ضروری می‌سازد.
برای SNR بهتر یک کوئل آرایه فازی تنه ترجیح داده می‌شود. هنگامی که از شریان‌های تحت ترقوه‌ای و براکیال CE-MRA



شکل A-D ۴-۱۳ بیماری با تنگی کاروتید: استنوز درجه بالا (بیش از ۷۰٪) شریان داخلی راست و خارجی چپ کاروتید. با تصاویر CE MRA (تکنیک دوز دو برابر، سرعت تزریق ۳ml/s) تمام طول شریان کاروتید از قوس آئورت تا حلقه ویلیس مشاهده می‌شود (A)، در بازسازی MIP امکان می‌دهد از استنوز کاروتید در محل انشعاب (bifurcation) (C,D) پروجکشن‌های انتخابی تهیه کنیم.



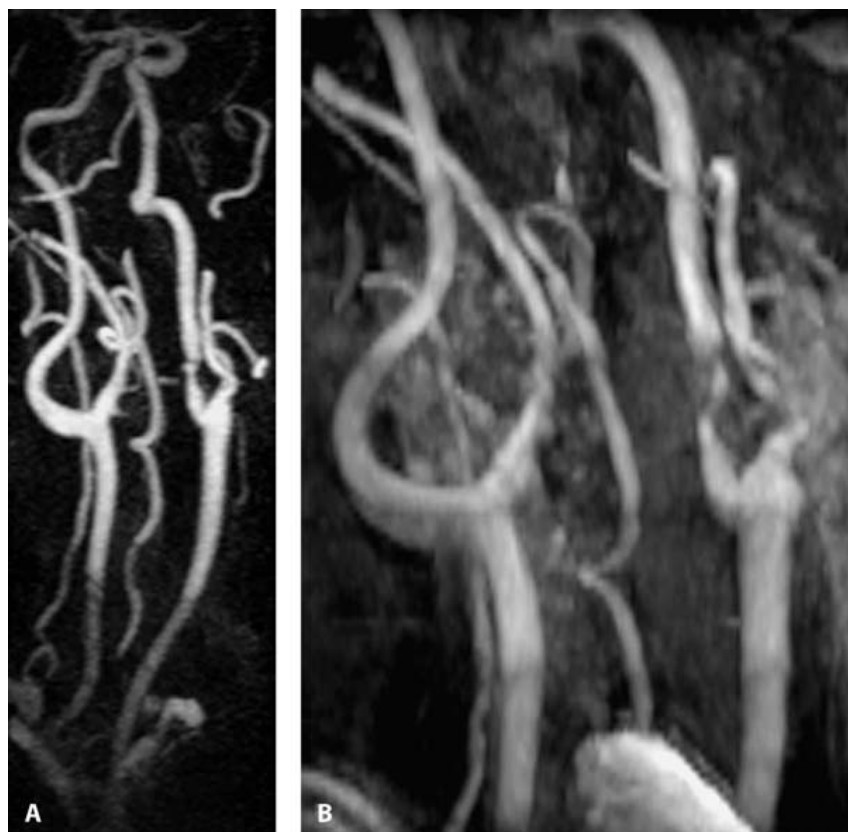
آنژیوگرافی انتخابی انجام می‌دهیم، یک کوئل قابل انعطاف wrap-around ($FOV=300\text{mm}$)، تکنیک دوز دوبل، سرعت تزریق 2ml/s یا یک کوئل تنه آرایه فازی خارج از مرکز را می‌توان استفاده کرد (شکل ۸-۱۳).

شریان‌های پالمونری

CE MRA یک CNR بالا بین خون روشن پر از کنتراست و آمبولی تاریک به دست می‌دهد. اگرچه انشعابات مرتبه پنجم تا هفتم شریان پالمونری را می‌توان مشاهده کرد، یک تشخیص قابل اعتماد از آمبولی حاد پالمونری فقط تا انشعاب مرتبه چهارم (شریان‌های سگمتال) ممکن می‌باشد. این تکنیک همچنین برای طراحی درمان و مطالعات فالوآپ در بیماری مزمن آمبولی ریوی مناسب می‌باشد. اگرچه MIP یک دید کلی از عروق پالمونری به دست می‌دهد، آمبولی‌های انسداد دهنده جزئی ممکن است کاملاً پنهان شوند. این آمبولی‌ها با مشاهده برش‌های مجزا و تهیه تصاویر MIP زیرحجمی (subvolume) و MPR بهتر مشاهده می‌شوند. در سطح ساب سگمتال، MIP ها روند مشاهده را بهتر می‌کنند (همچنین مراجعه کنید به targeted MIP در شکل ۱۱C-۱۳).

به دلیل توانایی محدود بیشتر بیماران با آمبولی ریوی در نگه‌داشتن تنفس، لازم است تفکیک را به نفع زمان کوتاه‌تری، که بیمار می‌تواند تنفس خود را نگه‌دارد، کاهش دهیم. اگرچه تشخیص آمبولی‌های کوچک ساب سگمتال غیرممکن می‌شود، با این حال،

اهمیت چنین آمبولی‌هایی نیز مورد سوال است (جدول ۷-۱۳) (شکل ۹-۱۳). هر دو ریه را می‌توان با یک دستیابی منفرد در صفحه کرونال ارزیابی کرد، اما زمان اسکن نسبتاً طولانی است. به منظور کوتاه‌کردن دستیابی، هر ریه باید به‌طور جداگانه در صفحه ساجیتال ارزیابی شود، با استفاده از تزریق‌های جداگانه یا، در بیمارانی با توانایی نگاه‌داشتن تنفس در حد معقول، می‌توان با به‌کاربردن صفحه ساجیتال، تصاویری با تفکیک بهتر به دست آورد استفاده از یک کویل آرایه فازی تنه برای تقویت SNR در عروق کوچک محیطی، جایی که محدودیت‌های تفکیک بارزتر است ترجیح داده می‌شود.



جدول ۷-۱۳ پروتکل MRA برای عروق پالمونری

3D GRE	دنباله پالس
T1	وزن تصویر
کرونال	صفحه برش
۳/۸۵	TR(ms)
۱/۵	TE (ms)
۴۰	زاویه فلیپ
۹۶	پهنای برش (mm)
۴۸	تعداد قسمت
۲	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶	ماتریس
۳۵۰	FOV

۷۵	RecFOV (%)
۶۵۰	پهنای باند (Hz)
۱	تعداد دستیابی

شکل A,B ۵-۱۳ استنوز تقریباً ۷۰٪ شریان کاروتید داخلی چپ به وسیله CE-MRA به درستی نشان داده می‌شود (A). این استنوز به وسیله TOF-MRA اندکی بیشتر تخمین زده شد (B) که به دلیل جریان متلاطم بعد از تنگی است که به عدم سیگنال منجر می‌شود. به علاوه، کیفیت تصویری TOF-MRA توسط چربی اطراف عروق کاهش می‌یابد.

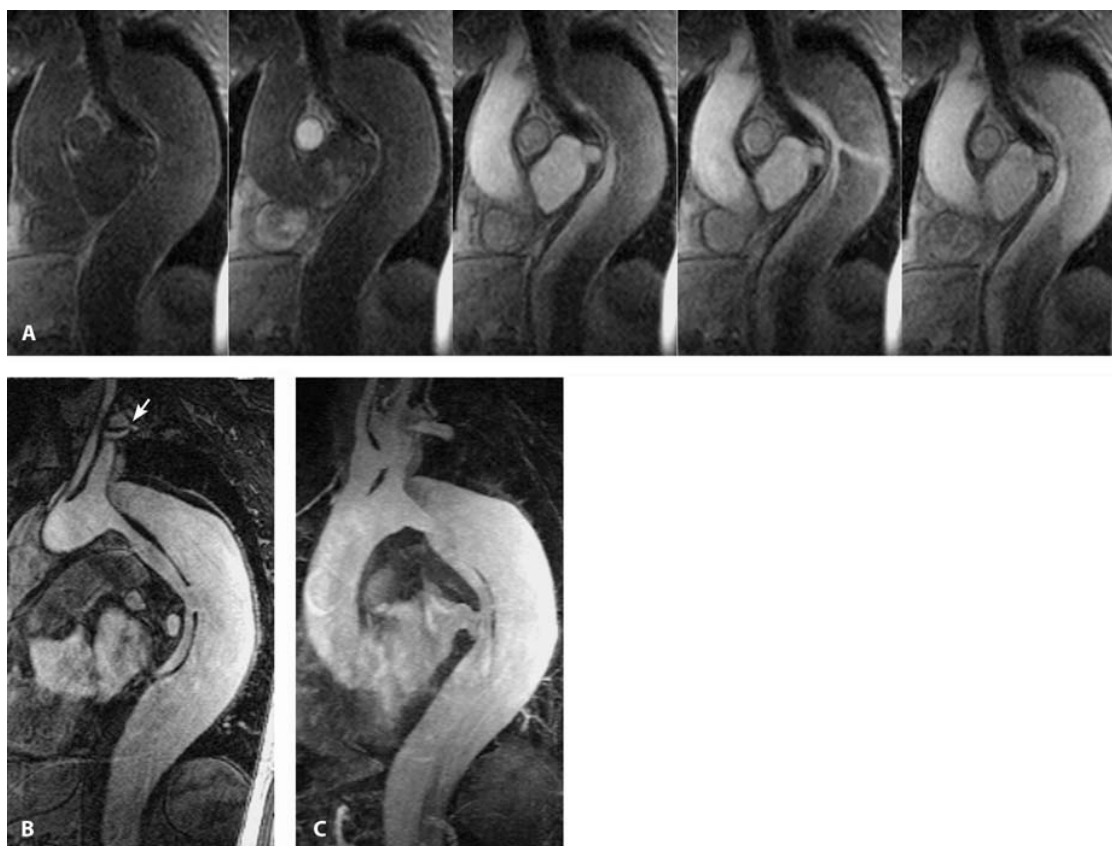
روش دیگر که اخیراً مطالعه شده است ارزیابی شریان‌های ریوی براساس کاربرد ماده کنتراست خونی یا blood pool است. تصاویر تفکیک بالا را می‌توان در حین تنفس آزاد به دست آورد، با استفاده از راه‌اندازی تنفسی یا اکوهای هدایت‌گر برای جبران آرتیفکت‌های تنفسی. اگر تصویربرداری با تفکیک بالا از شریان‌های پالمونری به طور انتخابی در حال حاضر با استفاده از اولین عبور CE-MRA به دلیل عبور سریع مویرگی و شروع سریع بهبود ویریدی نمی‌تواند انجام شود، روی هم افتادگی وریدها که در تصاویر blood pool دیده می‌شود همانند دیگر نواحی که بهبود ویریدی می‌تواند اساساً کیفیت تصویری را خراب کند، مسئله‌ساز نیست.

چون این تکنیک یک «نقشه راه» به دست می‌دهد، پاتولوژی‌های دیگر که عروق پالمونری را درگیر می‌کنند، نظیر مالفرماسیون شریانی ویریدی (AVM) (شکل ۱۰-۱۳)، استنوز یا انسداد شریان و ورید پالمونری به دلیل تومورهای برونکوژنیک، و سکوستریشن نیز می‌تواند با استفاده از این تکنیک تشخیص داده شود.

شریان‌های کلیوی و مزانتر

۳D CE-MRA با قطع تنفس از شریان‌های کلیوی با اندازه متوسط یکی از داستان‌های موفقیت‌آمیز دهه گذشته بوده است (جدول ۸-۱۳) (شکل ۱۲-۱۳). در مراکزی با دسترسی به CE-MRA با کیفیت بالا، کاترآرتریوگرافی در بیمارانی با شک به استنوز شریان کلیوی کاملاً منسوخ شده است. با یک دستیابی ۳۰S می‌توان تفکیک فضایی بالایی به دست آورد، که به ابعاد واکسلی همسانگرد $1/25\text{mm}^3$ منجر شود (شکل ۱۳-۱۳ و ۱۵-۳). اگرچه، در بسیاری از بیماران مشکوک به بیماری رنوواسکولار، بیماری کاردیوپالمونری توانایی نگه‌داشتن تنفس را محدود می‌کند، و برای زمان کوتاه‌تر اسکن، باید تفکیک پایین‌تر انجام شود.

زمان‌گذار از شریان کلیوی به وریدهای کلیوی حتی کوتاه‌تر از کاروتیدها است (تقریباً ۵-۴s)، برهم نهی سیگنال به دلیل وریدهای کلیوی (به‌خصوص در سمت چپ) با زمان‌بندی دقیق بولوس و استفاده از اسکن‌های کوتاه قطع تنفس، می‌توان از برهم نهی سیگنال وریدهای کلیوی (به‌خصوص در سمت چپ) جلوگیری کرد. به منظور بهبود SNR، یک کوئل آرایه فازی نسبت به کوئل استاندارد تنه ارجحیت دارد. یک دوز دو برابر ($0/2\text{mmol/kg}$) کفایت می‌کند و به دوز منفرد برتری دارد (شکل ۱۴-۱۳). چنانچه کیفیت بهینه تصویر حاصل شود، شریان‌های کوچک فرعی رنال را می‌توان نمایش داد، که در طراحی درمان جراحی مهم است. شریان‌های ایترارنال به درستی قابل مشاهده نیستند که به دلیل ترکیبی از محدودیت‌های تفکیک، همپوشانی وریدهای کلیوی و پارانشیم کلیوی بهبود یافته روشن است.



شکل A-C ۶-۱۳ بیماری با دیسکشن آئورت نوع B: ابتدا یک CE-MRA (0.2 mmol Gd/kg , 2 ml/s) از آئورت شکمی انجام شد (شکل A ۱۴-۱۳، MIP را نشان می‌دهد) تا از روی هم‌افتادگی سیگنال وریدی جلوگیری شود. بعد، بیمار و کوئل تغییر وضعیت داده می‌شوند تا آئورت توراسیک ارزیابی شود. دنباله BAT (زمان رسیدن بولوس Bolus Arrival Time) در جهت ساجیتال به دست آمد (A) (که اغلب یک نمای قطع cut view از غشاء دیسکشن به دست می‌دهد). در این مورد، فوران ماده کنتراست به داخل لومن کاذب به خوبی آشکار شد. (تصاویر 3D CE MRA از آئورت توراسیک به دست آمد 0.1 mmol Gd/kg). فلپ دیسکشن را در تصاویر اصلی مجموعه داده‌های 3D CE MRA (B) بهتر از تصاویر MIP (C) ارزیابی می‌شود.

اگرچه شدت تنگی شریان کلیوی با مشاهده ارزیابی می‌شود، علائم ثانویه نظیر کاهش شدت نفروگرام کنتراست، و کلیه‌های کوچک شده ارزشمند هستند. ارزیابی سرعت جریان در شریان‌های کلیوی با استفاده از یک دستیابی دریچه قلبی 2D PC مزایای زیادی در تعیین مناسب بودن ریواسکولارایزیشن و پاسخ به درمان ارائه می‌دهد. روش دیگر استفاده از 3D PCA است.

استنت‌های متداول شریان‌های کلیوی آرتیفکت قابلیت پذیرش گسترده‌ای می‌دهد که مانع از ارزیابی لومن عروقی درون استنت می‌شود، در چنین شرایطی استفاده از حداقل TE و زوایای بسیار بزرگ فلیپ (70°) ضروری می‌باشد، استنت‌های ساخته شده از پلاتین که آرتیفکت کمی می‌دهند تحت بررسی می‌باشد.

شریان‌های مزانتریک نیز ابعادی متوسط دارند که به طور ایده‌آل با CE MRA ارزیابی می‌شوند. اکنون CE MRA تصویربرداری انتخابی برای ارزیابی بیماران مشکوک به ایسکمی مزمن مزانتریک می‌باشد (جدول ۸-۱۳) (شکل ۱۲-۱۳).

جدول ۸-۱۳ پروتکل MRA برای شریان‌های کلیوی و مزانتری

دنباله پالس	3D GRE
-------------	--------

T1	وزن تصویر
کرونال	صفحه برش
۳/۸۵	TR(ms)
۱/۵	TE (ms)
۳۵	زاویه فلیپ
۷۰	پهنای برش (mm)
۳۶	تعداد قسمت
۱/۲۵	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶۶	ماتریس
۳۲۰	FOV
۷۵	(%) RecFOV
۶۵۰	پهنای باند (Hz)
۱	تعداد دستیابی

عروق اندام‌های تحتانی

شریان‌های لگن، ران، ساق و پا

TOF MRA

اگرچه CE MRA در بیشتر کاربردها جایگزین TOF MRA شده است، برای ارزیابی شریان‌های اندام تحتانی TOF MRA یک تکنیک مفید است (جدول ۹-۱۳). نتایج بهتر در شریان‌های نسبتاً مستقیم ران و ساق به دست آمده است، جاییکه حساسیت TOF MRA به جریان آهسته دارای مزایای اساسی است. اما، مسئله اصلی تکنیک‌های in flow زمان‌های طولانی غیرقابل قبول آزمون است. به علاوه، علیرغم رایج شدن فن‌آوری گردان سریع که زمان‌های کوتاه اسکن را سبب می‌شوند (ثانویه به TRهای کوتاه)، این راه‌کار سریع اسکن کردن را نمی‌توان به کاربرد چون لازم است یک TR نسبتاً بلند بیش از ۳۰ms را برای بیشینه‌کردن آثار in flow به کار برد. بنابراین، TOF MRA، اگرچه صحیح است، اما به دلیل زمان طولانی اسکن بسیار ناکارآمد است، محدودیتی که به راحتی نمی‌توان به آن غلبه کرد. در نتیجه در بسیاری از مراکز، TOF MRA فقط به ارزیابی شریان‌های calf و ساق پا محدود می‌شود، جایی که CE-MRA در برخی موارد زیر بهینه باشد و جایی که عروق پنهانی (یعنی عروقی که با DSA متداول مشاهده نشده‌اند که روی آن‌ها گرافت‌های بای پس می‌تواند قرارداد شود) را می‌توان تشخیص داد.

جدول ۹-۱۳ پارامترهای تصویربرداری MR برای شریان‌های ایلپاک، فمورال و ساق پا

دنباله پالس	3D GRE	3D GRE HR	2D FL PC	2D FL TOF
وزن تصویر	T1	T1	PD	T1
صفحه برش	کرونال	کرونال	کرونال	آکسیال
TR(ms)	۳/۸۵	۴/۵۷	۸۳	۸
TE (ms)	۱/۵	۱/۹۵	۹	۵
زاویه فلیپ	۳۵	۳۵	۱۱	۳۰

۳	۸۰	۷۰	۹۰	پهنای برش (mm)
۱۶۰		۷۰	۵۸	تعداد قسمت
۲		۱	۱/۵۵	ضخامت موثر (mm)
۲۵۶	۵۱۲	۵۱۲	۲۵۶	ماتریس
۲۷۰	۴۰۰	۴۰۰	۲۵۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	(%) RecFOV
		۶۵۰	۶۵۰	پهنای باند (Hz)
۱	۱	۱	۱	تعداد دستیابی

PC MRA

PC MRA برش کروئال را با استفاده از یک FOV بزرگتر در طول جهت جریان امکان پذیر می سازد. اگرچه زمان های اسکن D₃ PCA طولانی است، یک گرادیان منفرد کدگذار جریان (به جای سه گرادیان مرسوم) را می توان در جهت سر-پا به کاربرد به خاطر جهت غالب کرانیوکودال جریان در شریان های محیطی، که اساساً زمان اسکن را کاهش می دهد (تکنیک ۲D). با این حال، چون چندین سرعت در میدان تصویربرداری وجود دارد، برای تصویربرداری بهینه، باید گرادیان های متعدد Venc به کار رود. به دلیل مشکل در انتخاب مناسب venc و نیز موفقیت CE MRA از این تکنیک کمتر استفاده می شود.

CE MRA

CE MRA را می توان به صورت یک آزمون مکانی منفرد انجام داد، در نتیجه با استفاده از تزریق های متوالی برای هر مکان، می توان اسکن های متوالی را در مکان های مختلف تصویربرداری انجام داد، یا می توان از روش تخت متحرک استفاده کرد که تصویربرداری در مکان های متوالی را در حین یک تزریق منفرد امکان پذیر می کند.

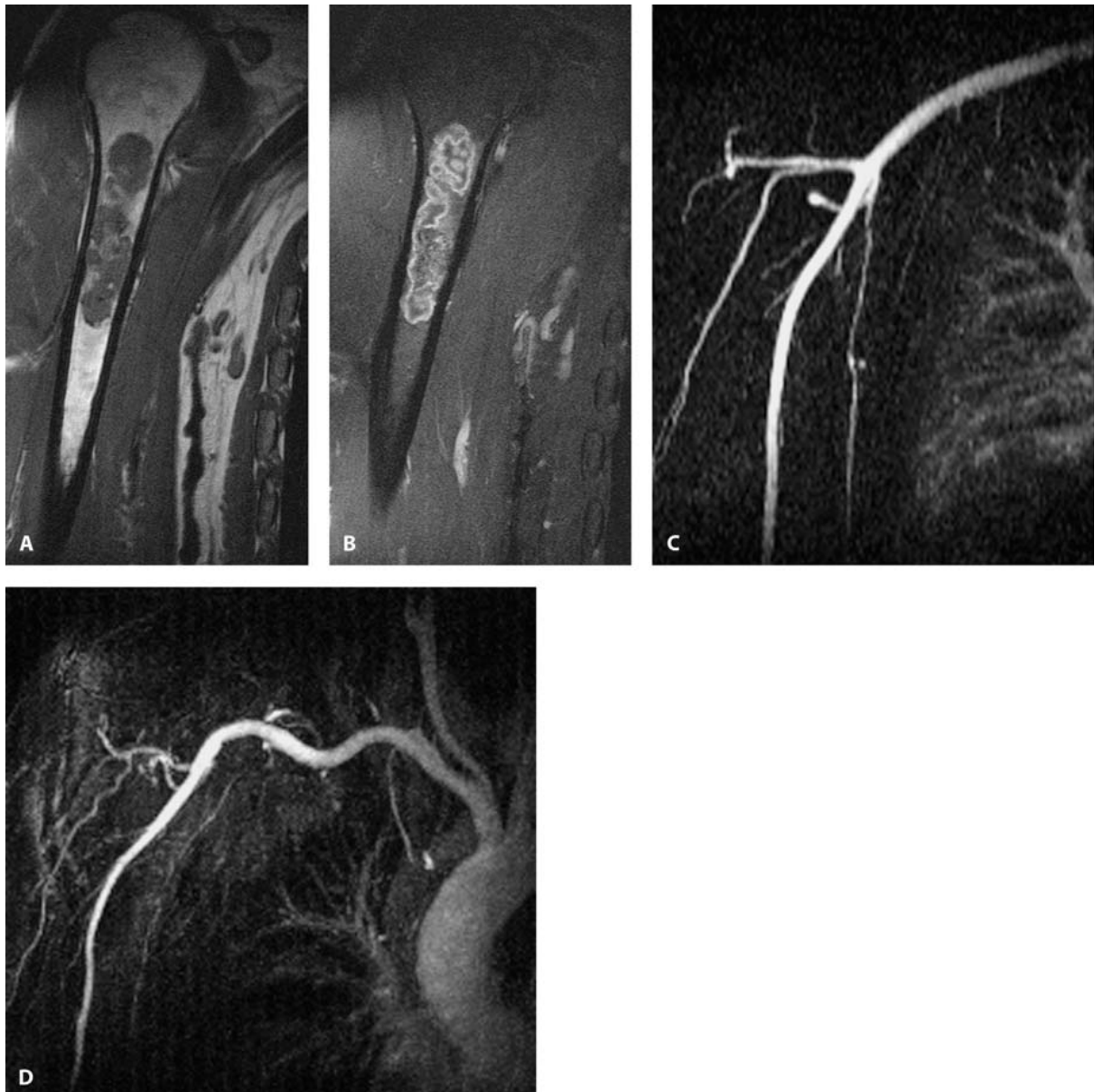


شکل A-D ۷-۱۳ بیماری با سندرم Thoracic Outlet: استنوز متوسط شریان تحت ترقوه‌ای چپ به خوبی هنگامی که بازوها در حین دومین اندازه‌گیری CE MRA بالا آورده می‌شود (B,D) ارزیابی می‌گردد. دوز پیشینه CM (0.3 mmol/kg) برای هر دو اندازه‌گیری CE MRA به دو سرعت تقسیم شد (0.15 mmol/kg) برای وضعیت نرمال (A,C) و بالا آوردن بازوها (B, D) با پارامترهای یکسان. زمان اندازه‌گیری برای تکنیک CE MRA کاروتید حدود ۵۰٪ طولانی‌تر بود. بنابراین، کمی همپوشانی وریدی مشاهده شد.

MRA مکان منفرد single- location

۵۰-۶۰، در ناحیه FOV cm بالا را می‌توان به دست آورد. تصاویر با یک SNR تصاویر تفکیک بالا با CE MRA با استفاده از آناتومیک هدف، با استفاده از یک روش استاندارد به دست می‌آید. زمان تأخیر اسکن را می‌توان با استفاده از یک بولوس آزمایشی یا

ترجیحاً، یک تکنیک فلورسکوپی به دست آورد.

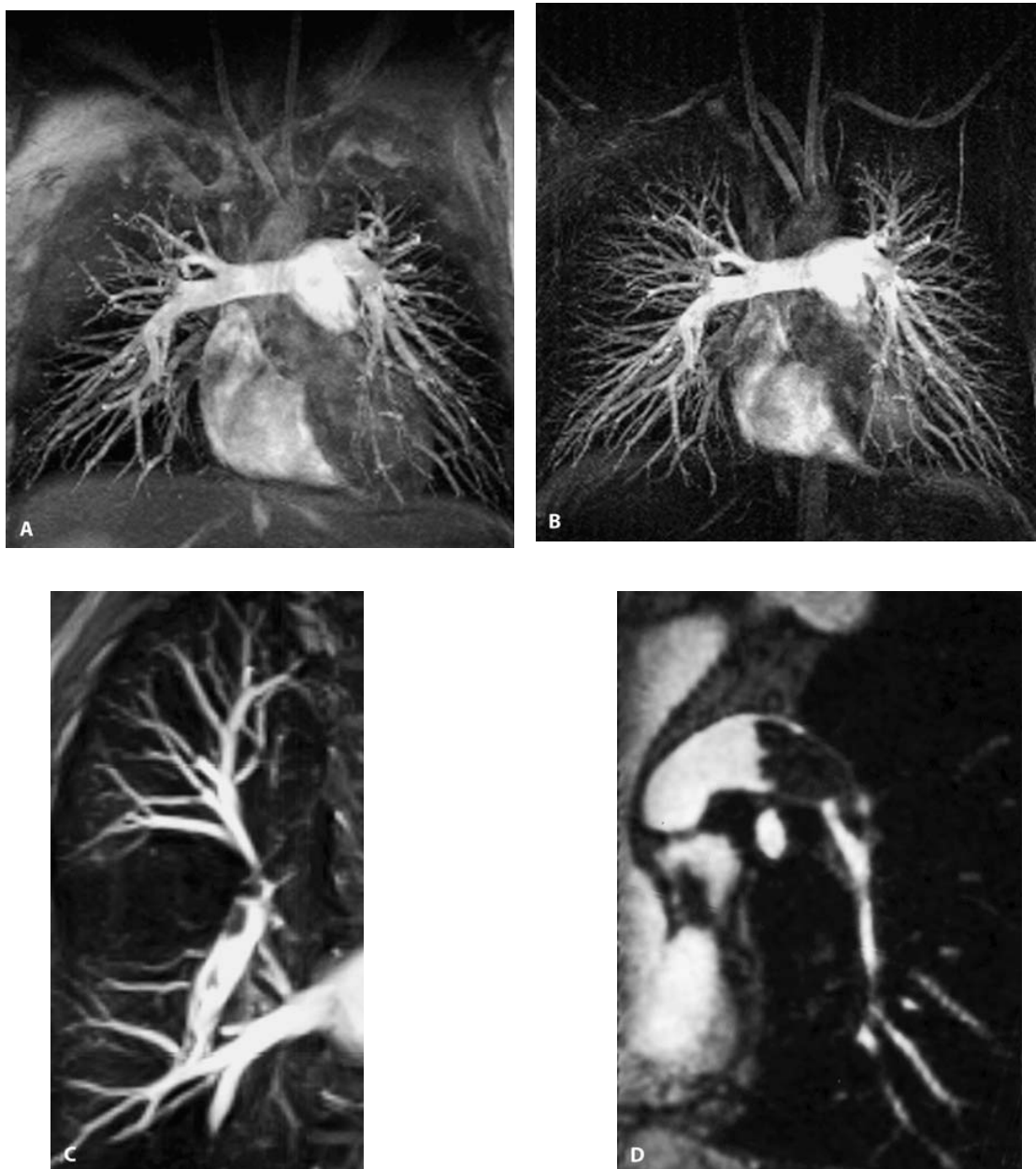


شکل A-D ۸-۱۳. اینفارکشن استخوان در پروکسیمال بازو که در تصاویر وزن T₁ قبل (A) و بعد از CM (B؛ همراه با اشباع چربی) آشکار شد. CE-MRA با استفاده از یک کویل قابل انعطاف wrap-around انجام گرفت (C, D). مالفرماسیون عروقی توسط CE MRA رد شد. D یافته‌های نرمال شریان‌های تحت ترقوه‌ای و براکیال (۰/۲ mmol Gd/kg). توجه کنید که کویل آرایه فازی تصویر بهتری از انشعابات آئورت به دست می‌دهد (شکل ۹-۱۳).

MRA چند مکانی، چند تزریقی

محدودیت پوشش فضایی ضعیف در جهت سر-پا (نیاز به پوشش یک فاصله بیش از ۱۰۰cm در مقایسه با یک بیشینه مجاز FOV ۵۰cm < در تمام اسکنرهای تجاری) ابتدا با انجام تصویربرداری متوالی شریان‌های لگن، ران‌ها و ساق‌ها با تزریق‌های جداگانه مقابله شد. اما، سیگنال زمینه و وریدی از تزریق‌های قبلی مانع از ارزیابی شریان‌های ران و به خصوص ساق می‌شود. جهت استفاده از این روش، تزریق ۰/۱mmol/kg در هر کدام از این سه اندازه‌گیری توصیه می‌شود، با کویل آرایه فازی تنه در صورت امکان (وضعیت کویل باید دوبار تغییر کند) چون SNR بالاتر می‌دهد.

عروق دیستال کف پا را می‌توان یا با یک TOF MRA پیش از CE MRA اندازه‌گیری کرد یا با یک اندازه‌گیری جداگانه CE MRA با حداقل 0.2 mmol/kg که تصاویر تفکیک بالا را امکان‌پذیر می‌کند. در هر دو تکنیک از کوئل سر استفاده می‌شود. ارزیابی شریان‌های پا ممکن است در همه بیماران ضروری نباشد، اما در هنگامی که جراحی بای پس دیستال انجام می‌شود اهمیت دارد.



شکل A-D ۹-۱۳ CE MRA از شریان‌های نرمال پالمونری با زمان‌بندی بهینه بولوس (A, B: 0.3 mmol/kg , 3 ml/s). توجه کنید که MIP از مجموعه داده‌های تفریق نشده (A) عروق پیرامونی کمتری را از MIP داده‌های تفریق شده (B) نشان می‌دهد. تکنیک MRA تفریق شده به دلیل حذف ساختارهای زمینه کیفیت تصویر را افزایش می‌دهد. تصویر MIP هدف‌دار و تصویر MPR از یک بیمار دیگر آمبولی‌های متعددی را درون شریان لب تحتانی راست (C) و یک آمبولی بزرگ را در شریان اصلی پالمونری چپ (D) نشان می‌دهد.

MRA با تخت متحرک

اخیراً، با استفاده از راه کار تخت متحرک با انتقال سریع تخت بین اسکن های متوالی سانتر شده روی لگن، ران ها، و ساق ها همراه با یک تزریق منفرد کنتراست، محدودیت پوشش فضایی حل شده است. چون زمان اسکن برای سه اسکن متوالی ۳D طولانی تر از زمان گذار از آئورت به وریدهای ران و ساق است، چند مصالحه باید انجام شود تا از اتمام تصویربرداری پیش از شروع بهبود وریدی در ایستگاه دوم و سوم مطمئن شویم. برای مثال، سرعت تزریق کنتراست باید کاسته شود (که کاهش SNR را در پی دارد) به دلیل زمان طولانی اسکن، و بنابراین کوئل های آرایه فازی که SNR را تقویت می کند در صورت امکان باید استفاده شود. یک ماسک پیش کنتراست می تواند بر بعضی محدودیت های سرعت پایین تر تزریق غلبه کند که این کار با حذف سیگنال چربی از تصویر بعد از تفریق تصاویر پیش کنتراست انجام می شود.

این فن آوری فقط اخیراً در طراحی سیستم های MR اضافه شده، و توسعه بیشتر آن ضروری است. با این وجود، نتایج CE ۳D MRA در مقایسه با DSA، بدون توجه به تکنیک مورد استفاده عالی است.

در ارزیابی شریان های ایلیاک، نگه داشتن تنفس کاملاً ضروری نیست، اما چون همراه با بیماری عروق محیطی کراراً استنوز شریان کلیوی نیز وجود دارد، در صورت امکان حجم قطعه باید شریان های کلیوی را نیز دربرگیرد، و در این صورت نگه داشتن تنفس ضروری می باشد. حجم های ۳D ضخیم (تقریباً ۱۰۰-۶۰ mm) در جهت کروئال برای ناحیه ایلیاک لازم است که به دلیل مسیر سطحی ایلیاک در بین آن ها می باشد. ضخامت این قسمت به طور بهینه ۱/۵ mm برای ایلیاک با یک ماتریس ۲۵۶ (در جهت کدگذاری فرکانس) کفایت می کند. اگرچه، استفاده از ماتریس ۲۵۶ تفکیک را در جهت سر-پا دو برابر می کند بدون افزایش زمان اسکن، و اندکی کاهش SNR و کمی افزایش زمان اکو.

برای ارزیابی ران ها، می توان از پارامترهای مشابه با شریان های لگن استفاده کرد، اما به دلیل اندازه کوچکتر عروق، تفکیک بالاتر ترجیح داده می شود.

برای ارزیابی شریان های calf، به دلیل اندازه کوچکتر شریان های ساق تفکیک بالاتر ضروری است.

نقش تصویربرداری دو بعدی

اگرچه تکنیک ۳D توسط بیشتر مؤلفین مورد استفاده قرار گرفته است، تصویربرداری ۲D با بهبود کنتراست (با استفاده از تفریق در صورت امکان) مزایای زیادی از نظر تفکیک زمانی ارائه می کند. MR DSA ۲D CE MRA دینامیک از ساق و کف پا (MR DSA) نسبت به ۲D TOF MRA برتری دارد. برخی مؤلفین استفاده از تکنیک های مخلوط ۲D / ۳D را توصیه می کنند.

شریان های ساق و کف پا

نوعاً آرتیفکت حرکتی در این ناحیه رخ نمی دهد. روی هم افتادگی وریدی ممکن است رخ دهد به خصوص در موارد شانت های AV، اما زمان دستیابی با استفاده از کدگذاری فاز مرکزی یا بیضوی-مرکزی (همراه با آشکارسازی بولوس) ممکن است طولانی

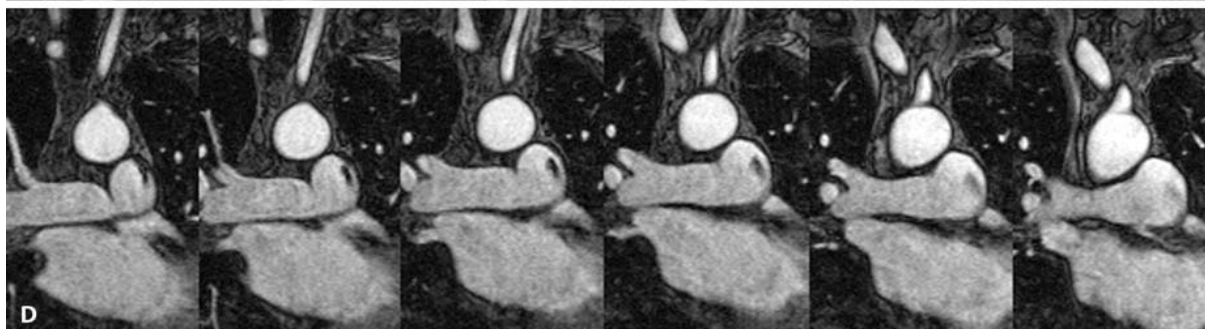
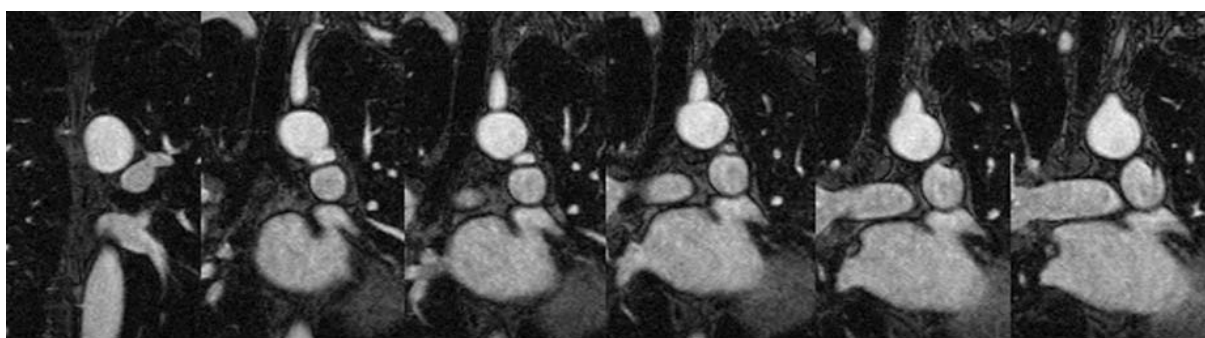
شود، این روش کدگذاری (یا روش پرشدن فضای k) تفکیک فضایی را افزایش می‌دهد، که یک عامل مهم به حساب می‌آید چون قطر سه شریان اصلی ساق پا بین 1mm تا 3mm متغیر است. بنابراین ابعاد واکسل در تمام سه جهت باید برای تفکیک فضایی 1mm تنظیم شود تا نتایج بهینه حاصل شود. برای جبران کاهش SNR در نتیجه ابعاد کوچک واکسل، استفاده از کوئل‌های سطحی مشابه با کوئل‌های آرایه فازی مورد نیاز است. شریان‌های دورتر در کف پا را می‌توان با یک اسکن دیگر ارزیابی کرد، در صورت امکان با یک تکنیک 2D پیش از اسکن تخت متحرک به بهترین شکل انجام می‌شود، یا با دوز منفرد (0.1mmol/kg) یا دوز دوبل (0.2mmol/kg). یک تفکیک فضایی در صفحه $1 \times 1\text{mm}$ برای یک اسکن 2D (ضخامت برش $100\text{--}60\text{mm}$) یا $1 \times 1 \times 1\text{mm}$ اگر اسکن 3D استفاده می‌شود.

شکل ۱۰-۱۳ MIP ساجیتال یک مالفرماسیون AV پالمونری را در لب تحتانی راست نشان می‌دهد. این تصویر در صفحه ساجیتال با یک دوز منفرد (0.1mmol Gd/kg) به دست آمده است.

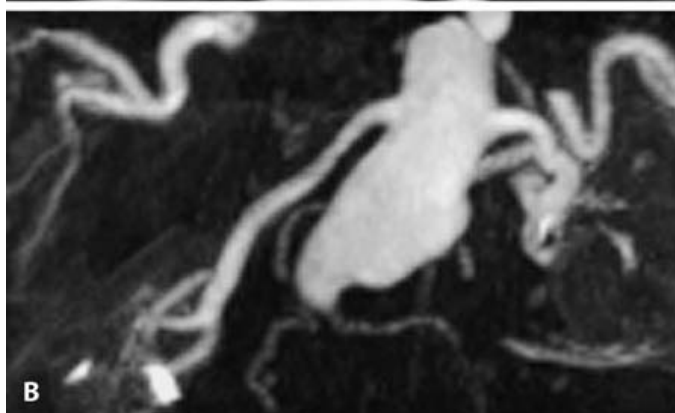
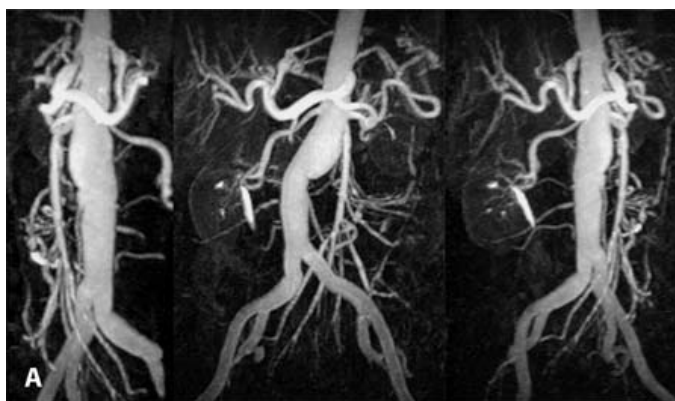


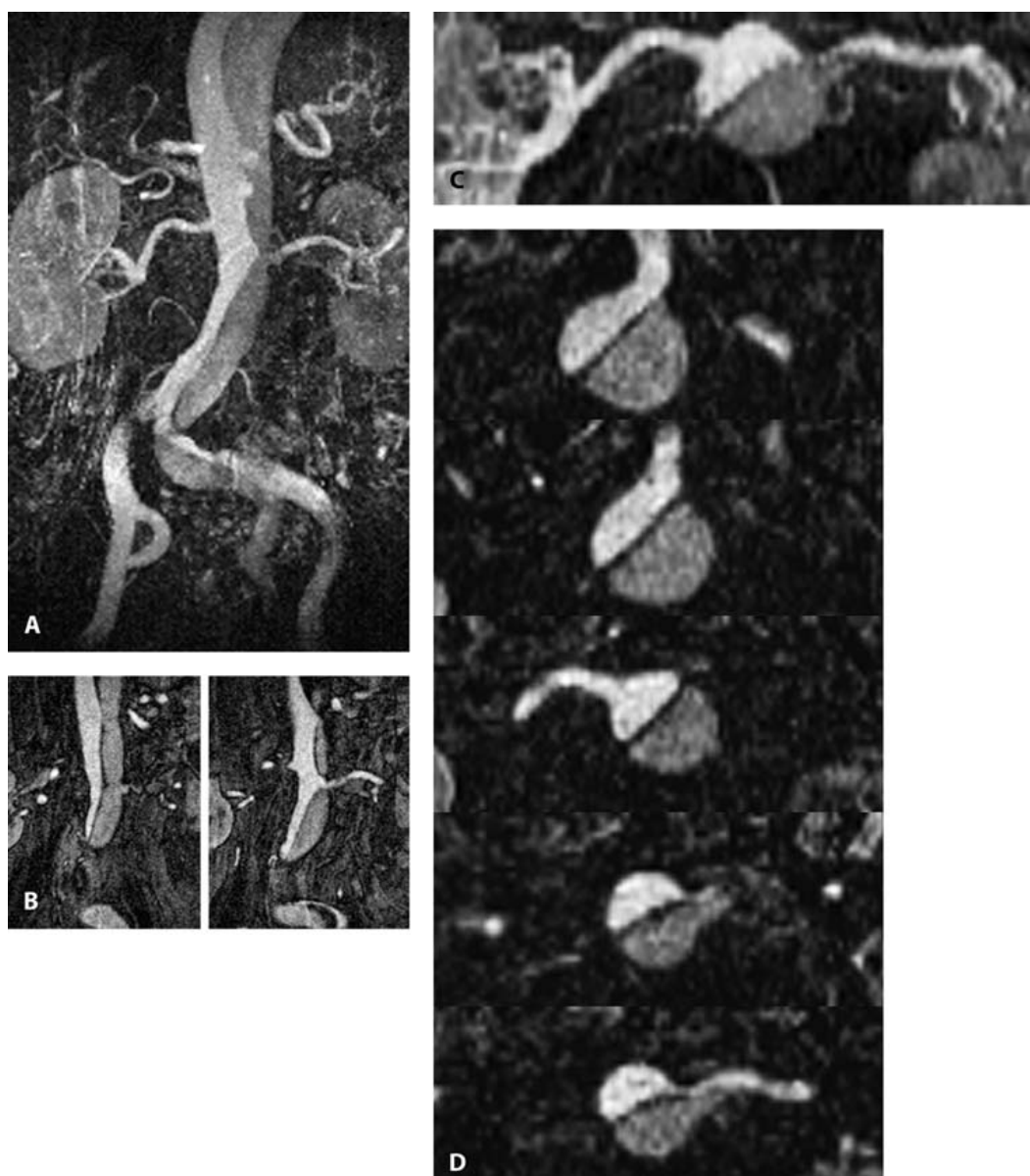


شکل A-D ۱۱-۱۳ این مطالعه برای ارزیابی احتمال یک patent ductus arteriosus انجام شد. هیچ پاتولوژی در تصاویر MIP دوران داده شده (rotated MIP) مشاهده نشد (A, B) - یک چیش از MIP هدفدار انجام شد اما همچنان نرمال بود (C). همچنین توجه کنید که عروق کوچک محیطی ریه را می توان با این روش به خوبی نمایش داد. با این حال، باز ساخت مالتی پلانار (MPR) از داده های اصلی عمود بر جریان اصلی پالمونری حضور پاتولوژی را نشان داد: عدم سیگنال ناشی از آثار قوی دفازینگ (پیکان) نشان دهنده فوران جریان از قوس آورت به تنه اصلی پالمونری است (D). تکنیک: mmol Gd/kg ۰/۲، با سرعت تزریق ۳ml/s، کوئل آرایه فازی.

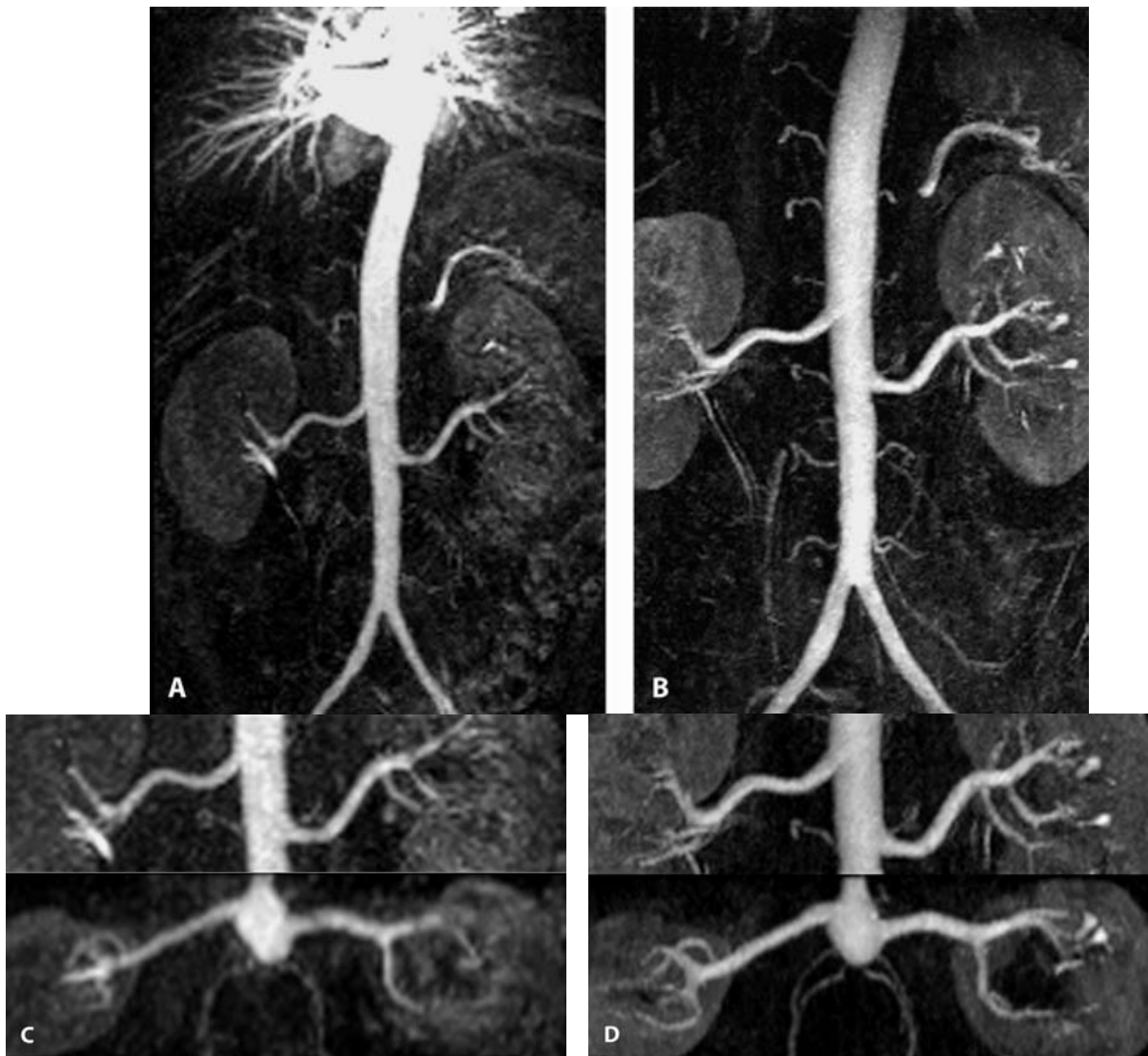


شکل A, B ۱۲-۱۳ بیماری با یک چین خوردگی آنورت و یک آنوریسم کوچک زیر کلیه، برای مشاهده تمام عروق مزانتیری تزریق دوز دوبل Gd (سرعت تزریق ۲ml/s) ضروری است. گاهی MIP از تمام حجم اطلاعات سردرگم کننده ای می دهد (A)، و بنابراین MIP های انتخابی (selective MIPs) مفید می باشد (B). استنوز شریان سلیاک (پیکان) و شریان های نرمال ولی بلند رنال با MIP های انتخابی به خوبی تشخیص داده می شود.

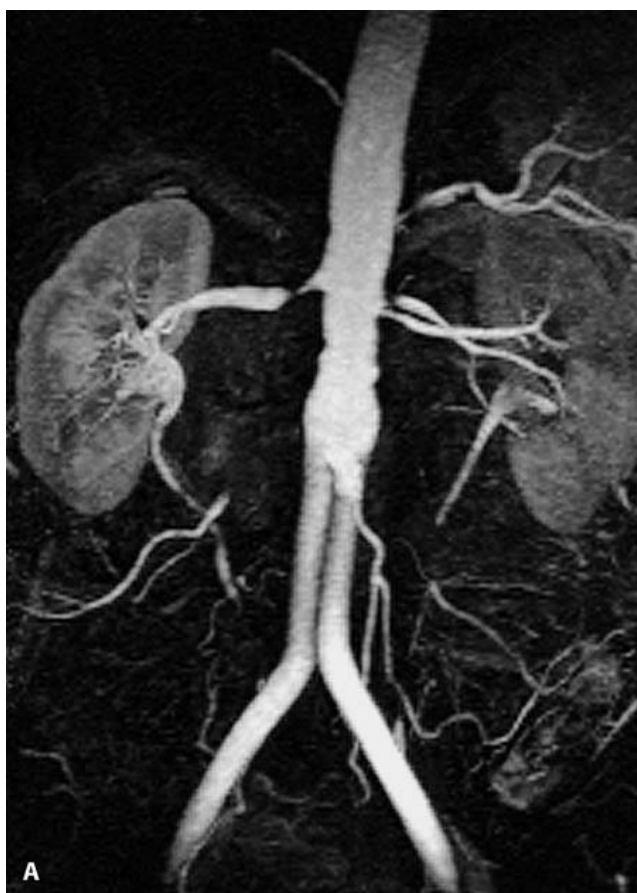




شکل ۱۳-۱۳ A-D غشاء دیسکشن نشان داده شده در شکل ۸-۱۳ به درون شریان‌های ایلیاک توسعه یافته است. تصاویر با تفکیک بالا برای نشان دادن اینکه دیسکشن شریان‌های رنال را درگیر کرده است ضروری می‌باشد، که به استنوز منجر می‌شود. کروئال MIP (A) و تصاویر اصلی (source) مشکوک به استنوز شریان کلیوی چپ است. این یافته‌ها توسط MIP انتخابی با دوران آکسیال (C) و تصاویر MPR (D) اثبات می‌شود.



شکل A-D-۳ مطالعات CE MRA از شریان‌های کلیوی: مقایسه اندازه‌گیری‌های کوئل استاندارد تنه با کوئل آرایه فازی تنه در یک بیمار با دوز یکسان (دوز دوبل) ماده کنتراست. یک FOV بزرگتر (500mm) را می‌توان با استفاده از کوئل استاندارد تنه به دست آورد اما به هزینه کاهش تفکیک و کاهش (A, C) SNR. شاخه‌های کوچکتر عروق محیطی را فقط با کوئل آرایه فازی می‌توان مشاهده کرد (B, D). همچنین به وضوح لبه‌های عروق در D در مقایسه با C توجه کنید.



شکل A, B, ۱۵-۱۳ دوز دوبل Gd و تکنیک تفکیک بالا امکان می دهد تصاویری با کیفیت بالا از شریان های کلیوی به دست آید. استنوز درجه بالای شریان کلیوی راست همراه با اشباع بعد از استنوز در تصاویر MIP آکسیال (B) مشاهده می شود، به شرط آنکه تفکیک بالا و ضخامت برش کمتر از ۱/۵mm انتخاب شود. اما این تکنیک فقط برای بیمارانی مناسب است که توانایی نگهداشتن تنفس را دارند. علاوه بر آن استنوز شریان اصلی کلیه چپ و شریان فرعی کلیه چپ نیز به خوبی تصویر شده است.

۱۴ قفسه سینه

به طور سنتی، MRI از قفسه سینه به دلیل آرتیفکت‌های حرکتی ریه‌ها و قلب و تعداد کم پروتون‌ها محدودیت دارد. به علاوه، آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش ناشی از هوا یک عامل محدودکننده است. اخیراً توسعه دنباله‌های سریع (نگه‌داشتن تنفس) و معرفی مواد کنتراست و مکانیسم‌های جدید، سبب شده است که MRI از قفسه سینه در گستره رو به رشدی از پاتولوژی‌ها به‌کارگرفته شود. در این فصل، الزامات تکنیکی و پارامترهای تصویربرداری را بحث می‌کنیم.

۱-۱۴- نیازهای تکنیکی

کوئل‌ها، وضعیت و صفحات برش

تصویربرداری MR از قفسه سینه به وضعیت قرارگیری کوئل‌های رادیو فرکانس (RF) در نزدیکی بدن متکی است. این نیازمند طراحی پیشرفته کوئل است، که باید هم اندازه و هم شکل بدن همچنین تغییر قطر ناشی از تنفس را به حساب آورد. یعنی کوئل‌ها باید حداقل از دو قسمت ساخته شوند و یا قابل انعطاف باشند. بنابراین بیشتر کوئل‌ها از طراحی آرایه فازی استفاده می‌کنند، به جز اینکه بعضی تعدیلات (نظیر کوئل‌های wrap-around) نیز استفاده می‌شود. به علاوه، تصویربرداری تفکیک بالا از جدار قفسه سینه نیازمند استفاده از کوئل‌های سطحی، مانند کوئل ستون فقرات، یا کاربرد انتخابی آرایه‌های فردی کوئل تنه آرایه فازی است.

در MRI، تصاویر آکسیال همچنان مفید هستند به خصوص هنگام مقایسه با CT. با این حال تصاویر کروئال دارای یک مزیت عمده است از این جهت که تمام قفسه سینه را پوشش می‌دهد و می‌تواند جزئیات ساختارهایی نظیر دیافراگم را با وضوح بیشتری نمایش دهد. در احتمال درگیری جدار قفسه سینه باید به سطوح ساجیتال نگاه شود، و در توده‌های سوپریور سالکاس نیز که احتمال درگیری شبکه بازویی و عروقی وجود دارد چنین است.

به طور کلی بیمار در وضعیت سوپاین قرار داده می‌شود و از سر وارد اسکنر MR می‌شود. در بیشتر موارد، از بیمار خواسته می‌شود که بازوها را در کنار بدن نگه دارد. اما در تصویربرداری تفکیک بالا از مدیاستن یا عروق خونی، معمولاً بهتر است بازوها در بالای سر قرارگیرد چون آرتیفکت‌های wrap-around را کاهش می‌دهد.

عوامل موثر بر کیفیت تصویر

مشاهده پارانشیم نرمال ریه با استفاده از MRI بی‌نهایت مشکل است. تفکیک فضایی در MRI ذاتاً پایین‌تر از CT است، CT اسپیرال با تفکیک بالا، یا CT مالتی اسلایس، به طور کلی به عنوان استاندارد طلایی برای مشاهده مورفولوژی پارانشیم ریوی پذیرفته شده است. CT نتایجی عالی با واکسل‌های همسانگرد در ۱mm به دست می‌دهد.

به منظور به دست آوردن تصاویری با کیفیت تشخیصی مطلوب از قفسه سینه لازم است چند چالش تکنیکی مورد ملاحظه قرارگیرد، که در پاراگراف‌های بعدی آن‌ها را بحث می‌کنیم.

افت سیگنال به دلیل حرکت فیزیولوژیک

حرکات فیزیولوژیک از چند جا ناشی می‌شود. مهم‌ترین آن‌ها عبارتند از: (۱) ریه‌ها، (۲) قلب و عروق خونی بزرگ، و (۳) حرکت خون.

حرکت تنفسی

حرکت تنفسی روی کیفیت تصویر MRI از قفسه سینه مهمترین تأثیر را دارد. این حرکت سبب محوشدگی، از دست رفتن جزئیات و کاهش تفکیک می‌شود. ساده‌ترین تکنیک که در کاهش آرتیفکت حرکتی بسیار موثر است تصویربرداری با نگه داشتن تنفس است. این نیازمند دنباله‌هایی با زمان دستیابی کمتر از ۳۰s است. برای این منظور دنباله‌هایی نظیر FLASH یا HASTE با موفقیت به کار گرفته شده است، به دلیل سادگی و نتایج خوب آن‌ها، مقبولیت و کاربرد گسترده‌ای یافته است.

شیوه‌های دیگر برای کاهش آرتیفکت تنفسی روش‌های دریچه‌گذاری (gating) است، که ممکن است شامل پالس‌های هدایتگر یا navigator، یک کمربند دریچه تنفسی یا باز ترتیبی (reordering) کدگذاری فاز باشد. پالس‌های navigator مکان دیافراگم را ردیابی می‌کنند، و امکان می‌دهد تا تصویربرداری همواره در موقعیتی ثابت از دیافراگم و حجم ریه انجام گیرد. دریچه تنفس با استفاده از یک کمربند آکاردیونی نیز کیفیت تصویر را به طور قابل توجهی بهبود داده است، همین‌طور جبران تنفس با استفاده از باز ترتیبی کدگذاری فاز. از بین این تکنیک‌ها، به نظر می‌رسد پالس‌های navigator و کدگذاری فاز مفیدتر باشد.

تعداد بیشتر دستیابی‌ها نیز از طریق متوسط‌گیری می‌تواند شدت آرتیفکت‌های تنفسی را کاهش دهد. عدم مزیت این روش‌ها طولانی کردن زمان دستیابی داده‌ها است. این به خصوص در بیماران با دیس‌پنه مشکل ساز است.

حرکت قلب و عروق خونی بزرگ

راه‌اندازی ECG به طور گسترده‌ای برای کاهش آرتیفکت‌های ضربان قلب و عروق، مانند آرتیفکت سایه افکنی در جهت کدگذاری فاز و محوشدگی، به کار می‌رود. راه‌اندازی در دیاستول فرصت بیشتری برای به دست آوردن داده‌ها فراهم می‌کند، در صورتی که راه‌اندازی در سیستول دارای مزیت یک پروفایل زمانی ثابت‌تر است. باز ترتیبی کدگذاری فاز عمده‌تاً برای کاهش محوشدگی پارانشیم ریوی در مجاورت قلب و عروق بزرگ به کار گرفته می‌شود. شبیه به روش‌های دریچه تنفسی، راه‌اندازی ECG زمان تصویربرداری را طولانی می‌کند.

حرکت خون

راه اندازی ECG در سیستول را می توان برای به دست آوردن تصاویری در حین سرعت بالاتر جریان خون استفاده کرد، بنابراین به یک اثر بزرگتر flow void (تصویربرداری خون سیاه) منجر می شود.

آرتیفکتهای قابلیت پذیرش

آرتیفکتهای قابلیت پذیرش در ارتباط نزدیک با مورفولوژی اختصاصی ریه می باشد. ترکیب بی نظیر هوا و بافت نرم که ریه هوادار را تشکیل می دهد علت اصلی آرتیفکتهای قابلیت پذیرش است، چون سطح تماس هوا-بافت گرادیانهای موضعی تشکیل می دهد. این گرادیانها به ناهمگنیهای میدان مغناطیسی منجر می شود، یک بیناب پیچیده از فرکانسها تولید می کند، که تا ۹ppm گسترش می یابد. آنها همچنین سبب افت سیگنال ناشی از پراکندگی فاز درون واکسلی می شوند که با یک $T2^*$ کوتاه بازتاب می یابد. در حالی که تصویربرداری از پارانشیم نرمال به دلیل آرتیفکتهای قابلیت پذیرش مشکل است، تصویربرداری از کونسولیداسیونهای ریه بسیار ساده تر است. کاهش هوا و افزایش همایند بافت، سلول یا مایع تعداد سطوح تماس هوا-بافت و در نتیجه میزان آرتیفکتهای قابلیت پذیرش را به طور قابل ملاحظه ای کاهش می دهد. $T2^*$ از ۷ ms در ریه نرمال تا ۳۵ms در ریه دچار آتلکتازی و تا بیش از ۱۴۰ms در تومورهای ریه افزایش می یابد. این $T2^*$ های بسیار کوتاه در پارانشیم نرمال یک تاثیر بسیار مهم روی دنباله های گرادیان اکو (GRE) دارد، چون این دنباله ها خیلی بیش از دنباله های اسپین اکو (SE) سبب محوشدگی ساختارهای ریوی می شود. در این ضمن، زمان کوتاه آسایش $T2$ پارانشیم ریوی دنباله های GRE و SE را به همین طریق تحت تاثیر قرار می دهد.

استراتژیهای متفاوتی برای کاهش آرتیفکتهای قابلیت پذیرش پیشنهاد شده است. استفاده از زمانهای کوتاه TE برای دنباله های SE وزن $T1$ یا دنباله های GRE به کار گرفته می شود. TE های فوق کوتاه (۲۵۰-۵۰ μs) به طور موفقیت آمیزی برای پارانشیم ریوی به کار رفته است. اینها منجر به بهبود قابل ملاحظه SNR می شوند. یا می توان از دنباله های TSE وزن $T2$ یا دنباله های فوق سریع وزن $T2$ با توربو فاکتورهای بالا استفاده کرد. به علاوه می توان با استفاده از پالس های RF ریفوکاسینگ 180° آرتیفکتهای قابلیت پذیرش را به حداقل رساند.

نسبت سیگنال به نویز

چون حدود دو سوم ریه محتوی هوا است و فقط یک سوم آن بافت و خون است، دانسیته پروتونها به طور قابل توجهی پایین تر از هر اندام دیگر است. دانسیته پایین پروتون مهمترین عدم مزیت MRI از ریه ها است. به خصوص برای مشاهده بیماریهای ریوی که با کاهش بافت همراه است، مانند آمفیزم. اما، در دیگر بیماریهای ریه، مقدار بافت، مایع و یا سلول توسط فرآیندهای پاتولوژیک افزایش می یابد. بنابراین تعداد بیشتری پروتون قابل دسترس خواهد بود، و بهبود قابل ملاحظه SNR به دست می آید. برای سود بردن از این تعداد بالاتر پروتونها، دنباله های SE وزن $T1$ با TE ($<ms$)، دنباله های GRE وزن $T1$ ، مانند FLASH، با TE کوتاه (۳ms)، یا یک تعداد بالاتر دستیابی توصیه می شود. زمانهای کوتاه اکو به ویژه برای جلوگیری از افت سیگنال ناشی از آسایش $T2$ مهم هستند، که منجر به افزایش SNR می شود. به این منظور دنباله های GRE نسبت به دنباله های SE برتری دارند.

۲-۱۴- دنباله‌های پالس

هنگام تصویربرداری از قفسه سینه، دنباله‌های پالس مورد استفاده به دلیل قید و بندهای آرتیفکت‌های حرکتی و قابلیت پذیرش نسبتاً محدود هستند. به طور کلی، دنباله‌های تصویربرداری سریع با استفاده از TR کوتاه و TE کوتاه با موفقیت به کار رفته‌اند. تصویربرداری با سرکوب چربی، با استفاده از تکنیک‌های بازگشت وارون Inversion recovery (IR)، در ارزیابی توده‌های مدیاستن و دیواره قفسه سینه مفید می‌باشد. همچنین افزایش نسبی سیگنال ریه‌ها را سبب می‌شود، به علاوه، از ترکیبات گادولینیوم (Gd) برای بهبود کنتراست عروق و توده‌ها استفاده می‌شود. در ارزیابی توده‌ها تصاویر بعد از تزریق باید شامل تکنیک‌های سرکوب چربی باشد. تکنیک‌های دینامیک کنتراست را می‌توان برای مطالعات عروقی (پالمونری آنژیوگرافی) و در ارزیابی توده‌ها یا نودول‌های ریوی استفاده کرد. جدول ۱-۱۴- پروتکل‌های رایج در MRI قفسه سینه را نشان می‌دهد. در بین سیستم‌های گوناگون MR برخی تغییرات ممکن است لازم باشد، و این پروتکل‌ها را فقط باید به عنوان یک راهنما برای تصویربرداری خوب از قفسه سینه در نظر گرفت.

مکانیسم‌های کنتراست

در تمام بیماری‌های ریوی که با افزایش مقدار بافت، مایع و یا سلول‌ها همراه است، تعداد پروتون‌ها افزایش می‌یابد، و سیگنال بالاتری می‌توان به دست آورد. این را با عنوان مکانیسم کنتراست مرتبط با بیماری می‌نامند که به یک SNR بالاتر منجر می‌شود. اما در بسیاری موارد این مکانیسم برای مشخص کردن صحیح جزئیات و تشخیص فرآیند بیماری کافی نیست. برای این منظور از مواد کنتراست استفاده می‌شود.

مواد کنتراست

عمومی‌ترین تکنیک تزریق وریدی مواد کنتراست، مانند ترکیبات Gd است که به افزایش آسایش‌پذیری اسپین‌های موجود منجر می‌شود. این مواد کنتراست برای بهبود کنتراست نودول‌ها و اپاسیفیکاسیون‌ها، MR آنژیوگرافی یا تصویربرداری پرفیوژن استفاده می‌شود. مواد کنتراست جدیدتر، نظیر عوامل خونی مبتنی بر Gd و ذرات USPIO نیز تحت آزمون قرار دارند. گادولینیوم به شکل یک ترکیب دی‌اتیلن‌تری‌آمین پنتا- استات (DTPA) به صورت آئروسول برای ارزیابی راه‌های هوایی به کار رفته است. نهایتاً، تصویربرداری تهویه ریوی با استفاده از اکسیژن استنشاقی مورد بررسی قرار گرفته است.

ترکیبات گادولینیوم: تزریق وریدی

اصول اساسی کنتراست Gd در فصل ۲ توصیف شد. مواد کنتراست پارامغناطیک می‌تواند جزئیات و مشخصات فرآیندهای پاتولوژیک، نظیر تعیین خوش خیم یا بدخیم بودن نودول‌ها و تمایز تومورها از ساختارهای مجاور را تعیین کند. همچنین، امکان بررسی فعال بودن بیماری، نظیر فیبروز ریوی و آلوئولیت وجود دارد. عدم مزیت ترکیبات Gd آن است که به سرعت ترشح می‌شوند و خون را ترک می‌کنند. آنچه عوامل خونی (blood pool) نامیده می‌شود. در خون باقی می‌مانند و برای MR آنژیوگرافی مزیت دارند.

MR آنژیوگرافی

به طور کلی، تکنیک‌های 3D با یک TR کمینه کمتر از 5ms و TE کمتر از 2ms برای CE-MRA از شریان‌های پالمونری استفاده می‌شود. یک TR کوتاه امکان دستیابی در مدت نگاه داشتن تنفس را امکان‌پذیر می‌کند. یک TE کوتاه سیگنال زمینه و آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش را حداقل می‌کند. استفاده از CE-MRA با تفکیک زمانی (time-resolved) می‌تواند مفید باشد. با تفریق مجموعه داده‌ها، مانند آنژیوگرافی با تفریق دیجیتالی (DSA)، می‌توان به طور انتخابی آرتریوگرام‌ها یا ونوگرام‌های پالمونری را به دست آورد. زوایای فلیپ مختلف از 15° تا 40°، و تا 70° پیشنهاد شده است. حتی افزایش خطی زوایای فلیپ (tilted TONE, optimised N excitation) یا افزایش غیرخطی زوایای فلیپ (variable angle uniform signal excitation VUSE)، که در دستیابی‌های بدون کنتراست، بدون نگاه داشتن تنفس استفاده شده‌اند، می‌تواند در CE-MRA برای بهتر آشکار کردن عروق محیطی ریوی به کار رود.

زمان‌بندی مناسب ماده کنتراست (0.1-0.2 mmol/kg) با یک تزریق‌کننده خودکار جهت حصول کنتراست بالا بین شاخه‌های شریان ریوی و ساختارهای پیرامونی ضروری می‌باشد. به طور کلی، بهبود کنتراست شریانی باید غالب باشد چون وریدهای پالمونری اهمیت تشخیصی اندکی دارند. از آنجا که فاصله زمانی بین بهبود کنتراست شریان‌ها و وریدهای پالمونری بسیار کوتاه است، مشاهده انتخابی عروق مشکل است. به این منظور، یک بولوس فشرده، با سرعت تزریق بین 2 تا 5 ml/s که با 20 ml سالین دنبال می‌شود توصیه می‌گردد.

معیارهای کیفیت در CE-MRA به ترتیب اهمیت عبارتند از: (۱) مشاهده کامل شریان‌های پالمونری مرکزی (شامل تنه اصلی شریان پالمونری و شریان‌های لب‌ها) و شریان‌های سگمنتال با سیگنال بالا؛ (۲) مشاهده سیگنال بالای شریان‌های محیطی پالمونری (انشعابات ساب سگمنتال)؛ (۳) مشاهده انتخابی شریان‌های پالمونری بدون روی هم افتادگی قابل ملاحظه وریدهای ریه یا آئورت و شاخه‌های جانبی آن.

در حالت روی هم افتادگی چند استراتژی برای تمایز شریان‌ها و وریدها پیشنهاد شده است: (۱) نمایش سینمایی یا stack mode، (۲) چرخش پیوسته، (۳) بازساخت مالتی پلنار (MPR) یا (۴) پروجکشن شدت بیشینه (MIP). این استراتژی‌ها کمک می‌کند تا شریان‌ها و وریدها را مطابق با مسیر ویژه آناتومیک آن‌ها تشخیص دهیم (شریان‌ها یک مسیر عمقی‌تر دارند در صورتی‌که وریدها در قفسه سینه مسیری افقی‌تر دارند).

جدول ۱-۱۴- دنباله‌های پالس مورد استفاده در MRI از قفسه سینه (chest).

دنباله پالس	SE	2D GRE (FLASH)	3D GRE (FLASH)	True Fisp	2D HASTE	SE
وزن تصویر	T1	T1	T1	T2	T2	T2
صفحه برش	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکس یا کرون یا ساجیتال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال
تعداد برش	۸	۱۱	قطعه	۱۰	۸	۱۰
TR(ms)	ECG ۶۰۰-۱۱۰۰	۱۴۰-۱۶۵	۴/۶-۶/۷	<۷/۵	ECG ۸۰۰	۲۲۰۰-۲۷۰۰
TE (ms)	۲۰	۴/۵	۱/۸-۲/۲	<۳/۵	۲۵	۸۰
TI (ms)	۵۰					
زاویه فلیپ		۸۰	۱۵-۳۰	<۸۰	۱۶۰	
ETL			-	-	۱۶۰	
پهنای برش (mm)	۵	۶	۴-۱۰	۱۰	۶	۸
ماتریس	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶
تعداد دستیابی	۴	۱	۱	۱	۱	۲

ادامه جدول ۱-۱۴

دنباله پالس	UF TSE راه اندازی تنفس	STIR	3D VIBE قطع تنفس	3D FLASH	FAIR/FAIRER	TONE/VUSE
وزن تصویر	T2	T2	T1	T1		
صفحه برش	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال یا کرونال
تعداد برش	۱۰	۸	۳ قطعه	قطعه	۱	قطعه
TR(ms)	۳۰۰۰-۵۰۰۰	۲۲۰۰	۴/۵	۳/۶۵-۶/۵	ECG	۶/۷
TE (ms)	۱۲۰	۴۳	۱/۹	۱/۶-۱/۸	۳۶	۱/۹
TI (ms)		۱۶۰			۱۰۰-۱۸۰۰	
زاویه فلیپ	۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۱۲	۲۵-۴۰		۶-۳۵
ETL	۱۵-۷	۷-۱۱	-	-		
پهنای برش (mm)	۶	۸	موثر ۲/۵	۱/۲۵-۳	۸	۱/۲
ماتریس	۲۷۰×۵۱۲	۱۲۸×۲۵۶	۵۱۲×۵۱۲	۱۲۸×۲۵۶	۱۲۸×۲۵۶	۶۴×۲۵۶
تعداد دستیابی	۲	۲	۱	۱	۳-۵	۱

۱۵ MRI پستان

۱-۱۵- پیش از شروع

برای انجام یک MRI موفق از پستان، یکی از مهم‌ترین مراحل انجام مصاحبه با بیمار پیش از ورود به مگنت است. با این کار دو هدف مهم دنبال می‌شود: (۱) به دست آوردن اطلاعاتی از سابقه بیمار، که برای تفسیر کافی تصویر ضروری است، و (۲) توضیح دادن به بیمار که چه کاری در حال انجام است، تا از همکاری وی اطمینان حاصل شود (به خصوص کاهش آرتیفکت حرکتی، از این رو، آرتیفکت‌های تفریق). نوعاً، این قسمت از آزمون بیشتر از قسمت مگنت به طول می‌انجامد. گرفتن سابقه از بیمار باید به موضوعات مرتبط با بیماری‌ها و فیزیولوژی پستان مرتبط باشد. پرسش‌هایی که باید پاسخ داده شوند عبارتند از:

- ۱- سرطان قبلی پستان، شامل مرحله، سن در زمان تشخیص
- ۲- در صورت امکان، نوع درمان سرطان پستان، کنسرواتو یا ماستکتومی، پرتو درمانی قبلی، جراحی بازسازی کننده، شیمی درمانی، درمان ضد هورمونی
- ۳- سابقه خانوادگی از سرطان پستان یا تخمدان، شامل سن در زمان تشخیص
- ۴- آسپیراسیون سوزن باریک قبلی، بیوپسی قبلی از آسیب‌های خوش خیم
- ۵- حالت قاعدگی یا یائسگی
- ۶- درمان جایگزینی هورمون
- ۷- حاملگی یا شیردهی (اگر پاسخ مثبت است، آزمون MR از پستان را انجام ندهید)
- ۸- شکایت فعلی بیمار، به ویژه در موارد:
- ۹- ترشح از نوک پستان (به قوام و رنگ آن توجه کنید)
- ۱۰- درد پستان (آیا به دوره قاعدگی وابسته است؟)
- ۱۱- ناهنجاری‌های قابل لمس

پستان را برای ترشح از نوک پستان یا تغییرات پوستی بررسی کنید. به هرگونه تغییر التهابی توجه کنید، چون این‌ها می‌تواند سبب مشکلات جدی در تشخیص افتراقی شود. اگر هر نوع تغییرات التهابی وجود دارد، به تعویق انداختن تصویربرداری را تا زمان برطرف شدن آن در نظر داشته باشید. یک معاینه بالینی از پستان‌ها بخشی از مطالعات تصویربرداری MR است و لازم است به طور کامل انجام گیرد تا هر نوع ناهنجاری قابل لمس مشخص گردد.

پیش از شروع MRI از پستان ضروری است قبلاً تصویربرداری‌های سنتی (ماموگرافی، سونوگرافی) انجام شده باشد و در دسترس باشد.

اگر مورد بیمار ناشناخته است، مطمئن شوید که مسئله بیمار که باید توسط MRI پستان بررسی شود کاملاً درک شده است. به ویژه، اگر یک یافته مشکوک ماموگرافی وجود دارد، آن را روی ماموگرام‌ها مشخص کنید، چون آزمون MR باید مطابق با آن طراحی شود. مثلاً در حالتی که توسعه پاتولوژی به امتداد آگزیلاری یافت می‌شود، ممکن است به تغییر جهت تصویربرداری برای چرخاندن و دورکردن نوار آرتیفکت ضربان قلب نیاز باشد.

مهم است که اندیکاسیون‌های MRI پستان را کنترل کنیم. می‌توان از بسیاری مشکلات تشخیصی با اندیکاسیون و انتخاب مناسب بیمار جلوگیری کرد. اندیکاسیون‌های MRI پستان را می‌توان در دو مقوله اصلی تقسیم‌بندی کرد.

۱- توضیح یافته‌های مشکوک در تصویربرداری‌های سنتی (ماموگرافی، سونوگرافی)، به ویژه بعد از درمان، یا در بیمارانی با ریسک بالا با پستان‌های بسیار متراکم، این شامل موارد فالوآپ بعد از جراحی کنسرواتو و پرتودرمانی (تمایز اسکار از عود تومور)، فالوآپ بعد از جراحی بازسازی یا ایمپلنت، پایش شیمی درمانی اولیه یا کمکی، و جستجوی سرطان اولیه پستان در بیمارانی با لنف آدنوپاتی آگزیلاری.

۲- MRI پستان پیش از عمل جراحی، در بیمارانی که قرار است در آنها بیوپسی اکسیژنال excisional از یک کانون مشکوک انجام شود. این به مرحله‌بندی لوکال پیش از عمل کمک می‌کند تا گسترش حقیقی تومور ارزیابی شود، تا یک مؤلفه گسترده اینتراداکتال (EIC) یا انفیلتراسیون دیواره قفسه سینه یا نوک پستان نمایش داده شود، و بیماری مالتی فوکال، مالتی سنتریک یا درگیری پستان دیگر پیش از شروع جراحی بازسازی پستان، رد شود.

باید به خاطر داشته باشیم که، برای توضیح ناهنجاری‌های قابل لمس یا یافت شده در تصویربرداری سنتی، بیوپسی مرکزی (core biopsy) (تحت راهنمایی ماموگرافی، یا سونوگرافی) یک جایگزین ایمن و ارزان برای MRI از پستان‌ها است. باید بگوئیم که MRI پستان نمی‌تواند به عنوان جایگزین یک ماموگرافی استفاده شود. یک ماموگرام باید خواندن هر MR پستان را همراهی کند- این یک الزام رسمی نیست، بلکه برای کنترل اندیکاسیون ضروری است، تا از تشخیص حساس کانسره‌های in-situ مطمئن شویم، و از خطاهای تشخیصی ثانویه به خطاهایی در کانسره‌های پستان با تظاهر غیرنوعی در تصاویر MR (مانند، کانسرهایی با افزایش سطحی کنتراست) جلوگیری کنیم.

۲-۱۵- الزامات سخت افزاری

برای تصویربرداری از پستان، یک کویل سطحی اختصاصی پستان یک پیش نیاز ضروری است. معمولاً این یک کویل سطحی پستان دوپل است که امکان تصویربرداری همزمان از هر دو پستان را فراهم می‌کند. مهم نیست که گستره کویل سطحی را توسعه دهیم تا زیر بغل را نیز دربرگیرد. تشخیص درگیری گره لنفی یک جزء ضروری یکپارچه از MRI پستان نیست، چون به هر حال معیاری برای تمایز گره درگیر از نرمال وجود ندارد. اگر رادیولوژیست هنوز هم مایلست گره‌های لنفی بزرگ شده را جستجو کند، می‌توان این کار را با یک کویل تنه انجام داد.

در ارتباط با سیستم MR مورد استفاده برای MR پستان، یک قاعده ساده وجود دارد: هرچه میدان بالاتر و گرادیان قوی‌تر باشد، بهتر است. نسبت سیگنال به نویز (SNR) بالاتری که توسط مگنت‌های ۱/۵T ارائه می‌شود قادر است الزامات فنی اختصاصی MR پستان را کاملاً برآورده نماید. اما، اگر دنباله‌های مناسب پالس و گرادیان‌های قوی در دسترس باشد، MR پستان با سیستم‌های ۱/۰T یا ۰/۵T راحت است.

۳-۱۵- وضعیت بیمار

تصویربرداری باید با قرارگرفتن بیمار در وضعیت پرون انجام گیرد. بازوها باید در کنار بدن قرارگیرد. بالاآوردن بازوها در بالای سر دارای مزایای کاهش آرتیفکت‌های تاشدگی fold over است، اما در این وضعیت، جریان گردش خون محدود می‌شود، که به نوبه خود به حرکت بیمار منجر می‌شود. به علاوه، با قرارگرفتن بازوها در بالای سر، احتمال بیشتری دارد که پستان‌های بیمار از درون کویل خارج گردد.

یک آنژیوکاتتر (۲۰-۱۸G) در ورید قدامی آرنج قرار می‌گیرد و با انفوزیون سالین بازنگه داشته می‌شود. پیش از حرکت بیمار به درون مگنت، دوباره به بیمار توضیح دهید که باید کاملاً بی‌حرکت دراز بکشد- همچنین بین اسکن‌ها (وقتی سرو صدای اسکنر متوقف می‌شود)- و به او توضیح دهید که چرا بی‌حرکت بودن اهمیت زیادی دارد. به روشنی به او آموزش دهید که سرخود را به این سو و آن سو نچرخاند، و بازوهایش را حرکت ندهد، به ویژه در حین تزریق ماده کنتراست. حرکت اندام فوقانی تقریباً همیشه با انقباضات عضلات سینه‌ای همراه است، که به نوبه خود به تغییرات نمای عرضی از تمامی پستان منجر می‌شود، از این رو سبب آرتیفکت‌های شدید حرکتی و تفریقی می‌شود.

۴-۱۵- تصویربرداری: پارامترهای دنباله پالس و مستندسازی

در گذشته، دو «مکتب» متفاوت در MRI پستان تکامل یافته است. «رهیافت اروپایی» انجام تصویربرداری دینامیک برای ارزیابی مشخصات بهبود کنتراست آسیب‌ها است. «رهیافت آمریکایی» تصویربرداری استاتیک با تفکیک بالا برای مشخص کردن مورفولوژی آسیب را ترجیح می‌دهد. در نتیجه، این دو مکتب مختلف از تکنیک‌های کاملاً متفاوتی استفاده می‌کنند. فقط بسته به معیار تشخیصی که قبلاً ارائه شد، و محدودیت معین تجهیزات MR، دنباله‌های پیشنهادی تصویربرداری در اینجا تفکیک فضایی بهینه یا تفکیک زمانی

بهینه را امکان پذیر می کند. تا این زمان، بین کسانی که MRI پستان انجام می دهند، این توافق جمعی وجود دارد که هر دو مفهوم باید یکپارچه شود. این به معنی آن است که MRI پستان باید هم مورفولوژی آسیب و هم سینتیک بهبود کنتراست آسیب را به حساب آورد. اگرچه، هنوز با سیستم های رایج MR و نرم افزار دنباله پالس، هر دنباله پالس پیشنهادی فقط مصالحه ای است بین نیازهای متفاوت تفکیک زمانی و تفکیک فضایی. بنابراین، چیزی مانند یک «دنباله پالس بهینه» وجود ندارد. تمام پارامترهای ارائه شده در اینجا پیشنهادی هستند و باید براین اساس شناخته شوند، در عمل با یک اسکنر $1.5T$ این دنباله ها تفکیک زمانی کافی و تفکیک فضایی بالا به دست می دهند.

پیش از بحث درباره موارد تکنیکی گوناگون، مهم است درک کنیم که تجربه عملی شخصی در MRI پستان باید به عنوان یک پیش نیاز مطلق برای استفاده بالینی از تصویربرداری MR پستان در نظر گرفته شود، و این قطعاً روی صحت تکنیک از هر پارامتر دیگری بیشتر موثر است. از این نظر، MR پستان به هیچ وجه با تکنیک های تصویربرداری سنتی پستان متفاوت نیست. تمام دنباله های پالس پیشنهادی برای MRI پستان دنباله های گرادیان اکو (GRE) وزن سنگین T_1 ($T_1 - W$)، دو بعدی ($2D$) یا $3D$ هستند (جدول ۱-۱۵). چون زمان های اکو (TE) کم و بیش با فرکانس های تشدید آب و چربی در حالت هم فاز که وابسته به شدت میدان می باشند تعیین می شود، افزایش کنتراست T_1 دنباله ها فقط با کاهش زمان تکرار (TR) ممکن می شود. سپس زاویه فلیپ باید مطابق با TR باشد؛ به طور کلی، با TR های کوتاه تر، زاویه فلیپ باید کوچک تر تنظیم شود.

در $1.5T$ ، از یک دنباله پالس $2D$ GRE با $FA = 90^\circ$ ، $TE = 4/6$ ، $TR = 290$ با ماتریس تصویربرداری 400×512 استفاده می کنیم. میدان دید (FOV) باید با اندازه پستان تنظیم شود، نوعاً $280-300mm$ برای دستیابی دوطرفه. ضخامت برش باید $3mm$ یا کمتر بدون فاصله بین برش ها باشد. با این تنظیمات برش، حدود $30-35$ برش برای پوشش تمام پارانشیم پستان لازم است. مجموعاً $5-7$ اسکن دینامیک در یک سری به دست می آید، یعنی یک اسکن پیش از کنتراست و $6-4$ اسکن بعد از تزریق $0.1mmol/kg$ از *magnevist*. تفکیک زمانی باید در حد $1-2$ دقیقه برای هر اسکن دینامیک نگه داشته شود، افزایش تفکیک زمانی به کمتر از 1 دقیقه توصیه نمی شود، چون اطلاعات تشخیصی بیشتری به دست نمی آید. در عوض، تفکیک زمانی باید در $1-2min$ تنظیم شود، و باقیمانده ظرفیت اسکنر باید روی بهبود تفکیک فضایی سرمایه گذاری شود.

اگر قرار است MR پستان در $0.5T$ انجام شود لازم است، زمان های کوتاه تر آسایش T_1 بافت با استفاده از یک دنباله پالسی با TR کوتاه تر جبران شود. به این دلیل است که یک دنباله پالس $3D$ برای MR پستان در این شدت میدان اجباری است. در $0.5T$ ، TE هم فاز برای فرکانس های تشدید آب و چربی $14ms$ است، با این حال، برای یک تفکیک زمانی کافی این مقدار خیلی بلند است، و به علاوه، TE بلند مقداری کنتراست T_2 وارد می کند. بنابراین یک $TE = 3/0ms$ برای کاهش آثار خنثی سازی فاز، در عین حال که قابلیت های تصویربرداری دینامیک را حفظ می کند، توصیه می شود. در $1.0T$ ، تنظیمات تصویربرداری هم فاز (in-phase)، یک $TE = 7/0ms$ را دیکته می کند، ضرورتی که سرعت دستیابی تصویر را به طور قابل ملاحظه ای محدود می کند.

در ارتباط با انتخاب جهت تصویر، نکات ذیل مهم هستند؛ با مکت های فعلی، تصویربرداری ساجیتال فقط در پروتکل های تک پستانی عملی می باشد. در پروتکل های دوطرفه، باید بین جهت آکسیال و کرونال تصمیم بگیریم. برش های آکسیال برای ارزیابی ناحیه خلفی آرتلار و قدامی پکتورال راحت تر است، و برای پوشش پارانشیم برش های کمتری ضروری است. مزیت تصویربرداری کرونال

در جبران تفکیک زمانی محدود ثانویه به تنظیمات TE بلند هم فاز در $1/0T$ است: با تصویربرداری کروئال، در جهت کدگذاری فاز پا- سر، می توان از یک میدان دید مستطیلی استفاده کرد تا تعداد مراحل کدگذاری فاز را در یک تفکیک فضایی معین کاهش داد.

در تمام پروتکل های MR پستان، سیگنال بافت چربی باید سرکوب شود تا جزئیات آسیب هایی که بهبود کنتراست پیدا می کنند بهتر آشکار شود. در اصل، سرکوب چربی را می توان با تکنیک های فعال (پیش پالس های بینایی یا فرکانسی انتخابی) یا غیرفعال (تفریق) انجام داد. در تصویربرداری دینامیک، سرکوب چربی باید از طریق تفریق تصویر انجام گیرد. یک سرکوب انتخاب فرکانسی یا بینایی چربی آنقدر وقت گیر است که دستیابی سریع با الگوی دینامیک امکان پذیر نیست.

بعد از سری های دینامیک، توصیه نمی شود تا تصویری از جهات تکمیلی به دست آید، چون کنتراست آسیب- نسبت به- بافت به سرعت در دوره میانی و دیر هنگام بعد از تزریق کاهش می یابد، به طوری که آسیب مورد سؤال به سختی در این تصاویر آشکار می شود. به منظور مشخص کردن مکان آسیب از روی صفحات آکسیال یا کروئال، مفیدتر است که پروجکشن های شدت بیشینه (MIP) یا نماهای بازسازی مالتی پلاناز (MPR) از تصاویر تفریق شده زود هنگام بعد از تزریق به دست آید. پیش از سری دینامیک، یک دنباله TSE وزن T_2 با پارامترهای $TR=2800$ ، $TE=110$ ، $TF=16$ و پارامترهای هندسی مشابه با سری دینامیک به دست می آوریم. تصاویر وزن T_2 برای بهتر آشکار شدن ادم ایتراستیشل بعد از رادیوتراپی یا بعد از تغییرات التهابی، برای بهتر آشکار شدن جزئیات لنف آنژیوزیس یا آسیب های سیستیک، و همچنین کمک به طبقه بندی بهبود کنتراست تومورهای جامد، به دست می آید.

اگر درگیری گره های لنفی ناحیه ای (اگزیلاری، داخل پستانی) یا دوردست (فوق ترقوه ای) یا متاستازهای استخوانی باید ارزیابی شود، از کوئل داخلی (built-in) تنه برای دستیابی تصاویر SE وزن T_1 پیش از سری دینامیک استفاده کنید. این باید پیش از تزریق کنتراست انجام شود، چون گره های لنفای یا متاستازهای استخوان فقط در تصاویر قبل از کنتراست به صورت آسیب های هایپواینتنس در برابر بافت چربی مغز استخوان یا زیر جلدی که هایپراینتنس است دیده می شود.

مستندسازی باید حداقل شامل کپی های سخت (چاپ روی فیلم) از تصاویر زود هنگام، میانی و دیر هنگام بعد از کنتراست با سرکوب چربی (یا تفریق شده) و تصاویر تفریق نشده قبل از کنتراست و بعد از کنتراست باشد. به علاوه، منحنی های زمان- شدت (بخش بعدی را ببینید) باید همراه با تصویر آسیب متناظر آن مستند شود.

۵-۱۵- آنالیز سینتیک

برای آنالیز سینتیک بهبود کنتراست آسیب، باید روی آسیب یک ناحیه کوچک مورد نظر (ROI) تعریف شود تا روند زمانی شدت سیگنال در طول سری دینامیک به دست آید. این ROI باید روی قسمت زنده تومور انتخاب شود، چون فقط در این قسمت روند زمانی معنی دار به دست می آید. تومور زنده باید ابتدا روی تصویر زود هنگام بعد از تزریق کنتراست با جستجوی بهبود کنتراست تشخیص داده شود، یعنی از طریق تعیین ناحیه ای با سریع ترین و شدیدترین بهبود، در بازترین تنظیم پنجره تصاویر پارامتری می تواند در تعیین نواحی تومور با سریع ترین بهبود کنتراست کمک کند. قراردادن یک ROI بزرگ روی آسیب یا قراردادن یک ناحیه بزرگ

که تمامی آسیب را دربرگیرد مفید نیست، چون نواحی نکروتیک یا هایپرواسکولار تومور همراه با ناحیه زنده متوسط‌گیری می‌شوند. دو پارامتر سینتیک را می‌توان از منحنی شدت سیگنال (SI) - زمان ROI استخراج کرد:

۱- صعود اولیه SI در دوره زودهنگام بعد از کنتراست (قسمت بالا رونده منحنی) سرعت افزایش کنتراست آسیب را به دست می‌دهد.

۲- رفتار SI در دوره دیر هنگام و میانی بعد از کنتراست (روند زمانی یا شکل منحنی) به طور شهودی ارزیابی می‌شود و به نوع I-III طبقه‌بندی می‌شود.

جدول ۱۵-۱ پارامترهای دنباله پالس در MRI پستان

دنباله پالس	TSE ^a	TSE ^b	SE ^c	2D or 3D dynamic GRE ^d
وزن تصویر	T2	T2	T1	T1
صفحه برش	آکسیال	آکسیال	کرونال	آکسیال
تعداد برش	۲۰-۳۵	۲۵-۳۵	۲۵-۳۵	۲۰-۳۵
TR(ms)	۲۵۰۰-۴۰۰۰	۲۵۰۰-۴۰۰۰	۳۰۰-۵۰۰	۲۵۰ (2D) و ۱۵ (3D)
TE (ms)	۹۰-۱۱۰	۹۰-۱۱۰	۱۰-۱۵	۴/۶
زاویه فلیپ	۹۰	۹۰	۹۰	۲۵ (3D) و ۹۰ (2D)
ETL	۱۲-۱۵	۱۲-۱۵	-	-
پهنای برش (mm)	۳-۴	۳-۴	۳-۴	۳-۴
ماتریس	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲×۵۱۲
FOV	۲۷۰-۳۲۰	۲۷۰-۳۲۰	۳۵۰	۲۷۰-۳۲۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۶۰	۱۰۰
تعداد دستیابی	۲	۲	۲	۱

a: دنباله استاندارد بدون سرکوب چربی.

b: دنباله دلخواه با سرکوب بیناب انتخابی چربی.

c: دنباله دلخواه برای پوشش دیواره قفسه سینه شامل آگزیلاری، با جهت کد گذاری فاز کرانیو- کودال.

d: دنباله استاندارد برای مطالعه پیش از تزریق کنتراست و ۵-۸ بار تصویر برداری متوالی بعد از کنتراست (گادولینیوم).