

بسم الله الرحمن الرحيم

# MRI از فزیک تا کلینیک

ویرایش دوم

تالیف و ترجمه: حمید رضا غیاسی



۱	<u>فصل ۲ مواد کنتراست در MRI</u>
۵	<u>فصل ۳ هموراژ</u>
۱۱	<u>فصل ۴ مغز</u>
۴۷	<u>فصل ۵ ستون فقرات</u>
۶۵	<u>فصل ۶ سر و گردن</u>
۸۵	<u>فصل ۷ مفاصل</u>
۱۰۱	<u>فصل ۸ استخوان و بافت نرم</u>
۱۰۵	<u>فصل ۹ قسمت فوقانی شکم</u>
۱۱۱	<u>فصل ۱۰ کلیه ها و غدد فوق کلیوی</u>
۱۱۵	<u>فصل ۱۱ لگن</u>
۱۲۵	<u>فصل ۱۲ قلب</u>
۱۳۹	<u>فصل ۱۳ عروق بزرگ و عروق محیطی</u>
۱۷۵	<u>فصل ۱۴ قفسه سینه</u>
۱۸۱	<u>فصل ۱۵ MRI پستان</u>
	ضمیمه
	واژه نامه

## ۱ دنباله‌ها، مشخصات، مکانیسم و کاربردها

دنباله‌های تصویربرداری را می‌توان به یک گروه SE و یک گروه GRE (و مخلوطی از آنها) نسبت داد. هر کدام از این گروه‌ها را می‌توان باز هم به تکنیک‌های اکوی منفرد (یک خط فوریه در هر تهیج)، تکنیک‌های اکوی متعدد (چندین خط فوریه در هر تهیج) و تکنیک‌های Single-Shot (یک تهیج و پرشدن کامل یا جزئی فضای k با چندین اکوی کدگذاری فاز) تقسیم‌بندی کرد. تکنیک‌های هر کدام از این شش گروه را با یک آماده‌سازی مگنتایزیشن هسته‌ای پیش از تصویربرداری می‌توان ترکیب کرد. جدول ۱-۱ این طرح طبقه‌بندی را با نام‌های دنباله مورد استفاده در «زیمنس» نشان می‌دهد و جدول ۱-۲ جدول مترادف‌های دنباله‌ها توسط دیگر سازندگان را برای همین دنباله‌ها یا روش‌های مشابه نشان می‌دهد.

جدول ۱-۱: طرح طبقه‌بندی دنباله پالس

مخلوط	دنباله‌های اسپین اکو	دنباله‌های گرادیان اکو	
PSIF, FISP, trueFISP, CISS, DESS, VIBE	CSE	GRE, FLASH	تکنیک‌های اکوی منفرد
	IR IRM STIR SPIR, SPAIR	TFL MP-RAGE	تکنیک‌های اکوی منفرد با پیش آمادگی مگنتایزیشن
TGSE segmented SE-EPI	TSE	MEDIC segmented FID-EPI	تکنیک‌های مالتی اکو
	STIR, TIR, TIRM SPIR, SPAIR SPACE RESTORE		تکنیک‌های مالتی اکو با پیش آمادگی مگنتایزیشن
SE-EPI	HASTE	FID-EPI	تکنیک‌های Single-Shot
DW SE-EPI	HASTIRM		تکنیک‌های Single-Shot با پیش آمادگی مگنتایزیشن

## ۱-۲- خانواده اسپین اکو

### CSE: اسپین اکوی مرسوم

مفهوم اساسی تصویربرداری SE قبلاً معرفی شده است. یک گرادیان انتخاب برش پیش از یک پالس RF انتخاب گر برش روشن می شود. سپس گرادیان کدگذار فاز اعمال می شود، که در طی آن دفازینگ در جهت خوانده شدن نیز شروع می شود. پالس  $180^\circ$  ریفوکاسینگ انتخاب گر برش دفازینگ را وارون می کند، که سبب ظاهر شدن یک SE می شود، معمولاً در میانه پنجره دستیابی که با گرادیان کدگذار فرکانس فعال می شود. این مرحله با کدگذاری های مختلف فاز تکرار می شود.

### IRM IR: دنباله اسپین اکوی مرسوم در ترکیب با یک وارونه سازی قبلی مگنتایزیشن

تکنیک های IR را قبلاً بحث کرده ایم. تکنیک های IR از یک پالس وارونه ساز  $180^\circ$  قبل از دنباله تصویربرداری SE استفاده می کنند تا کنتراست را دستکاری کنند. این آماده سازی پیش از اندازه گیری هر خط فوریه تکرار می شود. تکنیک های IR که در حین بازسازی تصویر مکان مگنتایزیشن را (موازی یا پادموازی با میدان اصلی) به حساب می آورند به نام تکنیک های IR واقعی (true IR) یا حساس به فاز خوانده می شود و معمولاً برای بهبود کنتراست وزن  $T_1$  بین ماده سفید و خاکستری مغز استفاده می شود. تکنیک های IR که فقط مقدار قدرمطلق مگنتایزیشن آماده شده را به حساب می آورند به نام تکنیک های IR با استفاده از بزرگی (magnitude) سیگنال نامیده می شوند (IRM). دنباله هایی با یک زمان وارونگی کوتاه برای تصویربرداری با سرکوب چربی را تکنیک های STIR می نامند و انتخاب یک TI بلند برای سرکوب مایع یک دنباله جدید نیست بلکه یک «پروتکل مایع سیاه» است (اگرچه بیشتر آنرا به عنوان دنباله FLAIR می شناسند).

### TSE، FSE: تصویربرداری اکوهای متعدد (multiecho) با اسپین اکوها

مفهوم اسپین اکوی مالتی اکو قبلاً معرفی شد که این یک دنباله متداول برای تصویربرداری وزن  $T_2$  و PD است. اکوهای متعدد کدگذاری فاز برای پر کردن خطوط متعدد فضای K در هر تهییج استفاده می شود، که سبب می شود زمان اندازه گیری کاهش یابد. این صرفه جویی زمان معمولاً برای بهبود کنتراست با انتخاب یک TR بلندتر یا بهبود تفکیک فضایی با انتخاب یک سایز ماتریس بزرگتر استفاده می شود، یا برای استفاده زمان های طولانی وارونگی TI به منظور سرکوب سیگنال مایع در یک زمان معقول وارونگی استفاده می شود.

جدول ۱-۲ جدول مترادفها

توصیف ژنریک	Siemens	GE	Philips
Spoiled gradient echo (spoiled GRE)	FLASH	SPGR	FFE-T1
Partial refocused GRE	FISP	GRASS	FFE
SE-acquisition of the SSFP signal	PSIF	SSFP	FFE-T2
Fully refocused GRE (bSSFP)	CISS, DESS trueFISP	3D-PC-FIESTA FIESTA	bFFE
Multiecho GRE	MEDIC	MERGE	mFFE
3D GRE with volume interpolation	VIBE	LAVA-XV	THRIVE
GRE with magnetization preparation	TFL MP-RAGE	FSPGR 3D-FSPGR	TFE 3D TFE
Fast spin echo	TSE	FSE	TSE
3D fast spin echo with variable refocusing angle	SPACE	CUBE	VISTA
Fast spin echo with flip back pulse	RESTORE	FRFSE	DRIVE
Gradient and spin echo	TGSE	GRASE	GRASE
SE-single-shot techniques	HASTE	SSFSE	SSTSE
SE-single-shot techniques with magnetization preparation	HASTIRM	SS-IR-FSE	SSTIR

چند واقعیت در مورد TSE مشاهده می شود:

- نسبت سیگنال به نویز در تصویربرداری CSE بهتر از آن چیزی است که پیش بینی می شود.
- کنتراست بین ماده سفید و خاکستری بهتر از حد مورد انتظار است.

- در مقایسه با تصویربرداری CSE چربی روشن ظاهر می شود.
- در مقایسه با تصویربرداری CSE این دنباله حساسیت کمتری به آسیب های هموراژیک دارد.

## SPACE, RESTORE, TIRM, TIR

تصویربرداری مالتی اکوی مگنتایزیشن آماده شده با اسپین اکوها.

## IR-FSE, TIRM, TIR

آماده سازی مگنتایزیشن طولی با یک پالس وارونه ساز RF را می توان با روش اسپین اکوی مالتی اکو ترکیب کرد. اگر فاز مگنتایزیشن عرضی تولید شده به حساب آورده شود، این تکنیک IR را حساس به فاز می نامند و IR واقعی یا حقیقی نیز نامیده می شود. این ترکیب با دنباله تصویربرداری اسپین اکوی سریع با نشان دادن T از TSE یا با اضافه کردن FSE (TIR یا IR-FSE) نشان داده می شود. M در TIRM نماینده بازسازی «بزرگی» (magnitude) است. در این صورت فاز سیگنال نادیده گرفته می شود. وارونگی پیش از دستیابی هر قطار اکو آماده می شود. اکوهای متعدد کدگذاری شده فاز برای پر کردن خطوط متعدد فضای K در هر تهیج به کار می رود، که سبب کاهش زمان اندازه گیری می شود و برای دیگر دستکاری های کنتراست فرصت فراهم می کند. یک مثال مهم روش بازگشت وارونه تضعیف شده مایع - FLAIR است، که کاهش زمان اندازه گیری براساس روش مالتی اکو دستیابی را در زمان معقولی امکان پذیر می کند، علیرغم زمان های وارونگی حدود ۲s.

## RESTORE

در انتهای ETL هنوز مگنتایزیشن عرضی باقیمانده در بافتی با زمان های آسایش بلند  $T_2$  (CSF) و حفرات پر از مایع) به جای می ماند. به کار بردن یک پالس  $RF$   $90^\circ$  در آخرین اکو مگنتایزیشن طولی را در بافت هایی با زمان آسایش  $T_2$  بلند «باز می گرداند» (restor)، بنابراین نسبت کنتراست به نویز (CNR) را در مقایسه با تکنیک معمولی اسپین اکوی مالتی اکو افزایش می دهد (شکل ۱-۱).

## SPACE

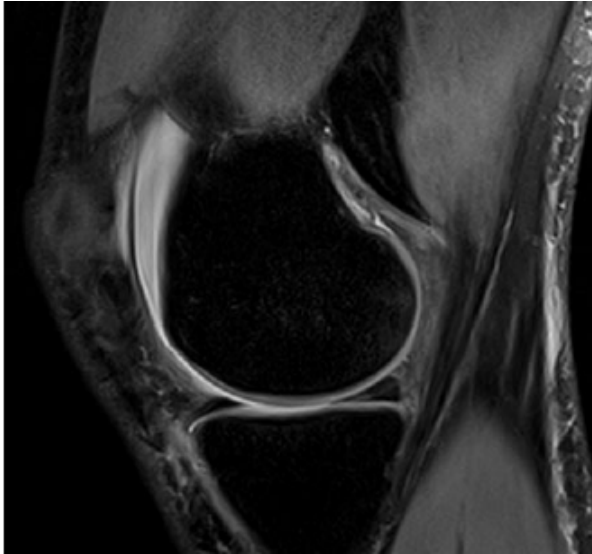
قبلاً بحث کردیم که دامنه پالس ریفوکاسینگ به طور قابل ملاحظه ای در SAR مشارکت می کند و اینکه یک اقدام در جلوگیری از این محدودیت استفاده از یک پالس ریفوکاسینگ با یک زاویه فلیپ کوچک است (مثلاً  $120^\circ$  به جای  $180^\circ$ ). در ترکیب با تصویربرداری سریع اسپین اکو، کاربرد پالس های ریفوکاسینگ با زوایای ریفوکاسینگ کوچک به یک برهم نهی کاملاً پیچیده از مسیرهای متعدد منجر می شود. این اثر حتی هنگام ترکیب دنباله FSE با یک دستیابی ۳D تقویت می شود. چون خطوط فوریه در و اطراف مرکز فضای K برای SNR و CNR اهمیت دارند، ثابت شده است که تقویت سیگنال این خطوط فضای K با استفاده از

پالس های ریفوکاسینگ با زاویه فلیپ متغیر در سراسر دستیابی در مقایسه با روش FSE کاملاً ریفوکاس شده SNR بالاتری به دست می دهد. چون برهم نهی مسیرهای اکوهای متعدد را می توان یک اکوی اکوها در نظر گرفت، اصطلاح «هایپراکو» معرفی شده است. مترادف هایی نظیر TRAPS (transition between Pseudo steady state) و (sampling perfection with application optimized contrast by using different flip angle evolutions) SPACE.

(شکل ۱-۲) بیانگر توسعه بیشتر این روش های تصویربرداری اسپین اکوی سریع با زوایای متغیر ریفوکاسینگ است. SPACE را می توان با یک پیش وارونگی مگنتایزیشن طولی و یک زمان وارونگی بلند ترکیب کرد تا تظاهراتی سیاه از مایع به دست آید.



شکل ۱-۱ کاربرد یک پالس برگرداننده فلیپ  $90^\circ$ - در انتهای قطار اکو مگنتایزیشن عرضی باقیمانده را وادار می کند به جهت طولی برگردد، که سبب بهبود سیگنال در بافت هایی با زمان آسایش بلند  $T_2$  می شود. (a) تصویر TSE وزن  $T_2$  از ساجیتال مهره ها. (b) تصویر RESTORE ساجیتال مهره ها که با پارامترهای مشابه به دست آمده، به اضافه یک پالس برگرداننده فلیپ.



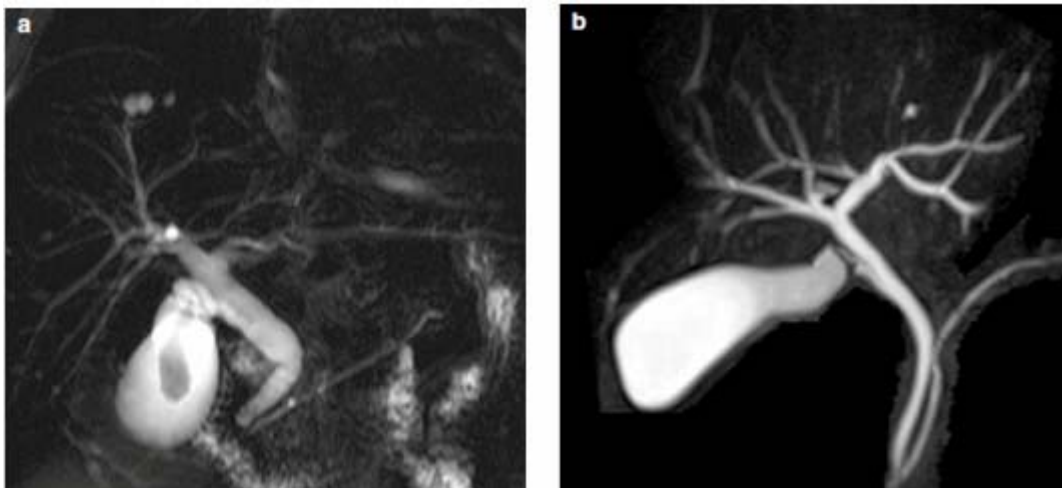
شکل ۱-۲ SPACE یک دستیابی ۳D FSE است، که زاویه ریفوکاسینگ پالس ریفوکاسینگ RF کمتر از  $180^\circ$  است و در سراسر این دستیابی ۳D تغییر می‌کند (زاویه فلیپ متغیر) تا یک کنتراست بهینه و یک تفکیک فضایی بالا به دست آید در حالی که مقدار SAR پایین است. این تصویر با استفاده از SPACE با اشباع چربی و وزن PD به دست آمده و پارگی منیسک را نشان می‌دهد.

### SS-FSE، SS-TSE، HASTE: تصویربرداری single shot با اسپین اکو

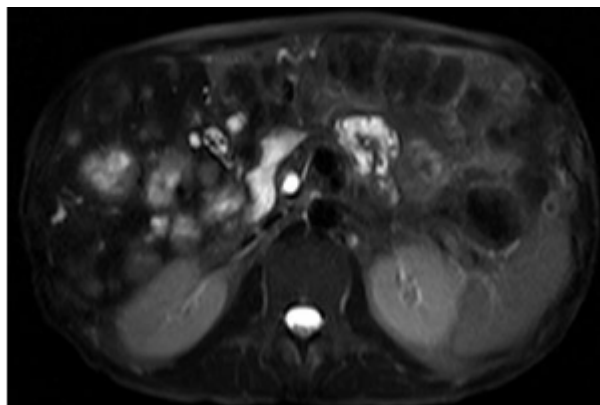
با استفاده از فقط یک تهیج منفرد که با اسپین اکوهای متعدد کدگذاری شده فاز دنبال می‌شود فضای K پر می‌شود، این تکنیک را single shot spin echo (SS-FSE، SS-TSE) می‌نامند. برای به دست آوردن فضای K برای ماتریسی با ۱۲۸ ستون در جهت کدگذاری فاز به ۱۲۸ اسپین اکوی کدگذاری شده فاز نیاز داریم. زمان بلند قطار اکو بیان می‌کند که کنتراست صرفاً وزن  $T_2$  دارد. فضای K متفان است، استفاده از فوریه جزئی و به دست آوردن فقط نیمی از فضای K (به اضافه چند خط فوریه فراتر از مرکز فضای K) را تکنیک نصف فوریه می‌نامند. ترکیب تصویربرداری single shot FSE با تکنیک نصف فوریه به روش Half Fourier Acquired Single Shot (HASTE Turbo Spin ECHO) منجر می‌شود. زمان بلند قطار اکو بیانگر وزن  $T_2$  است و یک روش مناسب برای حفرات پر از مایع است همان‌طور که در MR کلانژیو پانکراتوگرافی (MRCP) انجام می‌شود (شکل ۱-۳).

### HASTIRM

تصویربرداری اسپین اکوی single shot با پیش آماده‌سازی مگنتایزیشن هر نوع پیش آماده‌سازی مگنتایزیشن طولی، مانند طرح‌های آمادگی IR، می‌تواند با دستیابی اسپین اکوی single shot مانند HASTE ترکیب شود، که گاهی به یک دنبال جدید تصویربرداری نظیر HASTIRM منجر می‌شود (شکل ۱-۴).



شکل ۱-۳ (a) Half Fourier acquired Single Shot Turbo Spine Echo -HASTE دستیابی تصویر را در کمتر از  $600\text{ms}$  امکان پذیر می کند. این کنتراست همیشه وزن  $T_2$  است و یک کاربرد نوعی آن در کلانژیوپانکراتوگرافی است. (b) این MRCP با استفاده از SPACE با یک پالس RESTORE و یک الگوریتم GRAPA برای کاهش زمان به دست آمده است.



شکل ۱-۴ HASTIRM: HASTE در ترکیب با یک پالس وارونه کننده و استفاده از یک زمان وارونگی کوتاه یک سرکوب چربی وابسته به زمان آسایش را امکان پذیر می کند.

### ۳-۱- خانواده گرادیان اکو

#### GRE: گرادیان اکوی مرسوم

در تصویربرداری مرسوم، زمان اندازه‌گیری با حاصلضرب TR ضرب در تعداد خطوط فوریه مورد نظر ضرب در تعداد دستیابی‌ها معین می‌شود. حذف پالس ریفوکاسینگ RF سبب می‌شود دنباله تصویربرداری به  $T_2^*$  حساس شود. این حساسیت در برخی کاربردهای خاص مطلوب است، اما چون  $T_2^*$  همچنین تابعی از ناهمگنی‌های میدان مرتبط با بیمار است، یک مانع بزرگ در ناحیه‌هایی است که قابلیت پذیرش مغناطیسی تغییرات زیادی دارد (مثلاً، قاعده جمجمه). چون از گرادیان‌های دوقطبی میدان مغناطیسی برای تولید اکو استفاده می‌شود این نوع از دنباله‌ها را GRE می‌نامند. حذف پالس ریفوکاسینگ RF سبب کوتاه شدن زمان تصویربرداری می‌شود، TE کوتاه‌تر می‌شود که به‌طور بالقوه TR کوتاه‌تر را امکان‌پذیر می‌کند، که برای تصویربرداری ۳D یا دینامیک مطلوب است. مزیت تصویربرداری ۳D پوشش بدون فاصله حجم مورد نظر است. چون هیچ فاصله‌ای بین پیکسل‌های مجاور تصویر نیست، همچنین در یک دنباله ۳D از یک برش به برش بعدی هیچ فاصله‌ای نیست، در تصویربرداری ۳D به جای اصطلاح برش از اصطلاح قسمت (Partition) استفاده می‌شود. مزیت دیگر آن است که هر خط اندازه‌گیری شده حاوی اطلاعات کل شی است و بنابراین SNR بهتری دارد. تنها پیش‌نیاز برای دستیابی ۳D داده‌ها امکان یک TR کوتاه (و ترکیب با یک طرح دستیابی مالتی اکو) است تا تمام مراحل کدگذاری فاز در یک زمان معقول اندازه‌گیری به دست آید.

#### FLASH: Fast Low Angle Shot یا Spoiled GRE

یک تهیج با زاویه کم سبب می‌شود فقط بخشی از مگنتایزیشن طولی موجود به یک مگنتایزیشن عرضی تبدیل شود. و این مگنتایزیشن عرضی است که مسئول دامنه سیگنال MR القاء شده است اولین پالس تهیج از تمام مگنتایزیشن طولی استفاده می‌کنند.

با استفاده از یک زاویه فلیپ کوتاه، اختلاف بازگشت  $T_1$  را می‌توان به حداقل رساند، در این حالت حتی با یک TR کوتاه وزن تصویر  $T_2^*$  خواهد بود.

#### TFL, MP-RAGE: تصویربرداری گرادیان اکو با پیش‌آماده‌سازی مگنتایزیشن

سریع‌ترین راه برای به دست آوردن یک تصویر با یک دنباله مرسوم GRE انتخاب یک پهنای باند بزرگ، که فقط یک پنجره کوچک دستیابی داده‌ها را ایجاد می‌کند، انتخاب یک TE حداقل، و انتخاب کوتاه‌ترین TR ممکن است. وارونگی مگنتایزیشن پیش از شروع دنباله تصویربرداری وارد کردن یک کنتراست وزن  $T_1$  را امکان‌پذیر می‌کند یا حذف سیگنالی با یک زمان اسایش  $T_1$  خاص را ممکن می‌کند، شبیه روش STIR. در اینجا وارونگی مانند

تصویربرداری IR پیش از هر خط فوریه رخ نمی دهد، بلکه به صورت یک آمادگی قبل از دستیابی سریع تمام خطوط فوریه انجام می شود. یک چنین روش دستیابی را توربو فلش (TFL) می نامند. تنها تکنیک تصویربرداری است که کنتراست در آن با تغییر ابعاد ماتریس تغییر می کند.

تصاویر توربو فلاش ممکن است اندکی محو باشد چون فرکانس های فضایی بالاتر معمولاً دامنه های سیگنال متفاوتی دارند. امروزه از این تکنیک تقریباً فقط برای اندازه گیری پرفیوژن اولین عبور در تصویربرداری قلب استفاده می شود.

زمان به دست آوردن یک مجموعه داده های ۳D بسیار بلندتر از آن است که پیش آمادگی مگنتایزیشن در تمام مدت یک دستیابی ۳D باقی بماند. بنابراین، یک طرح پیش آمادگی برای دستیابی ۳D اندکی متفاوت از روش ۲D است. پالس پیش آمادگی پیش از هر حلقه کدگذاری عمق قرار می گیرد و بعد از یک زمان بازگشت برای حلقه بعدی کدگذاری عمق با یک گام متفاوت کدگذاری فاز تکرار می شود. این تکنیک را آماده سازی مگنتایزیشن گرادیان اکوی سریع MP-RAGE می نامند. این تکنیک امکان به دست آوردن وزن  $T_1$  بهتری از SE را فراهم می کند، تمام سر را در کمتر از ۵ دقیقه بدون هیچ فاصله ای بین برش ها پوشش می دهد.

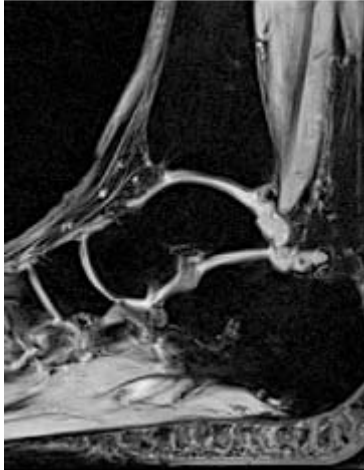
مزیت MR-RAGE آن است که سهم سیگنال در هر گام کدگذاری فاز در صفحه ثابت است، یک تصویر بدون آرتیفکت، مشابه تکنیک GRE مرسوم ارائه می دهد. تغییرات سیگنال ناشی از تجمع داده ها در طول یک منحنی آسایش در جهت کدگذاری عمقی مؤثر است و فقط وقتی قابل مشاهده است که یک بازسازی مالتی پلانار در همان جهت انجام شود. مزیت دیگر این تکنیک کنترل روی وزن  $T_1$  از طریق وزن وارونگی است، که کنتراست بهتری از تصویربرداری SE فراهم می کند. علیرغم عملکرد مؤثر MP-RAGE، باید به خاطر داشته باشیم که اساس آن یک دستیابی گرادیان اکو با حساسیت  $T_2^*$  است.

## Segmented EPI, MERGE, MEDIC: تصویربرداری مالتی اکو با گرادیان اکو

اساساً دو مفهوم در تصویربرداری گرادیان اکوی مالتی اکو وجود دارد. یک مفهوم که قبلاً بحث شد از اکوهای اضافی کدگذاری فاز استفاده می کند تا زمان اندازه گیری کاهش یابد، مفهوم دیگر استفاده از اکوهای اضافی بدون به کار بردن یک کدگذاری فاز متفاوت است، بلکه فقط برای دستیابی اضافی استفاده می شود تا SNR بهبود یابد، همچنین وزن  $T_2$  بهتر شود (شکل ۵-۱). اکوهای متعدد با متوسط گیری بدون افزایش زمان اندازه گیری برای بهبود کیفیت تصویر استفاده می شود، با این حال به هزینه زمان بیشتر حلقه برش (Slice-loop) (یعنی برش های کمتر در TR یکسان انجام می گیرد).

روش گرادیان اکوی Single-Shot که قبلاً بیان شد دارای عدم مزیت از دست دادن تمام پیش آمادگی ها در حین یک قطار بلند اکو یا کاهش کیفیت تصویر ناشی از حساسیت شدید  $T_2^*$  در یک ETL بلند است. با روش «قطعه قطعه کردن»

(Segmentation) زمان اندازه‌گیری باز هم بلند است، اما ETL‌های کوتاه‌تر به حساسیت کمتر  $T_2^*$ ، و از این‌رو آرتیفکت کمتر و کیفیت بهتر تصویر منجر می‌شود.



شکل ۱-۵ MEDIC (Multi echo data image combination). اکوهای متعدد متوسط‌گیری می‌شوند تا SNR و وزن  $T_2$  بهبود یابد.

## FID-EPI: تصویربرداری گرادیان اکوی Single-Shot

تصویربرداری اکوپلانا- EPI در سال ۱۹۸۷ معرفی شد و قدیمی‌ترین تکنیک تصویربرداری سریع است، که گاهی به آن روش تصویربرداری فوق سریع (Ultra fast) گفته می‌شود. شکل کلاسیک آن استفاده از یک پالس تهییج و اکوهای متعدد کدگذاری شده فاز برای تولید یک تصویر است.

به دنبال یک تهییج RF بلافاصله افت سیگنال به دلیل دفازینگ مگنتایزیشن عرضی رخ می‌دهد که آن را کاستی آزاد القایی (FID) (free induction decay) نیز می‌نامند. بنابراین تشکیل یک گرادیان اکو به عنوان اندازه‌گیری این FID اطلاق می‌شود. نمونه‌برداری با اکوهای متعدد کدگذاری شده فاز به دنبال یک تهییج منفرد بدون هیچ پیش‌آمادگی را معمولاً FID-EPI می‌نامند تا از دیگر تکنیک‌های دستیابی EPI متمایز شود. با EPI، امکان تولید یک تصویر در حدود  $120\text{ms}$  - وجود دارد. این تکنیک کلاسیک به دلیل طول قطار اکوی (ETL) GRE دارای آرتیفکت‌های ذاتی است همچنین دارای چندین درهم‌ریختگی هندسی در نواحی‌ای با اختلاف زیاد قابلیت پذیرش، نظیر نواحی صورت یا قاعده جمجمه است. دیگر عدم مزیت آن تفکیک فضایی محدود است. کاربرد گرادیان‌های پایین کدگذاری فاز متناظر با یک پهنای باند بسیار پایین است. یک پیش‌نیاز در کاربرد EPI سرکوب خوب سیگنال چربی است، در غیر این صورت تصویر چربی به صورت یک سایه مزاحم ظاهر می‌شود. با این وجود، چند کاربرد بالینی وجود دارد که در آنها EPI تنها تکنیک

تصویربرداری انتخابی است. این کاربردها شامل وزن انتشار (دیفیوژن) در تصویربرداری مغز است. دیگر کاربردها شامل دستیابی سریع حجم‌های بزرگ مانند آنچه در fMRI یا تصویربرداری عروق کرونری مورد نیاز می‌باشد.

## ۴-۱- مخلوط‌ها (هیبریدها)

تکنیک‌های تصویربرداری گرادیان اکو، جایی که سیگنال می‌تواند از مسیرهای متعدد اکو ساخته شود، به عنوان تکنیک‌های مخلوط یا هیبرید در نظر گرفته می‌شوند، چون مگنتایزیشن عرضی باقیمانده بعد از تکمیل اندازه‌گیری یک خط فوریه، با پالس تهییج RF بعدی ریفوکاس (هم‌فاز) می‌شود و می‌تواند به عنوان یک اسپین اکو در نظر گرفته شود.

### FISP, True FISP, CISS, DESS, PSIF

تکنیک FLASH صرفاً با حالت پایای مگنتایزیشن طولی کار می‌کند، از طریق نابود کردن مگنتایزیشن عرضی در انتهای اندازه‌گیری یک خط منفرد فوریه با به کار بردن گرادیان‌های «تباہ‌کننده» (Spoiler) یا از طریق جلوگیری یک حالت پایای مگنتایزیشن عرضی با استفاده از "RF Spoiling". تغییر دادن این تکنیک از طریق ریفازینگ مگنتایزیشن عرضی در انتهای اندازه‌گیری یک خط منفرد فوریه کنتراست تصویر را تغییر می‌دهد. ریفازینگ قسمتی از مگنتایزیشن عرضی که به منظور کدگذاری فضایی دفاز شده بود به یک دنباله جدید منجر می‌شود، که تصویربرداری سریع با پرسپیشن حالت پایا- FISP نامیده می‌شود (شکل ۶-۱)

True FISP یک دنباله جدیدتر از FISP است که آرتیفکت‌های کمتری از FISP دارد و امروزه به جای FISP

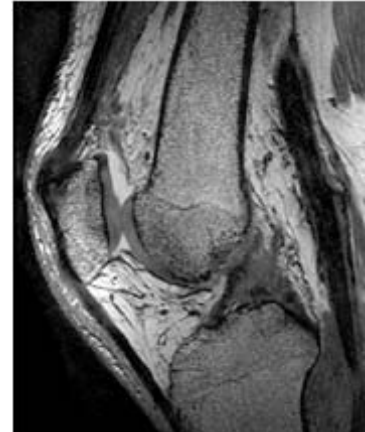
از True FISP استفاده می‌شود (شکل ۷-۱).

به منظور به دست آوردن یک کنتراست True FISP، یک زاویه فلیپ بزرگ و یک TR کوتاه باید انتخاب شود، در غیر این صورت مگنتایزیشن عرضی قابل ملاحظه‌ای باقی نمی‌ماند تا کنتراستی متفاوت از کنتراست FLASH ایجاد کند. دنباله CISS (تداخل سازنده حالت پایا Constructive interference steady state) کوششی است برای حذف آرتیفکت‌های تداخل نابودکننده در یک روش غیرکامل 3D True FISP. در تکنیک CISS دو اندازه‌گیری 3D نمونه‌برداری و متوسط‌گیری می‌شود، یک اندازه‌گیری با تغییر فاز پالس تهییج RF و دیگری بدون تغییر. این تکنیک دو مجموعه تصویر با الگوهای جابجا شده نوارهای تداخل نابودکننده تولید می‌کند (بدون آنکه به کاربر نشان داده شوند). با ادغام این تصاویر، الگوهای تداخلی نابودکننده کاهش می‌یابد، از این رو آن را CISS می‌نامند.

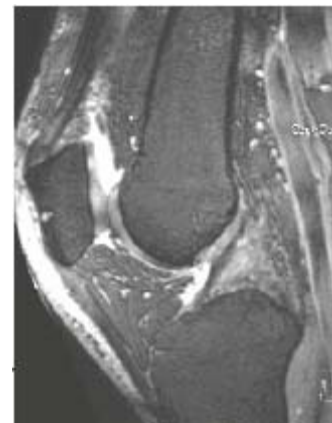
استفاده از جزء SE در روش‌های پایا با استفاده از تکنیک PSIF امکان‌پذیر است (شکل ۸-۱). از این

دنباله امروزه در کلینیک استفاده نمی‌شود. این یک دنباله جالب به عنوان جایگزین برای وزن دیفیوژن است. اما در این کتاب، صرفاً به منظور توضیح دنباله بعدی، DESS) double echo steady state (از آن استفاده می‌کنیم.

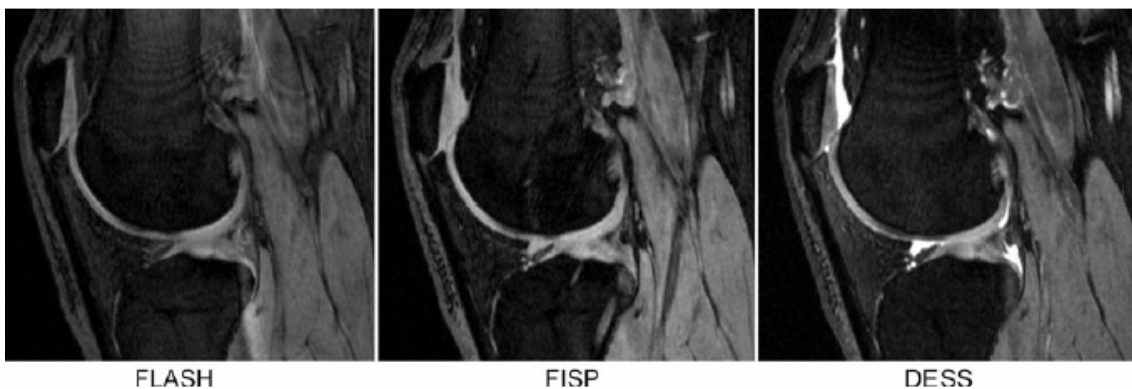
همچنین قرار دادن تکنیک PSIF در خانواده دنباله‌های هیبرید گمراه‌کننده است، چون صرفاً یک دنباله اسپین اکو است. از آنجا که TE واقعی برابر است با TE انتخابی به اضافه TR، تصاویر PSIF دارای وزن سنگین T<sub>2</sub> است. یک دستیابی جداگانه از جزء GRE و جزء SE، ترکیب کردن هر دو سیگنال در حین بازسازی تصویر، DESS نامیده می‌شود و در تصویربرداری اسکلت عضلات به کار می‌رود (شکل ۹-۱).



شکل ۶-۱ FISP تصویربرداری سریع با پرسیشن حالت پایا. دفازینگ با گرایان کدگذار فاز، که به منظور کدگذاری فضایی انجام می‌شود، بعد از دستیابی داده‌ها ریفاز می‌شود. یک حالت پایا برای مؤلفه عرضی برقرار می‌شود. در مقایسه با FLASH، با استفاده از یک زمان تکرار کوتاه و یک زاویه فلیپ بزرگ سیگنال بهتری برای بافت‌هایی با T<sub>2</sub> بلند به دست می‌آید.



شکل ۷-۱ True FISP- تصویربرداری سریع واقعی با پرسیشن حالت پایا همان FISP است. ریفاز کردن تمام مؤلفه‌ها در جهت انتخاب برش، جهت کدگذاری فاز و جهت خواندن، مشارکت حالت پایای مگنتایزیشن عرضی بیشینه می‌شود. این تصویر ساجیتال با استفاده از True FISP در حدود ۴S به دست آمده است.



شکل ۹-۱ مقایسه FLASH، FISP، DESS، مقاطع ساجیتال از زانو اختلاف بالینی بین دنباله‌های fast low-angle shot (FLASH)، fast imaging with steady state precession (FISP) و double echo steady state (DESS) را نشان می‌دهد.

با FLASH شروع می کنیم، حالت پایای مؤلفه عرضی FISP شدت سیگنال بالاتری را در بافت هایی با  $T_2^*$  بلندتر فراهم می کند. مؤلفه اسپین اکوی تکنیک DESS با وزن سنگین  $T_2$  که به مؤلفه FISP اضافه می شود به وضوح مزیت این تکنیک را نشان می دهد. DESS تمایز بهتری را بین چربی، غضروف و مایع مفصلی امکان پذیر می کند.

## TGSE: توربو گرادیان و اسپین اکو، SE-EPI

هیبریدها به روش های تصویربرداری اطلاق می شود که مخلوطی از گرادیان اکوها و اسپین اکوها را استفاده می کنند. یک مثال کلاسیک GRASE- گرادیان و اسپین اکو است که همچنین TGSE- توربو گرادیان و اسپین اکو نامیده می شود. این تکنیک اکوهای گرادیانی و اسپینی را با جمع آوری گرادیان اکوها درون یک پوش (envelope) اسپین اکو ترکیب می کند. چون این تکنیک فاصله بین پالس های ریفوکاسینگ RF را طولانی می کند، الگوی جفت شدگی J، که مسئول روشن ظاهر شدن چربی در تصاویر TSE است، شکسته نمی شود و چربی مشابه CSE ظاهر می شود. چون گرادیان اکوها به تفاوت های قابلیت پذیرش حساس است و چون اکنون پالس های ریفوکاسینگ RF دورتر از هم هستند، زمان بیشتری برای دیفیوژن (انتشار) وجود دارد، حساسیت به آسیب های همورژیک در مقایسه با تصاویر TSE اندکی بهتر می شود.

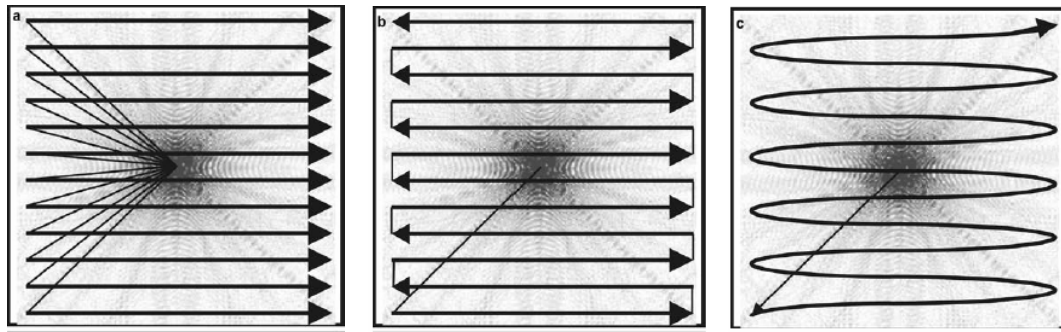
یک اسپین اکو EPI (SE-EPI) در مقایسه با FID-EPI به عنوان یک هیبرید در نظر گرفته می شود چون گرادیان اکوها تحت یک پوش SE به دست می آیند. تفاوت آن با TGSE فقط یک جفت RF  $180^\circ$ - $90^\circ$  است که در EPI استفاده می شود در صورتی که پالس های مکرر  $180^\circ$  در TGSE استفاده می شود. یک مثال از آن DW-SE-EPI است. سگمنتاسیون (Segmenting) روش EPI با تکرار تهییج و ریفوکاسینگ به دنبال ETL های کوتاه تر نهایتاً به زمان بندی یکسان دنباله با TGSE منجر می شود.

## ۵-۱- مسیرهای فضای K و استراتژی های جبران حرکت

دستیابی های مرسوم فضای K یک گرادیان میدان مغناطیسی کدگذار فرکانس را در مدت دستیابی داده ها با یک آمادگی فاز مگنتایزیشن عرضی در جهت کدگذاری فاز به کار می برند. آمادگی فاز مکان خط فوریه اندازه گیری شده را درون فضای K تعیین می کند. همان طور که در شکل ۱-۱۰a نشان داده می شود. این طرح دستیابی فضای K در GRE و همین طور SE، و حتی در تصویربرداری اسپین اکوی سریع است. در مورد اخیر، اطلاعات فاز قبل از پالس ریفوکاسینگ RF بعدی مجدداً روی صفر تنظیم می شود. یک گرادیان کوچک کدگذاری فاز ساختارهای بزرگ را در جهت کدگذاری فاز اندازه گیری می کند و خط فوریه آن در اطراف مرکز فضای K قرار می گیرد. یک گرادیان بزرگ کدگذاری فاز اطلاعاتی از جزئیات شی (تفکیک فضایی بالا) در جهت کدگذاری فاز به دست می دهد و خط فوریه آن دور از مرکز فضای K قرار می گیرد. در تکنیک های single shot نظیر bEPI فضای K مطابق با طرح نشان داده شده در شکل ۱-۱۰b نمونه برداری می شود. نهایتاً، اگر یک گرادیان کوچک کدگذاری فاز در مدت نمونه برداری

داده‌ها باقی بماند، همان‌طور که در شکل ۱۰-۱ نشان داده می‌شود، مسیر فضای  $K$  از یک الگوی زیگزاگ پیروی می‌کند، مانند FID-EPI.

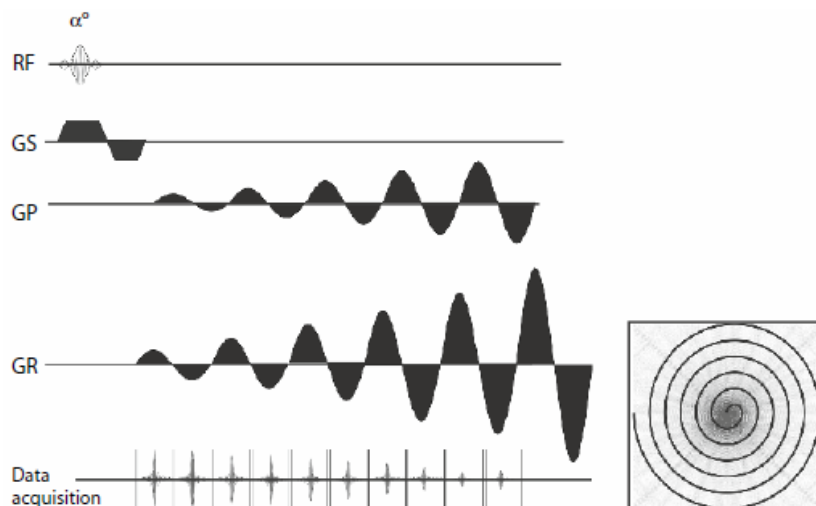
جابجایی یک شیء یا قسمتی از شیء در حین کدگذاری فاز یا فرکانس در بین یک جفت پالس‌های گرادیان دفازینگ و ریفازینگ سبب می‌شود فاز نسبت به مکان ناصحیح نسبت داده شود و به صورت آرتیفکت‌های حرکتی صرفاً در جهت کدگذاری فاز ظاهر می‌شود.



شکل ۱۰-۱ مسیرهای فضای  $K$ : (a) در حین دستیابی سستی فضای  $K$ ، مکان اولیه فاز همان‌طور که توسط گرادیان کدگذار فاز قبل از کدگذاری فرکانس تعیین می‌شود، خط فوریه‌ای را که باید اندازه‌گیری شود تعیین می‌کند (b) با bEPI، کدگذاری فاز در زمان تغییر قطبیت گرادیان کدگذار فرکانس تغییر می‌کند. (c) یک پرشده‌گی پیوسته فاز در دستیابی کلاسیک FID-EPI مشاهده می‌شود.

### دستیابی اسپیرال داده‌ها

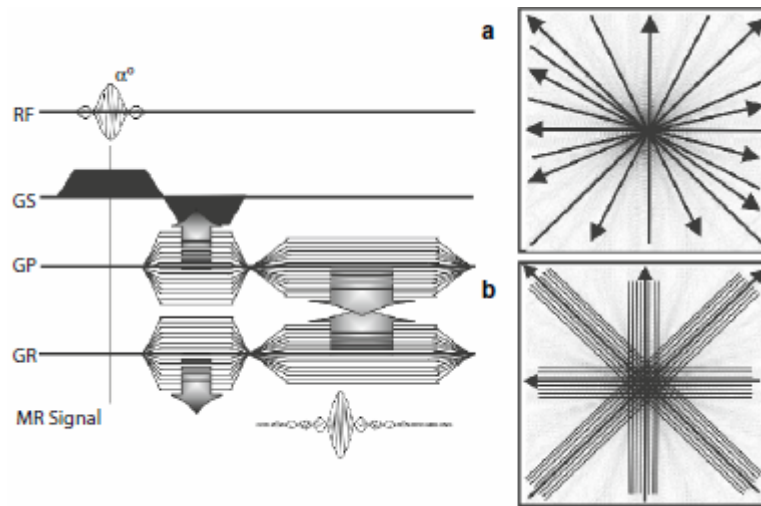
همان‌طور که در بالا نشان داده شد، تعیین مکان فضایی بر مبنای تحلیل فاز سیگنال القایی انجام می‌گیرد. استفاده از یک گرادیان نوسان‌کننده کدگذار فرکانس به گرادیان اکوهای متعدد منجر می‌شود. اگر در همین زمان یک گرادیان کوچک کدگذاری فاز به دست آید، روند خط داده‌های به دست آمده متناظر با یک مسیر زیگزاگ در فضای  $K$  خواهد بود. این طرح دستیابی کلاسیک در یک دنباله تصویربرداری اکوپلانا EPI است، به خصوص وقتی گرادیان کدگذار فاز بلیپ‌دار باشد، این دنباله را blipped EPI (bEPI) می‌نامند. اگر از گرادیان‌های میدان مغناطیسی که با دامنه روبه افزایش نوسان می‌کند برای جهت کدگذاری فاز و نیز کدگذاری فرکانس استفاده شود، مسیر فضای  $K$  یک مسیر اسپیرال (مارپیچ) خواهد بود از این‌رو آن را Spiral EPI (SEPI) می‌نامند (شکل ۱۱-۱).



شکل ۱۱-۱-SEPI- دنباله تصویربرداری اسپیرال اکوپلانا.

### دستیابی شعاعی داده‌ها

در تصویربرداری سنتی کدگذاری فوریه، معمولاً پیش از اجرای پروتکل تصویربرداری کاربر معمولاً نه فقط جهت برش‌های تصویربرداری بلکه همچنین جهت کدگذاری فرکانس و فاز را انتخاب می‌کند. یک طرح جدید دستیابی از چرخش جهت کدگذاری فرکانس در حین تصویربرداری استفاده می‌کند، به جای آنکه گام به گام با خطوط کدگذاری فاز انجام شود (شکل ۱-۱۲). این استراتژی نمونه‌برداری شبیه طرح مورد استفاده در توموگرافی کامپیوتری است و دستیابی شعاعی نامیده می‌شود (شکل ۱-۱۲a). یک تعدیل از این طرح استفاده کمتر از کدگذاری فاز و در جهت عمود بر کدگذاری فرکانس است (شکل ۱-۱۲b). این طرح دستیابی را PROPELLER، BLADE، یا Multi vane می‌نامند. این روش دارای چند مزیت ذاتی است. علیرغم حرکت‌های قابل ملاحظه شیء، این روش می‌تواند تصاویری بدون آرتیفکت‌های حرکتی تولید کند. در حالی که دستیابی اسپیرال محدود به طرح‌های دستیابی EPI است، یک دستیابی شعاعی (رادپال) را می‌توان با هر دنباله‌ای ترکیب کرد.

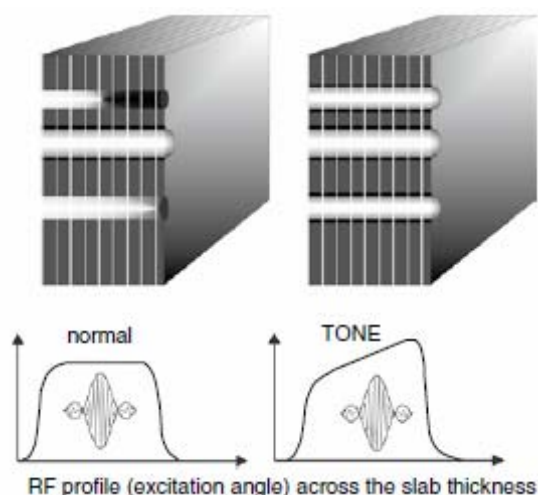


شکل ۱-۱۲ نمونه برداری شعاعی (رادپال) با چرخش جهت گرادپان کدگذار فرکانس در حول شیء انجام می شود شبیه به آشکارساز دوار در CT.

## ۱-۶- جریان و حرکت

### Tilted Optimised Nonsaturated Excitation :TONE

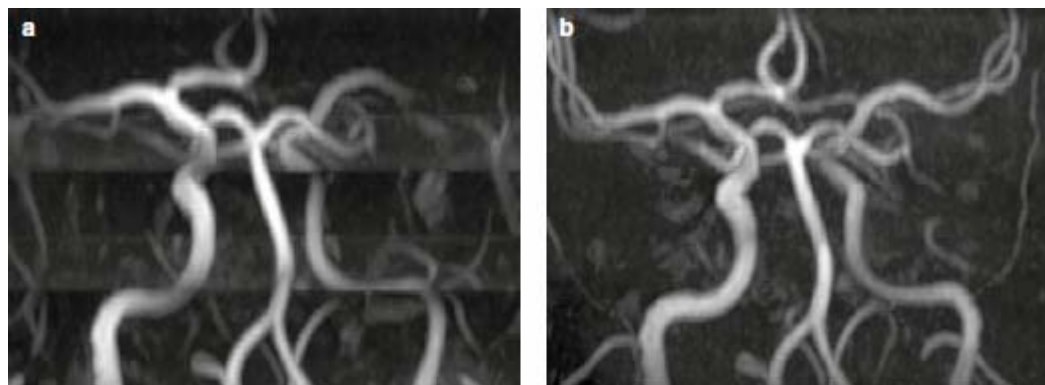
هنگامی که خون در یک ۳D TOF به درون یک قطعه تصویربرداری ۳D جریان می یابد، از نقطه ورود تا به طرف نقطه خروج به طور فزاینده اشباع می شود. این اثر اشباع سبب آرتیفکت هایی در تصویربرداری قطعه ای ۳D می شود همان طور که در شکل ۱-۱۴a نشان داده می شود. این اثر اشباع را می توان با شکل دادن به پالس تهییج RF تعدیل کرد. بسته به جهت جریان و سرعت تقریبی جریان، زاویه فلیپ به صورت تابعی از مکان در طول جهت جریان تنظیم می شود. در نقطه ورودی رگ به درون قطعه ۳D زاویه فلیپ تهییج کم می باشد و به طرف نقطه خروجی رگ از قطعه، زاویه فلیپ به تدریج افزایش می یابد شکل (۱-۱۳). هدف از این روش مشارکت همگن سیگنال در سراسر حجم ۳D و کاهش آرتیفکت های مرزی در تصویربرداری ۳D TOF MRA است (شکل ۱-۱۴b). این تکنیک را همچنین Tilted Optimized Nonsaturating Excitation -TONE می نامند.



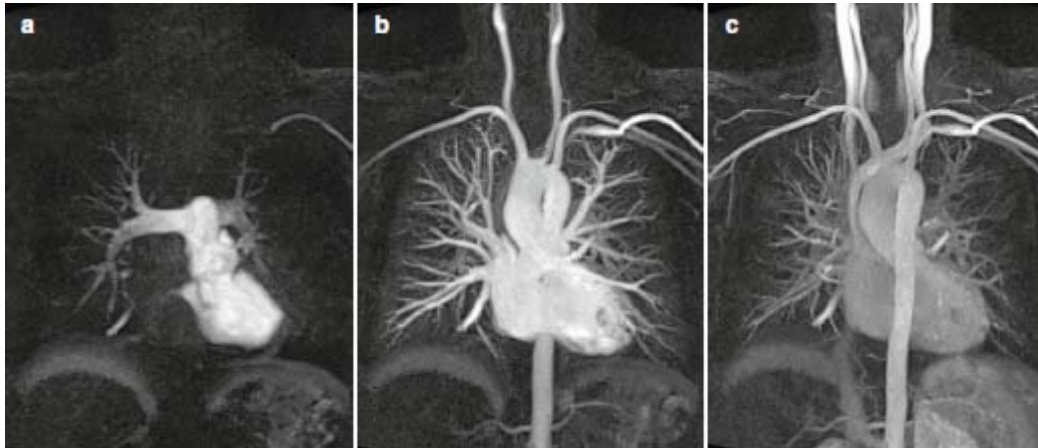
شکل ۱۳-۱ اثر زمان پرواز در آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی ۳D (۳D TOF-MRA): کنتراست در این تصویربرداری با مقدار خونی که در قطعه تهییج شده جاری می شود، و جایگزین مایع اشباع شده می شود، تعیین می گردد. برای یک قطعه ضخیم و جریان آهسته، یک اشباع خون به طرف قسمت دیستال قطعه وجود دارد. این اثر با استفاده از یک پروفایل نامتقارن پالس رادیو فرکانس (RF)، که TONE نامیده می شود کاهش می یابد. در این حالت، زاویه تهییج در نقطه ورودی رگ کمتر از نقطه خروجی است.

### TRICK و TWIST: CeMRA با تفکیک زمانی

MRA با تزریق کنتراست را قبلاً معرفی کردیم، و چالش هماهنگ کردن رسیدن بولوس با شروع دنباله تصویربرداری قبلاً بحث شده است، یک رهیافت متفاوت یک دستیابی قطعه ۳D با تفکیک زمانی بعد از تزریق کنتراست است. نمونه برداری مکرر خطوط فضای K با تفکیک فضایی پایین در ترکیب با درونیابی زمانی (temporal interpolation) تولید یک سری تصویربرداری با تفکیک زمانی از سیتیک کنتراست را امکان پذیر می کند (Time Resolved Imaging Contrast Kinetics (TRICKS). یک رهیافت متفاوت دیگر استفاده از یک آنژیوگرافی ۳D تفکیک زمانی با مسیرهای یک در میان تصادفی است (TWIST) - Time Resolved Angiography With Interleaved Stochastic Trajectories. در هر دو مورد، ۳D CeMRA را می توان با تفکیک زمانی و فضایی بالا بدون نیاز به تقریب زمان عبور بولوس انجام داد. مترادف های دیگر برای ارجاع به درونیابی فضایی و زمانی به منظور تفکیک زمانی عبارتند از TREAT، k-t BLAST، HYPR و VIPR. این آخری از تکنیک دستیابی شعاعی استفاده می کند.



شکل ۱-۱۴ ۳D TOF-MRA چند قطعه‌ای (a) بدون پالس تصحیح شده تهیه‌ی RF (با زاویه فلیپ یکسان در سراسر قطعه تصویربرداری). (b) TONE (زاویه خطی فلیپ در جهت جریان افزایش می‌یابد).



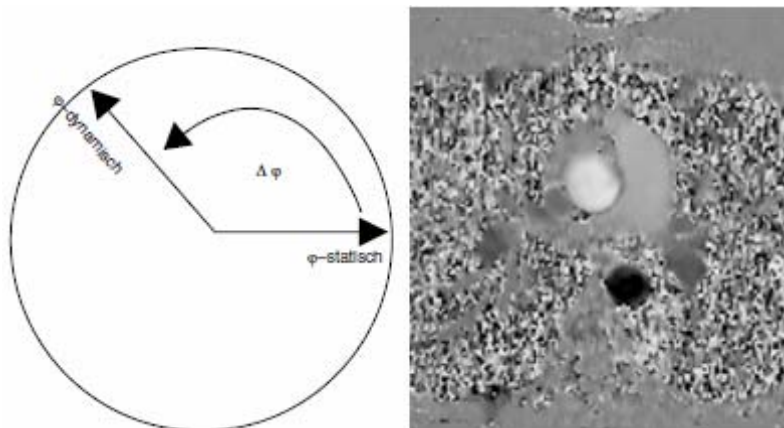
شکل ۱-۱۵ MR-TWIST آنژیوگرافی با تزریق کنتراست با تفکیک زمانی با مسیرهای یک درمیان تصادفی (a) رسیدن اولیه بولوس به عروق پالمونری، (b) فاز شریانی، (c) فاز وریدی.

## اندازه‌گیری جریان

همان‌طور که می‌دانید، گرادیان‌های میدان مغناطیسی به منظور کدگذاری فضایی استفاده می‌شوند و اگر بافتی که در آن مگنتایزیشن عرضی تولید شده در حین یا در بین گرادیان‌های مغناطیسی فعال تغییر مکان دهد، مکان فاز مگنتایزیشن عرضی در مقایسه با بافت ثابت در آن مکان تغییر می‌کند. این تغییر فاز با سرعت جریان خون متناسب است. مقایسه این فاز با فاز یک دنباله غیرحساس به جریان، که در آن فاز جریان متناظر با فاز یک بافت ثابت در آن مکان است، اندازه‌گیری سرعت جریان را امکان‌پذیر می‌کند. حساس‌سازی به جریان را می‌توان در جهت کدگذاری فاز یا فرکانس ایجاد کرد، اما معمولاً به دلیل احتمال آلودگی از طریق آثار حجم جزیی این حساس‌سازی انجام نمی‌شود. پردازش اطلاعات فاز مشاهده جهت جریان و سرعت جریان را امکان‌پذیر می‌کند (شکل ۱-۱۶).

اندازه‌گیری جریان (flow quantification) با MRI به منظور اندازه‌گیری جریان از میان شانت‌های دیالیز، بررسی بی‌کفایتی دریچه‌های قلبی، درجه‌بندی شانت‌ها در مالفرماسیون‌های مادرزادی قلبی، به دست آوردن اطلاعاتی درباره میزان جریانی که در یک لومن کاذب در دیسکشن آئورت یک اندام حیاتی را تغذیه می‌کند، و بررسی باز بودن مجاری CSF در بیماران هیدروسفالی به کار می‌رود.

شکل ۱۶-۱ اندازه‌گیری جریان (FQ) در یک تصویر اختلاف فاز بین مگنتایزیشن عرضی حساس به جریان و غیرحساس به جریان به شدت سیگنال تبدیل می‌شود. در این حالت، مقیاس خاکستری مستقیماً با سرعت جریان اندازه‌گیری شده مطابقت دارد. در شکل برش عرضی از میان قوس آنورت در سطح جریان روی نشان داده می‌شود. آنورت صعودی هایپرانتنس در

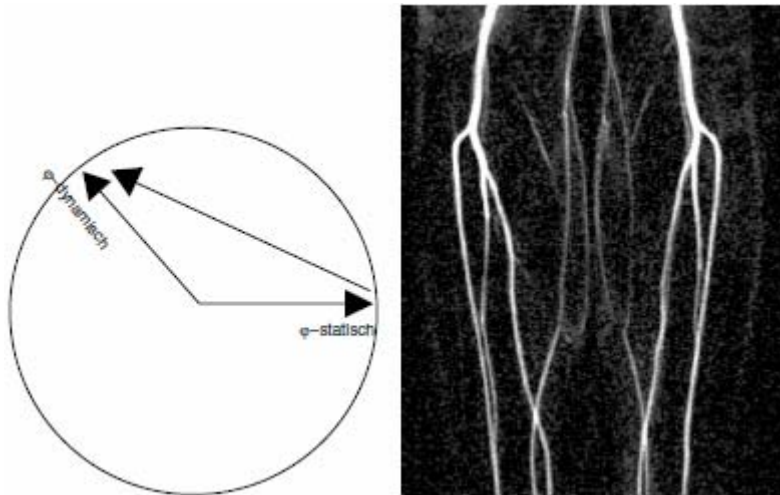


صورتی که آنورت نزولی هایپواینتنس مطابق با جهت جریان و دامنه نشان داده می‌شود.

## MR-PC-MRA آنژیوگرافی کنتراست فاز

تکنیک‌های MRA که براساس جابجایی فاز وابسته به سرعت مگنتایزیشن عرضی، یعنی کنتراست (اختلاف) فاز - PC-MRA کار می‌کنند، از تفاضل برداری بین مگنتایزیشن عرضی اندازه‌گیری جبران جریان (غیرحساس به جریان) و اندازه‌گیری حساس به جریان برای مشاهده شبکه عروقی استفاده می‌کند (شکل ۱۷-۱). در این حالت، دنباله دوم معمولاً در جهت کدگذاری فرکانس حساس می‌شود و نوعاً به عنوان یک لوکالایزر سریع برای عروق محیطی به کار می‌رود و جهت کدگذاری فرکانس از سر به طرف پا می‌باشد. این تکنیک را همچنین می‌توان به صورت اندازه‌گیری ۲D سازماندهی کرد، با یک جزء غیرحساس به جریان یک در میان برای ایجاد مرجع و سه دنباله حساس به جریان در سه جهت متعامد. در این تکنیک زمان اندازه‌گیری نسبتاً طولانی می‌باشد. کیفیت تصویر یک ۳D PC-MRA همچنین به انتخاب یک حساسیت جریان مناسب بستگی دارد. اگر حساسیت انتخابی خیلی بلند باشد، متناظر با یک گستره سرعت کم تقریب‌زده شده، کنتراست ضعیف خواهد بود (به دلیل پیمایش‌های متعدد فاز). اگر حساسیت انتخاب شده خیلی کم باشد متناظر با یک گستره سرعت بیش تقریب‌زده شده، کنتراست ضعیف خواهد بود (به دلیل یک اختلاف فاز کوچک).

به علاوه، این تکنیک به حرکت‌های مرتبه بالاتر حساس است و به توانایی تکنیک TOF نیست. مزایای این تکنیک سرکوب کامل زمینه و حساسیت قابل تنظیم به سرعت‌های پایین است. این روش PC-MRA امروزه عمدتاً به عنوان یک لوکالایزر ۲D برای یک تکنیک MRA با تزریق کنتراست به کار می‌رود.



شکل ۱۷-۱- PC-MRA  
MRA کنتراست فاز: طول اختلاف  
بردار بین مرجع ثابت و سیگنال خون  
متحرک به شدت پیکسل در یک  
تصویر ترجمه می شود.

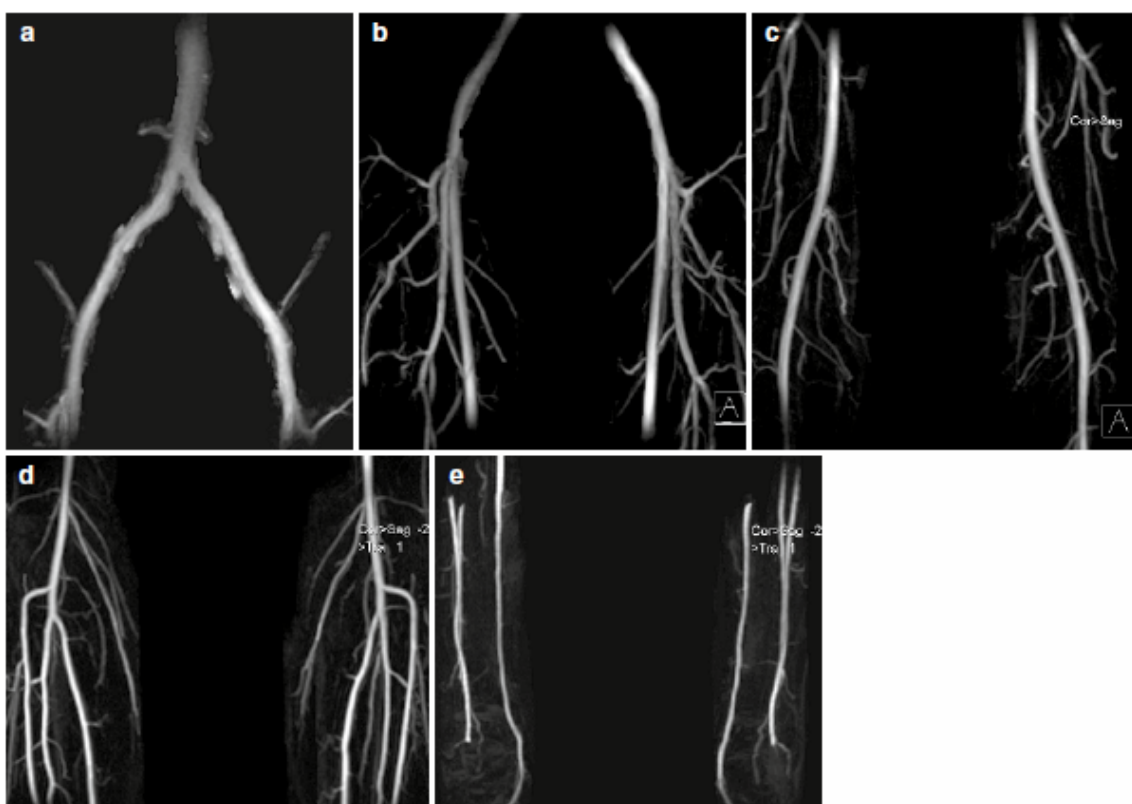
## MR آنژیوگرافی بدون تزریق کنتراست

روش های MR آنژیوگرافی بدون کنتراست قبل از ۱۹۸۷ در دسترس بودند، TOF-MRA و PC-MRA، که در کیفیت تصویر و سرعت رقابت می کردند. معرفی MRA با تزریق گادولینیوم بسیار نویدبخش بود و در تمام نواحی زیر دو شاخه کاروتید جایگزین روش های مذکور شد. ۲D PC-MRA به عنوان یک تکنیک رایج در لوکالیزاسیون عروقی باقی ماند. ۳D TOF-MRA هنوز روش انتخابی برای عروق مغزی اینتراکرانیاال است، عمدتاً به این دلیل که هنوز تفکیک فضایی بالاتری دارد. پیشرفت های اخیر فنی و ملاحظات ایمنی GBCAS مجدداً سبب توجه به روش هایی شده است که نیازی به ماده کنتراست خارجی ندارد. این تکنیک های جدیدتر را در زیر بحث می کنیم.

### روش های ۳D دریچه دار الکتروکاردیوگرافی اسپین اکوی سریع (فوریه جزئی)

تکنیک های MRA بدون کنتراست دریچه دار ECG در ۱۹۸۵ معرفی شدند. پیشرفت های اخیر این روش ها را روی سیستم های مدرن MR از نظر بالینی تسهیل کرده اند. یک تکنیک از طرح دستیابی اسپین اکوی سریع دریچه دار

ECG همراه با فوریه جزیی استفاده می کند، مثل HASTE یا SS-FSE در یک پنجره زمانی سیستولی و یک پنجره زمانی دیاستولی. در ترکیب با تصویربرداری موازی، زمان تصویربرداری ۳۵۰ میلی ثانیه برای هر تصویر است. این روش متکی بر افت سیگنال، یا flow void، در نتیجه جریان سریع شریانی در حین سیستول است برخلاف شدت سیگنال بالا در دیاستول ناشی از جریان آهسته در شریان ها. به دلیل جریان آهسته نسبی، خون وریدی هم در حین سیستول و هم در حین دیاستول روشن است. MRA با تفریق تصاویر سیستولی از دیاستولی حاصل می شود. چون تقارن فضای K به دلیل کاستی T<sub>2</sub> در حین نمونه برداری به هم می ریزد، به منظور به حداقل رساندن آرتیفکت های محوشدگی عروقی لازم است جهت کدگذاری فاز به موازات عروق باشد. پیشرفت های اخیر سبب شده تا از SPACE همراه با تکنیک دستیابی های راه اندازی شده (triggered acquisition) استفاده شود. این روش را همچنین با عنوان NATIVE SPACE می شناسند (شکل ۱۸-۱).



شکل ۱۸-۱ MIP از شبکه عروقی در زیر دو شاخه آئورت با استفاده از NATIVE SPACE: دو دنباله ۳D FSE بهینه شده با پالس های ریفوکاسینگ زاویه کوچک، دستیابی تصویر در سیستول و دیاستول و تفریق آنها (a) در سطح دو شاخه ایلیاک، (b) در سطح فوقانی شریان فمورال، (c) در سطح پایین تر از شریان فمورال، (d) در سطح سه شاخه پابلیتال، (e) در سطح شریان های تیبیا.

### تکنیک های پریشین آزاد حالت پایای متوازن شده در چرخه دار ECG

با SSFP متوازن شده (balanced SSFP) مانند true FISP، FIESTA، یا bFFE، هم شریان ها و هم وریدها دارای شدت سیگنال بالا هستند. در تئوری، کنتراست تصویر با نسبت های T<sub>2</sub>/T<sub>1</sub> تعیین می شود، که

تصویربرداری خون روشن، بدون وابستگی به جریان ورودی تولید می‌کند. TRهای کمتر از 4ms در ترکیب با زوایای بلند فلیپ تصاویر MR آنژیوگرافی با نسبت‌های بالای سیگنال به نویز می‌تواند تولید کند (شکل ۱۹-۱). این دنباله حساس به ناهمگنی‌های میدان است و درزگیری (shimming) لوکالیزه خردمندانه خواهد بود.

## روش‌های مرتبط با ASL

ترکیب ASL با SSFP متوازن نشانه‌دار و بدون نشانه می‌تواند تصاویر آنژیوگرافی با شریان‌های روشن بدون حضور وریدها تولید کند (شکل ۲۰-۱). به عنوان یک جایگزین SSFP متوازن شده، روش‌های اسپین اکوی سریع فوری جزئی را نیز می‌توان در ترکیب با ASL استفاده کرد. این روش‌ها دارای مزیت حساسیت کمتر به آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش در مقایسه با SSFP است.

## جبران حرکت و تکنیک‌های تصحیح

حرکت بیمار به دلیل تغییر مکان بافت‌ها در حین و بین تهیه و نمونه‌برداری داده‌ها سبب آرتیفکت‌هایی در MRI می‌شود.

## GMR: Gradient Motion Rephasing یا جبران جریان Flow Compensation

جابجایی‌های فاز ناشی از حرکت یا جریان مگنتایزیشن عرضی را با استفاده از GMR می‌توان کاهش داد، که همچنین آن را ریفوکاسینگ گرادینانی حرکت یا خنثی‌سازی گرادینانی گشتاور Gradient Moment Nulling و در اسکنرهای زیمنس آن را Flow Comp می‌نامند. معمولاً گزینه‌ای است در فهرست دنباله‌ها و یک گرادینان سه لبی در جهت انتخاب برش و خواندن را آغاز می‌کند، که در صورت انتخاب به یک TE بلندتر منجر می‌شود. ساختار گرادینان میدان مغناطیسی سه لبی امکان می‌دهد تا حرکت مرتبه اول، یعنی حرکت با سرعت ثابت، جبران شود. تغییرات جریان در محدوده یک ثانیه را به دلیل دوره تناوبی چرخه قلبی می‌توان تقریباً «ثابت» در نظر گرفت.

در دنباله‌ها و کاربردهایی با استفاده از TE بسیار کوتاه، جابجایی فاز ناشی از حرکت می‌تواند قابل اغماض باشد و انتخاب GMR یک گزینه نامناسب خواهد بود. برای مثال در کاربردهای CeMRA.

## هدایت گر (Navigator)

اصطلاح «هدایت گر» اغلب برای روش‌های مختلف پایش و جبران حرکت استفاده می‌شود. یک هدایت گر یک بعدی اغلب به یک تهیه حجمی مدادی شکل اطلاق می‌شود که در وسط دیافراگم قرار می‌گیرد (شکل ۲۱-۱). با یک اندازه‌گیری (خواندن) سریع، کدگذاری فرکانس در طول تهیه مدادی این امکان را می‌دهد که سطح تقابل کبد-

ریه در بین اندازه‌گیری‌ها ردیابی شود، تا دستیابی همواره با چرخه تنفس در یک نقطه ثابت از دیافراگم راه‌اندازی یا دریچه‌گذاری شود.

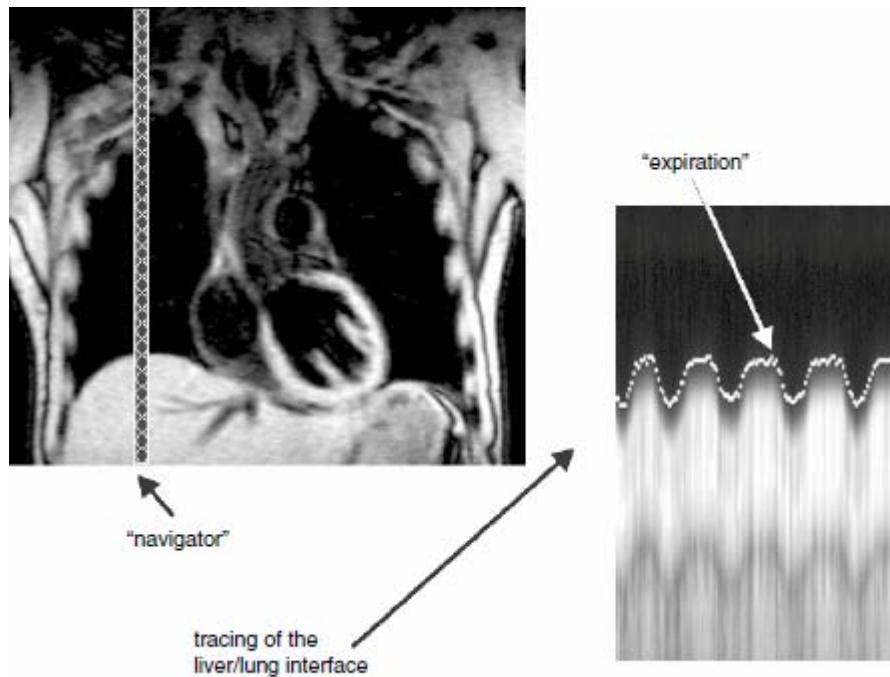
یک هدایت‌گر دوبعدی گاهی به یک تصویر با تفکیک پایین اطلاق می‌شود که در سطح تقابل کبد-ریه قرار دارد. چون این روش اطلاعات بیشتری فراهم می‌کند از روش هدایت‌گر یک بعدی مطمئن‌تر است. یک اسکن هدایت‌گر را همچنین می‌توان به عنوان یک اندازه‌گیری مکرر خطوط مرکز فضای K در نظر گرفت تا هرگونه جابجایی فاز سیگنال ناشی از حرکت تنفسی را آشکار و تصحیح کند.

شکل ۱۹-۱ MIP از عروق کلیوی با استفاده از NATIVE true FISP: دو دنباله ۳D یا ۲D یک مجموعه از تصاویر را در سیستول و یک مجموعه از تصاویر را در دیاستول دستیابی و هم‌زمان تفریق می‌کند.



شکل ۲۰-۱ MIP از عروق کلیوی با استفاده از NATIVE true FISP و سرکوب وریدی: دو دنباله ۳D یا ۲D یک مجموعه از تصاویر را در سیستول و یک مجموعه از تصاویر را در دیاستول دستیابی و تفریق می‌کند و با یک پیش‌وارونگی مگنتایزیشن در حجم تصویر همراه است.





شکل ۲۱-۱ تکنیک "navigator" یک برش یا میله ۲D از سطح تقابل کبد- ریه عبور داده می‌شود تا چرخه تنفسی را پایش کند.

### تصحیح حرکت ۳D

fMRI کاربردی است که در آن آشکار ساختن حرکت و تنظیم لحظه به لحظه این دستیابی هماهنگ با این اطلاعات بسیار تعیین کننده است. یک روش تنظیم لحظه به لحظه دستیابی با حرکت، یک آنالیز آماری به هنگام از داده‌های ۳D دستیابی شده به صورت سریع و پشت سرهم و مقایسه هر مجموعه داده با مجموعه داده قبلی است تا حرکت انتقالی و همچنین حرکت چرخشی محاسبه و تصحیح شود.

### دستیابی سریع و تصحیح حرکت

روش‌های تصویربرداری که به‌طور مکرر نقاط اندازه‌گیری را در نزدیک مرکز فضای K اندازه می‌گیرند، مانند بازسازی پروجکشن، دستیابی شعاعی، و MRI اسپیرال، آرتیفکت‌های حرکتی را کاهش می‌دهند. علت آن تا حدودی مربوط به بیش نمونه‌گیری مرکز فضای K است، همانند متوسط‌گیری متعدد در تصویربرداری معمولی. آرتیفکت‌های حرکتی مربوط به جابجایی فاز ناشی از حرکت را با استفاده از اکوهای هدایت‌گر، همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، می‌توان کاهش داد. همپوشانی چرخشی خطوط موازی فضای K همان‌طور که با BLADE, PROPELLER یا Multi Vane اندازه‌گیری می‌شود حاوی اطلاعات «هدایت‌گر» است (شکل ۱۲-۱)، که به نوبه خود می‌تواند برای

کاهش بیشتر آرتیفکت‌های حرکتی استفاده شود. خط فوری به دست آمده با یک مسیر شعاعی در میان فضای  $K$  را همچنین به عنوان یک نوار (strip) می‌شناسند. پیش از ترکیب کردن نوارها، لازم است بررسی شود که محور چرخش در مرکز فضای  $K$  است. حذف جابجایی مرکز فضای  $K$  سبب می‌شود تا تمام فرکانس‌های پایین که فاز آنها در فضا تغییر می‌کند همچنین جابجایی‌های فاز مرتبط با حرکت حذف شود. چرخش یک شی در فضای تصویر چرخش همانندی را در تبدیل فوری آن در فضای  $K$  تولید می‌کند. یک آنالیز همبستگی (correlation analysis) امکان می‌دهد تا هر حرکت چرخشی شی برآورد و تصحیح شود. جابجایی فضایی خطی در فضای تصویر جابجایی فضایی خطی در فضای  $K$  تولید می‌کند. مقایسه این داده‌ها با مجموعه داده‌های متوسط‌گیری شده (به دلیل بیش نمونه‌گیری مرکز فضای  $K$  که به راحتی قابل دسترس است) امکان می‌دهد تا حرکت انتقالی شیء برآورد و تصحیح شود.

## ۷-۱ مکانیسم‌های پیشرفته کتراست

مکانیسم‌های کتراست وابسته به بافت را که قبلاً بحث کردیم، عبارت بودند از PD- دانسیته پروتون، آسایش  $T_1$ ، آسایش  $T_2$ ، آسایش  $T_2^*$ . به علاوه، پرفیوژن (خون‌رسانی)، دیفیوژن (انتشار)، و جریان قبلاً معرفی شده‌اند. در بخش‌های زیر چند مکانیسم بدیع‌تر را معرفی می‌کنیم که یک کتراست تصویری اختصاصی تولید می‌کنند.

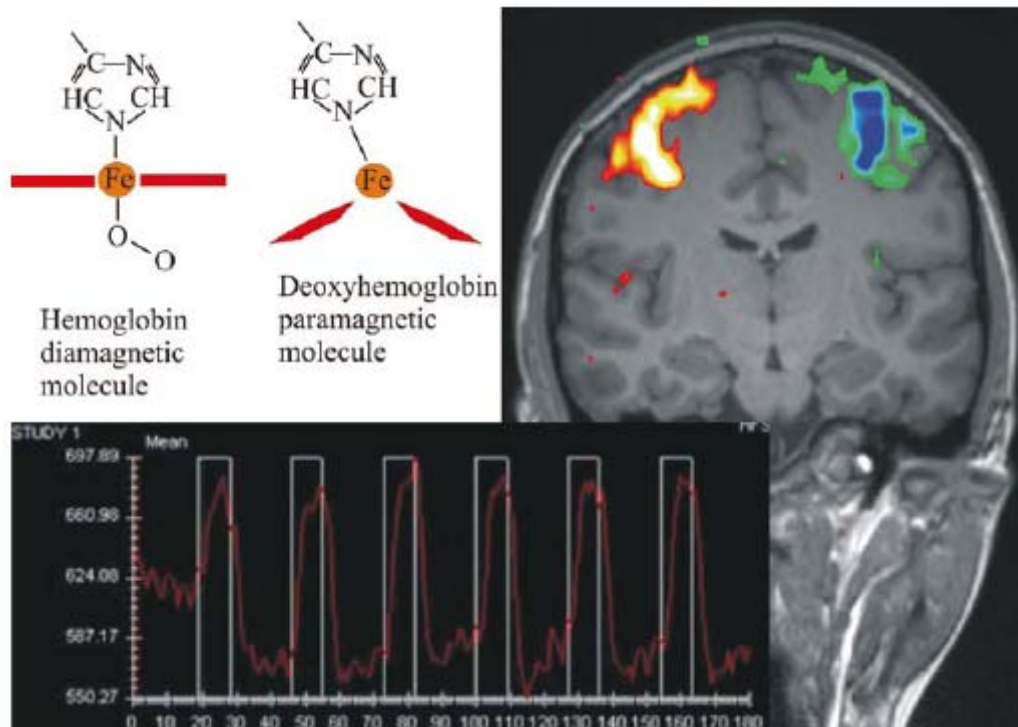
## BOLD: تصویربرداری وابسته به سطح اکسیژن‌رسانی خون

تصویربرداری از تفاوت‌های قابلیت پذیرش مغناطیسی در ارزیابی آسیب‌های هموراژیک و در fMRI، براساس کتراست وابسته به سطح اکسیژن‌رسانی خون (BOLD) blood oxygenation level- dependent. دی‌اکسی هموگلوبین پارامیتمیک است، در حالی که اکسی هموگلوبین خصوصیات دیامیتمیکی دارد، یک کاهش نسبی در سطح دی‌اکسی هموگلوبین، مانند یک واکنش «بیش جبرانی» به مصرف اکسیژن، به یک کاهش اثر قابلیت پذیرش میکروسکوپی منجر می‌شود و به عنوان یک افزایش اندک در شدت سیگنال اندازه‌گیری می‌گردد- در دنباله‌های تصویربرداری حساس به گرادیان‌های قابلیت پذیرش. این تغییرات در شدت‌های سیگنال را می‌توان ارزیابی کرد و به صورت fMRI با کدگذاری رنگی نمایش داد (شکل ۲۲-۱).

## کتراست انتقال مگنتایزیشن

ماکرومولکول‌ها دارای یک لایه از مولکول‌های آب هستند که حرکت آنها محدود شده است و آنها را آب «مقید» (bound water) نیز می‌نامند. چون میدان مغناطیسی در مجاورت ماکرومولکول‌ها ثابت است یا به آهستگی تغییر می‌کند، قطب هیدروژنی یک  $T_2$  بسیار کوتاه دارد. دفازینگ سریع مگنتایزیشن عرضی سبب می‌شود این قطب آب

«نامرئی» باشد. با این حال، از طریق مکانیسم‌های گوناگونی مانند تعویض شیمیایی یا تداخل آسایش (cross-excitation) مگنتایزیشن مربوط به قطب «نامرئی» آب به قطب مرئی آب «آزاد» منتقل شود (شکل ۲۳-۱). انتقال مگنتایزیشن (MT) عبارتی است که برای این فرآیند به کار می‌رود. تداخل آسایش شکل خاصی از برهم کنش دوقطبی-دوقطبی است که در آن یک پروتون روی یک مولکول جهت‌گیری اسپین خود را به پروتونی روی یک مولکول دیگر منتقل می‌کند. یک  $T_2$  کوتاه یا دفازینگ سریع مترادف با یک گستره وسیع از فرکانس‌های تشدید است، در صورتی که یک  $T_2$  بلند بیانگر یک گستره باریک است. اگر در یک بافت مکانیسم‌های قابل کاربرد انتقال مگنتایزیشن وجود داشته باشد، یک اشباع قطب «نامرئی» آب قطب «مرئی» آب را تحت تأثیر قرار می‌دهد. با کاربرد یک پالس اشباع RF خارج از تشدید، این مولکول‌های نامرئی را می‌توان اشباع کرد، همان‌طور که در شکل می‌بینید. چون این مولکول‌ها از طریق انتقال مگنتایزیشن با شرکای «آزاد» خود در ارتباط هستند، این پالس خارج از تشدید (off resonance) روی کنتراست تصویر اثر می‌گذارد. این تکنیک را اشباع انتقال مگنتایزیشن (MTS) می‌نامند. کنتراست به دست آمده با این تکنیک را کنتراست انتقال مگنتایزیشن (MTC) می‌نامند. پالس‌های MTS معمولاً برای سرکوب بیشتر سیگنال زمینه بافت‌های ایستا در  $^3D$  TOF-MRA به کار می‌رود.

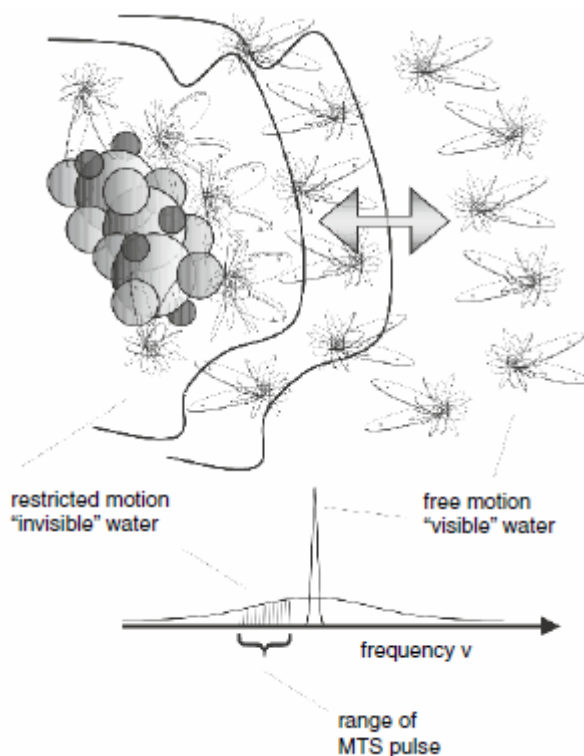


شکل ۲۲-۱ گرافیک فوقانی چپ، خصوصیات مغناطیسی اکسی هموگلوبین و دی‌اکسی هموگلوبین را نشان می‌دهد. پارادایم تحریکی در نمودار تحتانی چپ نشان داده می‌شود. تغییر در قابلیت پذیرش مغناطیسی خون سبب افت سیگنال می‌شود اگر قابلیت پذیرش مغناطیسی در مقایسه با دی‌آمینیک پیرامونی متفاوت باشد. این اختلاف سیگنال را می‌توان به صورت رنگ‌هایی منطبق با شدت سیگنال‌ها نمایش داد و روی تصویری که نماینده آناتومی مورد نظر است نگاشت. مورد نمایش داده شده نماینده آزمون ضربه زدن‌های یک انگشت است.

شکل ۲۳-۱ انتقال مگنتایزیشن - MT: مولکول‌های آبی که همراه با پروتئین‌ها و دیگر ماکرومولکول‌ها هستند حرکت محدودی دارند. مکانیسم دفازینگ استاتیک حاصله به یک  $T_2$  بسیار کوتاه منجر می‌شود، که سبب می‌گردد این مولکول‌های آب «نامرئی» شوند. یک  $T_2$  کوتاه همچنین مترادف با یک گستره وسیع از فرکانس‌های تشدید است. برعکس، قطب «مرئی» آب یک گستره فرکانسی بسیار باریک دارد. مکانیسم‌هایی نظیر تداخل آسایش بین پروتون‌های قطب «نامرئی» آب و پروتون‌های قطب «مرئی» آب را مکانیسم‌های انتقال مگنتایزیشن (MT) می‌نامند.

در نتیجه این انتقال مگنتایزیشن اشباع قطب نامرئی آب منجر به یک افت سیگنال در قطب مرئی آب می‌شود. پالس اشباع انتقال مگنتایزیشن (MTS) یک پالس خارج از تشدید است (مثلاً 1KHZ زیر فرکانس تشدید آب)، که تظاهر آب «آزاد» را مستقیماً تحت تأثیر قرار نمی‌دهد بلکه مولکول‌های

«مقید» نامرئی آب را اشباع می‌کند. مکانیسم‌های انتقال مگنتایزیشن یک انتقال از این اشباع را به قطب مرئی آب «آزاد» انجام می‌دهند، که به سیگنال پایین‌تر در نواحی‌ای که آب «مقید» در مجاورت آب «آزاد» قرار دارد منجر می‌شود.



### تصویربرداری وزن پرفیوژن (PWI) با استفاده از نشانه‌گذاری اسپین شریانی (ASL)

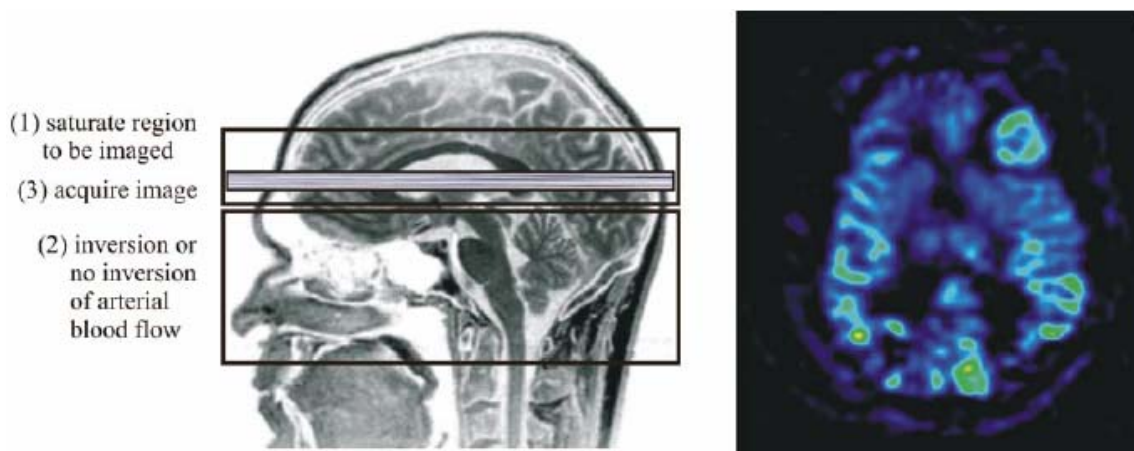
دو روش اصلی در MRI برای اندازه‌گیری پرفیوژن (خون‌رسانی) وجود دارد. یک روش از ردیابی بولوس یک تزریق کنتراست استفاده می‌کند، که عمده‌تاً براساس اندازه‌گیری دینامیک تغییرات در قابلیت پذیرش مغناطیسی درون عروق است. دومین روش را نشانه‌گذاری اسپین شریانی (ASL) Arterial Spin Labeling می‌نامند، که مولکول‌های آب را پیش از رسیدن به بافت مورد نظر «نشانه‌گذاری» می‌کند.

ASL را می‌توان با تنوعی از تکنیک‌ها ترکیب کرد. دو تکنیک رایج ASL یا استفاده از نشانه‌گذاری پالسی اسپین شریانی (PASL)، با اشباع یا وارونگی انتخابی فضایی است، یا استفاده از نشانه‌گذاری پیوسته اسپین شریانی (CASL) است. یک مثال برای تکنیک پالسی ASL عبارت است از تصویربرداری اکوپلانار (EPI) با هدف‌گذاری سیگنال با استفاده از RF متناوب (RF-EPICSTAR). در این حالت، نشانه‌گذاری با استفاده از پالس  $90^\circ$  اشباع انتخابی برش که به برش مورد مطالعه اعمال می‌شود انجام می‌گیرد. یک پالس وارونه‌ساز انتخابی فضایی اسپین‌ها را در یک قطعه ضخیم پروکسیمال به برش تصویربرداری وارونه می‌کند. یک زمان تأخیر پیش از تصویربرداری اجازه می‌دهد تا اسپین‌های وارون شده شریانی از قطعه نشانه‌گذاری شده به صفحه تصویربرداری برسند و بدرون بافت

برسند. تصویر کنترل بدون نشانه‌گذاری شریانی با قرار دادن پالس وارونه‌ساز انتخابی فضایی در دیستال صفحه تصویربرداری با فاصله یکسان به دست می‌آید. اختلاف ظریف بین تصاویر به دست آمده با و بدون ASL را می‌توان مدلسازی کرد تا یک تصویر محاسبه شده از جریان خون که نشان‌دهنده خونرسانی در هر واکسل است بدست آید.

دومین تکنیک PASL را FAIR (flow alternate inversion recovery) می‌نامند، از یک پالس وارونه‌ساز انتخابی و غیرانتخابی برای تولید یک تصویر نشانه‌دار و یک تصویر کنترل استفاده می‌کند. تصاویر معمولاً با استفاده از یک دنباله پالس single shot EPI بعد از دنباله نشانه‌گذاری به دست می‌آید.

تکنیک‌های مطلوب رایج عبارتند از (Quantitative imaging of perfusion using a single subtraction) QUIPSS، تصویربرداری کمی از پرفیوژن با استفاده از یک تفریق ساده، و QUIPSS II. در این تکنیک، یک پالس اشباع انتخاب‌گر برش روی یک برش تصویربرداری اعمال می‌شود، بلافاصله توسط یک نشانه وارونه دنبال می‌شود. در QUIPSS II، دومین پالس اشباع بعد از یک تأخیر روی ناحیه نشانه‌گذاری اعمال می‌شود. با یک تأخیر دیگر، با استفاده از single shot EPI یک تصویر به دست می‌آید. استفاده از پالس‌های اشباع متعدد میزان اشباع را به طور قابل ملاحظه‌ای بهبود می‌دهد (شکل ۲۴-۱).



شکل ۲۴-۱ نمایش گرافیکی QUIPSS II ، همراه با یک مثال بالینی

## تصویربرداری تانسوری دیفیوژن DTI

دیفیوژن یا انتشار یک فرآیند سه بعدی است. هنگامی که دیفیوژن با استفاده از گرادیان‌های میدان مغناطیسی در سیگنال MR کدگذاری می‌شود، صرفاً جایجایی مولکولی در طول جهت گرادیان روی مؤلفه دیفیوژنی کدگذاری شده سیگنال اثر خواهد کرد. این اثر ناهمسانگردی انتشار را با تغییر جهت گرادیان کدگذاری انتشار به راحتی می‌توان آشکار کرد. با معرفی تصویربرداری وزن دیفیوژن، ناهمسانگردی دیفیوژن در اواخر دهه ۱۹۸۰ در ماده سفید نخاع و نیز مغز مستندسازی شد. ناهمسانگردی دیفیوژن در ماده سفید به دلیل سازماندهی رشته‌های آکسونی میلیون‌ها است که به موازات هم قرار دارند. دیفیوژن در جهت رشته‌ها سریع‌تر از جهت عمود بر آن است. با استفاده از روابط ریاضی تانسور انتشار (تانسور شکل کلی شده بردار در فضای سه بعدی است)، آثار ناهمسانگردی انتشار را کاملاً می‌توان استخراج، مشخص، و تحقیق کرد. توسعه یافته‌ترین کاربرد آن مربوط به تعیین مسیر (ردیابی) رشته‌های عصبی در مغز است. تانسور انتشار  $D$  تحرک مولکولی را در هر جهت و همبستگی بین این جهت‌ها را کاملاً توصیف می‌کند:

$$\underline{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

چون تانسور انتشار متقارن است، فقط حاوی شش مقدار مستقل است (مثلاً  $D_{yx}=D_{xy}$ )، اندازه‌گیری‌ها با وزن انتشار در حداقل شش جهت مختلف برای بازیابی مقدار عناصر ماتریس تانسور ضروری است. تعیین جهت اصلی انتشار نسبت به چرخش دستگاه مختصات به «قطری» شدن (diagonalization) تانسور انتشار منجر می‌شود (یک ماتریس قطری ماتریسی است که همه درآیه‌های آن به جز درآیه‌های قطر اصلی صفر است):

$$\underline{D}' = \begin{pmatrix} D_{x'x'} & 0 & 0 & \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & D_{y'y'} & 0 & 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & D_{z'z'} & 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

در این حالت، عناصر تانسوری باقیمانده را بردارهای ویژه و مقادیر ویژه می‌نامند. از این عناصر تانسوری می‌توان اندیس‌هایی را که نماینده دیفیوژن متوسط یا درجه ناهمسانگردی است محاسبه کرد. چندین اندیس اسکالر پیشنهاد شده است. رایج‌ترین اندیس مورد استفاده عبارت است از ناهمسانگردی نسبی (RA) (relative anisotropy)

$$RA = \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_2 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_3 - \langle \lambda \rangle)^2}}{\sqrt{3\langle \lambda \rangle}}$$

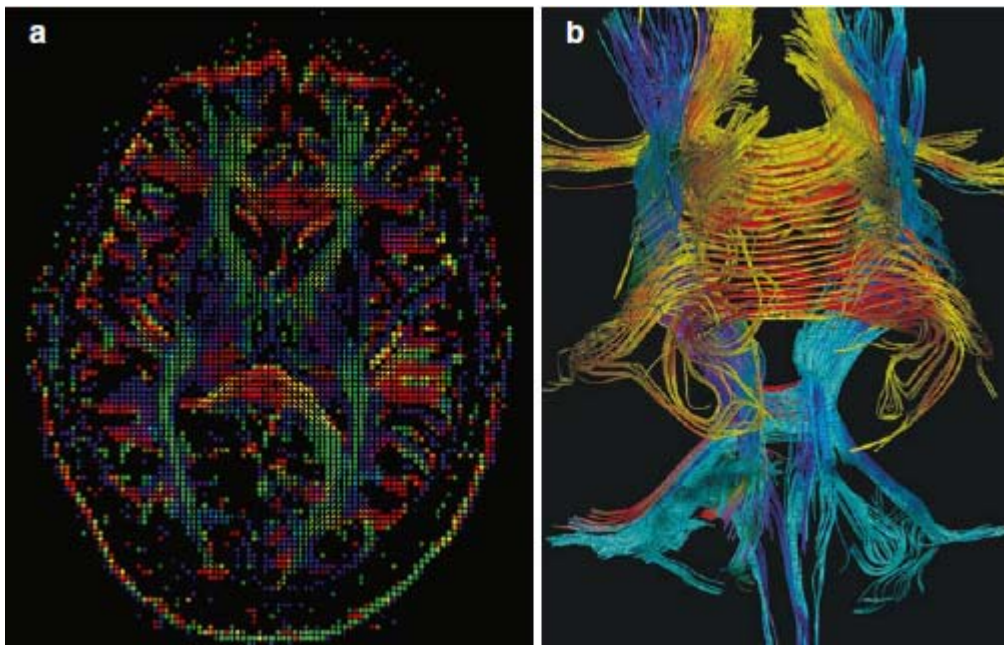
با  $\langle \lambda \rangle = (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) / 3$ ، ناهمسانگردی کسری (FA)

$$FA = \sqrt{3[(\lambda_1 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_2 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_3 - \langle \lambda \rangle)^2]} / \sqrt{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}$$

و حجم نسبی (VR)

$$VR = \frac{\lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3}{\langle \lambda \rangle^3}$$

مقادیر ویژه مورد استفاده در معادلات بالا با قطری سازی تانسور انتشار بازیابی می شوند. این قطری سازی سبب می شود عناصر غیرقطری تانسور انتشار صفر شوند، شبیه به گرادیان های وزن دیفیوژن جهت دار که منطبق بر چهارچوب دیفیوژن بافت است. گزینه های نمایش تانسور انتشار در یک مبنای واکسل به واکسل عبارتند از نگاشت های رنگی، بیضی های دیفیوژن (شکل ۲۵a-۱)، یا بردارهایی که هم جهت با رشته های آکسونی هستند. جدیدترین کاربرد بسیار تأثیرگذار DTI نمایش ارتباطات رشته های مغزی است (شکل ۲۵b-۱).



شکل (a) ۲۵-۱ نمودار تانسوری جهت واکسل در واکسل دیفیوژن را نشان می دهد. درجه و جهت انتشار به صورت یک بیضی نشان داده می شود. رنگ بیضی نشان دهنده جهت انتشار است (b) مشاهده ارتباطات مغزی با نمایش رنگی مسیر رشته ها از میان ترکیب جهات ترجیحی انتشار.

## نگاشت های پارامتری

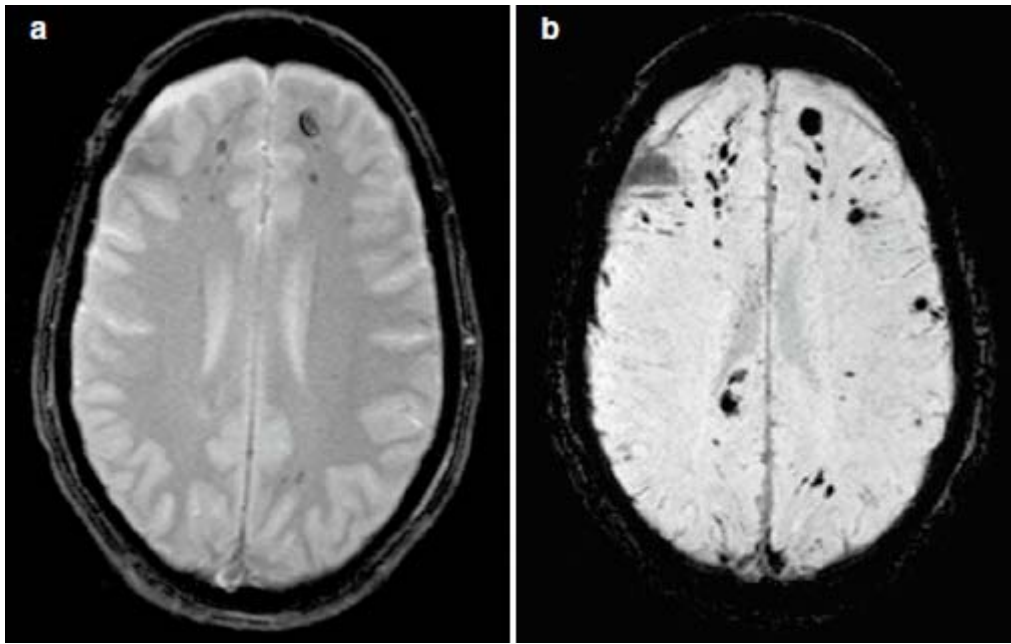
چند روش جدید معرفی شده است تا اطلاعات موجود را بهبود دهند یا پارامترهای محاسبه شده را برای تعیین رنگ و شدت نگاشت‌ها به کار می‌گیرند تا روی تصاویر اناتومیکی مقیاس خاکستری منطبق شوند.

### تصویربرداری وزن قابلیت پذیرش (SWI)

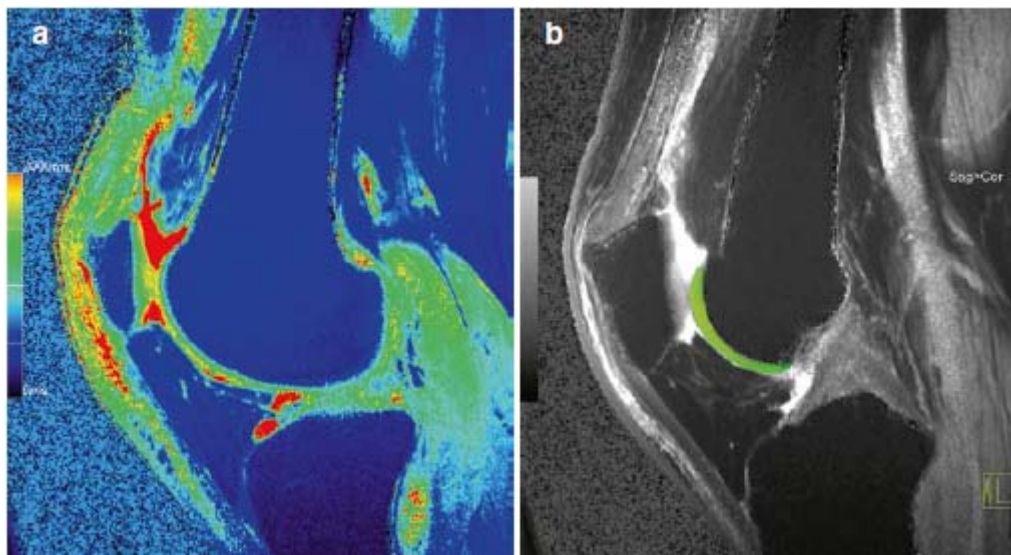
تفاوت‌های قابلیت پذیرش بین بافت‌ها (خون وریدی کم اکسیژنه، لخته خون، بافت‌های حاوی کلسیم یا آهن در مقایسه با پارانشیم پیرامونی) سبب تفاوت‌های ظریفی در فرکانس‌های لارمور شده که به یک دفازینگ مگنتایزیشن عرضی و یک اختلاف در وضعیت فاز مگنتایزیشن عرضی بین واکسل‌ها منجر می‌شود. اطلاعات فاز را می‌توان به صورت ماسکی برای بهبود کنتراست بین بافت‌هایی با قابلیت پذیرش مختلف استفاده کرد. این پدیده در تصویربرداری وزن قابلیت پذیرش (SWI) مورد استفاده قرار می‌گیرد. (شکل ۱-۲۶b)

### نگاشت سریع $T_1$

در تصویربرداری ارتوپدی اخیراً چند تکنیک تصویربرداری بیومدیکال ارزیابی شده است، تا تغییرات بیومدیکال در غضروف‌ها نگاشته شود، نگاشت  $T_1$  در تکنیک deGEMRIC (delayed Gadolinium Enhanced MRI of Cartilage) استفاده می‌شود، تا میزان پروتئوگلیکان غضروف را اندازه‌گیری کند. برای محاسبه  $T_1$ ، دو SPGRE همجوار با TR یکسان اما زوایای تهییج مختلف استفاده می‌شود. در این حالت، تغییر در مشارکت سیگنال نیز تابعی از این اختلاف زمان‌های آسایش  $T_1$  است. مقدار بازیابی شده را می‌توان برای کنترل رنگ و شدت نگاشت  $T_1$  (شکل ۱-۲۷a) استفاده کرد، که می‌توان آنرا با تصویر اناتومیک ادغام کرد تا اطلاعات بیشتری از ناحیه مورد نظر به دست آورد (شکل ۱-۲۷b).



شکل ۲۶-۱ تصاویر یک مصدوم در حادثه رانندگی. (a) پروتکل GRE با وزن  $T_2$  و زاویه فلیپ کوتاه ( $T_2$  FLASH)، که برای نشان دادن هموراژ طراحی شده بود. (b) مشاهده بهتر آسیب‌ها با استفاده از اطلاعات فاز به صورت یک ماسک برای تصویر (a) (تصویربرداری وزن قابلیت پذیرش SWI).



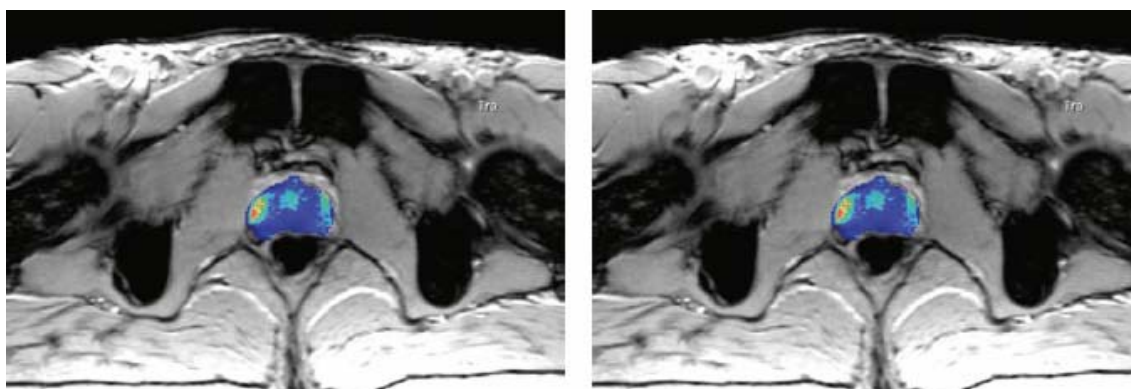
شکل ۲۷-۱ (a) نگاشت  $T_1$  از زانو: نمایش  $T_1$  محاسبه شده با مقیاس رنگی. (b) برهم نهی این تصویر با تصویر آناتومیک به دست آمده از همان ناحیه به اطلاعات بیشتری منجر می‌شود.

## نگاشت $T_2$

زمان آسایش  $T_2$  عموماً با یک دنباله اسپین اکوی مالتی اکوی نسبتاً وقت‌گیر اندازه‌گیری می‌شود. کاستی سیگنال که پیکسل به پیکسل برای هر اکوی تحلیل می‌شود به ما این امکان را می‌دهد که مقدار متوسط  $T_2$  برای هر واکسل محاسبه شود (شکل ۱-۲۸). این مقدار را برای کنترل رنگ و شدت یک نگاشت  $T_2$  می‌توان استفاده کرد که با یک تصویر آناتومیک می‌تواند ادغام شود. این مقدار  $T_2$  برای مطالعه درمان‌های ترمیمی غضروف استفاده شده است.  $T_2$  تغییرات در محتوای آب غضروف را نشان می‌دهد. نواحی تحت فشار محتوای آب کمتری ( $T_2$  کوتاه‌تر) در مقایسه با نواحی کم‌فشارتر با محتوای آب بالاتر ( $T_2$  بلندتر) نشان می‌دهند.

### نگاشت $T_2^*$

همان‌طور که قبلاً گفته شد،  $T_2^*$  سرعت آسایش ظاهری مگنتایزیشن عرضی به هنگام استفاده از تکنیک‌های SPGRE (Spoiled Gradient Echo) است. چون  $T_2^*$  همچنین تابعی از  $T_2$  است، می‌توان از آن به عنوان جایگزینی برای نگاشت  $T_2$  استفاده کرد. برآورد  $T_2$  در مقایسه با برآورد  $T_2^*$  معمولاً با یک زمان طولانی‌تر اندازه‌گیری همراه است. شبیه به روش اسپین-اکو این تکنیک از یک دنباله تصویربرداری گرادیان اکوی مالتی اکو استفاده می‌کند. کاستی سیگنال از یک اکوی دیگر محاسبه مقدار  $T_2^*$  را در یک حالت واکسل به واکسل امکان‌پذیر می‌کند. مقدار بازیابی شده را می‌توان برای کنترل رنگ و شدت رویه مناسب استفاده کرد (شکل ۱-۲۹).



شکل ۱-۲۸ نگاشت  $T_2$  از ناحیه پروستات، که می‌تواند به عنوان یک رویه رنگی برای تصاویر آناتومیک به کار رود تا اطلاعات بیشتری به دست دهد. (سمت چپ)

شکل ۱-۲۹ نگاشت  $T_2^*$  از غده پروستات: یک رویه رنگی نمایانگر مقدار محاسبه شده  $T_2^*$  اطلاعات بیشتری از تصویر به دست آمده فراهم می‌کند. (سمت راست)

## ۱-۸ تکنیک‌های تصویربرداری قلب

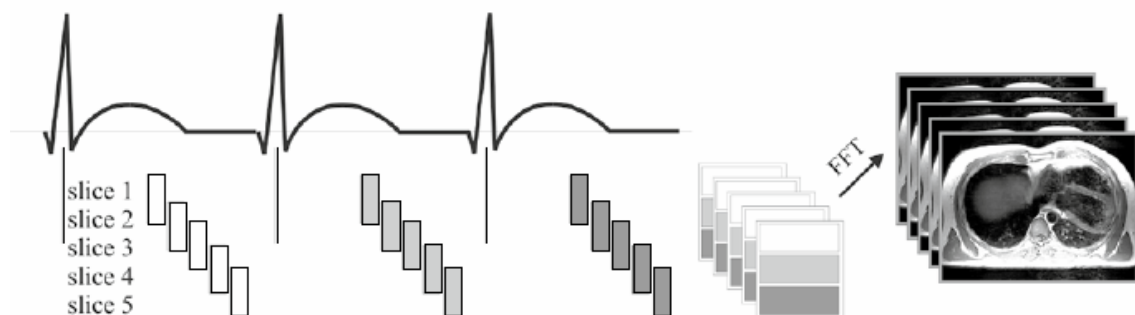
دستیابی وقت گیر خطوط متعدد فوریه معمولاً برای ثبت ضربان قلب خیلی بلند است. استثناها عبارت از تکنیک‌های EPI و دنباله‌های جدیداً توسعه یافته true FISP «بهنگام» (real time true FISP) است. در تمام دیگر تکنیک‌های تصویربرداری، دستیابی تصویر با سیگنال‌های فیزیولوژیک ECG یا یک حسگر نبض راه‌اندازی یا دریچه‌گذاری می‌شود. این مزیت اثر زمان پرواز جریان ورودی خون، یک سیگنال پرشدت ایجاد می‌کند که در MRA از آن استفاده می‌شود، اما در کاربردهای قلبی خاصی به یک عدم مزیت تبدیل می‌شود و با آنچه طرح پیش آماده‌سازی مگنتایزیشن «خون سیاه» خوانده می‌شود جبران می‌گردد.

### دریچه‌گذاری ECG: راه‌اندازی آینده‌نگر و دریچه‌گذاری قلبی گذشته‌نگر

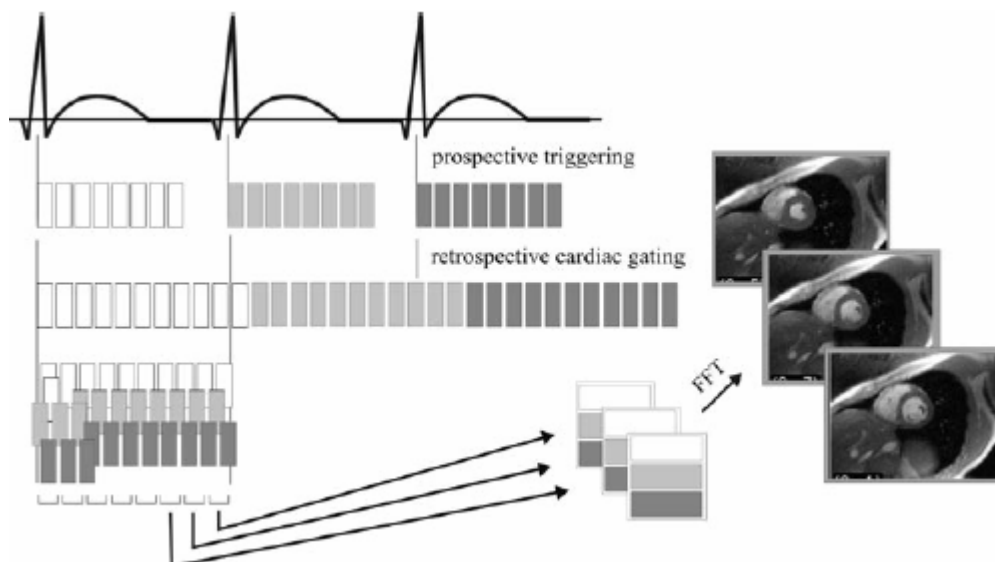
به منظور به دست آوردن یک تصویر «منجمد» از ضربان قلب، خطوط فوریه برای برش‌ها باید در همان زمان چرخه قلبی دستیابی شوند. برای یک اندازه‌گیری مالتی اسلایس با وزن  $T_1$  که با دنباله‌های معمولی اسپین اکو به دست آمده‌اند نقطه شروع به‌طور آینده‌نگر براساس سیگنال ECG برآورد می‌شود (شکل ۳۰-۱). به عنوان یک تذکر عملی، دستیابی چینش برش‌ها باید در انتهای چرخه قلبی باشد تا آرتیفکت‌های حرکتی کاهش یابد.

با معرفی تصویربرداری (FLASH)، و دیگر تکنیک‌های گرادیان اکو، امکان کاهش TR، مثلاً تا  $40\text{ms}$  و کمتر ممکن می‌شود، که دستیابی تصاویری با تفکیک زمانی ضربان قلب را ممکن می‌کند. شکل ۳۱-۱ راه‌اندازی آینده‌نگر را که قبلاً توضیح داده شد و نیز روش دریچه‌گذاری قلبی گذشته‌نگر را به تصویر می‌کشد.

در این روش آخر، خطوط فوریه در گام یکسانی از کدگذاری فاز اندازه‌گیری می‌شوند و بعد از تکمیل یک یا دو چرخه قلبی، دامنه کدگذاری فاز تغییر می‌کند خط فوریه بعدی اندازه‌گیری شود. بعداً داده‌ها به‌نجار و ذخیره می‌شوند، و کاربر می‌تواند تفکیک زمانی را انتخاب کند، یعنی تعداد تصاویری را که مایل است برای یک مرحله قلبی محاسبه کند. مزیت دریچه‌گذاری گذشته‌نگر قلبی آن است که چرخه قلبی به‌طور کامل پوشش داده می‌شود، بدون هیچ فاصله زمانی، در صورتی‌که در راه‌اندازی آینده‌نگر بین آخرین اندازه‌گیری و شروع اندازه‌گیری بعدی که با رویداد بعدی ECG همراه است یک فاصله زمانی وجود دارد. عدم مزیت دریچه‌گذاری گذشته‌نگر قلبی حساسیت آن به رویدادهای اکستراسیستول و آریتمی قلب است. اگر چنین رویدادی در هنگامی رخ دهد که مرکز فضای K پر می‌شود این اندازه‌گیری بی‌اعتبار خواهد بود.



شکل ۳۰-۱ دستیابی چندبرشی با راه‌اندازی آینده‌نگر ECG. برای سادگی، در این شکل فضای  $K$  را فقط با سه خط فوریه در نظر می‌گیریم. اندازه معمول ماتریس مورد نیاز ۱۲۸ خط است. هر خط فوریه در یک ضربان قلب اندازه‌گیری می‌شود. در یک ضربان قلب چند برش را می‌توان اندازه‌گیری کرد. اندازه‌گیری باید در پایان دیاستول باشد تا آرتیفکت‌های حرکتی به حداقل برسد.



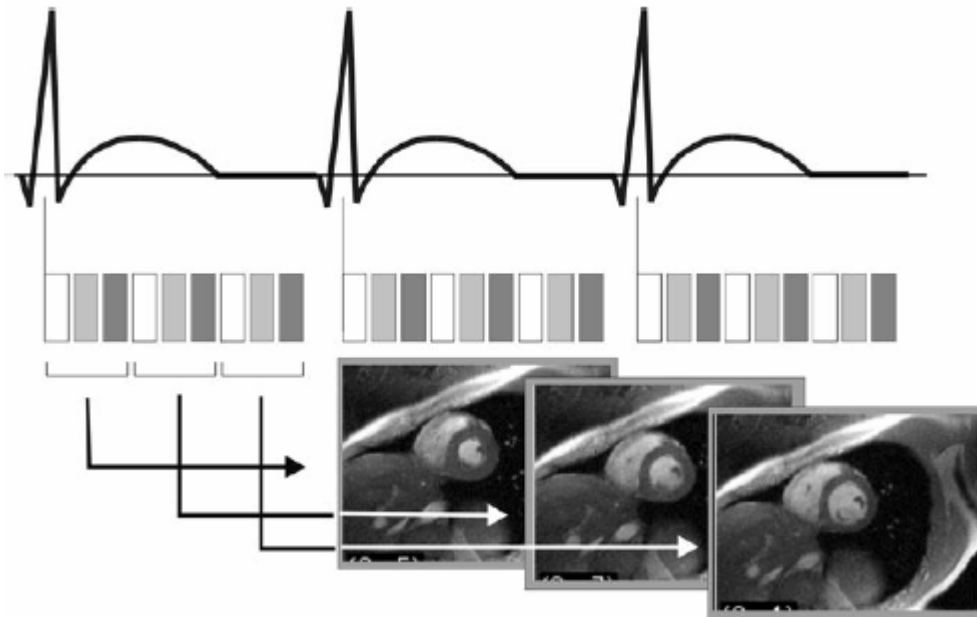
شکل ۳۱-۱ دستیابی تک برش با راه‌اندازی آینده‌نگر ECG. در این شکل، فضای  $K$  فقط شامل سه خط فوریه است. اندازه معمول ماتریس مورد نیاز ۱۲۸ خط فوریه است. در راه‌اندازی آینده‌نگر، یک خط فوریه در یک ضربان قلب و در یک مرحله قلبی اندازه‌گیری می‌شود. در درجه‌گذاری گذشته‌نگر قلبی، یک خط فوریه به‌طور پیوسته فراتر از زمان یک چرخه قلبی اندازه‌گیری می‌شود. پس این خطوط فوریه به‌نجار و ذخیره می‌شوند. تفکیک زمانی با تعداد تصاویر در هر چرخه قلب توسط کاربر انتخاب می‌شود. تصاویر براساس درون‌یابی و خطوط وزن داده شده فوریه در یک قطعه زمانی معین بازسازی می‌شوند.

## سگمنتاسیون و به اشتراک‌گذاری اکو

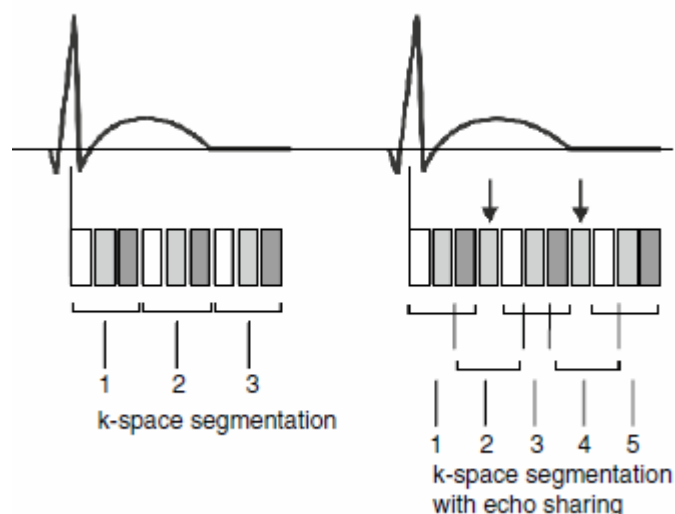
به منظور کاهش زمان اندازه‌گیری تا حد یک دوره قطع تنفس، مفهوم «سگمنتاسیون» (Segmentation) معرفی شد. به جای اندازه‌گیری یک خط فوریه در هر ضربان قلب در هر مرحله قلبی، خطوط متعدد فوریه اندازه‌گیری می‌شوند (شکل ۹۳-۱). برای مثال، در یک ماتریس  $126 \times 256$  و یک فضای  $K$  که به ۹ قطعه (سگمنت) تقسیم می‌شود، ۹ خط فوریه در هر ضربان قلب در هر مرحله قلبی اندازه‌گیری می‌شود، یک خط برای هر قطعه فضای  $K$ ، زمان اندازه‌گیری به مدت یک ضربان قلب برای اسکن پیش‌آمادگی، و ۱۴ ضربان قلب برای پرکردن فضای  $K$  ( $126 = 14 \times 9$ ) نیاز دارد. پانزده ضربان قلب در یک دوره قطع تنفس به راحتی قابل تحمل است.

قطع تنفس به وضوح نمایش حدود عضله قلب منجر می‌شود، اما برای آن هزینه‌ای باید پرداخت شود. در یک دنباله گرادیان اکو با پهنای باند  $190 \text{ Hz/pixel}$ ، حداقل زمان اندازه‌گیری برای یک خط فوریه تقریباً  $9 \text{ ms}$  است. برای

۹ قطعه که باید اندازه‌گیری شود، تفکیک زمانی ۸۱ms خواهد بود. به منظور، کاهش این تفکیک زمانی، اندازه‌گیری یک قطعه، قطعه‌ای که حاوی فرکانس‌های پایین فضای K است، در بین اندازه‌گیری‌های مراحل هم‌جوار قلبی قرار داده می‌شود. همان‌طور که در شکل ۱-۳۲ می‌بینید، و در حالی که به اشتراک‌گذاری خطوط فوریه اندازه‌گیری‌های هم‌جوار صورت می‌گیرد، یک تصویر واقعی از یک مرحله دیگر قلبی را می‌توان بازسازی کرد. این به یک تفکیک زمانی کلی مثلاً ۵۷ms منجر می‌شود.



شکل ۱-۹۳ دستیابی سگمنتاسیونی با راه‌اندازی آینده‌نگر ECG در یک قطع تنفس. به منظور سادگی، در این شکل فضای K به سه قطعه تقسیم شده. یک خط فوریه در هر قطعه در یک ضربان قلب در یک مرحله قلبی اندازه‌گیری می‌شود. در حالت معمولی فضای K به ۹ قطعه تقسیم می‌شود. در یک ماتریس ۱۲۶، به ۱۴ ضربان قلب برای پر کردن ۱۴ خط فوریه در هر کدام از این ۹ قطعه نیاز است ( $9 \times 14 = 126$ ).



شکل ۳۲-۱ دستیابی «سگمناسیونی» با راه اندازی آینده نگر ECG در یک قطع تنفس با «به اشتراک گذاری اکو» («echo sharing»). برای سادگی، در این شکل فضای K به سه قطعه تقسیم شده است. یک قطعه اضافی، حاوی فرکانس های پایین تر فضای K، در بین قطعات فضای K مربوط به مراحل قبلی هم جوار (نشان داده شده با پیکان ها) اندازه گیری می شود. همان طور که در شکل می بینید، «به اشتراک گذاری» (sharing) این اطلاعات موجود در مراحل هم جوار قلبی امکان می دهد تا یک مرحله قلبی اضافی بازسازی شود، که به تفکیک زمانی بهتر منجر می شود.

## آمادگی «خون سیاه»

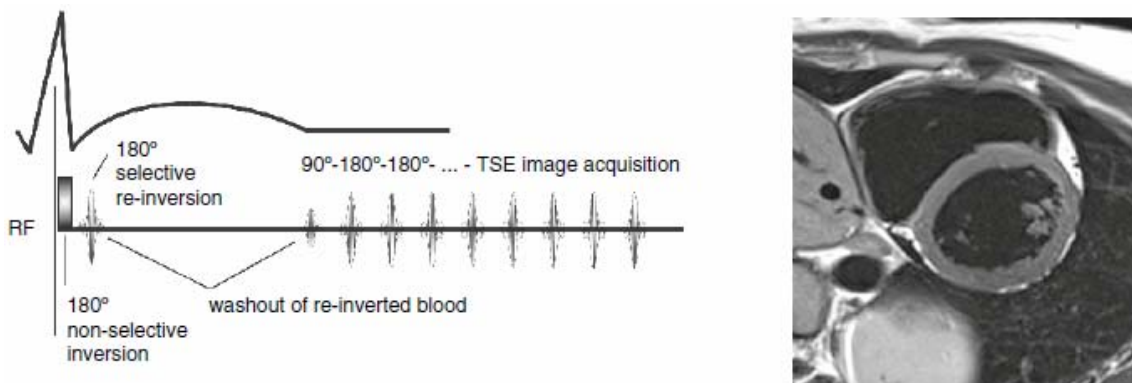
جریان ورودی خون غیراشباع به درون برش یا قطعه تصویربرداری در MRA استفاده می شود تا عروق را نمایش دهد. در تصویربرداری قلبی، سیگنال بالای خون همراه با تغییرات فاز ناشی از حرکت آرتیفکت های شدید جریان را در تصویربرداری معمول اسپین اکو سبب می شود. با معرفی تصویربرداری وزن T<sub>2</sub> در یک قطع تنفس با اسپین اکوی سریع، یک راه حل بدیع ارائه شد و آن را آمادگی «خون سیاه» نامیدند. همان طور که در شکل ۳۳-۱ می بینید، این دنباله با یک وارونگی غیرانتخابی تمام مگنتایزیشن شروع می شود، که بلافاصله با یک بازوارونگی برای برشی که باید تصویربرداری شود دنبال می گردد. همه اینها در حضور سیگنال ECG رخ می دهد، جایی که قلب هنوز در انتهای دیاستول است. در طی دوره انتظار برای دیاستول بعدی، خون باز وارون شده از برش خارج شده و با خون وارون شده جایگزین می شود. هنگامی که قلب وارد دیاستول می شود، دستیابی TSE آغاز می گردد، و تصاویر «خون سیاه» تولید می شود. تصویربرداری وزن T<sub>2</sub> از قلب در یک بار قطع تنفس یک تکنیک تک برش (single-slice) است.

## تصویربرداری شریان کرونری

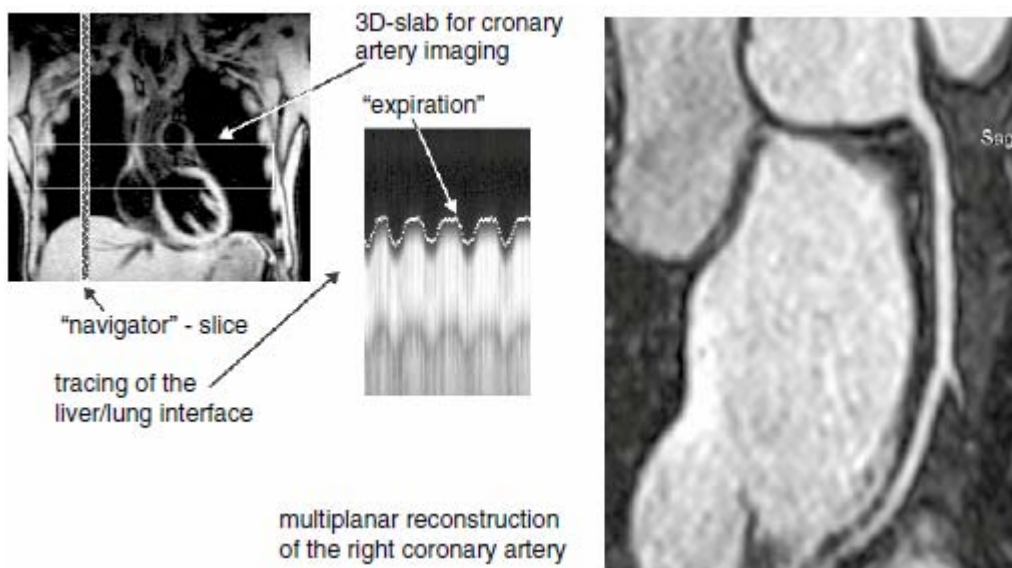
تصویربرداری شریان کرونری با یک روش تصویربرداری گرادیان اکوی تک برش شروع می شود، با استفاده از همان اثری که در ۲D TOF-MRA استفاده می شود. این دنباله با راه اندازی ECG و قطعه قطعه کردن انجام می شود، و دستیابی داده ها در انتهای دیاستول قرار می گیرد، جایی که قلب کمتر حرکت می کند و جایی که جریان در کرونری ها بیشینه است. میزان معمول سگمنتاسیون، دستیابی داده ها را در ۱۱ ضربان قلب اجازه می دهد. پیشرفت بعدی استفاده از زوایای فلیپ متغیر بود، یعنی زوایای فلیپ کم برای اولین خطوط فوریه که باید در هر ضربان قلب اندازه گیری شوند استفاده می شود و برای قطعات بعدی فضای K زوایای فلیپ افزایش می یابد. به این طریق آثار اشباع در حین دستیابی داده ها جبران می شود. جستجوی شریان های کرونری با یک روش تک برش پرزحمت، وقت گیر، و اغلب قانع کننده نیست. یک روش ۳D برای بازسازی گذشته نگر از شریان کرونری مورد نیاز است. یک روش ۳D با استفاده از پارامترهای قبل آنقدر کند است که نمی تواند در یک بار نگهداشتن تنفس انجام شود. یک راه حل استفاده از تکنیک هدایت گر (navigator) است همان طور که در شکل ۳۴-۱ می بینید. یک «هدایت گر» یک برش ساجیتال ۲D است که از میان کبد عبور می کند تا موقعیت سطح تقابل کبد-ریه را پایش کند، و یک قطعه ۳D دنباله گرادیان اکو در جایی قرار داده می شود که قسمت های پروکسیمال شریان های کرونری قرار دارند. در حالی که مجموعه داده های ۳D اندازه گیری خط فوریه یکسانی را چندین بار انجام می دهد، داده های «هدایت گر» بلافاصله بعد از آن جمع آوری می شود. اگر موقعیت سطح تقابل کبد-ریه «نزدیک بودن به بازدم» را نشان دهد، خط فوریه مجموعه داده های ۳D

پذیرفته می‌شود، در غیر این صورت دور ریخته می‌شود. این موقعیت سطح تقابل کبد-ریه را همچنین می‌توان به‌طور آینده‌نگر استفاده کرد تا موقعیت قطعه ۳D را تصحیح کرد (Prospective acquisition correction, PACE). با این کار زمان اندازه‌گیری کاهش می‌یابد چون خطوط کمتری از دستیابی ۳D دور ریخته می‌شود.

پیشرفت‌های اخیر در توسعه دنباله نشان می‌دهد که تصویربرداری ۳D شریان‌های کرونری همچنین می‌تواند همراه با یک عامل کنتراست کوتاه‌کننده  $T_1$ ، در یک بار قطع تنفس انجام شود.



شکل ۱-۳۳ طرح آمادگی «خون سیاه»، با آشکار کردن امواج QRS در سیگنال ECG، یک پالس RF وازونگی غیرانتخابی اجرا می‌شود، که بلافاصله با یک «بازوارونگی» (Reinversion) برای برش مورد تصویربرداری دنبال می‌شود. در طی دوره انتظار، خون باز وارون شده از برش خارج و یا خون وارون شده جایگزین می‌شود. دستیابی تصویر TSE یک تصویر «خون سیاه» تولید خواهد کرد. تصویر نشان داده شده یک نمای محور کوتاه از بطن راست و چپ است که با چربی اپیکارد احاطه شده است.



شکل ۳۴-۱ تکنیک «هدایت گر» (“Navigator”) یک برش یا میله ۲D در سطح تقابل کبد- ریه برای پایش چرخه تنفسی قرار داده می شود. یک قطعه ۳D TOF MRA روی شریان های کرونری قرار می گیرد. موقعیت سطح تقابل کبد- ریه ارزیابی می شود، و قطعه ۳D به طور آینده نگر حرکت داده می شود و/ یا اطلاعات آن برای قبول یا رد کردن خط فوریه مجموعه داده های ۳D استفاده می شود.

## ۹-۱ آرتیفکت ها در MRI

آرتیفکت ها تظاهر نادرست ساختارهای بافتی هستند که در تصاویر MR به دلیل حرکت بیمار و ناهمگنی بافت، به دلیل محدودیت های ذاتی تکنیک ها، به دلیل واکنش های نامتناسب کاربر، و گاهی به دلیل بی کفایتی سیستم تولید می شوند. این آرتیفکت ها با تنوعی از مکانیسم ها ایجاد می شود، نظیر فیزیک اولیه، خطاهای دستیابی داده ها، کم نمونه گیری، قطع (truncation)، یا الگوریتم های قربانی شده بازسازی. تعدادی از آرتیفکت ها قبلاً به عنوان کمکی مؤثر در تشخیص ذکر شدند. تظاهر آسیب های همورژیک ناشی از جدا شدن اجسام پارامنیستیک درون سلول های سالم قرمز خون سبب یک گرادیان قابلیت پذیرش درون پارانشیم دیامنیستیک می شود، که منجر به یک زمان کوتاه تر آسایش  $T_2^*$  در آنها می شود که سبب آرتیفکت های شکوفه ای blooming می گردد، بنابراین سبب تشخیص این آسیب و اغراق بالقوه در وسعت آن می شود. یک مکانیسم مشابه در fMRI به کار می رود، هنگامی که سطح اکسیژن خون از دی اکسی هموگلوبین (پارامنیستیک) به اکسی هموگلوبین (دیامنیستیک) تغییر می کند، تغییر گرادیان قابلیت پذیرش نسبت به بافت دیامنیستیک پیرامونی سبب تغییر سیگنال براساس تغییرات زمان آسایش  $T_2^*$  می شود. تشخیص خونریزی میکروسکوپی فقط به دلیل مشاهده اغراق آمیز براساس وزن قابلیت پذیرش (SWI) امکان پذیر است. تغییرات قابلیت پذیرش همچنین برای نشان دار کردن سلول های بنیادی یا ردیابی موقعیت ابزار ایترونشال استفاده می شود. اندازه گیری های پرفیوژن همراه با عوامل کنتراست پارامنیستیک و سوپر پارامنیستیک فقط به دلیل تغییرات القاء شده در قابلیت پذیرش امکان پذیر است، از این رو سبب تغییرات دینامیکی سیگنال می شود که می تواند برای استخراج پارامترهای مرتبط با پرفیوژن استفاده شود. اختلاف در فرکانس تشدید هسته های هیدروژن متصل به کربن و هسته های هیدروژن متصل به هیدروژن، که به آن جابجایی شیمیایی گفته می شود، سبب یک افت سیگنال ظاهری در تصاویر ناهم فاز (opposed-phase) می گردد، که برای مشخص کردن آسیب های خوش خیم حاوی چربی مفید است. اینها را گفتیم که یادآور شویم «آرتیفکت ها» گاهی مطلوب هستند. آرتیفکت های مزاحم که در زیر بیان می شوند متعدد بوده و به خاستگاه آنها نسبت داده می شوند، مانند آرتیفکت های مرتبط با بیمار مرتبط با روش، مرتبط با کاربر یا مرتبط با سیستم.

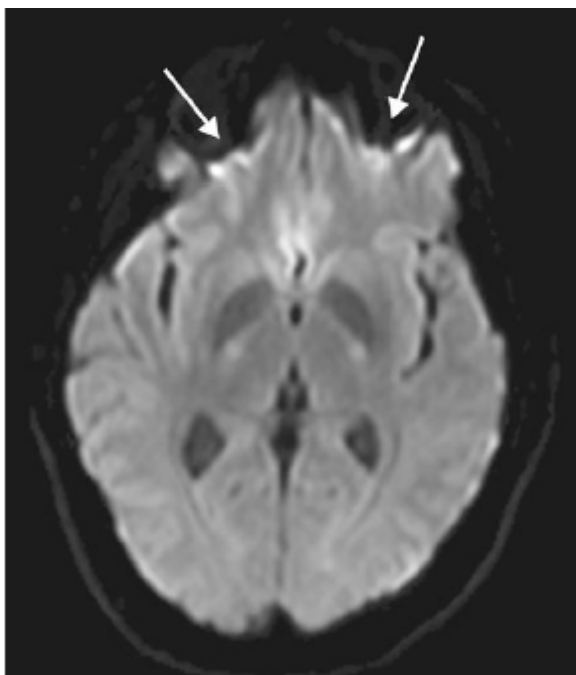
## آرتیفکت های مرتبط با بیمار

آرتیفکت های ناشی از ترکیبات ناهمگن بافت بیمار غیرقابل اجتناب هستند، اما گاهی با استفاده از روش های مناسب آنها را می توان کاهش داد. چهار گروه اصلی عبارتند از تغییر قابلیت پذیرش مغناطیسی در مرز بافت ها، تغییرات ناگهانی قابلیت پذیرش در حضور اجسام خارجی فرومنیستیک، حرکت (ضربان جریان خون، جابجایی تنفسی، و پرستالیز) و پدیده شگفت آوری مانند اثر «زاویه جادویی».

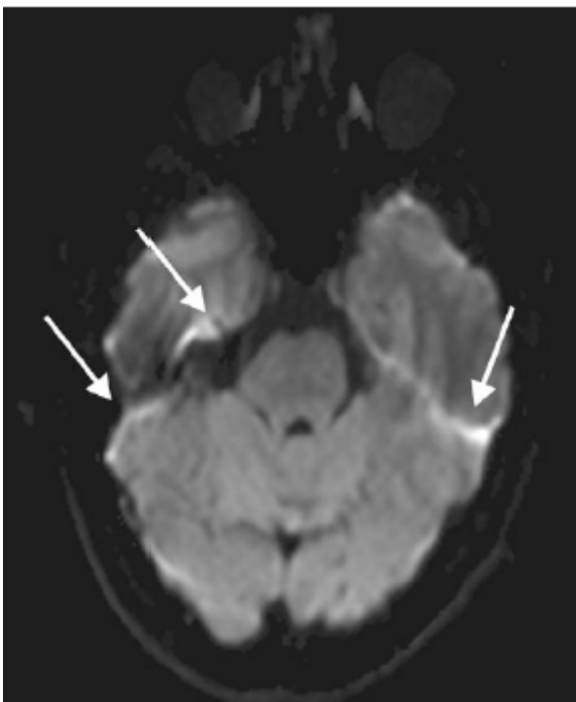
## آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش

این عنوان مختصر باید چنین می‌بود «عدم سیگنال‌های اغراق شده به دلیل کوتاهی مصنوعی زمان آسایش  $T_2^*$  در نتیجه ناهمگنی‌های موضعی قابل ملاحظه در میدان مغناطیسی ناشی از تغییرات موضعی در قابلیت پذیرش مغناطیسی مرتبط با بافت». همچنین تغییر موضعی در شدت میدان مغناطیسی در این حالت به عنوان گرادیان قابلیت پذیرش نام برده می‌شود. فرکانس لارمور برای تعیین موقعیت سیگنال به کار می‌رود. چون فرکانس لارمور نیز با شدت میدان مغناطیسی موضعی، که به نوبه خود تابعی از قابلیت پذیرش مغناطیسی موضعی بافت است، تغییر می‌کند، تصویر دچار درهم ریختگی می‌شود. سیگنال از بافتی که یک میدان مغناطیسی افزایش یافته را تجربه می‌کند بر مبنای اطلاعات فرکانس به نادرستی به مکان دیگر نسبت داده می‌شود، که سبب یک ناحیه پرشدت در جهت کدگذاری فرکانس می‌شود، همان‌طور که در نواحی فرونتال اربیتال شکل ۳۵-۱ مشهود است. اهمیت این بخش از آرتیفکت آن است که تابعی از پهنای باند انتخاب شده تصویربرداری است. پهنای باند بیشتر، آرتیفکت کمتر. قسمت دوم این آرتیفکت به صورت یک عدم سیگنال (signal void) ظاهر می‌شود. این عدم سیگنال براساس تعیین مکان نادرست است که قبلاً توضیح داده شد و با استفاده از هر دو دنباله تصویربرداری SE و GRE رخ می‌دهد، به علاوه یک عدم سیگنال اضافی در تصویربرداری GRE. میزان این آرتیفکت آخری با حساسیت  $T_2^*$  پروتکل تصویربرداری و تفکیک فضایی انتخاب شده تعیین می‌شود. این عدم سیگنال تابعی از دفازینگ سیگنال به دلیل گستره فرکانس مگنتایزیشن عرضی درون واکسل ناشی از ناهمگنی میدان مغناطیسی موضعی است. سیگنال یک واکسل کوچکتر دچار دفازینگ کمتری می‌شود چون گستره فرکانسی آن واکسل نیز کمتر خواهد بود. یک تفکیک فضایی بالا در مقایسه با تفکیک فضایی پایین یک تظاهر خفیف‌تری از عدم سیگنال مصنوعی را نشان می‌دهد. یک GRE با یک TE کوتاه، معمولاً با یک پهنای باند بالا برای کدگذاری فرکانس همراه است، که در مقایسه با یک GRE با TE بلند، فقط آرتیفکت‌های خفیفی نشان می‌دهد. حساس‌ترین پروتکل تصویربرداری به  $T_2^*$  یک دنباله گرادیان اکوی مالتی اکوی single-shot است، که به تصویربرداری اکوپلانا (EPI) معروف است. هنگامی که EPI به عنوان یک ماجول اندازه‌گیری (خواندن) به دنبال آمادگی مگنتایزیشن عرضی با گرادیان‌های میدان مغناطیسی وزن دیفیوژن به کار می‌رود، عدم سیگنال‌های قابل ملاحظه در قاعده جمجمه، در نتیجه گرادیان‌های قابل ملاحظه قابلیت پذیرش، به خوبی شناخته شده است (شکل ۳۶-۱). کاهش حساسیت به  $T_2^*$  همچنین به کاهش این آرتیفکت منجر خواهد شد. کم کردن طول قطار اکوی یک پروتکل EPI با استفاده از تصویربرداری موازی به کاهش این آرتیفکت کمک می‌کند.

شکل ۱-۳۵ گرادیان های قابلیت پذیرش در اریتوفرونتال در روش های تصویربرداری حساس به  $T_2^*$  به عدم سیگنال و درهم ریختگی منجر می شود. پیکان ها به افزایش مصنوعی سیگنال و نسبت دادن ناصحیح مکان به دلیل جابجایی در فرکانس تشدید ناشی از قابلیت پذیرش و نمایش غیرخطی ابعاد واکسل اشاره دارند.



شکل ۱-۳۶ گرادیان های قابلیت پذیرش در قاعده جمجمه در روش های تصویربرداری حساس به  $T_2^*$  به عدم سیگنال و درهم ریختگی ها منجر می شود. پیکان ها به افزایش مصنوعی سیگنال و نسبت دادن ناصحیح مکان به دلیل جابجایی در فرکانس تشدید ناشی از قابلیت پذیرش و نمایش غیرخطی ابعاد واکسل اشاره دارند.





شکل ۱-۳۷ یک استنت غیر فرومگنتیک اما رسانا در MRI (پیکان‌ها).

## اجسام خارجی

اجسام خارجی همیشه آرتیفکت‌های مرتبط با قابلیت پذیرش را سبب می‌شوند چون مواد ندرتاً دیامنیٹیک هستند. به‌طور کلی، موضوع این بخش آرتیفکت‌های مرتبط با قابلیت پذیرش در اجسام خارجی ایمپلنت است. اگر اجسام خارجی دارای ماهیت فلزی باشند، بسته به اینکه صرفاً رسانا باشند یا اینکه رسانا و فرومگناطیس باشند آرتیفکت‌های مختلفی را نشان می‌دهند. در حالت اخیر، اثر رسانایی معمولاً قابل اغماض است. نشان داده شده است که حتی مواد رسانای «غیرمغناطیسی» اندکی پارامنیٹیک هستند و آرتیفکت‌هایی را نشان می‌دهند که ناشی از القاء جریان در نتیجه روشن و خاموش شدن گرادیان‌های میدان مغناطیسی است.

استنت‌هایی که در جراحی عروق به کار می‌روند در سال‌های اخیر تغییر پیدا کرده‌اند تا منطبق با کاربرد CeMRA باشند، نه فقط برای تشخیص، بلکه همچنین برای آزمون پیگیری (follow-up) بررسی باز بودن استنت. برخی استنت‌های قدیمی‌تر اندکی فرومگناطیس بودند، که سبب یک عدم سیگنال در مکان گرافت استنت می‌شدند. نسل بعدی استنت‌ها از موادی ساخته شدند که اندکی پارامنیٹیک بودند، و ندرتاً قابل مشاهده بودند که عمدتاً ناشی از اثر حفاظتی RF (RF Shielding) (حفاظ فاراده) است، که سبب می‌شد لومن استنت در مقایسه با عروق روشن اندکی هاپوپایتنس ظاهر شود (شکل ۱-۳۷). نسل‌های جدید استنت در CeMRA تقریباً نامرئی هستند، که تشخیص قابل اطمینانی را از باز بودن عروق امکان‌پذیر می‌کند.

یک جسم خارجی از جنس مواد فرومغناطیسی، مانند مواد پرکننده دندان یا پیچ‌های استخوان، سبب افزایش موضعی شدت میدان مغناطیسی شده و همگنی میدان مغناطیسی را تا دورتر از منشاء آن درهم می‌ریزد. پاسخ سیگنال مطابق با افزایش شدت میدان افزایشی را در فرکانس لارمور نشان می‌دهد و سیستم این سیگنال را به مکان نادرستی نسبت می‌دهد که حضور گرادیان‌های مغناطیسی اعمال شده آن‌را در جای دیگری انتظار دارد.

در نتیجه سیگنال به مکانی نادرست نسبت داده می‌شود همان‌طور که در شکل ۱-۳۸C می‌بینید (سایه چشم دائمی فرومغناطیسی). به هم ریختگی برش انتخابی اگرچه کمتر مشهود است، اما به همان شدت است. صفحه تهییج توسط گستره فرکانسی پالس تهییج و تغییرات خطی میدان مغناطیسی ایجاد شده توسط گرادیان‌های مغناطیسی انتخاب برش تعیین می‌شوند. این خطی بودن توسط اجسام خارجی فلزی به شدت درهم می‌ریزد. اجسام خارجی فرومغناطیسی توزیع فرکانس‌ها را اندکی تغییر می‌دهند حتی برای مکان‌های دور، که سبب می‌شود دنباله‌های پرسایش آزاد حالت پایا (SSFP) مانند true FISP، CISS، bFFE، یا FIESTA الگوهای تداخلی نابودکننده‌ای را در تصویر نشان می‌دهند (شکل ۱-۳۸a).



شکل ۱-۳۸ آر تی‌فکت‌های «فلزی». (a) در تکنیک‌های true FISP، فلزی که حتی در داخل برش تصویربرداری نیست سبب آر تی‌فکت‌های شدید می‌شود. خطوط سیاه نتیجه یک الگوی تداخلی نابودکننده است که توسط آثار خارج از تشدید (off-resonance) ناشی از اجسام فرومغناطیسی در جای دیگر می‌باشد. (b) عدم سیگنال کلی به سبب اجسام فرومغناطیسی که نوعاً در تصویربرداری گرادیان اکو دیده می‌شود، همان‌طور که در این مورد MP-RAGE دیده می‌شود. (c) حتی در تصویربرداری اسپین اکو، جابجایی و درهم‌ریختگی ناشی از ترکیبات فرومغناطیسی مواد سایه چشم دائمی مشهود است.

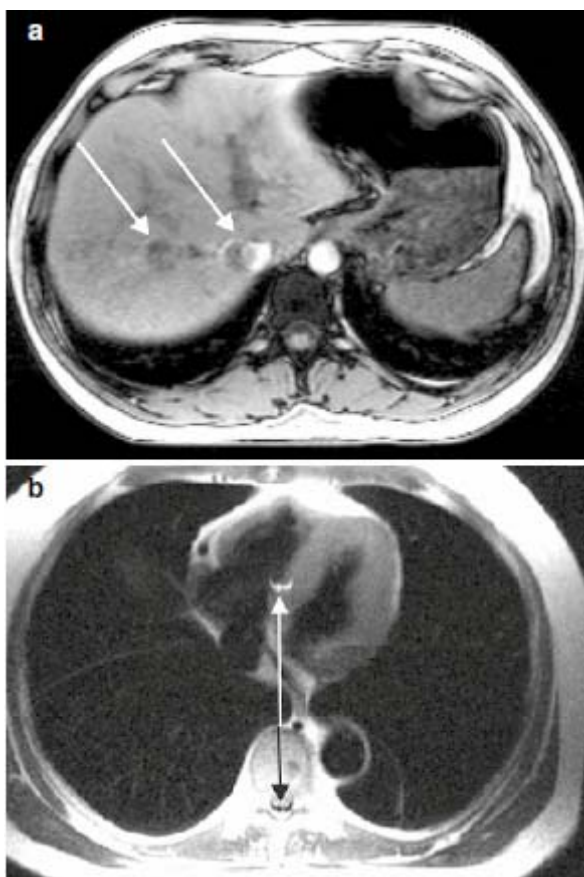
## جریان و حرکت

هر حرکتی در حضور گرادیان‌های میدان مغناطیسی جابجایی فاز را در سیگنال ایجاد می‌کند که سبب نسبت دادن مکانی نادرست روی تصویر می‌شود. هر نوع جابجایی منشاء سیگنال در حین اندازه‌گیری با فرایند کدگذاری سیگنال در تضاد خواهد بود که سبب محوشدگی یا ثبت نابجای مکان ناشی از اطلاعات تغییر یافته فاز یا فرکانس می‌شود. هر تکرار الگوی سیگنال در فضای K یک سایه (ghost) از چیزی که سبب تکرار شده ایجاد می‌کند (شکل ۱-۳۹). چون الگوی تکرار شونده معمولاً در جهت کدگذاری فاز رخ می‌دهد، سایه در جهت کدگذاری فاز ظاهر خواهد شد.

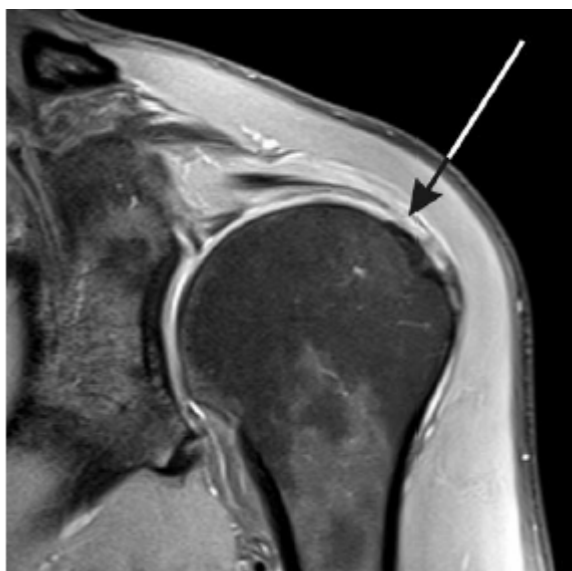
متوسط‌گیری کمک می‌کند، تا مادامی که روش متوسط‌گیری هماهنگ با الگوی تکرارشونده (تنفس یا ضربان قلب) نباشد. استفاده از متوسط‌گیری «بلندمدت» می‌تواند یک جایگزین باشد. به منظور جلوگیری از آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از تنفس، از یک کمربند تنفسی برای راه‌اندازی یا دریاچه‌گذاری استفاده کنید، یا از تکنیک هدایت‌گر navigator که قبلاً صحبت کردیم برای راه‌اندازی یا دریاچه‌گذاری تنفسی استفاده شود. تفاوت بین راه‌اندازی و دریاچه‌گذاری آن است که راه‌اندازی یک قسمت از اندازه‌گیری را به راه انداخته و در یک مدت معین اندازه‌گیری متوقف می‌شود در حالی که دریاچه‌گذاری معمولاً به‌طور پیوسته اندازه‌گیری می‌کند اما نمونه‌گیری داده‌ها فقط در یک پنجره (دریاچه) از پیش تعیین شده با حرکت انجام می‌شود.

### «زاویه جادویی»

زمان آسایش  $T_2$  بافت بستگی به تحرک مولکول‌های آب مشارکت‌کننده در سیگنال دارد. نوسان سریع تمایل به خنثی کردن برهم‌کنش‌های دو قطبی - دو قطبی (بین هسته‌ای) دارد که در غیر این صورت می‌تواند زمان آسایش  $T_2$  را بسیار کوتاه کند، به این دلیل است که چرا با استفاده از TE‌های قابل دسترس در کلینیک هیچ سیگنالی از یک قطعه یخ مشاهده نمی‌شود. سطح برهم‌کنش بین دو دو قطبی هسته‌ای هیدروژن متصل به یک اتم هیدروژن (برهم‌کنش بین هسته‌ای مولکول آب) را می‌توان نسبت به جهت‌گیری نسبی آن با جهت میدان مغناطیسی خارجی محاسبه کرد. مقدار برهم‌کنش بین دو دو قطبی هسته‌ای هیدروژن متصل به یک اتم اکسیژن را می‌توان نسبت به جهت‌گیری آن با جهت میدان مغناطیسی خارجی محاسبه کرد. با این محاسبه متوجه خواهیم شد که اگر زاویه بین بردار درون هسته‌ای و جهت میدان مغناطیسی خارجی برابر با  $54/74^\circ$  باشد، عبارت مسئول کاهش سیگنال ( $T_2$  کوتاه) ناپدید می‌شود. در حضور میکروفیبریل‌های کلاژنی کاملاً جهت‌یافته همان‌طور که مثلاً در تاندون‌ها دیده می‌شود، محدودیت حرکت منجر به یک افزایش مصنوعی سیگنال (ناشی از یک زمان طولانی شده آسایش  $T_2$ ) می‌شود اگر مسیر تاندون یا بخشی از تاندون نسبت به جهت میدان مغناطیسی اصلی زاویه نزدیک به  $55^\circ$  بسازد این زاویه را «زاویه جادویی» می‌نامند. اثر زاویه جادویی در دستیابی‌های وزن  $T_1$  و کمتر در وزن  $T_2$  ظاهر می‌شود. خردمندانه است که در تصویربرداری وزن PD عضلات - استخوان TE را تا  $40-35$  ms طولانی کنیم. این زمان مشاهده بهتر تجمعات مایع را براساس افزایش اندک وزن  $T_2$  بهتر می‌کند و تظاهر اثر زاویه جادویی را کاهش می‌دهد. بدون این اقدام، مثلاً قسمت دیستال یک تاندون نرمال سوپراسپیناتوس می‌تواند با شدت افزایش یافته سیگنال ظاهر شود (شکل ۴۰-۱).



شکل ۳۹-۱ آرتیفکت «ضربان». تغییرات متناوب سیگنال ضربان دار در حین دستیابی داده ها به صورت سایه های متعدد در جهت کدگذاری فاز ظاهر می شود (a) آرتیفکت های جریان خون ضربان دار در آنورت نزولی. (b) یک سایه که از جریان مایع مغزی نخاعی ضربان دار منشاء می گیرد.

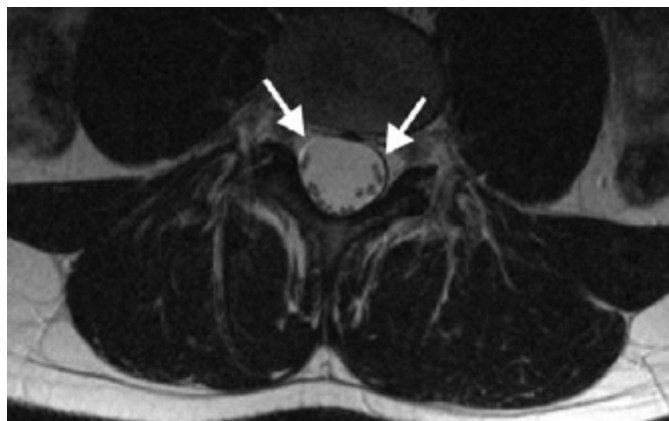


شکل ۴۰-۱ اثر «زاویه جادویی» در تصویربرداری استخوان عضله می تواند سبب یک تظاهر هایپرانتنس از قسمت دیستال تاندون سوپراسپیناتوس شود (پیکان).

## آرتیفکت‌های مرتبط با روش

### جابجایی شیمیایی

جابجایی شیمیایی اصطلاحی است برای اختلاف فرکانس بین فرکانس لارمور اسپین هسته‌های هیدروژن درون مولکول آب و فرکانس لارمور اسپین هسته‌های هیدروژن متصل به کربن در بافت‌های چربی. این اختلاف فرکانس‌ها در اشباع بینایی چربی و در وارونگی بینایی و در تصویربرداری هم فاز- ناهم فاز (in phase- opposed phase) برای مشخص کردن آسیب‌های محتوی چربی استفاده می‌شود. چون اطلاعات فرکانس برای کدگذاری فضایی استفاده می‌شود، «تصویر چربی» نسبت به «تصویر آب» جابجا می‌شود. این جابجایی تابعی از پهنای باندهای است که کاربر انتخاب می‌کند (پهنای باند گیرنده). این اختلاف فرکانس در یک سیستم  $1.5T$  حدود  $217\text{Hz}$  است. انتخاب پهنای باند  $217\text{Hz/pixel}$ ، که از نظر بالینی معقول است، تصویر چربی را نسبت به تصویر آب به اندازه یک پیکسل جابجا می‌کند، یک لبه روشن در تصویر ظاهر می‌شود، جایی که چربی به مکانی نسبت داده می‌شود که قبلاً محل سیگنال آب بود، و در انتهای مخالف بافت چربی، یک لبه تاریک مکانی را نشان می‌دهد که هیچ سیگنال آبی حضور ندارد و چربی در آن مکان به موقعیت تصویری براساس فرکانس سیگنال دریافتی نسبت داده می‌شود. (شکل ۴۱-۱). این نسبت دادن‌های نادرست مکانی را آرتیفکت‌های جابجایی شیمیایی می‌نامند.



شکل ۴۱-۱ آرتیفکت جابجایی شیمیایی در تصویربرداری مهره‌های کمری.

ممکن است در ابتدا گیج کننده به نظر آید، اما جهت کدگذاری فاز نیز دارای یک پهنای باند است. در واقع، با تحلیل اینکه چگونه اختلاف فرکانس ها توسط سیستم تشخیص داده می شوند، روشن می شود که کدگذاری فرکانس و فاز اساساً یکسان هستند. در EPI، کدگذاری فاز با بلیپ های گرادیانی نسبتاً کوتاه، انجام می شود، با دامنه گرادیانی ثابت در جهت کدگذاری فاز در تمام مدت قطار اکو. در هر دو حالت، پهنای باند در جهت کدگذاری فاز بسیار کم است که یک آرتیفکت قابل ملاحظه جابجایی شیمیایی را در جهت کدگذاری فاز سبب می شود. به این دلیل یک سرکوب خوب چربی در پروتکل های EPI اجباری است.

### قطع (Truncation)

تبدیل فوری یک بعدی از یک جسم مستطیلی تعدادی نامتناهی از فرکانس های فضایی را به دست می دهد که، مجدداً ترکیب شده (یک تبدیل فوری دیگر) همان جسم مستطیلی (در این حالت، یک بعدی) را تولید خواهند کرد. چون تعداد نامتناهی غیرعملی است، قطع داده ها یا نمونه گیری ناقص دارای پیامدهایی روی تظاهر تصویر خواهد بود. اگر قدرت تفکیک فضایی آنقدر کم باشد که نتواند به درستی گذارهای کنتراست بالا (لبه های جسم) را نشان دهد، «طنین لبه» (edge ringing) مشاهده می شود چون مؤلفه های فرکانس فضایی بالا از دست می روند. این آرتیفکت ها به خوبی شناخته شده اند و آرتیفکت های قطع (truncation) نامیده می شوند. به طور کلی، تفکیک فضایی که امروزه انتخاب می شود به اندازه کافی بالا است که آرتیفکت های قطع قابل اغماض باشد. آرتیفکت های قطع گاهی در CeMRA احیاء می شوند. تفکیک فضایی انتخابی می تواند به حد کافی بالا باشد تا به درستی عروق مورد نظر را نمایش دهد. اما تفکیک فضایی اندازه گیری شده واقعی بستگی به زمانی دارد که بولوس کنتراست در حین نمونه برداری داده ها حضور دارد، که ممکن است گاهی فقط برای قسمتی از فضای  $K$  رخ دهد، که معادل کاهش ابعاد ماتریس یا عدم تقارن ماتریس است. «دیسکشن» ظاهری که اغلب برای مثال، در شریان های لگنی در دستیابی های CeMRA دیده می شود در واقع یک آرتیفکت قطع است (شکل ۱-۴۲).

شکل ۴۲-۱ آرتیفکت «قطع» یک ابعاد کاهش یافته ماتریس و یک زمان بندی غیربهبوده بین رسیدن بولوس و شروع اندازه گیری CeMRA می تواند منجر به یک آرتیفکت قطع شود که یک دیسکشن را تقلید می کند.

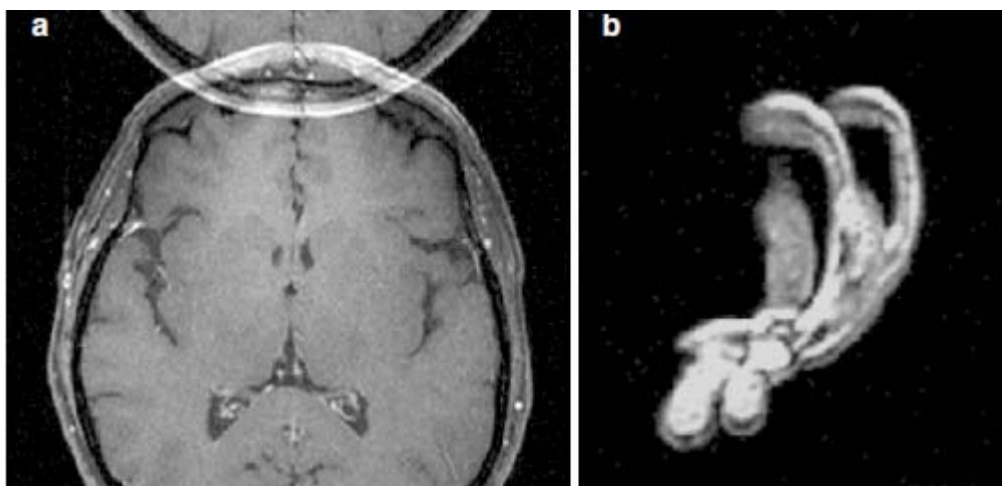


## آرتیفکت های مرتبط با کاربر

### آرتیفکت های پیچشی (wrap-around)

دستیابی داده ها از طریق نمونه برداری ولتاژ القایی مگنتایزیشن عرضی در حال چرخش انجام می شود، با یک تفکیک زمانی کافی به منظور تعیین تمام فرکانس هایی که باید به یک مکان درون میدان دید نسبت داده شود. به راحتی می توان نشان داد که فرکانس یک منبع سیگنال خارج از میدان دید با نقاط نمونه برداری یکسانی با فرکانس پایین تر (در انتهای دیگر) میدان دید تداخل می کند، در نتیجه، مکان سیگنالی خارج از میدان دید به مکان مخالف در میدان دید نسبت داده می شود، که سبب آرتیفکتی می شود که آنرا آرتیفکت پیچشی (wrap-around) یا تاه خوردگی (over folding) می نامند (شکل ۴۳a-۱). دو برابر کردن آهنگ نمونه برداری تشخیص صحیح منبع سیگنال را در دو برابر میدان دید امکان پذیر می کند. چون دو برابر کردن آهنگ نمونه برداری در جهت کدگذاری فرکانس هیچ پیامد قابل توجهی ندارد (برای کاربر)، معمولاً به طور پیش گزین فعال می باشد، به این دلیل است که اثر تاه خوردگی در جهت کدگذاری فرکانس به سختی مشاهده می شود. هر نمونه برداری اضافی در جهت کدگذاری فاز به همان نسبت زمان اندازه گیری را افزایش می دهد، که نامطلوب است. آرتیفکت های پیچشی به

خوبی شناخته و به راحتی کنترل می شوند، اما با معرفی تکنیک های تصویربرداری موازی این آرتیفکت ها پیچیده تر شده اند و تشخیص آنها به این راحتی نیست.



شکل ۴۳-۱ آرتیفکت های «آلازینگ»: برای یک FOV که کوچکتر از شیء انتخاب شده است (a)، برای جسمی که فراتر از قطعه ۳D یک اندازه گیری MPRAGE گسترش دارد (b) گوش راست و چپ در قسمت خارجی به صورت آرتیفکت تاه خوردگی روی هم دیده می شوند.

## تداخل خارجی

سیگنال القاء شده توسط مگنتایزیشن هسته ای عرضی در حال چرخش درون بدن بسیار ضعیف است و کوپل های RF باید بسیار حساس باشند. متأسفانه، گستره فرکانس های تحت پوشش مطابق با فرکانس های RF مورد استفاده در ارتباطات رادیویی یا فرکانس های گسیل شده از وسایل الکتریکی است. به این دلیل اتاق اسکنر همیشه دارای یک پوشش مسی و دری است که برای مسدود کردن امواج رادیویی طراحی شده است. اگر در باز بماند یا اگر نقصی در حفاظ مسی ایجاد شده باشد، فرکانس های وارد شده به صورت آرتیفکت های نواری عمود بر جهت کدگذاری فرکانس دیده می شود (شکل ۴۴-۱).

همین تظاهر ممکن است در مورد دستگاه های الکتریکی ناسازگار با MR که داخل اتاق اسکنر شده باشند مشاهده شود.

## آرتیفکت های مرتبط با سیستم

### جرقه ها یا Spikes

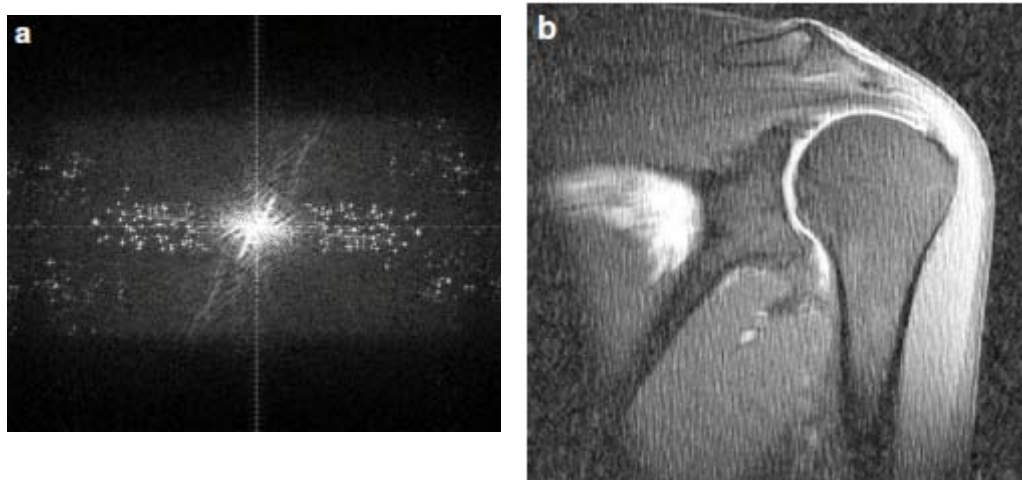
هر نقطه درون فضای K نماینده یک فرکانس فضایی است و مقدار آن نقطه در فضای K نشان‌دهنده شدت فرکانس فضایی است که در تصویر نشان داده می‌شود. هر نمایش نادرست از هر نقطه درون فضای K به صورت یک استخوان ماهی در تصویر ظاهر می‌شود. نمایش نادرست نقاط منفرد فضای K را «جرقه» می‌نامند. اینها می‌تواند ناشی از تخلیه الکتریکی مواد پلاستیکی باردار (لباس بیمار، بالش، پوشش کوئل)، یک اتصال شل در سیستم گرادیان یا RF، یا سیستم روشنایی نادرست اتاق باشد. تظاهر تصویر بستگی به زمان رخ دادن جرقه‌ها در فضای K دارد. اگر جرقه در بخش خارجی فضای K رخ دهد، یک نوسان شدت در سراسر تصویر ایجاد می‌شود که گاهی به ندرت قابل توجه است (شکل ۱-۴۵). اگر جرقه در مرکز فضای K رخ دهد، آناتومی تصویر به سختی تشخیص داده می‌شود.

### تنظیم‌های نادرست

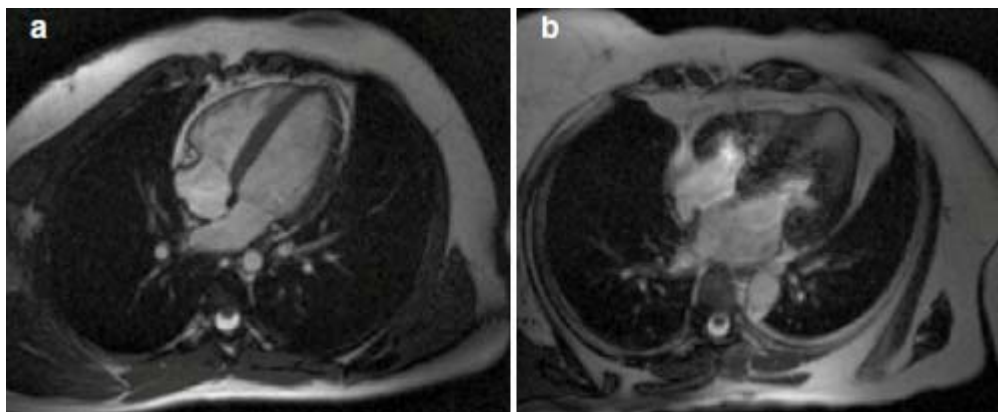
با توسعه اسکنرها، تنظیم‌های نادرست نادر هستند. با افزایش قابل ملاحظه کاربرد دنباله‌های پرسایش آزاد حالت پایا (SSFP) مانند true FISP، FIESTA، یا bFFE باید توجه شود که این دنباله‌های تصویربرداری به تنظیم‌های نادرست فرکانس بسیار حساس هستند. این ممکن است به الگوهای تداخلی نابودکننده منجر شود (شکل ۱-۴۶). همانند تمام آرتیفکت‌ها، اگر مشکوک به آرتیفکت بودیم، تصویر گرفتن از همان ناحیه با روشی متفاوت معمولاً مشکل را حل می‌کند.



شکل ۱-۴۴ تظاهر نوعی یک تداخل خارجی، درب باز گذاشته شده و فرکانس‌های آشکار شده فاقد همبستگی فاز هستند، بنابراین به صورت نوارهایی در جهت کدگذاری فاز ظاهر می‌شوند.



شکل ۱-۴۵ «جرقه»- یا آرٹیفکٹ‌های استخوان ماهی. (a) با کاربرد یک تبدیل فوریه روی تصویر فضای K به‌طور گذشته‌نگر تولید شده است. چون فضای K متقارن است هر جرقه‌ای که سبب آرٹیفکٹ در تصویر می‌شود در تمام چهارربع نشان داده خواهد شد، اگرچه ممکن است فقط در یکی از آنها ظاهر شود (b) یک مطالعه کروئال از شانه با جرقه‌هایی در فضای K (تخلیه الکتریکی در اتاق اسکتر).

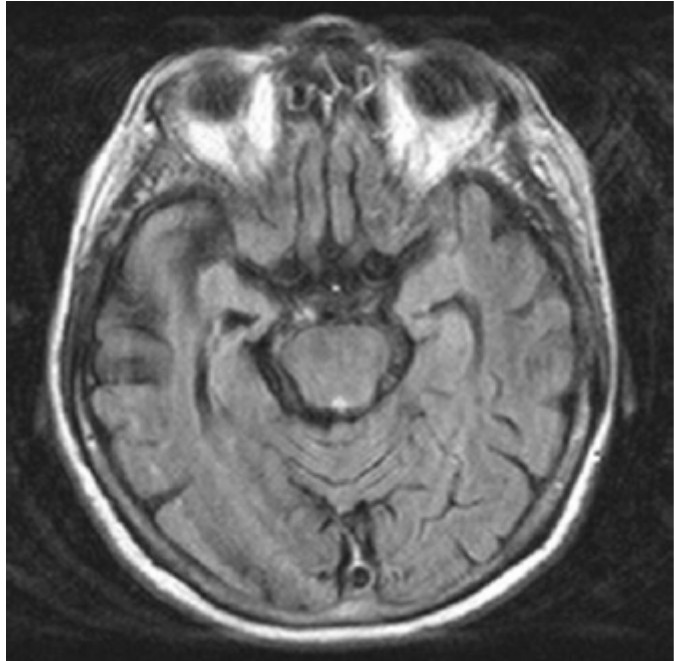


شکل ۱-۴۶ (a) یک دستیابی true FISP از محور بلند قلب، همان‌طور که باید باشد. (b) یک تصویر true FISP از یک داوطلب سالم، اما با اندکی تنظیم نادرست فرکانس که تصویر به دست آمده هاپرتروفی مایوکارد را تقلید می‌کند.

### ناپایداری‌های سیستم

از نظر تئوری، تعداد قابل ملاحظه‌ای بی‌کفایتی‌های بالقوه سیستم وجود دارد. از طرف دیگر، هیچ سازنده‌ای با وجود بی‌کفایتی‌هایی که کلاً کیفیت تصویر را خراب کند، دوام نخواهد آورد. متأسفانه، اکثر سوء عملکردها، نظیر

تولید غیرثابت دامنه‌های گرادیان میدان مغناطیسی یا فقدان تکرارپذیری دامنه RF سبب آرتیفکت‌های تصویری شبیه به حرکت بیمار می‌کند (شکل ۱-۴۷) گویا بیمار همکاری نمی‌کند. تصویربرداری با فانتوم موجود وضعیت را روشن می‌کند. اگر فانتوم ثابت آرتیفکت‌های تنفسی نشان داد، یک تلفن به بخش سرویس لازم است.



شکل ۱-۴۷ ناپایداری‌های سیستم (مانند، تغییرات پراکنده در دامنه پالس تهییج) حرکت بیمار را تقلید می‌کند.

## ۲ مواد کنتراست در MRI

### ۱-۲- 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 پریسس 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 جهت گیری گشتاورهای دو قطبی پارامغناطیسی به موازات میدان مغناطیسی خارجی این اتم‌ها مگنتایزیشن 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 فرامغناطیسی 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 اشباعی 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، تجزیه 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  $0.1\text{mM}$  از ترکیب پارامغناطیسی Gd یک افزایش دهنده قوی آسایش است، کافی برای کاهش  $50\%$  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 نشستی در BBB ماده کنتراست تزریقی می‌تواند به فضای میان بافتی CNS انتشار یابد و سبب افزایش کنتراست آن شود، وجود نشستی در BBB به دلیل تومور، تروما، اینفارکشن یا بیماری التهابی یا دمی‌لیناسیون 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 ۰/۱ml/kg (۰/۰۵mmol/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 ۰/۱-۰/۳ mmol/kg یا ۰/۱-۰/۳ml/kg می‌باشد.

۲- آشکار کردن و تعیین مشخصات آسیب‌های لوکال CNS. مطالعات بالینی نشان داده است که با دوز دو برابر تا سه برابر (۰/۲-۰/۳mmol/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  $0.1 \text{ mmol/kg}$  (یا  $0.2 \text{ ml/kg}$ ) از هر کیلات  $\text{Gd}$  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  $0.3 \text{ mmol/kg}$  ( $0.6 \text{ ml/kg}$ ) می‌باشد. اگر آزمون با استفاده از دنباله‌های EPI انجام می‌شود، دوز بهینه احتمالاً اندکی کمتر از  $0.3 \text{ mmol/kg}$  خواهد بود، که به دلیل حساسیت بیشتر این دنباله به آثار قابلیت پذیرش می‌باشد.

### جدول ۱-۲ مواد کنتراست خارج سلولی.

نام تجاری	نام ژنریک	اختصار شیمیایی	ساختار مولکولی و بار	اوسمولالینته (mOsmol/kg H <sub>2</sub> O) (at 37°C)	ویسکوزیته (mPa·s) (at 37°C)	R1 اسایش دهی در 1.5 T (L/mmol s)	R1 اسایش دهی در 3T (L/mmol s)
Magnevist®, Magnograf®	Gadopentetate dimeglumine	Gd-DTPA	یونی خطی	1.960	2.9	4.1	3.7
MultiHance®	Gadobenate dimeglumine	Gd-BOPTA	یونی خطی	1.970	5.3	6.3	5.5
Primovist®, Eovist®	Gadoxetate disodium	Gd-EOB-DTPA	یونی خطی	688	1.19	6.9	6.2
Vasovist®	Gadofosveset trisodium	Diphenylcyclohexyl phosphodiester- Gd-DTPA	یونی خطی	825	3.0	19.0	9.9
Omniscan®	Gadodiamide	Gd-DTPA-BMA	غیر یونی خطی	789	1.4	4.3	4.0
OptiMARK®	Gadoverset-amide	Gd-DTPA-BMEA	غیر یونی خطی	1.110	2.0	4.7	4.5
Dotarem®, Magnescape®	Gadoterate meglumine	Gd-DOTA	یونی چند حلقه ای	1.350	2.0	3.6	3.5
Gadovist 1.0®, Gadograf 1.0®	Gadobutrol	Gd-BT-DO3A	غیر یونی چند حلقه ای	1.603	4.96	5.2	5.0
ProHance®	Gadoteridol	Gd-HP-DO3A	غیر یونی چند حلقه ای	630	1.3	4.1	3.7
Teslascan®	Mangafodipir trisodium	Mn-DPDP	یونی خطی	290	7.0	3.6	2.7

## ۳ هموراژ

### ۱-۳- مقدمه

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، دی‌اکسی، و مت‌هموگلوبین، و نهایتاً همی کروم). برای پیوند شدن برگشت‌پذیر اکسیژن، آهن هم (haem) در هموگلوبینی که در جریان گردش خون وجود دارد (اکسی و دی‌اکسی هموگلوبین) باید به حالت فرس ( $Fe^{2+}$ ) باشد. با خارج شدن از سطح پر اکسیژن جریان گردش خون، هموگلوبین به مت‌هموگلوبین دناتوره و آهن هم به شکل فریک ( $Fe^{3+}$ ) اکسیده می‌شود. همین‌طور که دناتوراسیون و اکسیداسیون ادامه می‌یابد، مت‌هموگلوبین 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 اینتراکرانیا ل 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

دیامنیتریزم و پارامنیتریزم دو نوع خصوصیت اصلی مغناطیسی مواد بیولوژیک در تظاهر MR آنها می باشد. اکسی هموگلوبین و همی کرومها دیامنیتریک هستند (آهن در هم الکترونهای جفت شده دارد)، در صورتی که دی اکسی و مت هموگلوبین پارامنیتریک هستند چون الکترونهای آهن هم جفت نشده هستند.

### ۴-۳- مکانیسم های آسایش

#### آثار دیامنیتریک

تغییرات زمان آسایش  $T_1$  یا  $T_2$  یک ساختار آناتومیک به تغییر تظاهر MR منجر می شود: چندین مکانیسم وجود دارد که می تواند 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 می گردد. اضافه شدن پروتئین منجر به جذب مولکول قطبی آب به گروه های باردار پروتئین می شود، که یک لایه هیدراسیونی ایجاد می کند. «پیوند آب- پروتئین» از حرکت آزاد جلوگیری می کند و زمان های آسایش  $T_1$  کوتاهتری از CSF خالص دارد، و بنابراین زمان آسایش اکسی هموگلوبین دیامنیتریک بسیار کوتاه تر از CSF و تقریباً قابل مقایسه با پارانشیم مغز می باشد.

#### آثار پارامنیتریک

اجسام پارامنیتریک بطور قابل ملاحظه ای  $T_1$  بسیار کوتاه تری از آنچه آثار پیوند پروتئین فراهم می کند ارائه می دهد. این به دلیل برهم کنش های دو قطبی - دو قطبی بین اجسام پارامنیتریک با الکترون های جفت نشده و محیط آبی اطراف ایجاد می گردد.

بزرگی این آثار عمدتاً به برهم کنش بین مولکول های آب و هموگلوبین بستگی دارد - هسته های هیدروژن باید قادر به رسیدن به آهن هم باشند، زیرا این برهم کنش با توان ششم فاصله بین آنها کاهش می یابد. چون مولکولهای آب قادر نیستند به اندازه کافی به آهن هم نزدیک شوند، مت هموگلوبین کوتاه شدگی پارامنیتریک  $T_1$  را نشان می دهد در صورتیکه دی اکسی هموگلوبین نشان نمی دهد.

مقدار کوتاه شدگی  $T_1$  همچنین به تعداد الکترون های جفت نشده بستگی دارد، هرچه تعداد الکترون های جفت نشده یک جسم بیشتر باشد، آثار پارامنیتریک بزرگتر است.

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

## 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 پارامیتریک 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 پارامیتریک بزرگتر باشد جدایی اجسام پارامیتریک 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 دیامیتریک 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

کنتراست MR هموراژ ایتراسربرال به دنباله پالس مورد استفاده بستگی زیادی دارد. پروتکل های دستیابی عموماً از سه دنباله پالس مختلف استفاده می کنند: GRE, CSE و TSE.

GRE از یک گرادیان معکوس برای ریفاز کردن اسپین ها و تولید اکو استفاده می کند، حساسیت بسیار بالایی برای آشکار کردن آثار قابلیت پذیرش دارد. اگرچه حساسیت به محتویات پارامنیکی هماتوم و آثار قابلیت پذیرش مغناطیسی افزایش می یابد، مرزهای نواحی دیگری با قابلیت پذیرش متفاوت (برای مثال مرز بین هوا و بافت) نیز افت شدید سیگنال و درهم ریختگی های هندسی ایجاد می کند، که قابلیت مشاهده آسیب های بزرگ مغز را کاهش می دهد. گاهی این آرتیفکت ها تفسیر پاتولوژی حقیقی را مشکل می کند. این آثار دفازینگ به اندازه واکسل وابسته است و با کاهش اندازه واکسل که گرادیان مغناطیسی بین دو واکسل را کاهش می دهد، تا اندازه معینی کاهش می یابد.

دنباله های GRE برای آشکار کردن هموراژ خفیف ایتراسربرال بسیار حساس هستند، اما اغلب ثبت نابجای آناتومیکی نشان می دهند، بنابراین GRE ترجیحاً باید در شدت های میدان پائین مورد استفاده قرار گیرد. همچنین اگر دیگر دنباله ها در آشکار کردن هماتوم های خفیف یا کوچک ایتراکرائیال ناموفق بود، می توان از GRE به عنوان یک نوع دنباله بسیار حساس در آشکار کردن این هماتوم ها استفاده کرد.

دنباله های CSE اکوها را با روش دیگری تولید می کنند. آنها از یک پالس رادیوفرکانس  $180^\circ$  برای ریفوکاس کردن مگنتایزیشن عرضی در حال دفازینگ استفاده می کنند تا یک اکو تولید کنند. به همین دلیل آنها می توانند آثار درهم ریختگی ناشی از ناهمگنی های میدان های مغناطیسی را که سبب افت سریع سیگنال می شود تصحیح کنند. با این حال، اگر این آسیب خودش با این درهم ریختگی ها مشخص شود، همانند هماتوم ها، کنتراست مورد نیاز برای آشکار کردن این آسیب نیز کاهش می یابد.

با این وجود، آثار ناشی از انتشار آب از میان گرادیان های موضعی میدان به طور قابل توجهی کاهش نمی یابد مگر آنکه TE نسبت به سرعت انتشار آب خیلی کوتاه شود، که در این صورت هیچ دفازینگ نمی تواند رخ دهد.

دنباله های TSE با دنباله های CSE از این جهت متفاوت است که در هر TR اسپین اکوهای متعددی، به نام قطار اکو، تولید می کند. تعداد اسپین اکوها در هر دوره تهیج را ETL نیز می نامند.

استفاده از اسپین اکوهای متعدد با زمان های کوتاه بین اکویی (یعنی ETL بلند) به حساسیت کمتر دنباله های TSE به قابلیت پذیرش مغناطیسی و آثار انتشار نسبت به CSE منجر می شود.

دنباله‌های ترکیبی گرادیان و اسپین اکو (GRSE)، که آنها را توربوگرادیان اسپین اکو (TGSE) نیز می‌نامند، یک دستیابی مخلوط از اکوهای گرادینی و اسپین است.

انتظار می‌رفت که GRSE به دلیل محتویات اکوهای گرادیان در ترکیب با تفکیک آناتومیکی خوب ناشی از محتویات اکوهای اسپینی دارای حساسیت بالاتری به آثار قابلیت پذیرش باشد، اما مطالعات اخیر نشان داد که دنباله‌های TSE هنوز حساسیت بیشتری به آثار قابلیت پذیرش دارند. دنباله‌های GRSE زمان‌های بسیار کوتاه دستیابی دارند، اما قادر به آشکارسازی مناسب آسیب‌های پارانشیمی نیستند.

در نتیجه، SE و TSE با ETL کوتاه دنباله‌های انتخابی برای آشکار کردن و طبقه‌بندی هموراژ هستند. با این حال، دنباله‌های GRE را می‌توان برای آشکارسازی بسیار حساس هماتوم‌های خفیف یا کوچک اینتراکرانیال به کار برد، اگر دنباله‌های دیگر نتوانند آنها را آشکار کنند.



## ۴ مغز

### 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 پلازیمه حلقوی (CP) انجام می شود. این کوپل های حجمی بطور نگاتنگ 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 کوپلی 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 سلنوییدی سر استفاده می شوند. با مورب قرار دادن دو حلقه سیمی سلنوییدی 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

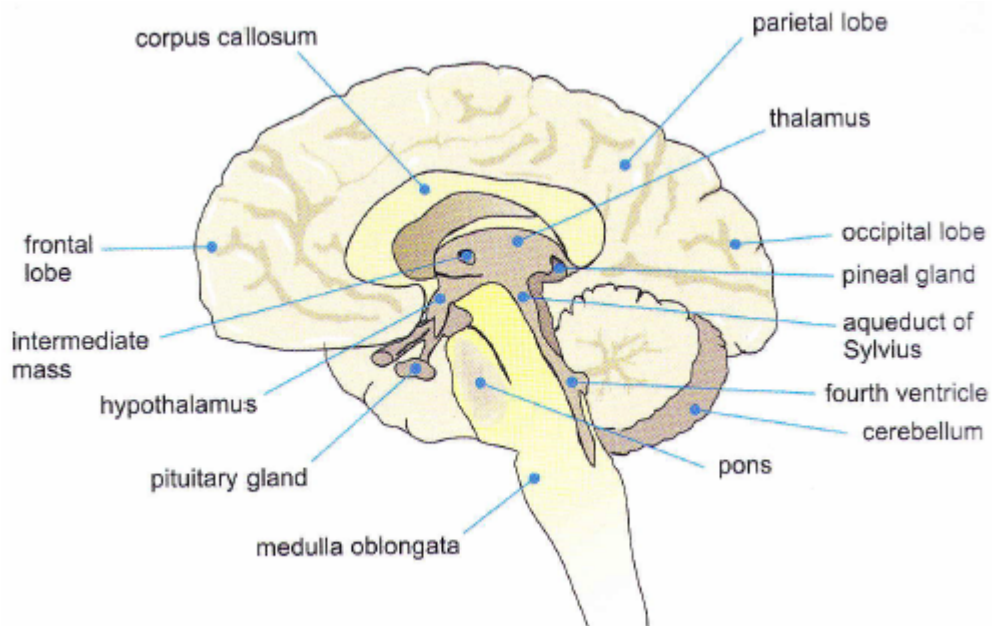
آزمون MRI با یک یا چند اسکن سریع لوکالایزر (یا تصاویر راهنما، scout) آغاز می شود. به این منظور از دنباله های سریع گرادینانی استفاده می کنیم، با برش هایی در سطوح متعامد تصویربرداری. بر اساس تصاویر لوکالایزر اولیه، در صورت لزوم اسکن های لوکالایزر اضافی انجام می شود. از روی تصویر لوکالایزر کروئال، یک دستیابی 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.

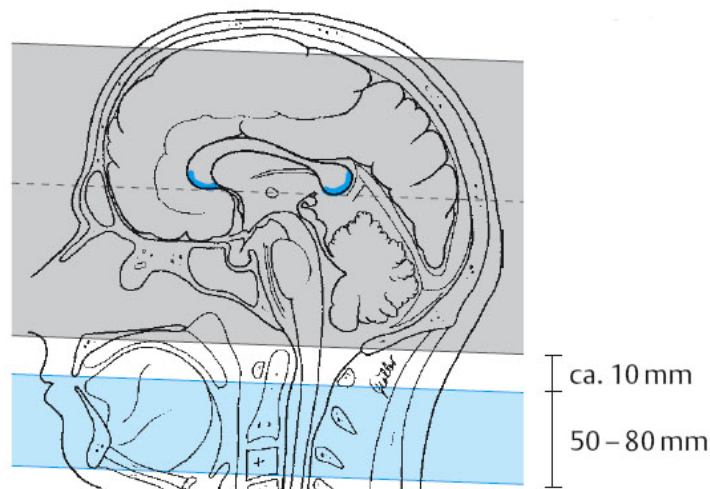
برش تصاویر آکسیال باید موازی با خطی باشد که لبه تحتانی جنو و اسپلنیوم کورپوس کالوسوم را به هم وصل می کند. یا موازی با خطی باشد که کف سلا تورسیک را به سقف بطن چهارم متصل می کند (شکل ۱-۴). در بسیاری از بیماران این سطوح تصویر برداری فقط اندکی ممکن است متفاوت باشد. به هر حال، مهم است که همیشه از سطح تصویربرداری 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.

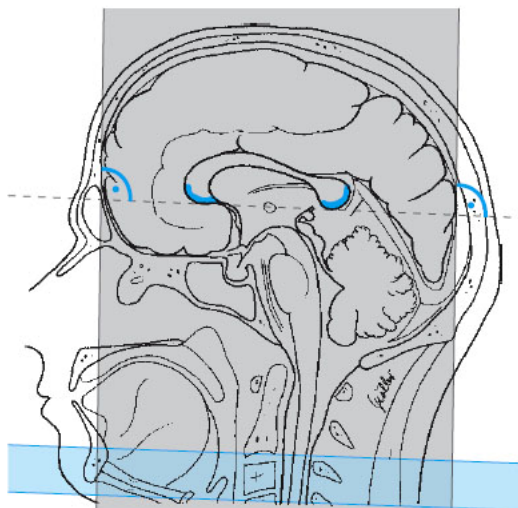
انتخاب سطوح تصویربرداری باید متناسب با پرسش های بالینی باشد که قرار است به آنها پاسخ داده شود. برای مثال، در بیماری با optic neuritis، برش های نازک کروئال با سرکوب چربی از میان اربیت ها برای مقایسه اعصاب اپتیک چپ و راست مفید است. برای رد اسکروز هیپوکامپ در بیمارانی با صرع پیچیده جزئی (partial complex 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 مالتیپل 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.



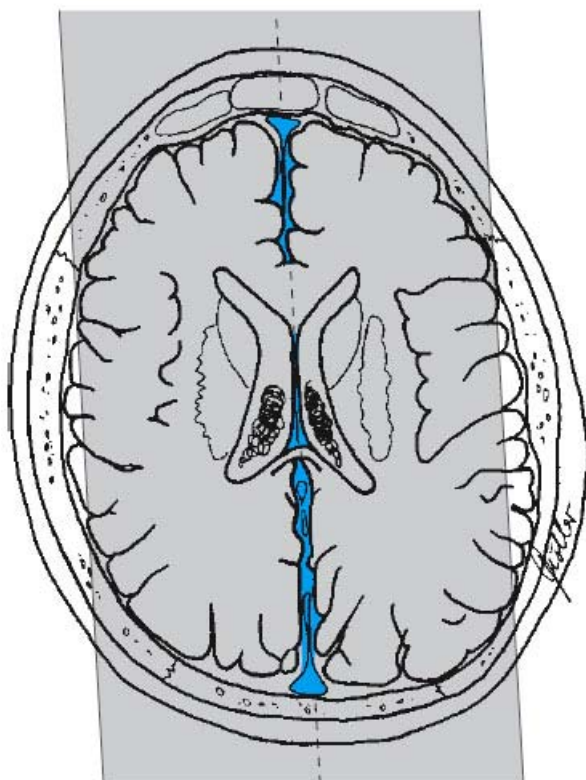
مقطع ساجیتال میانی مغز ساختارهای میانی را نشان می دهد.



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 50-80 mm موازی با برش های آکسیال.



طراحی برش های کرونال مغز از روی تصویر لوکالایزر ساجیتال میانی - برش های کرونال عمود بر جهت برش های آکسیال طراحی می شوند. باند اشباع یا قطعه اشباع عمود بر برش های کرونال 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.

## 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 یاد آورید 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.

جدول ۱-۴ مروری است بر چند دنباله استاندارد در MRI مغز، با ذکر کاربردهای ویژه آنها. انتخاب دنباله تصویربرداری روی تظاهر، شدت سیگنال (SI)، مشاهده پذیری، و حتی ابعاد یک آسیب اثر می گذارد. برای مثال مالفرماسیون های عروقی یا تومورها با تظاهر بسیار متنوعی، بسته به پارامترهای تصویربرداری، می توانند حضور داشته باشند. این را می توان با کاربرد دنباله های پالس مختلف در بیماری با یک مالفرماسیون کاورنوس نشان داد (شکل ۲-۲). اگر پروتکل تصویربرداری غلط باشد برخی آسیب های مهم بالینی آشکار نخواهند شد. بنابراین چیزی به عنوان پروتکل تصویربرداری «ایده آل»، و یک پروتکل تصویربرداری منفرد که همه اندیکاسیون ها را پوشش دهد، وجود ندارد. لازم است استراتژی تصویربرداری با پرسش هایی که باید پاسخ داده شوند و با اطلاعات بالینی قابل دسترس تعیین شود. ما مجموعه ای از پروتکل های تصویربرداری را برای چند اندیکاسیون شایع (مانند، سکتة مغزی، تومور، دیمنس، صرع، ...) استفاده می کنیم. با این حال، در موارد مشکل، یا بیمارانی که در این گروه های گسترده قرار نمی گیرند، پروتکل تصویربرداری باید به طور فردی طراحی شود. علاوه بر اینها، پروتکل های تصویربرداری باید با تجهیزات موجود (مگنت، کوئل ها، دنباله ها، نرم افزار، غیره) مطابقت داشته باشد. نهایتاً ترجیحات فردی ممکن است وجود داشته باشد.

یک دنباله با زمان تکرار (TR) بلند هنوز یک قسمت استاندارد در بسیاری پروتکل های تصویربرداری است. این دنباله را می توان با یک تکنیک اسپین اکو (SE) یا توربو اسپین اکو (TSE) به دست آورد و تصاویر وزن دانسیته پروتون (PD-WI) و تصاویر وزن  $T_2$  (T<sub>2</sub>-WI) تهیه کرد. اینها برای آشکار کردن ابرنرمالی های داخل پارانشیمی استفاده می شوند. بیشتر فرآیندهای پاتولوژیک در مغز به افزایش محتوای آب منجر می شوند (ادم وازوژنیک، ادم سایتوتوکسیک، نکروز، یا تشکیل سیست) و بنابراین به راحتی در T<sub>2</sub>-WI مشخص می شوند.

آسیب های کوچک با شدت سیگنال بالا در مجاورت بطن ها یا فضاهای ساب آراکنوئید، مانند ماده سفید اطراف بطنی و ماده خاکستری کورتیکال، ممکن است در T<sub>2</sub>-WI نیست شوند، چون نمی توان آنها را از مایع مغزی نخاعی (CSF) متمایز کرد، که آنهم هایپراینتنس است. این آسیب ها در PD-WI بهتر آشکار می شوند، که در آنها آسیب ها هایپراینتنس هستند، اما سیگنال CSF کاهش

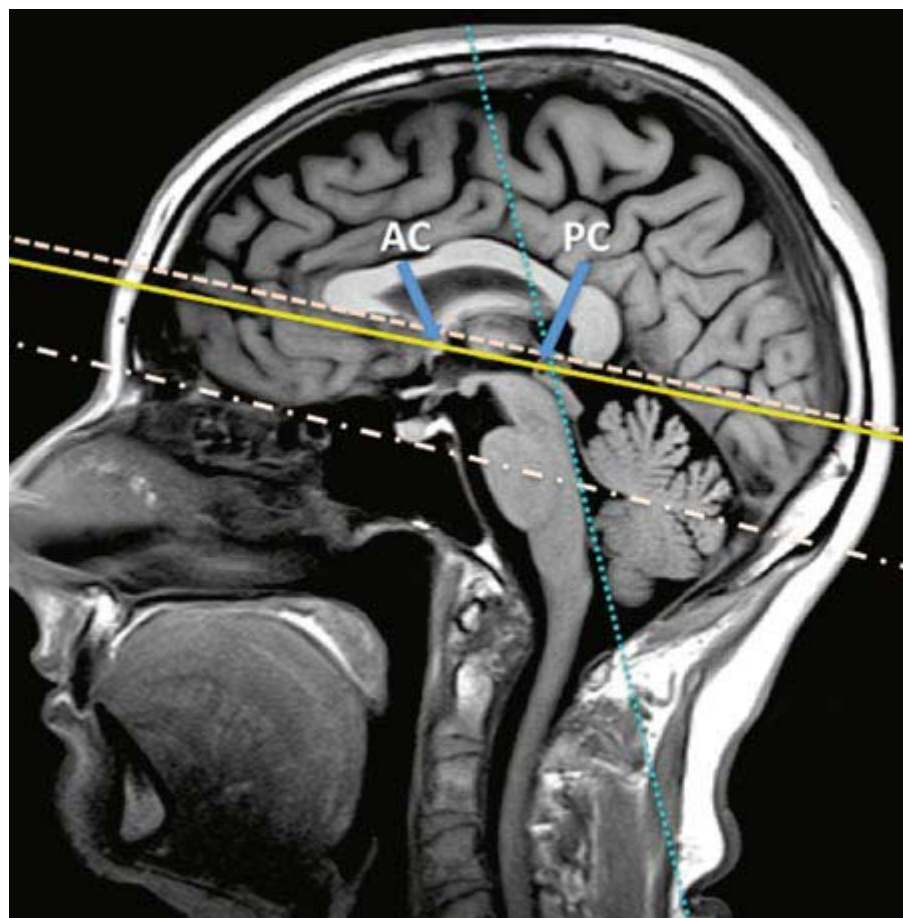
می‌یابد. یک روش جایگزین استفاده از دنباله وزن  $T_2$  با سیگنال تاریک CSF، مانند FLAIR است. در این دنباله  $T_2$ -W، سیگنال CSF با استفاده از یک زمان بلند و آرونگی، نوعاً حدود  $2000\text{ms}$  تضعیف می‌شود. FLAIR تفکیک کنتراستی عالی در مرز مغز-CSF فراهم می‌کند و قابلیت مشاهده آسیب‌های کوچک ماده سفید را بهتر می‌کند. بنابراین، در بیشتر پروتکل‌های تصویربرداری مدرن، دنباله‌های FLAIR و  $T_2$ -TSE بجای دنباله‌های اکوی دوگانه PD-W و  $T_2$ -W استفاده می‌شود.

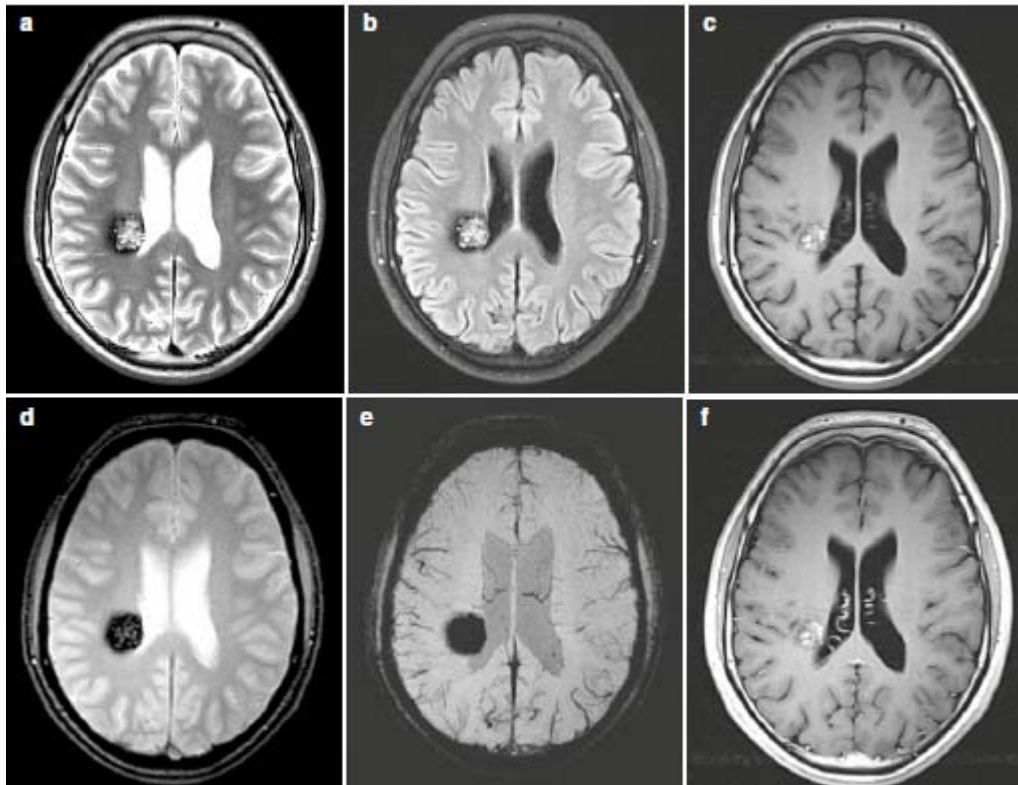
دنباله زمان TR کوتاه و اکوی کوتاه (TE) یا وزن  $T_1$  برای ارزیابی آناتومی و ساختارهای مغز استفاده می‌شود. به علاوه،  $T_1$ -W اغلب برای تعیین آناتومیکی یک آسیب اولیه (underlying lesion) بهتر است (سیگنال افزایش یافته یک ناحیه اینتراپارانشیمال ادم در  $T_2$ -WI ممکن است آسیب اولیه را بپوشاند). بعد از تزریق وریدی یک عامل کنتراست پارامنیٹیک،  $T_1$ -WI در دو سطح متعامد باید به دست آید. به‌طور جایگزین، از یک دستیابی حجمی ۳D می‌توان استفاده کرد، که بازسازی در سطوح متعدد را امکان‌پذیر می‌کند. تصاویر بدون و با تزریق گادولینیوم (Gd) با ضخامت، موقعیت‌ها، و پارامترهای یکسان در حداقل یکی از سطوح تصویربرداری باید به منظور مقایسه در دسترس باشد.

این اثر عوامل کنتراست را با استفاده از تکنیک‌های سرکوب بینایی چربی (مثلاً، در اربیت) یا تکنیک‌های کنتراست انتقال مگنتایزیشن برای سرکوب زمینه (مثلاً، در MS) می‌توان تقویت کرد. در بیشتر اسکن‌های مدرن MRI، انتقال مگنتایزیشن (MT) گزینه‌ای است که در بسیاری از اسکن‌های مغز با تزریق Gd استفاده می‌شود، بجز هنگامی که برش‌های نازک مورد نیاز است، مثلاً در غده هیپوفیز یا کانال گوشه داخلی.

شکل ۲-۱ نشانه‌های آناتومیک برای

تعیین وضعیت برش‌های آکسیال. برش‌های آکسیال باید با خط بای‌کامیشرال، که کامیشر قدامی را به کامیشر خلفی متصل می‌کند (خط زرد) موازی باشند. یا برش‌های آکسیال را می‌توان موازی با خطی وضعیت داد که کف سلاتورسیکا را به بام (fastigium) بطن چهارم متصل می‌کند (خط چین تحتانی). جایگزین سوم، وضعیت دادن برش‌ها موازی با خطی است که لبه‌های تحتانی جنو و اسپلنیوم کورپوس کالوسوم (جسم پنبه‌ای) را به هم وصل می‌کند (خط چین فوقانی). در بیشتر بیماران (بزرگسال)، این سطوح تصویربرداری فقط اندکی متفاوت هستند. برای اسکن‌های کروئال، صفحه‌ای موازی با سطح خلفی ساقه مغز (نقطه چین آبی) ترجیح داده می‌شود.





شکل ۲-۲ مالفرماسیون کاورنوس: مروری بر دنباله‌های تصویربرداری. (a) آکسیال TSE-T<sub>2</sub>W. (b) آکسیال fast-sat turbo FLAIR. (c) آکسیال T<sub>2</sub> و FLAIR مالفرماسیون کاورنوس یک تظاهر مشخصه «پاپ کورنی» نشان می‌دهد؛ مرکز آسیب ناهمگن اما به‌طور غالب هایپراینتنس است، و توسط یک هاله هایپواینتنس احاطه می‌شود، که نماینده محصولات تجزیه خون (هموسیدرین) است. در T<sub>1</sub>-W TSE، مالفرماسیون کاورنوس به‌طور غالب هایپراینتنس است، و فقط اندکی انهنسمنت نشان می‌دهد (مقایسه C با F)؛ حاشیه هایپواینتنس پیرامونی مشاهده نمی‌شود. در گرادیان اکو T<sub>2</sub>\*، و حتی بیشتر در SWI، آسیب تقریباً به‌طور کامل هایپواینتنس است؛ این به‌خاطر دفازینگ آثار قابلیت پذیرش ناشی از هموسیدرین است.

#### جدول ۱-۴: روری بر چند دنباله رایج مورد استفاده MRI در مغز

- دنباله استاندارد برای آشکار کردن آسیب، به خصوص در ماده سفید - حساسیت کمتر در پوستریورفوسا - معمولاً در سطوح تصویربرداری آکسیال و یا کروئال به کار می‌رود - ساجیتال FLAIR در بیماری دمیله کاربرد دارد - اغلب با fat sat ترکیب می‌شود تا از «درخشندگی» چربی روشن ساب کوتانیوس جلوگیری کند	FLAIR
- در آشکار کردن آسیب‌های لپتومنژیل کاربرد دارد	FLAIR+Gd
- دانسیته پروتون (اولین اکو) را می‌توان به عنوان جایگزین FLAIR استفاده کرد و در آشکار کردن آسیب‌های پوستریور فوسا حساس تر است	PD/T <sub>2</sub>

<p>- <math>T_2</math>-WI (دومین اکو) برای آشکار کردن آسیب‌هایی با <math>T_2</math> بلند یک دنباله ضروری است</p>	
<p>- یک دنباله اجباری در تمام بیمارانی است که با شک به سکتة مغزی یا بیماری مغزی عروقی مراجعه می‌کنند.</p> <p>- در ارزیابی آسیب‌های سیستمیک (مثلاً، تمایز آب از تومور نکروتیک، یا سیت اپی درموئید از آراکنوئید)</p> <p>- در تروما برای آشکار کردن آسیب‌های منتشر آکسون (DAI) و هموراژیک مفید است، یافته‌ها در DWI ارتباط نزدیکی با پیامدهای آن دارد.</p> <p>- برای ارزیابی چگالی سلولی در تومور مغزی کاربرد دارد.</p> <p>- شعار باید این باشد: «تصویربرداری دیفیوژن برای همه بیماران»</p>	DWI/ADC
<p>- دنباله‌ای که اطلاعات فاز و بزرگی (magnitude) را ترکیب می‌کند</p> <p>- برای آشکار کردن کلسیفیکاسیون‌های ایتراکرنیال یا رسوب هموسیدرین (مالفرماسیون‌های کاورنوس، DAI، ...) مفید است.</p> <p>- برای آشکار کردن «خونریزی‌های کوچک» بسیار حساس‌تر از گرادیان اکو <math>T_2^*</math>-W است.</p>	SWI
<p>- دنباله گرادیان اکو اطلاعاتی در مورد محصولات تجزیه هموگلوبین و کلسیفیکاسیون‌ها فراهم می‌کند</p> <p>- حساسیت به آثار قابلیت پذیرش متناسب با TE و شدت میدان است</p>	$T_2^*$
<p>- جزئی از بیشتر پروتکل‌های روتین مغز است</p> <p>- معمولاً در صفحات تصویربرداری ساجیتال، آکسیال یا کروئال بسته به کاربرد استفاده می‌شود</p> <p>- از صفحه تصویربرداری یکسانی باید قبل و بعد از تزریق گادولینیوم استفاده شود</p>	$T_1 \pm Gd$
<p>- دنباله همسانگرد <math>T_1</math>-W (isotropic) 3D، که بازسازی در صفحات دیگر را امکان‌پذیر می‌کند</p> <p>- تمایز بسیار عالی بین ماده سفید و خاکستری ایجاد می‌کند</p> <p>- در آشکار کردن اختلالات migration (جابجایی) (مانند، هتروتوپی ماده خاکستری، غیره)</p> <p>- در مقایسه با دنباله‌های SE یا <math>T_1</math>-W TSE حساسیت کمتری به انهنسمنت دارد</p>	MP-RAGE, 3D SPGR ( $\pm Gd$ )
<p>- در آشکار کردن آسیب‌های ماده سفید در «نواحی مشکل»، مثلاً در عصب اپتیک (نوریت اپتیک) کاربرد دارد</p>	Fat sat $T_2$ , STIR
<p>- برای بررسی عروق انیتراکرنیال و حلقه ویلیس کاربرد دارد</p>	TOF MRA
<p>- MRA با بهبود (تزریق) کنتراست در پیگیری بعد از فنرگذاری آندوواسکولار آنوریسم کاربرد دارد</p> <p>- آنژیوگرافی با تفکیک زمانی را امکان‌پذیر می‌کند (جدا کردن شریان‌های آوران و وریدهای تخلیه‌کننده)</p>	CeMRA

## 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 ۰/۵-۱/۵ 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 تهییج‌ها (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 مشکل‌ساز 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) باریک تر از اولین اکو (PD-WI) است. این باعث افزایش SNR در تصاویر TE بلندتر می شود، جائیکه بیشترین نیاز را داریم.

می توان تفکیک فضایی را برای بهبود SNR قربانی کرد. هرچه واکسل ها بزرگتر باشد، SNR بهتری بدست می آید. بنابراین، با هر آزمون MR، مصالحه ای 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 کویل های آرایه فازی سر، SNR بطور یکنواخت در سراسر حجم آزمون توزیع نمی شود، و یک پردازش بهنجارسازی (normalization) برای جبران تفاوت های SNR بین قسمت های پیرامونی و مرکزی مغز لازم است. هنگامیکه کویل های آرایه فازی سر همراه با تکنیک دستیابی موازی (PAT) استفاده شود، سرعت تصویربرداری افزایش می یابد، اما SNR با جذر زمان دستیابی کاهش می یابد.

## ۲-۴- آسیب های توده ای mass lesions

بسیاری از بیماران با اختلالات نورولوژیک موضعی، مثلاً، همی پارزی، همی آنوپسی (hemianopia)، و حملات صرعی، برای تصویربرداری MR فرستاده می شوند تا احتمال یک آسیب توده ای بررسی شود؛ نشانه ها (symptoms) بستگی به مکان آسیب دارد. MRI روش انتخابی تصویربرداری برای تمام انواع آسیب های توده ای اینتراکرانیاال است. برای تصویربرداری تشخیص اولیه از یک توده مشکوک اینتراکرانیاال پروتکل های جدول ۲-۴ توصیه می شود.

سطوح تصویربرداری باید مطابق با مکان آسیب ها باشد. برای بیشتر تصویربرداری های بعد از تزریق گادولینیوم (Gd) دگمه انتقال مگنتایزیشن (MT) باید روشن باشد. به طور ایده آل، دنباله قبل از کنتراست وزن  $T_1$  نیز باید با MT انجام گیرد. وقتی متاستازهای مغزی مورد شک است، استفاده از دوز دابل کنتراست توصیه شده است. به منظور مقایسه، توصیه می شود 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 می توان از تصاویر قبل و بعد از کنتراست محاسبه کرد. دنباله نهایی همچنین می تواند یک دنباله ۳D گرادیان اکو وزن  $T_1$  (MP-RAGE, SPGR) با برش های نازک متعدد باشد. از روی مجموعه داده های ۳D می توان تصاویر را در تمام سطوح تصویربرداری بازسازی کرد.

برای ارزیابی آسیب های پوستریورفوسا، سطوح آکسیال و کرونال ترجیح داده می شود. تصویربرداری ساجیتال در آسیب های توده ای بطن چهارم و ناهنجاری های CCj (Cranio-cervical Junction) مفید است. هنگام مطالعه آسیب های اعصاب مغزی، باید از برش های نازک (۱-۳mm) استفاده کرد. وزن  $T_2$  برای نمایش دادن ادم، سیست ها، 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 ساختمان های 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 کلسفیکاسیون‌های 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)
-	-	-	۱۸۰-۲۲۰	-	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 برش های نازک (۳-۱mm) به دست آید. به منظور بهبود تفکیک فضایی صفحه‌ای، یک FOV کوچک ( $< 20\text{cm}$ ) و ماتریس مناسب (۲۵۶ یا بالاتر) توصیه می‌شود.

همجوار بودن با سینوس پراز هوای اسفنوئید یک مشکل اضافی ایجاد می‌کند، چون آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش می‌تواند رخ دهد، بنابراین دنباله‌های SE ترجیح داده می‌شوند؛ عموماً از دنباله‌های GRE استفاده نمی‌شود، بجز هنگام کار با شدت‌های پایین‌تر میدان.

برای حذف آرتیفکت‌های جابجایی فاز ناشی از جریان شریانی ضربان‌دار در شریان‌های کاروتید داخلی یا جریان وریدی در سینوس ساجیتال فوقانی از پالس‌های پیش اشباع استفاده می‌کنیم. برای برش‌های ساجیتال وزن  $T_1$  بعد از تزریق گادولینیوم، به‌طور معمول یک پالس پیش اشباع کرونال مایل روی سینوس ساجیتال فوقانی قرار می‌دهیم تا آرتیفکت‌های جریان را، که بعد از تزریق کنتراست به دلیل کوتاه شدگی  $T_1$  خون وریدی نمود بیشتری دارند، حذف کند.

به منظور بهبود SNR ذاتاً پایین‌تر در دستگاه‌های MRI با میدان کم و متوسط، از دنباله‌های SE با پهنای باند باریک استفاده می‌شود. این دنباله‌ها مقدار کمینه TE بلندتری دارند، و بنابراین تعداد برش‌های (پوشش) کمتری دارند، که در تصویربرداری هیپوفیز مشکلی ایجاد نمی‌کند، چون فقط تعداد محدودی برش برای پوشش ناحیه مورد نظر لازم است. عدم مزیت دیگر آن است که دنباله‌هایی با پهنای باند باریک آرتیفکت‌های جابجایی شیمیایی را افزایش می‌دهند. این سبب می‌شود در ساجیتال وزن  $T_1$  چربی مغز استخوان در دور سوم سلا سیگنال بالای هیپوفیز خلفی را بپوشاند؛ با قرار دادن گرادیان خواننده در جهت قدامی خلفی می‌توان از این آرتیفکت جلوگیری کرد، به‌طوری‌که چربی به طرف خلف جابجا می‌شود. به‌طور مشابه، در تصاویر کرونال، گرادیان خواننده باید به گونه‌ای تنظیم شود که چربی مغز استخوان کف سلا به طرف اینفریور جابجا شود. با این تکنیک از مشاهده کافی قسمت تحتانی هیپوفیز اطمینان حاصل می‌شود. پروتکل‌های استاندارد در جدول ۱۴-۲ ارائه می‌شود.

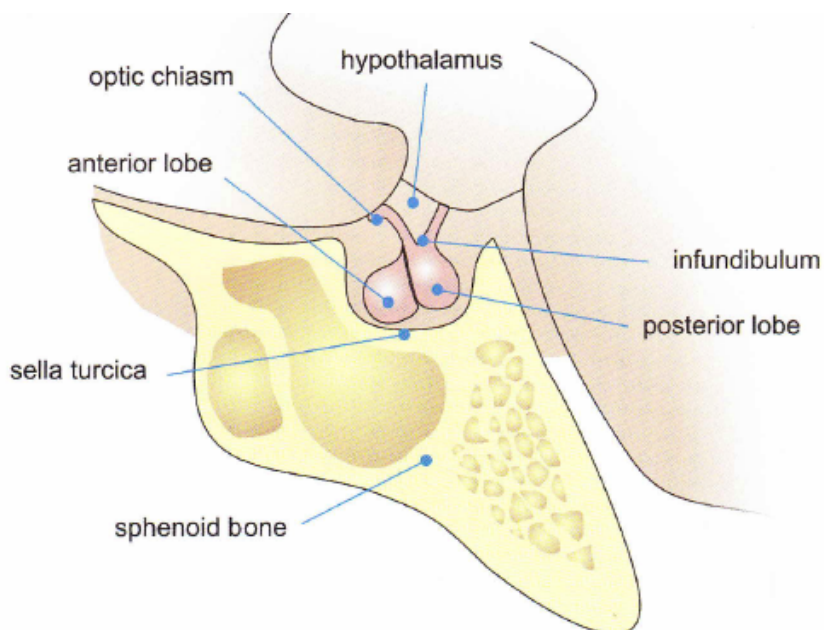
به دنبال تزریق IV مواد کنتراست Gd، یک افزایش سیگنال شدید و فوری از ساقه هیپوفیز، آدنوهیپوفیز، و سینوس کاورنوس حاصل می‌شود. این افزایش سیگنال بعد از ۳-۱ دقیقه بیشینه می‌شود. فرآیند دینامیک بهبود فزاینده غده هیپوفیز را با استفاده از تکرار متوالی وزن  $T_1$  می‌توان مشاهده کرد. در بسیاری از مراکز، تصویربرداری دینامیک در صفحه کرونال بخشی از پروتکل استاندارد تصویربرداری از آدنوما هیپوفیز است. برای این تصویربرداری عموماً از یک دنباله  $T_1$  TSE استفاده می‌شود که هر ۲۰s تکرار می‌شود. به‌طور ایده‌آل، مکان‌های برش متعدد باید تصویربرداری شود تا به‌طور کامل لب قدامی هیپوفیز را پوشش دهد. نباید از دنباله‌های GRE استفاده کرد که علت آن آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش مغناطیسی ناشی از سینوس پراز هوای اسفنوئید است.

محققین پیشنهاد می‌کنند که برای تصویربرداری دینامیک هیپوفیز، نصف دوز استاندارد از Gd ( $0.1\text{mmol/kg}$ ) کفایت می‌کند. به علاوه نصف دوز Gd سبب افزایش کنتراست بین غده هیپوفیز و سینوس کاورنوس می‌شود. اما در میدان‌هایی با شدت پایین‌تر، یک دوز استاندارد از Gd ( $0.1\text{mmol/kg}$ ) توصیه می‌شود، چون در میدان‌های پایین‌تر اثر کوتاه‌شدگی  $T_1$  مربوط به Gd کمتر است. نازک پایین است و استفاده از MT آن‌را باز هم کمتر می‌کند.

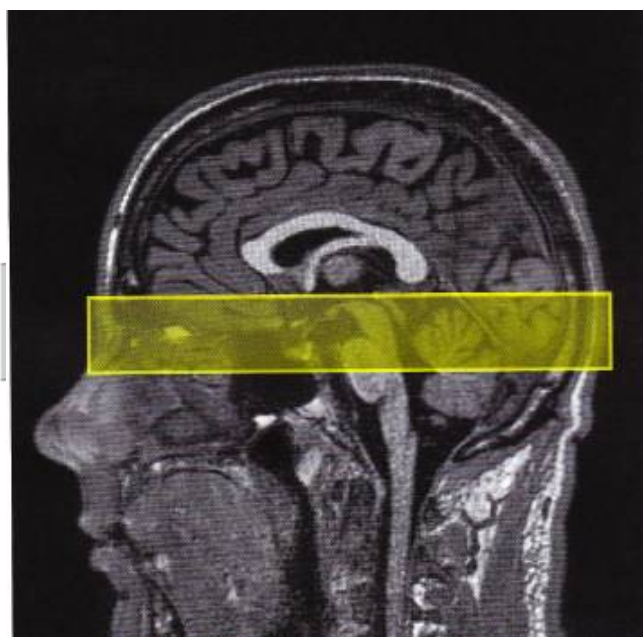
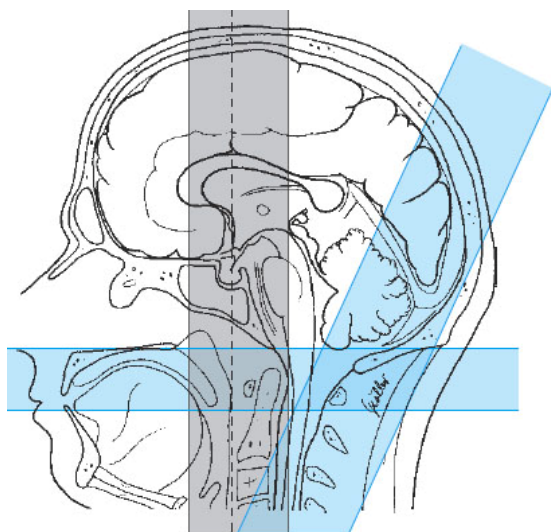
پروتکل پیشنهادی در جدول ۱۴-۲، باید با نیاز بالینی مطابقت داده شود. در کودکانی با دارفیسم کمبود هورمون رشد، پروتکل تصویربرداری را می‌توان به دنباله‌های  $T_1$  SE کرونال و ساجیتال قبل از تزریق کنتراست محدود کرد، که یک لب خلفی اکتویپیک هیپوفیز و فقدان ساقه هیپوفیز را نشان می‌دهد (شکل ۳۵-۲). در بیمارانی با دیابت بی‌مزه مرکزی، تصویربرداری وزن  $T_1$  قبل از تزریق کنتراست فقدان سیگنال بالای لب خلفی هیپوفیز را نشان می‌دهد.

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 توازن باید بین زمان کوتاه دستیابی (که نیاز به ETL زیاد دارد) وزن کافی  $T_1$  (که نیاز به ETL کوتاه‌تر دارد) برقرار کرد.

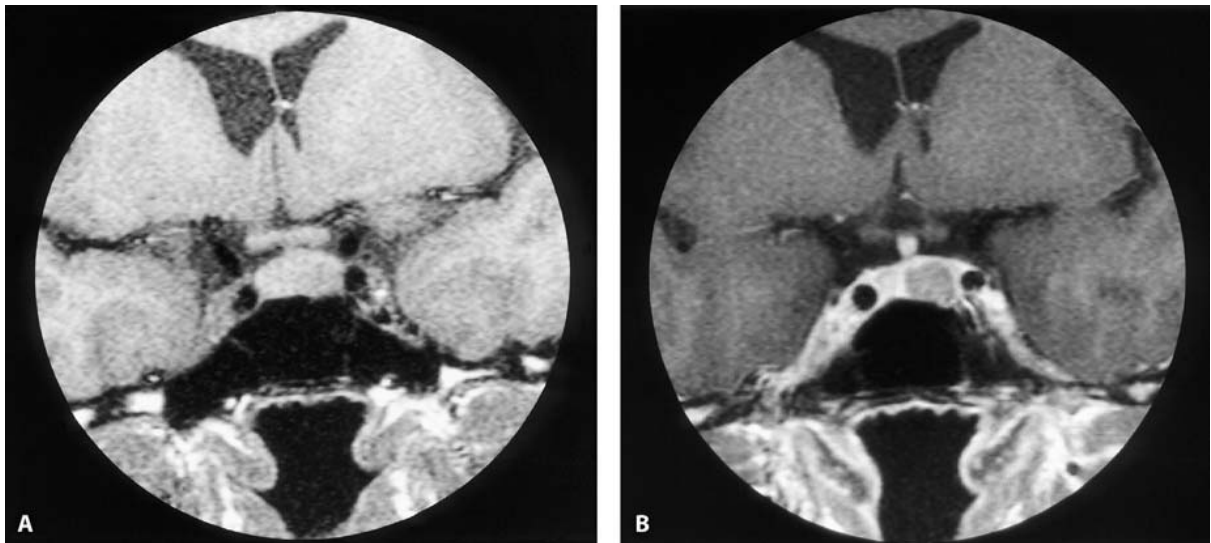
دنباله	علت انتخاب
کروئال $T_1$	دنباله اصلی
ساجیتال $T_1$	جستجوی اختلاف شدت سیگنال بین آدنوهیپوفیز (آیزوایتنس نسبت به ماده سفید) و نورو هیپوفیز (هایپرایتنس) (هایپرایتنس)
کروئال $T_2$	جستجوی اینرمالی‌های سیگنال بالا در غده هیپوفیز یا ساختارهای مجاور (سینوس کاورنوس، سینوس اسفنوئید، ...)
کروئال DWI (تصاویر ردیابی و نگاشت‌های ADC) (دلخواه)	در ارزیابی قبل از جراحی ماکروآدنوماها برای بررسی ویسکوزیته آسیب مفید است
تزریق وریدی کنتراست (نصف دوز)	
دنباله دینامیک کروئال $T_1$	برای بررسی بهبود فزاینده کنتراست که از ساقه هیپوفیز شروع و به طرف لب‌های هیپوفیز ادامه می‌یابد
کروئال $T_1$	جستجوی آدنوما، که در فاز زودهنگام، کمتر از بافت نرمال هیپوفیز بهبود می‌یابد
ساجیتال $T_1$	بررسی ضخامت ساقه هیپوفیز، گسترش آسیب به داخل سیسترن سوپراسلا یا سینوس اسفنوئید



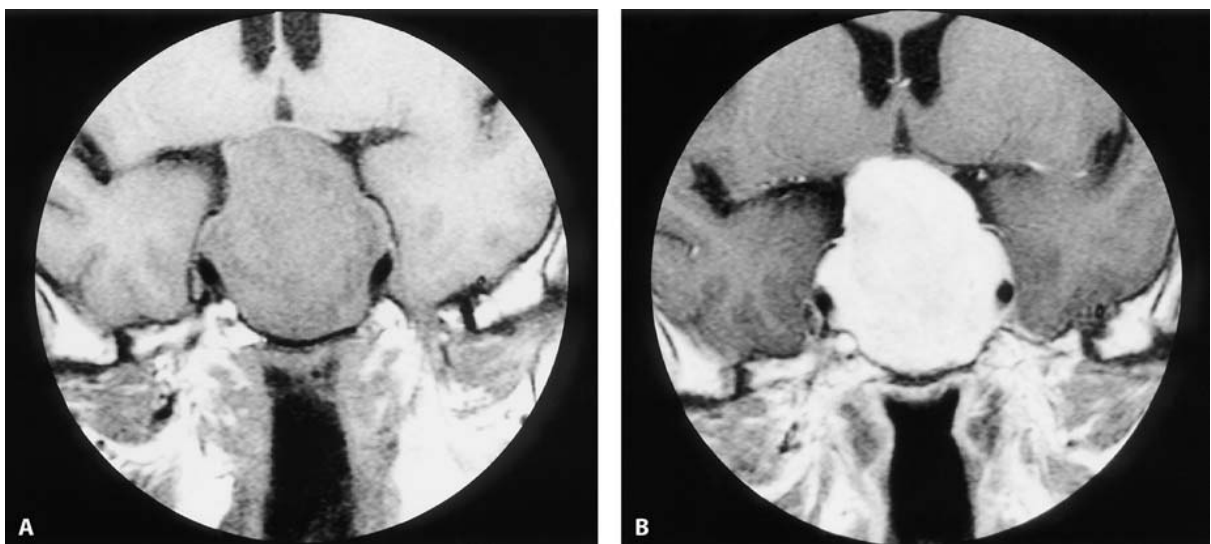
هیپوفیز و اجزاء آن



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

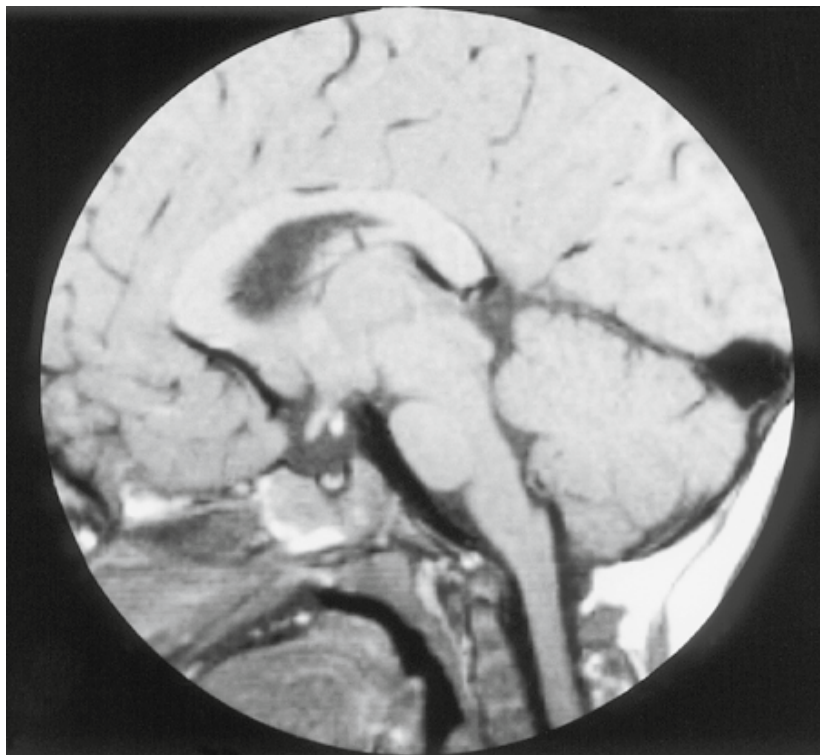


شکل ۲-۴ میکرو آدنومای هیپوفیز. A کروئال SE وزن  $T_1$ . B کروئال SE وزن  $T_1$  بعد از تزریق Gd. تصویر قبل از کنتراست یک عدم تقارنی را بین لب‌های راست و چپ هیپوفیز نشان می‌دهد. در تصویر بعد از کنتراست، آدنوما در لب چپ هیپوفیز توسط بافت هیپوفیز که به طور نرمال بهبود کنتراست پیدا کرده فرا گرفته شده است. 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 فزاینده بینایی. این تصاویر یک ماکرو آدنومای نوعی هیپوفیز را نشان می‌دهند. به جابه‌جایی کیماسمای اپتیک به طرف بالا توجه کنید.

شکل ۳۵-۲ دارفیس کمبود هورمون رشد. در این کودک ۳ ساله با دارفیس کمبود هورمون رشد، ساجیتال SE وزن T<sub>1</sub> لب اکتویک خلفی هیپوفیز را به صورت یک ناحیه شدت سیگنال بالا در پروکسیمال اینفاندیلولوم نشان می‌دهد (پیکان). ساقه هیپوفیز وجود ندارد. این مثال نشان می‌دهد که تصویربرداری ساجیتال وزن T<sub>1</sub> قبل از کنتراست یک قسمت مهم از این آزمون را تشکیل می‌دهد، به خصوص در کودکان و بیمارانی با دیابت بی‌مزه.



## 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 دنباله SWI و دنباله‌های گرادیان  $T_2^*$ ). 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 MRI در مقایسه با CT هنوز مورد بحث است.
- 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.

دنباله	علت
آکسیال DWI (تصاویر ردیابی و نگاشت‌های ADC)	جهت نشان دادن کانون‌های محدودیت انتشار (ادم سایتوتوکسیک)
آکسیال turbo FLAIR	آشکار کردن علائم دیگری از استروک اخیر (مانند، علامت عروق هایپرایتنس، هموراژ ساب آراکنوئید یا هموراژ اینتراونتریکولار) و آشکار کردن علائم بیماری قبلی عروقی مغزی
3D-TOF از قاعده جمجمه و حلقه ویلیس	آشکار کردن انسداد یک رگ خونی اصلی
دنباله آکسیال $T_2$ (اکوی منفرد)	ارزیابی هایپرایتنستی‌های ماده سفید در مغز، شامل پوستریرورفوسا (جائی‌که FLAIR کمترین حساسیت را دارد).
آکسیال گرادیان اکو * $T_2$ یا SWI	جستجوی هموراژ و محصولات تجزیه خون
MR پرفیوژن EPI با تزریق کنتراست	برای آشکار کردن CBF و CBV، و عدم تطابق با DWI
MR آنژیوگرافی با تزریق کنتراست	جستجوی انسداد یک رگ خونی اصلی

## 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 سکته مغزی فوق حاد ( $< ۱۲h$ ) 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 اکوپلانار (EPI) است که حرکت کتره‌های 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  $۱۰۰۰ s/mm^2$  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  $b=۰$ .** این صرفاً یک تصویر EPI با وزن سنگین  $T_2$  است، با گرادیان‌های خاموش دیفیوژن.
- **تصویر «نشانه»  $b=۱۰۰۰$ .** 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.
- **نگاشت‌های ضریب انتشار ظاهری (ADC).** نگاشت‌های 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 نگاشت‌های 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.

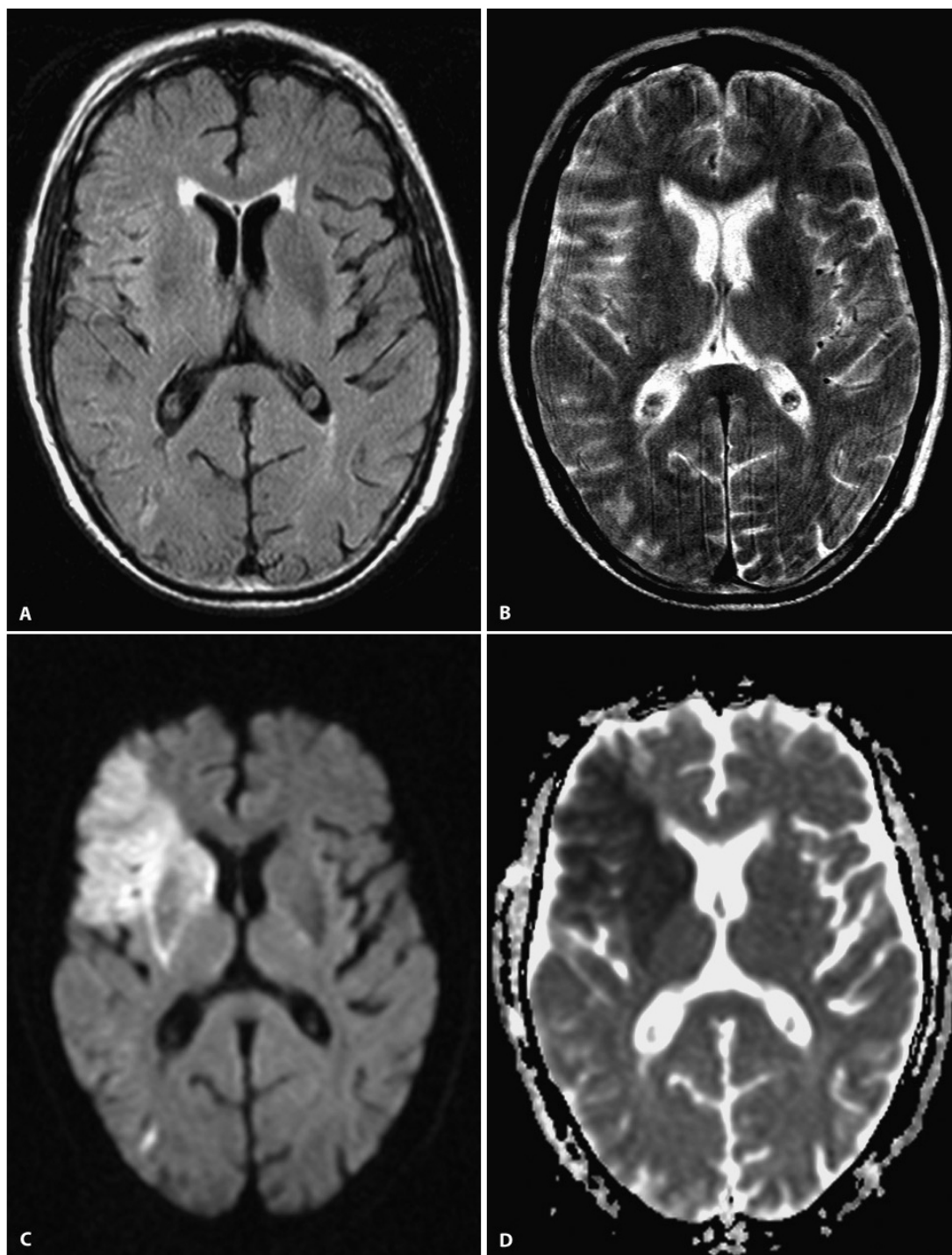
### تصویربرداری وزن پرفیوژن (PWI)

PWI را می‌توان با دو روش اساسی انجام داد. در روش نشانه‌گذاری اسپین شریانی (ASL) Arterial spin labling، 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

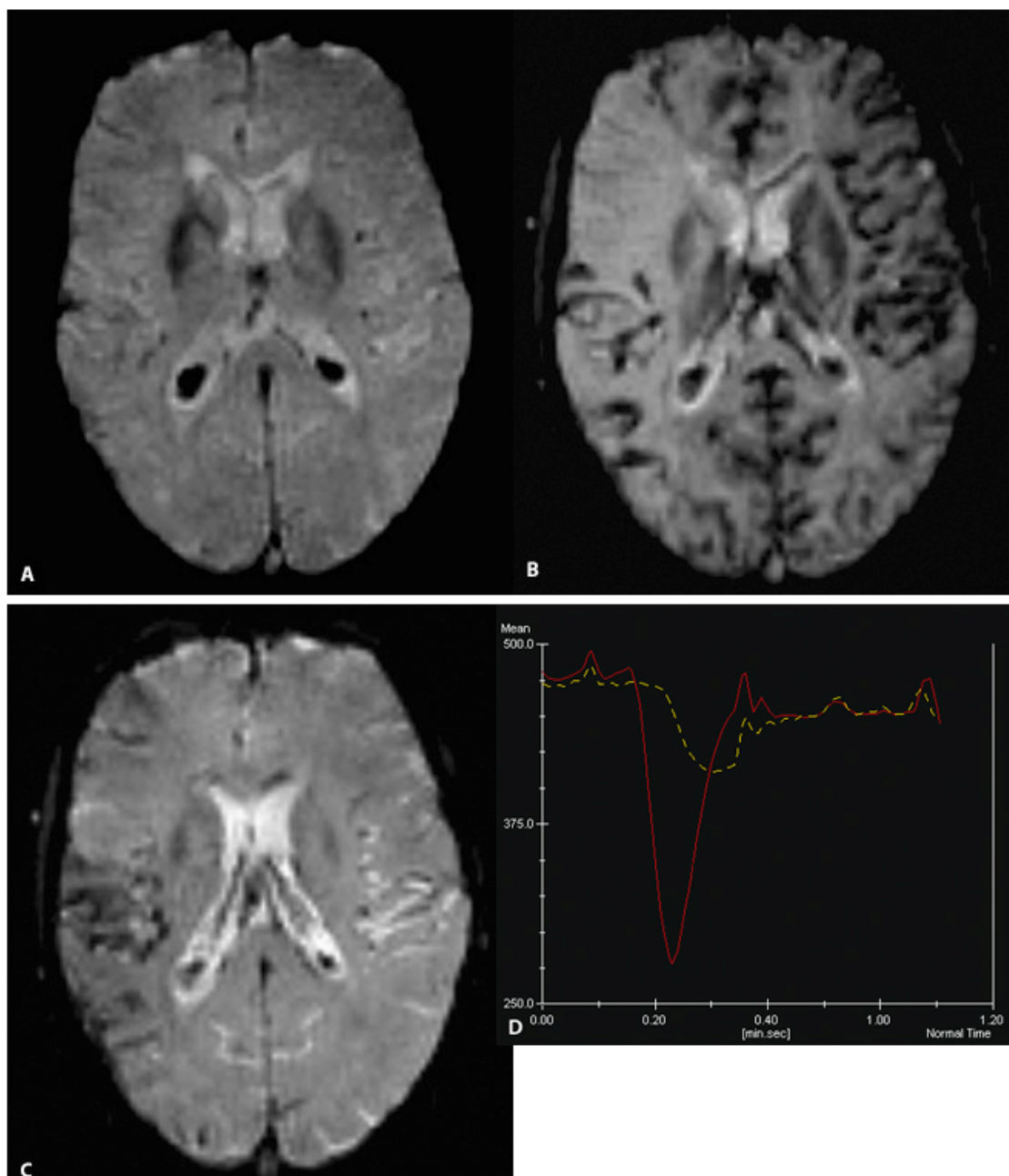
تقریبی ۷۰ ثانیه، به دست می‌آید. تزریق بولوس کنتراست ۱۰-۵ ثانیه بعد از شروع دنباله تصویربرداری انجام می‌گیرد، تا مطمئن باشیم که تعداد کافی تصویر مینا به دست می‌آید. دوز لازم کنتراست  $0.2 \text{ mmol/kg}$  (یعنی برای یک فرد با وزن  $70 \text{ kg}$ ،  $30 \text{ ml}$ ) با سرعت تزریق  $0.5 \text{ ml/s}$  (کاتتر  $18 \text{ G}$  در ورید چین قدامی آرنج) می‌باشد، که با تزریق  $30-20 \text{ ml}$  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  $50$  دسته متوالی در  $12$  وضعیت برش انجام گیرد، که یک مجموعه  $600$  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:

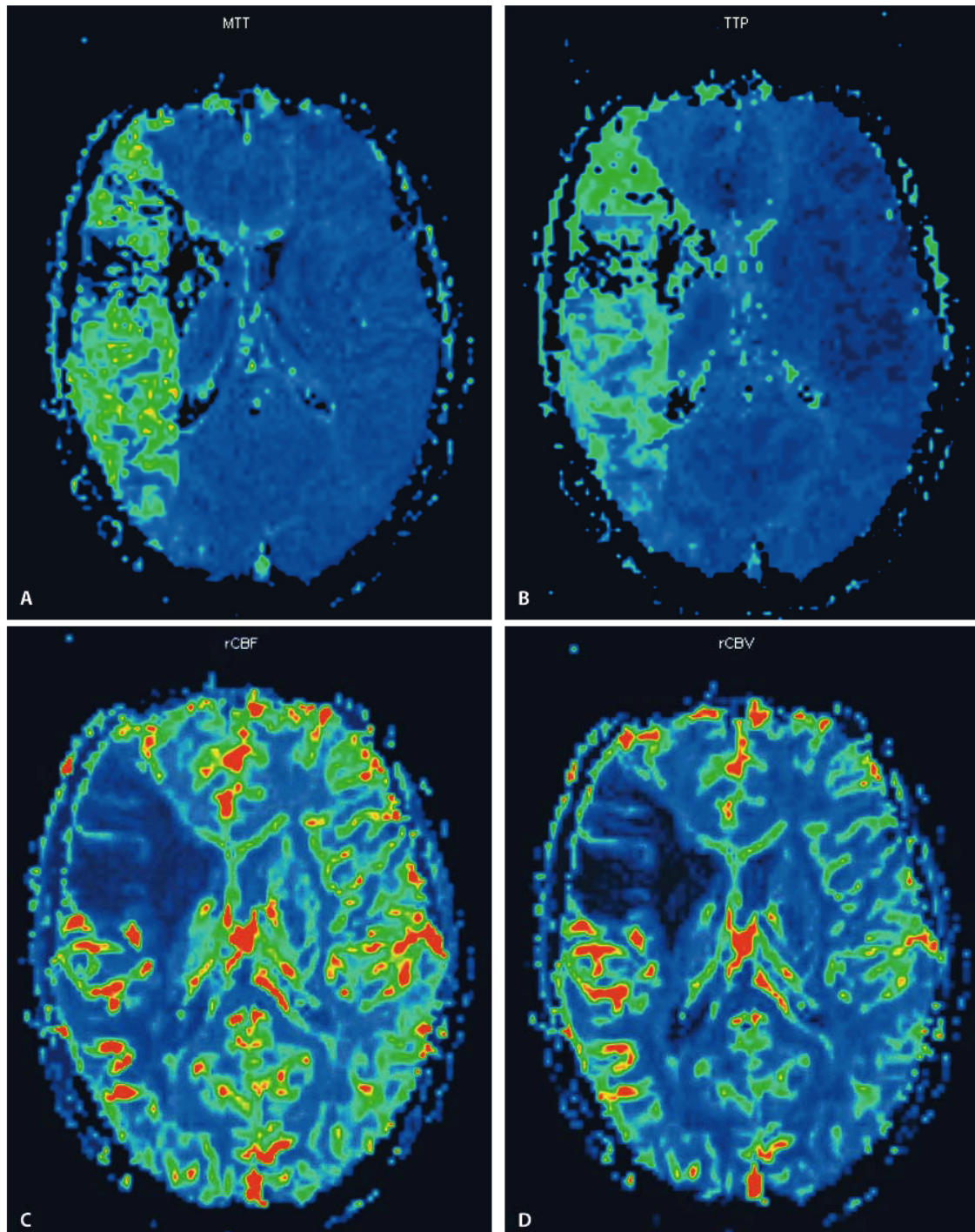
- زمان رسیدن به پیک (Time to Peak (TTP)
  - درصد مینا (Percentage of baseline (PBL)
  - زمان عبور میانگین (Mean transit time (MTT)
  - حجم خون مغزی (Cerebral blood volume (CBV)
  - جریان خون مغزی (CBF)، که با استفاده از فرمول  $CBF=CBV/MTT$  محاسبه می‌شود.
- تصویربرداری MR پرفیوژن به طور گسترده در شرایط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



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



شکل ۴-۵ **D-A** تکنیک وزن پرفیوژن در بیماری با سکته 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 ۲۳-۴ و ۲۴-۴). 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 ۲۳-۴ 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 بر این است که فشار بالای اکسیژن در فضای تحت عنكبوتیه مانع از تبدیل اکسی‌هموگلوبین به محصولات پارامیگنیتیک 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 لپتومنژی 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 اینتراکرانیا 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

سیینوس 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 آناتومیکی 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 کرونال 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 7-8).
- جزئیات بیشتر در مورد تکنیک‌های MRA را در فصل 13 ببینید.

### ارزیابی آسیب ایتراکرانیا

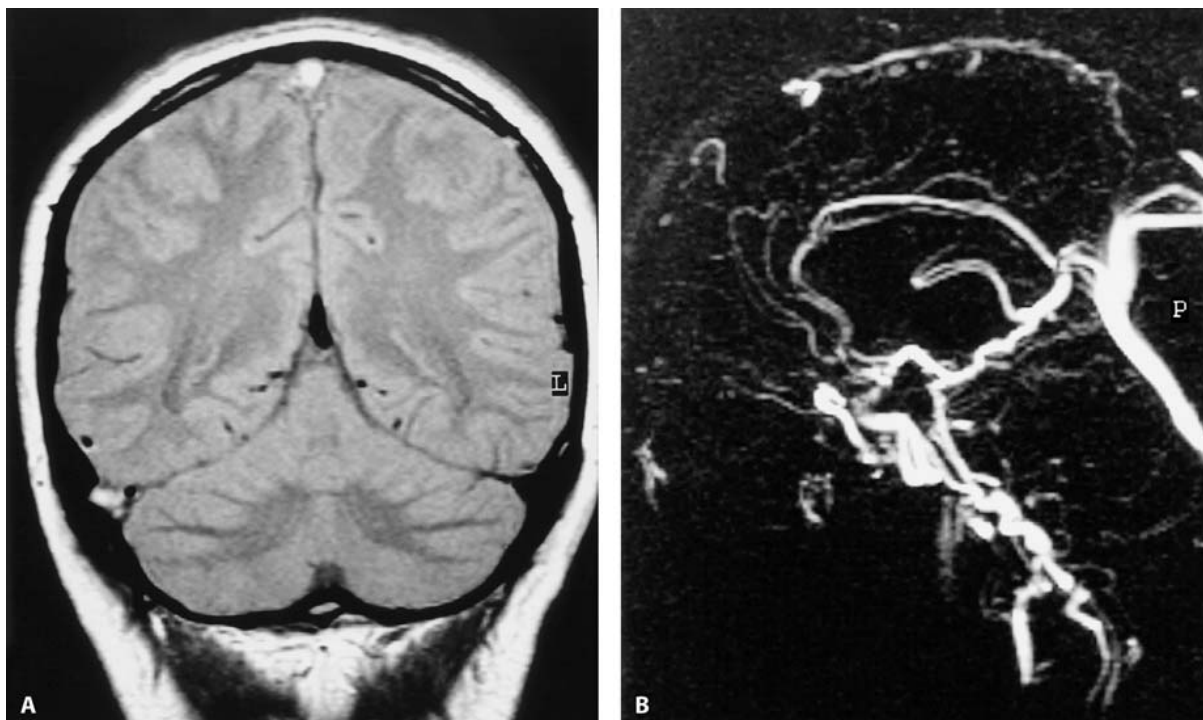
VSOD می‌تواند سبب فشار خون ایتراکرانیا، هیدروسفالوس، اینفارکشن وریدی و هموراژ شود.

### مالفرماسیون‌های وریدی

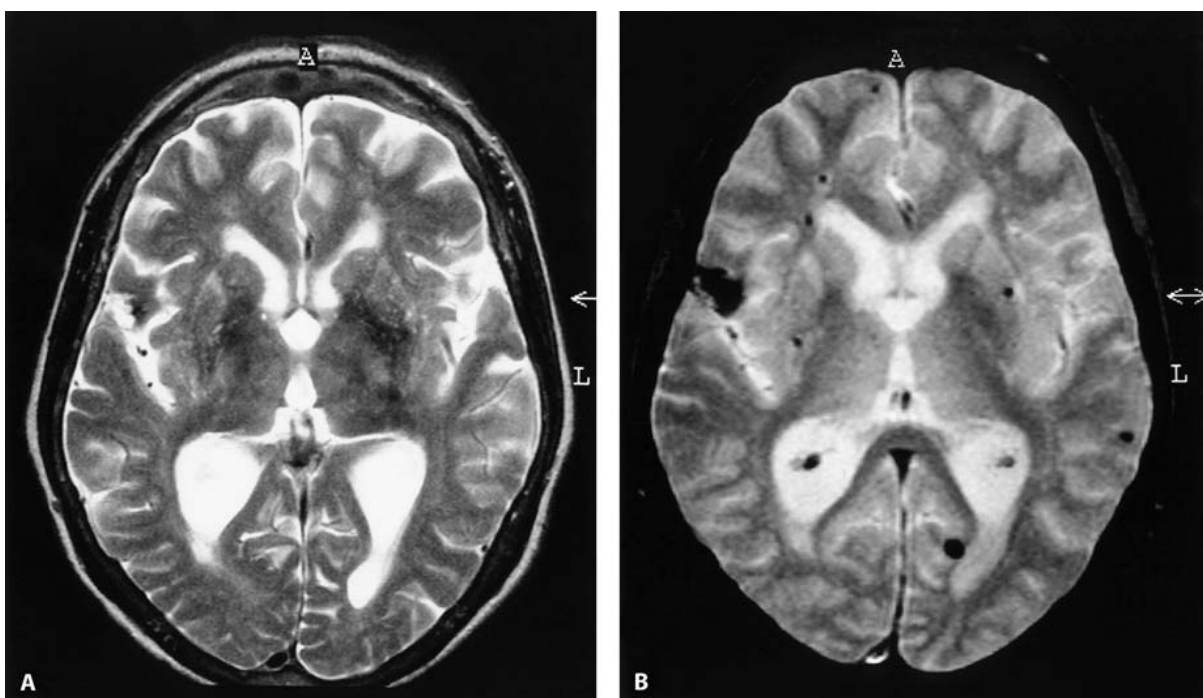
چهار گروه مالفرماسیون‌های وریدی عبارتند از: (1) مالفرماسیون شریانی وریدی (AVM)، (2) تانژکتازی مویرگی، (3) کاورنوس آنژیوما، آنومالی وریدی (آنژیومای وریدی). این آخری به عنوان یک تنوع آناتومیکی در نظر گرفته می‌شود و نه یک مالفرماسیون.

AVM ها اختلالات مادرزادی و یکی از علل خونریزی‌های ایتراکرانیا می‌باشند. آزمون MRI مکمل آنژیوگرافی سربال در طراحی درمان است. یک وظیفه مهم پروتکل تصویربرداری MRI تعیین آناتومیکی صحیح نیدوس و رابطه آن با ساختارهای حیاتی مغزی است. بنابراین آزمون MRI باید شامل تصویربرداری MRA در سه صفحه آکسیال، کرونال 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 حساس تر و اختصاصی تر، 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 8-8).



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



شکل A و B و 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 مشابه‌ای 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.

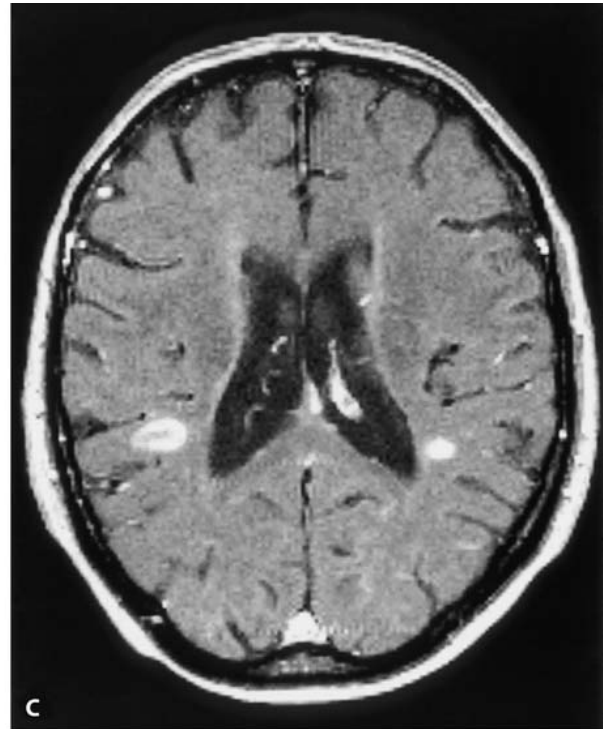
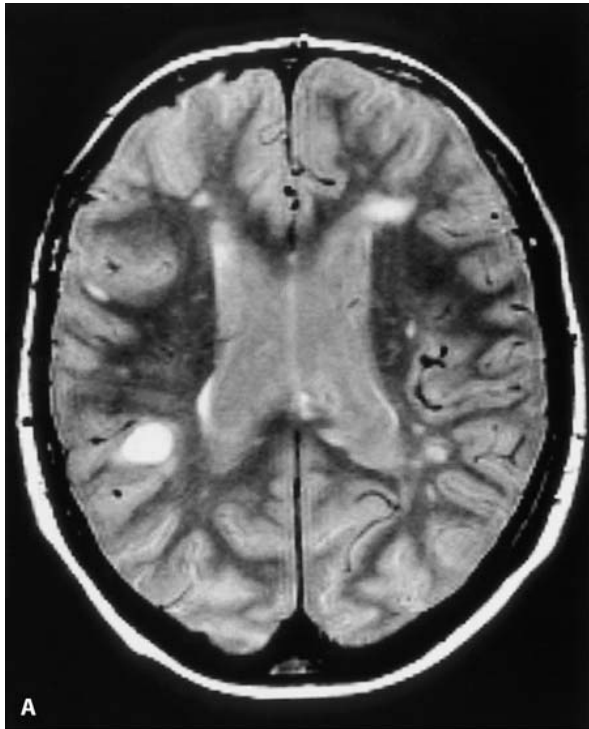
استراتژی تصویربرداری باید با پاتولوژی مورد انتظار که بستگی به سن بیمار دارد، هدایت شود. در اولین سال زندگی، لوکومالشی اطراف بطنی (periventricular leucomalacia) و میلیناسیون تأخیری یافته‌های شایعی هستند. در اولین دهه، لوکودیستروفی‌ها می‌تواند علت تغییرات ماده سفید باشد. در جمعیت بزرگسال، مالتیپل اسکلروز شایع‌ترین بیماری ماده سفید است، در سالخورده‌گان، 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 کالوسپتال مفید است. تصاویر نازک ساجیتال turbo FLAIR با ضخامت‌های برش ۲mm تا ۳mm برای تصویربرداری تفکیک بالا از ناحیه کالوسپتال ضروری است. برش‌های کرونال با سرکوب چربی از کره چشم تا کیاسمای اپتیک انجام می‌شود.

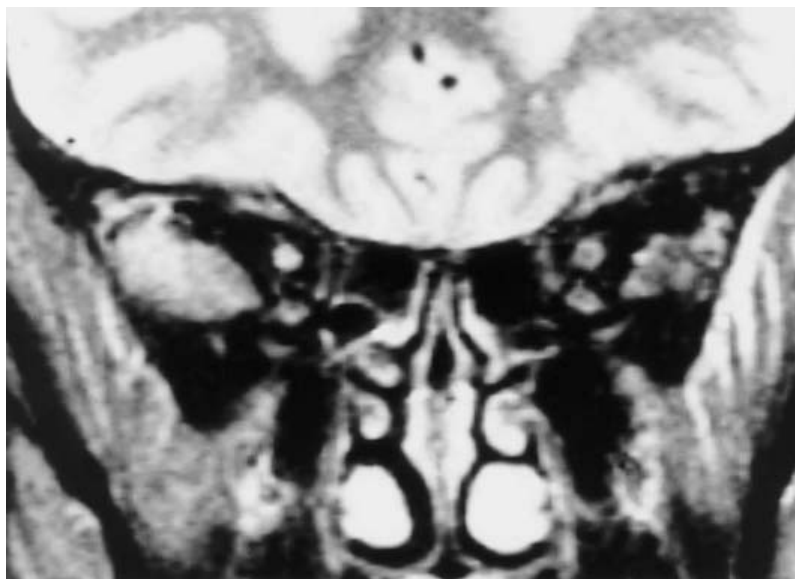
دنباله پالس	آکسیال با اکوی دوبل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۴-۱)	ساجیتال با اکوی دوبل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۴-۱)	اضافه شده برای «نوریت اپتیک»: دنباله سرکوب چربی (STIR یا سرکوب چربی بینایی)
TSE یا SE	TSE	TSE-fat sat یا STIR	
PD-T2	PD-T2	T2 fat sat یا STIR	
آکسیال	ساجیتال	کرونال	کرونال
۱۹	۱۹-۲۵	۱۵	۱۵
۲۰۰۰-۵۰۰۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	۴۰۰۰-۵۰۰۰	۹۰۰۰-۹۰۰۰
۹۰-۱۳۰ یا ۱۵-۳۰	۹۰-۱۳۰ یا ۱۵-۳۰	۹۰-۱۳۰	۲۰-۳۰
-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	۱۰۰-۱۵۰
۹۰/۱۸۰	۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۱۸۰
۱ (SE) ۱۵ (TSE)	۳-۲۵	۷-۱۵	۷-۱۵
۵	۳-۵	۳	۳
۲۵۶ یا ۵۱۲	۲۵۶ یا ۵۱۲	۲۵۶	۲۵۶
۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	≤ ۲۰۰	≤ ۲۰۰
۷۵	۱۰۰	۷۵	۷۵
۱-۲	۱-۲	۲	۲

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 دابل ۵ دقیقه تاخیر	آکسیال T1- (MTC) با تزریق CM دوز دابل ۵ دقیقه تاخیر	آکسیال T1- (MTC)	آکسیال با اکوی دابل PD و T2 (یا ترکیبی از TSE-T2 و turbo FLAIR جدول ۱-۴)	
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	۹۰-۱۳۰ یا ۱۵-۳۰	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 پارامگنتیک ضروری است. در بیشتر موارد پروتکل‌های پیشنهاد شده برای آسیب‌های توده‌ای اینتراکرنیال برای عفونت‌های سربال نیز استفاده می‌شود.

#### ۴-۷- ترومای کرانیو سربال

##### ترومای حاد

در بیماری‌هایی 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 اینتیوبه 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 جمجمه 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 مت هموگلوبین شدت بالایی در تصاویر MR وزن  $T_1$  دارد. وقتی یک هماتوم ساب‌دورال محتوی خونی با سنین متغییر باشد، MRI ممکن است لایه‌هایی با شدت سیگنال متغییر نشان دهد، که نمایانگر مراحل متغییر فرآیند تجزیه خون است.

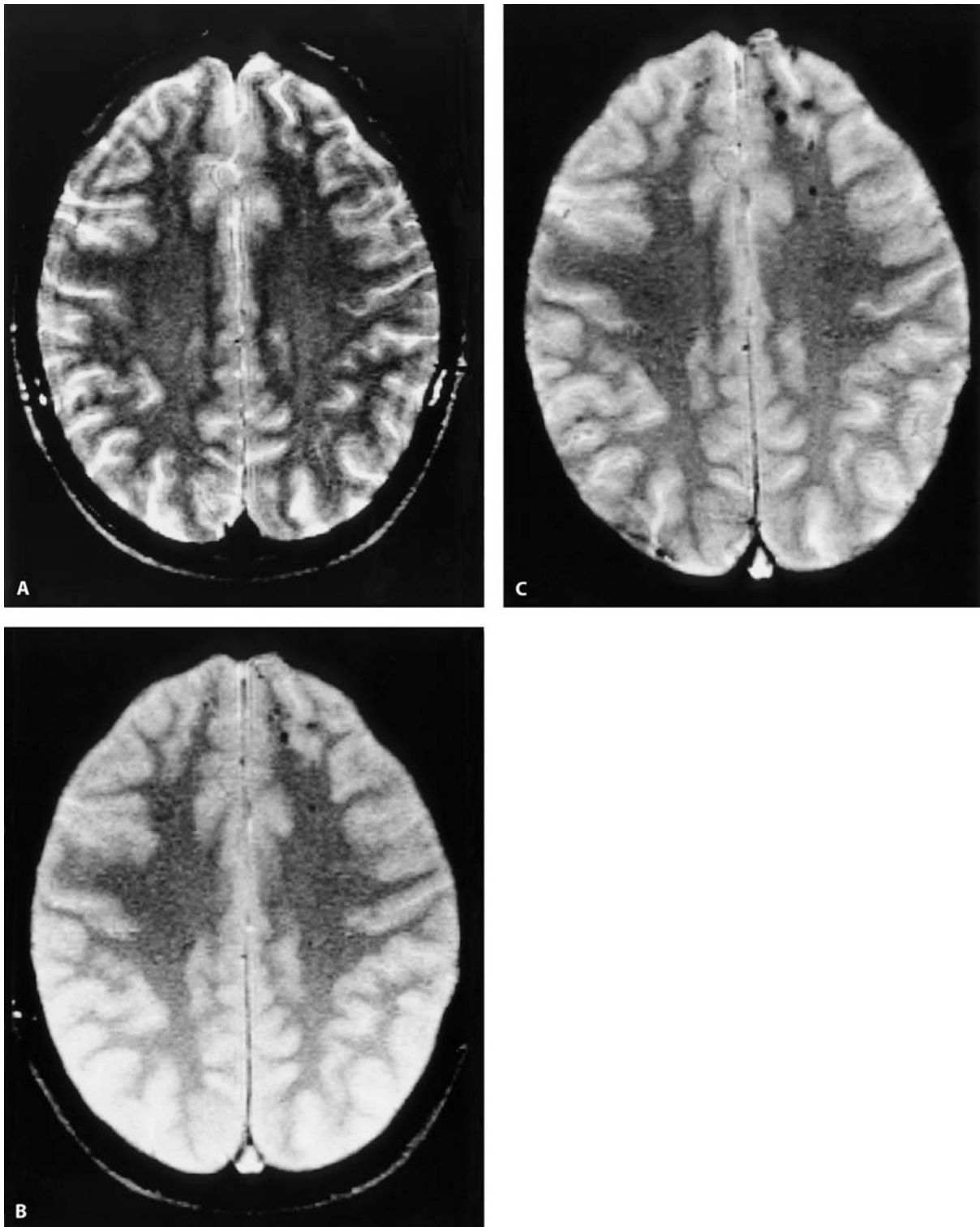
هموراژهای بسیار کوچک، در شرایط آسیب منتشر آکسونی (DAI)، نیست می‌شود، اما به شرط استفاده از دنباله‌های spoiled GRE یا اکوپلانا (EPI) به خوبی در تصویربرداری MR دیده می‌شوند. هر وقت که سابقه‌ای از ترومای سر وجود داشته باشد، یک دنباله spoiled GRE، که به محصولات تجزیه خون نظیر هموسیدرین و فریتین، بسیار حساس 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 جمجمه (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 (مت هموگلوبین)، 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 همچون 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 (هیپوکامپ) نین 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

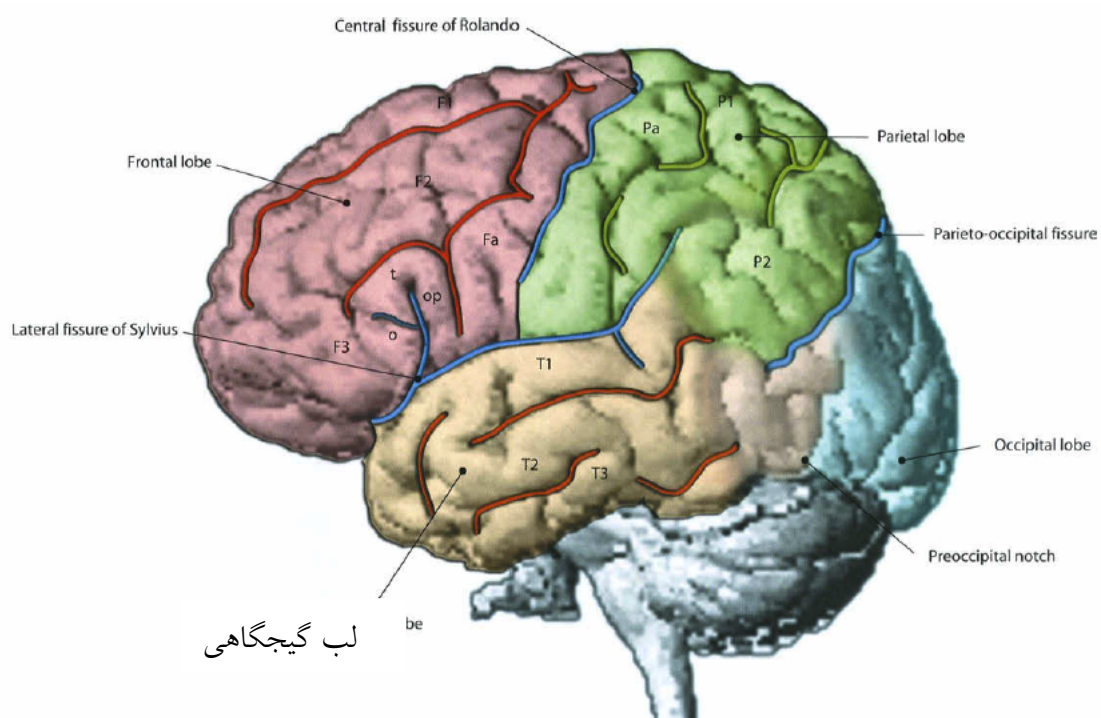
نشان می‌دهد. آرتیفکت قابلیت پذیرش ناشی از محصولات قدیمی تجزیه خون (هموسیدرین) در تصویر GRE C مشهودتر است که به دلیل TE بلندتر است.

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

آکسیال-SE-EPI- DW	آکسیال و/ یا کروئال 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 / کروئال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	صفحه برش
۱۲-۱۵	۱۵	۱۹	۱۹	۱۹	تعداد برش
∞	۷۵۰	۶۰۰۰=۱۰۰۰۰	۳۰۰۰-۶۰۰۰	۶۰۰	TR(ms)
۱۰۰-۱۴۰	۳۰ و ۱۵	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

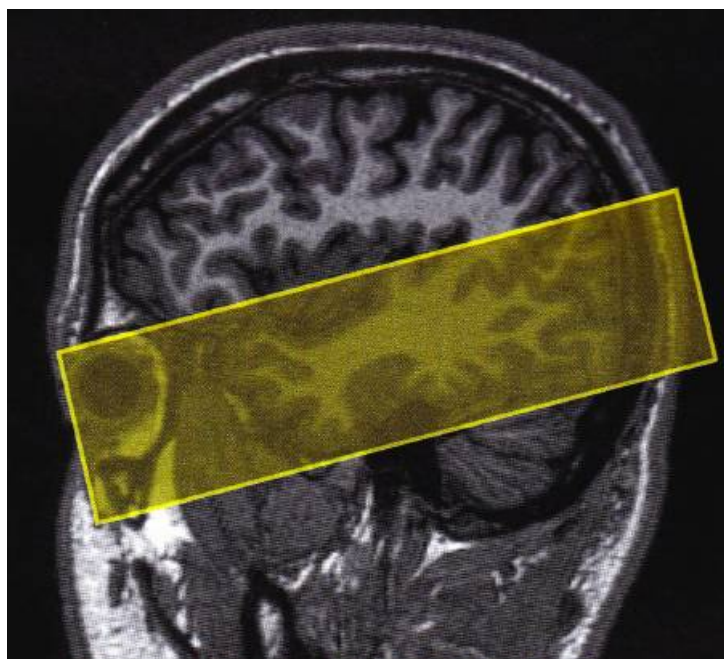
جدول ۸-۴ پروتکل صرع. سه دنباله اول در این پروتکل، یک بررسی کلی از مغز به دست می‌دهد. هدف از این‌ها، رد تومورها، مالفرمسیون‌های عروقی (مثلاً، مالفرمسیون‌های کاورنوس)، آنومالی‌ها، عفونت، غیره. سه دنباله آخر اختصاصاً روی ناحیه هیپوکامپ متمرکز هستند، تا (mesial temporal sclerosis) را آشکار کنند. اینها باید 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.

کرونال IR -TSE	کرونال MP- RAGE با برش نازک	کرونال-T2 turbo Flair با ضخامت برش ۳ mm	کرونال TSE- T2 با ضخامت برش ۳ mm	آکسیال-T2 turbo Flair	آکسیال-T2	ساجیتال T1-	
IR-TSE	GRE (MP-RAGE)	turbo Flair	TSE	turbo Flair	TSE	SE	دنباله پالس
T2	T1	T2	T2	T2	T2	T1	وزن تصویر
کرونال	کرونال	کرونال	کرونال	آکسیال	آکسیال	ساجیتال	صفحه برش
۱۹-۲۵	۱ قطعه ( ۲۰۰ mm - (۱۶۰	۱۹-۲۵	۱۹-۲۵	۱۹	۱۹	۱۹	تعداد برش
- ۸۰۰۰ ۳۰۰۰	۱۰	۶۰۰۰ = ۱۰۰۰۰	۳۰۰۰ - ۸۰۰۰	۱۰۰۰ = ۶۰۰۰	-۶۰۰۰ ۳۰۰۰	۶۰۰	TR(ms)
۳۰	۴	۱۰۰-۱۵۰	۳۰ و ۱۵	۱۰۰-۱۵۰	۱۰۰-۱۵۰	۱۰-۲۰	TE (ms)
۳۰۰	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	۱۸۰۰-۲۲۰۰	-	-	TI (ms)
۹۰/۱۸۰	۱۲	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	۹۰/۱۸۰	زاویه فلیپ
۷-۱۵	-	۷-۱۱	۷-۱۵	۷-۱۱	۷-۱۵	۷-۱۵	ETL
۳	۱	۳	۳	۵	۵	۵	پهنای برش (mm)
۵۱۲	۲۵۶ یا بهتر	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۵۱۲	۲۵۶ یا بهتر	ماتریس
≤ ۲۳۰	≤ ۲۳۰	≤ ۲۳۰	≤ ۲۳۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	۲۳۰-۲۴۰	FOV
۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۷۵	۱۰۰	recFOV
۱-۳	۱	۱-۲	۱-۳	۱-۲	۱-۲	۱-۲	تعداد دستیابی

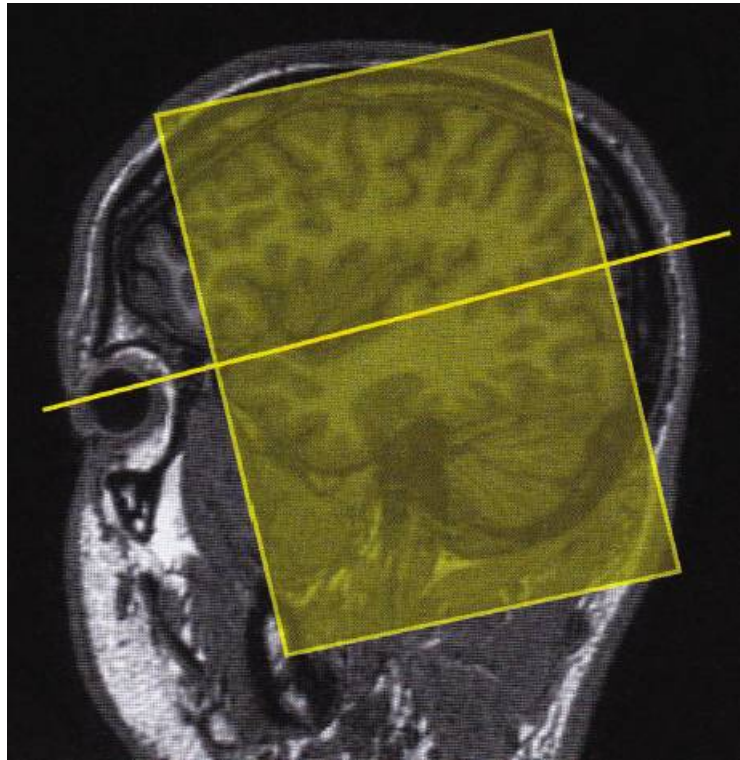


لب گیجگاهی

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 پشتی، بیمار سوپاین و سر ابتدا وارد می‌شود. برای تصویربرداری مهره‌های تحتانی پشتی 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 پشتی 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 پشتی ممکن است امکان‌پذیر باشد. برخی سازندگان نیز کویل‌های حلقوی سلنوتیید 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 پشتی، 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 ایترامدولاری، مانند مالتیپل اسکلروز (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.

## ۲-۵- 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  $90^\circ$  نمونه‌گیری می‌شود)، به دلیل برخی آثار فیزیکی معین، دیسک نرمال نیز تاریک‌تر ظاهر می‌شود (شکل ۱-۵). 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<sub>2</sub> همچنین برای مشاهده طناب نخاعی و ریشه‌های عصبی cauda equina عالی است. و استنوزکانال نخاعی و اثر روی thecal sac به راحتی در ساجیتال T<sub>2</sub> 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 آشکارکردن بیماری‌های مغز استخوان، مانند تغییرات دژنراتیو صفحه انتهایی (end plate) یا متاستازهای مهره، تصاویر ساجیتال وزن T<sub>1</sub> حساس‌تر از تصاویر وزن T<sub>2</sub> بدون سرکوب چربی است، اما بازگشت وارونه کوتاه (TI) STIR) یا هر سرکوب چربی وزن T<sub>2</sub> 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<sub>1</sub> بهتر مشخص می‌شود، به خصوص در CS.

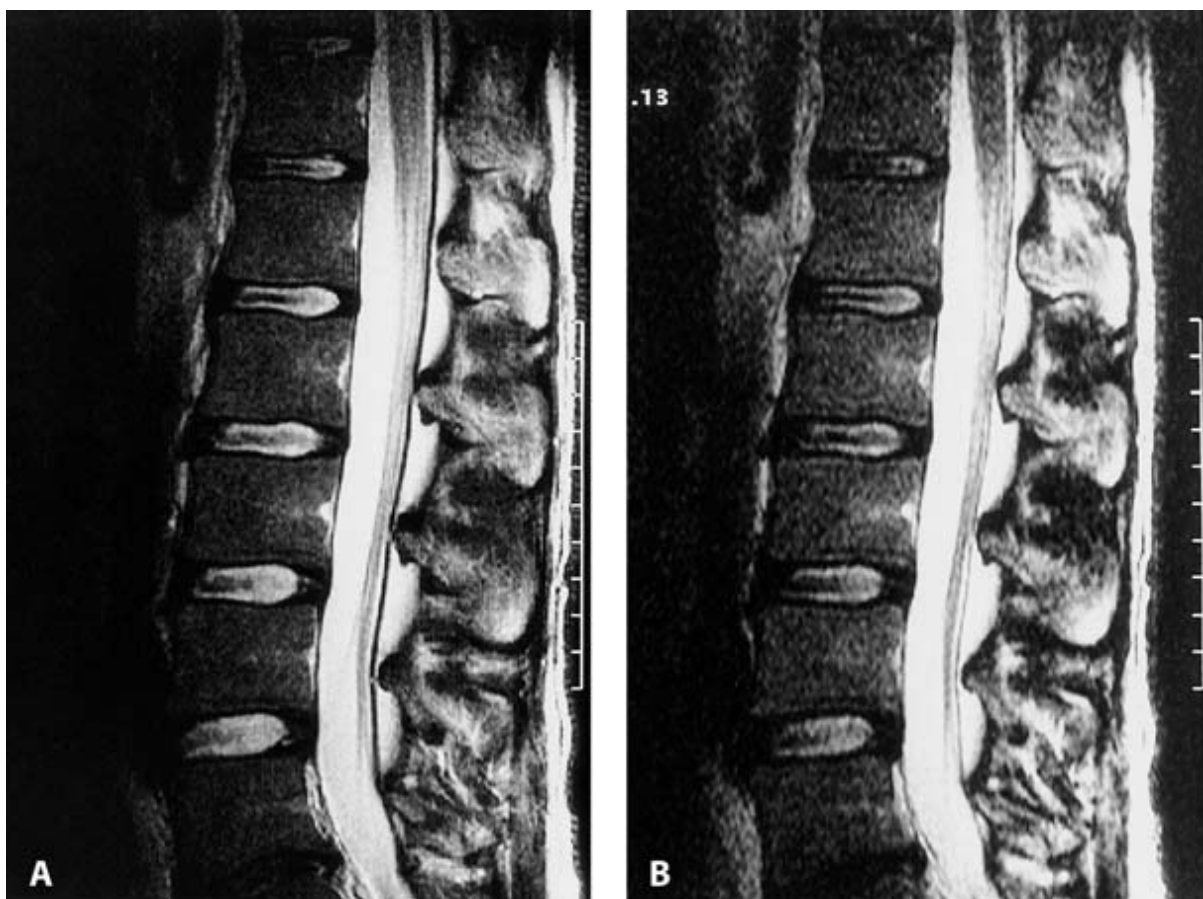
بافت چربی اپی‌دورال در ستون فقرات کمر (و توراسیک) در تصاویر وزن T<sub>1</sub> بسیار روشن است و به خوبی dural sac و دیسک بین مهره‌ای را متمایز می‌کند. به این دلیل است که تصاویر آکسیال وزن T<sub>1</sub> در ناحیه (توراکو) لمبار ترجیح داده می‌شود. چون با تکنیک‌های جدیدتر زمان‌های دستیابی کوتاه‌تر شده است، 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<sub>2</sub> ترجیح داده می‌شود. این تصاویر همچنین در آشکارکردن بیماری مدولار مفید است. در اسپین اکوی (SE) مرسوم و TSE وزن T<sub>2</sub>، 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<sub>2</sub> گرادیان اکو در مقایسه با SE آرتیفکت‌های ناشی از ضربان CSF را کاهش می‌دهد.

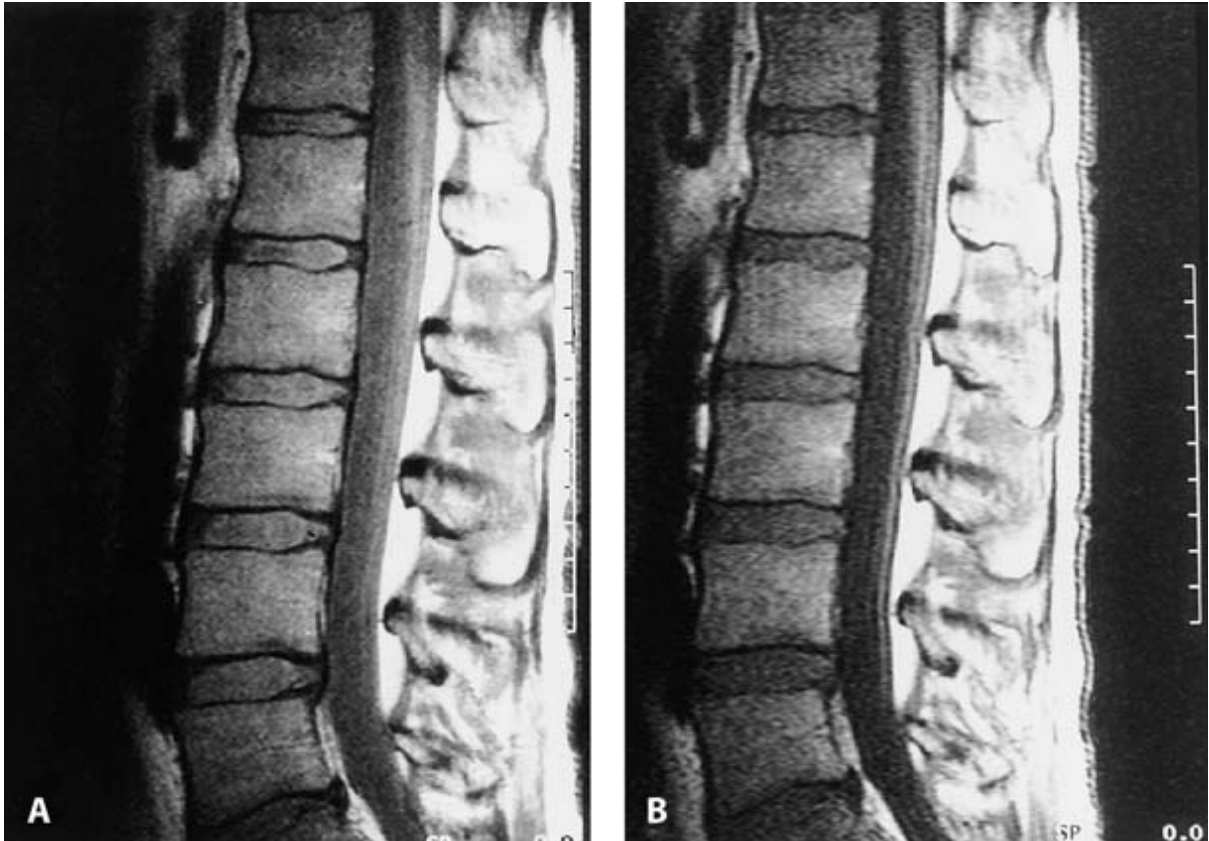
## تصاویر لوکالایز

بعد از وضعیت دادن به بیمار، تصاویر لوکالایز (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 لوکالایزها باید بزرگتر از FOV تصاویر مورد نظر باشد. همان نوع کوئل (سطحی یا تنه) باید استفاده شود که برای آزمون واقعی استفاده می‌کنیم. لوکالایزهای کروئال باید از وسط ستون فقرات تهیه شوند.

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



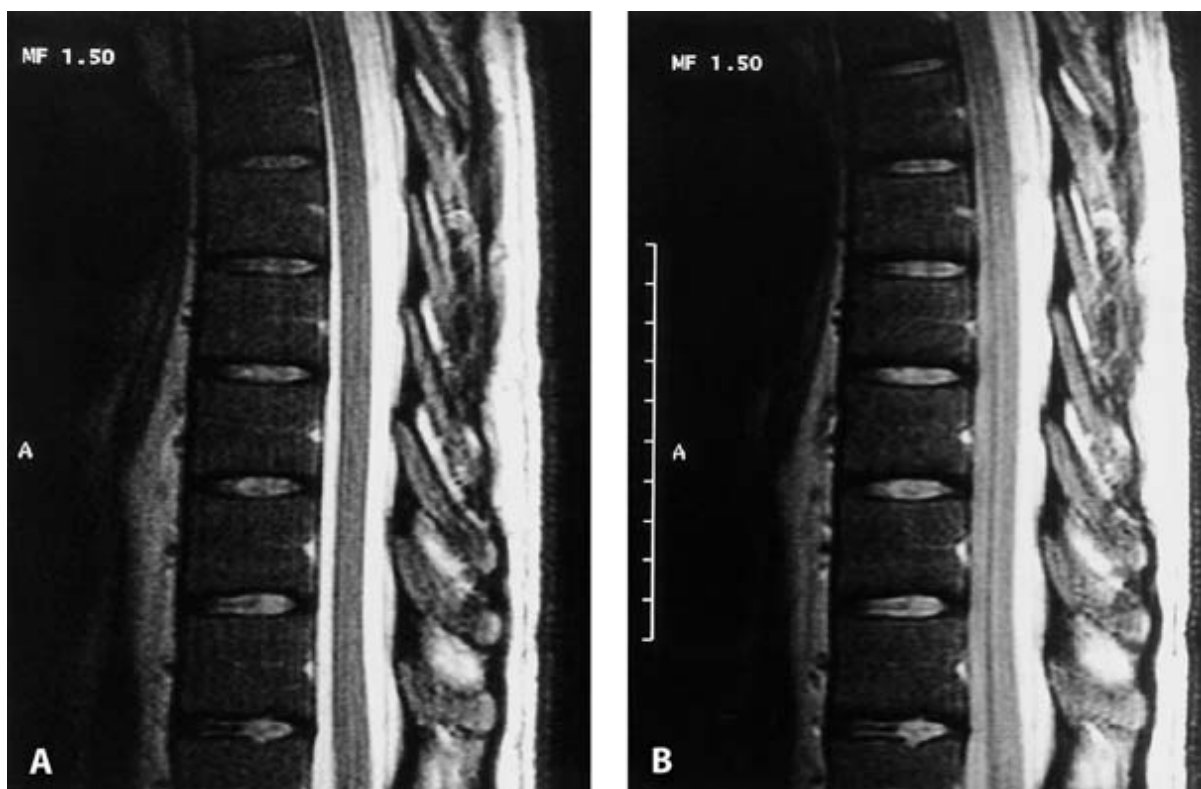
شکل ۱-۵- تصاویر وزن  $T_2$  معمولی و فوق سریع در یک فرد. A دنباله توربو اسپین اکو (TSE) متداول. B دنباله فوق سریع ultrafast. (برای پارامترهای کامل دنباله جدول ۱-۵ و ۲-۵ را ببینید). به تفکیک فضایی عالی هر دو تصویر توجه کنید (هر دو با ماتریس ۵۱۲ به دست آمده‌اند). دنباله ultrafast در بیشتر نواحی نویزی تر و تاریک تر 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 ۲-۵ 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 ۱-۵ را ببینید). B دنباله SE (TR 500, TE 15, 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 دنباله‌های SE در تصویربرداری معمولی ستون فقرات استفاده کنیم.

### نواحی اشباع

تکنیک‌های اشباع از یک پالس انتخابی استفاده می‌کنند که روی بافت‌های خارج یا داخل FOV اعمال می‌شود. مقصود از این‌ها تهییج (یا اشباع) اسپین‌های متحرک است که در خارج از ناحیه مورد نظر قرار دارند. برای حذف آرتیفکت‌های ناشی از حرکت در خارج از ستون فقرات مفید هستند. آرتیفکت‌های کدگذاری فاز که به دلیل حرکت بافت‌ها در این ناحیه ایجاد می‌شود، مانند تنفس، بلع، حرکت قلب، جریان ضربان‌دار خون، غیره. اگر اشباع به حد کافی موثر نباشد، به جای یک باند بزرگ می‌توان از دو باند کوچکتر استفاده کرد.



شکل ۳-۵ 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 ۱-۵ 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 پاراسپاینال 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.

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)

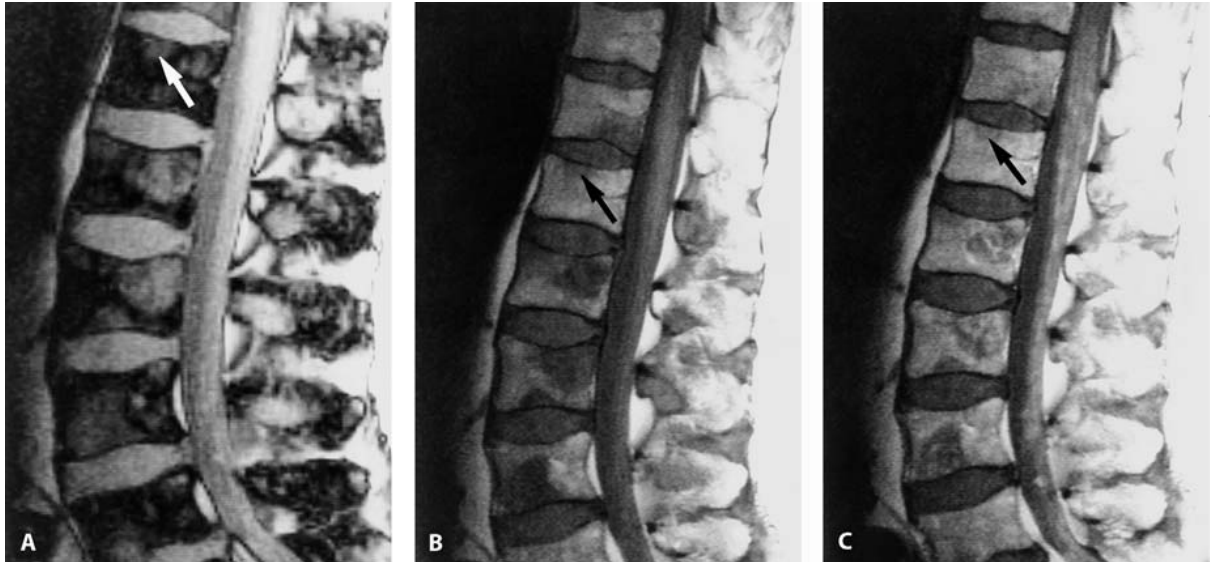
### دنباله‌هایی با سرکوب چربی

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  $180^\circ$  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 ۴-۵) بنابراین همیشه باید تصاویر استاندارد وزن  $T_1$  دستیابی شود.



شکل ۴-۵ متاستازهای مهره. گرادیان اکوی خارج از فاز  $T_1$  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 پشتی 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 T<sub>2</sub> 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 هر نیه، 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 تصویر کردن بیمار در حالت لترال دکوبیتوس 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 با یک 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

$$\text{RFOV } 100\% + 2 \text{ دستیابی} = \text{RFOV } 50\% + 4 \text{ دستیابی}$$

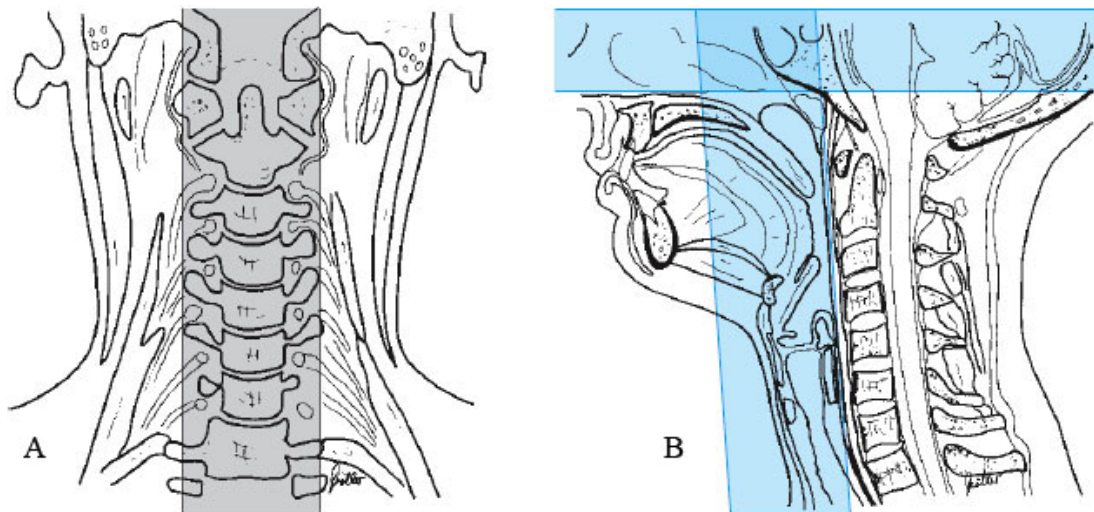
$$\text{RFOV } 200\% + 1 \text{ دستیابی} =$$

اما بیش نمونه‌گیری مانع از آرتیفکت‌های تاه شدگی (infolding) می‌شود. با این حال، مزیت RFOV، به دست آوردن دستیابی‌های بیشتر است، چون تخریب تصویر با آرتیفکت‌های حرکتی وقتی متوسط‌های بیشتری به دست آوریم کاهش می‌یابد. چون حرکت (تنفس، تحرک، جریان ضربان خون، مایع CSF، و غیره) معمولاً سبب آرتیفکت 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 آرتیفکت‌های ناشی از ضربان‌های CSF را کاهش می‌دهد.

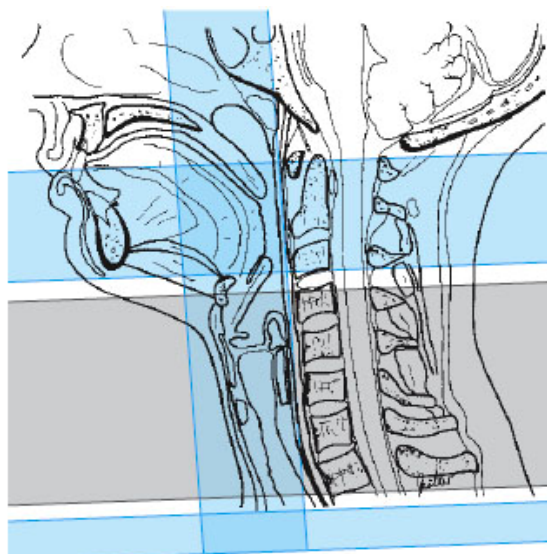
### ضخامت و جهت برش

ضخامت برش استاندارد در دنباله‌های ساجیتال ستون مهره‌ها ۳-۴ mm است. تعداد برش‌ها باید فرد انتخاب شود به طوری که 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.

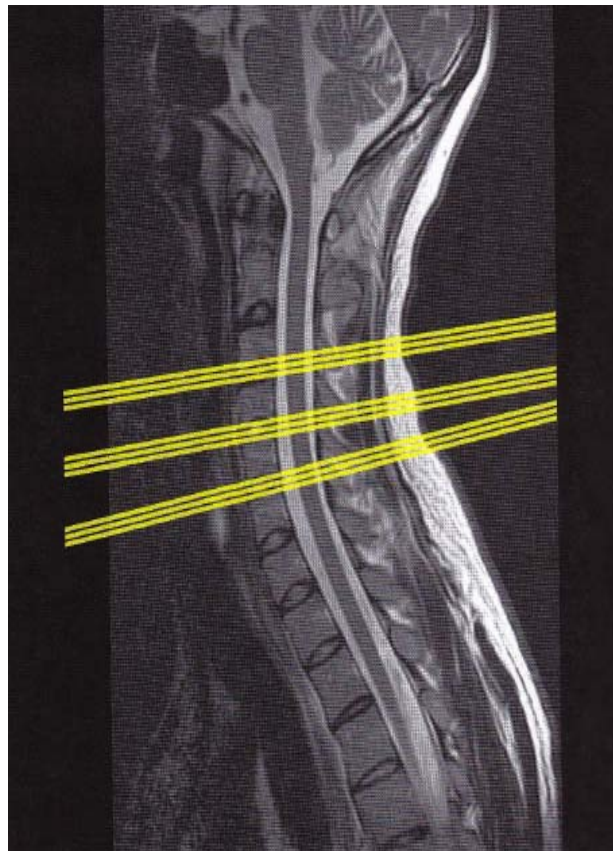


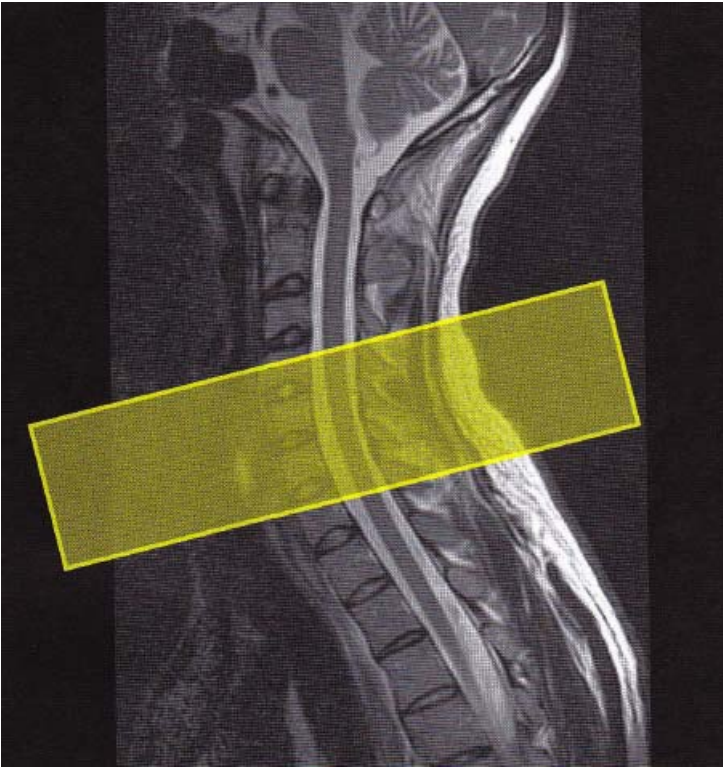
A - لوکالایزر کروئال برای طراحی برش‌های ساجیتال از ستون فقرات گردن. B - نمای لوکالایزر ساجیتال جهت تعیین قطعات اشباع در تصویر برداری ساجیتال از ستون فقرات گردن. برش‌ها در تمام صفحات باید از قاعده جمجمه تا دومین مهره پشتی را شامل شود



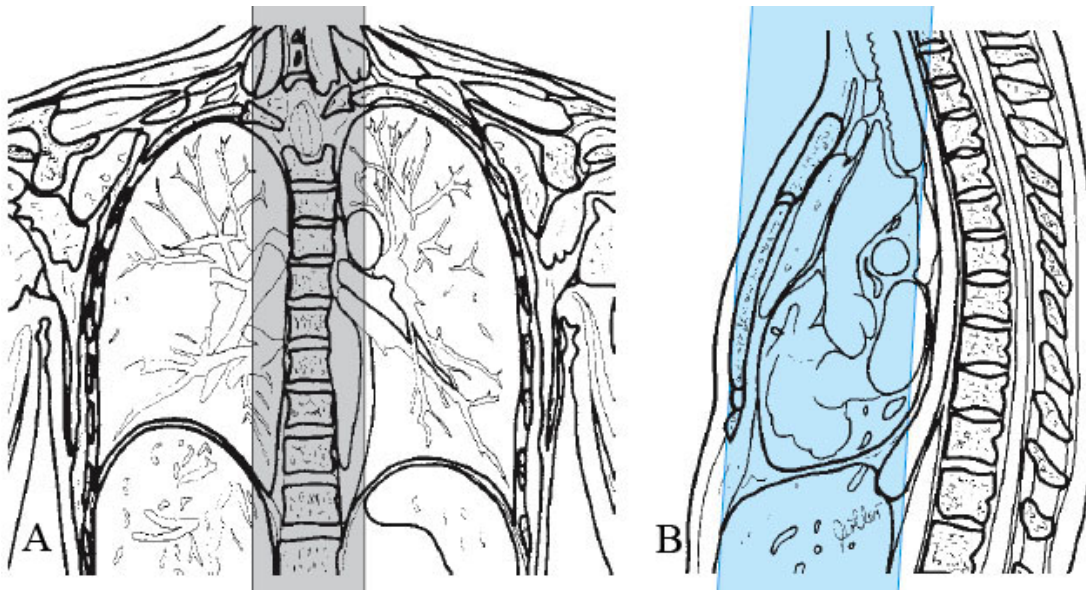
نمای لوکالایزر ساجیتال - طراحی برش های آکسیال و باند های اشباع.

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.

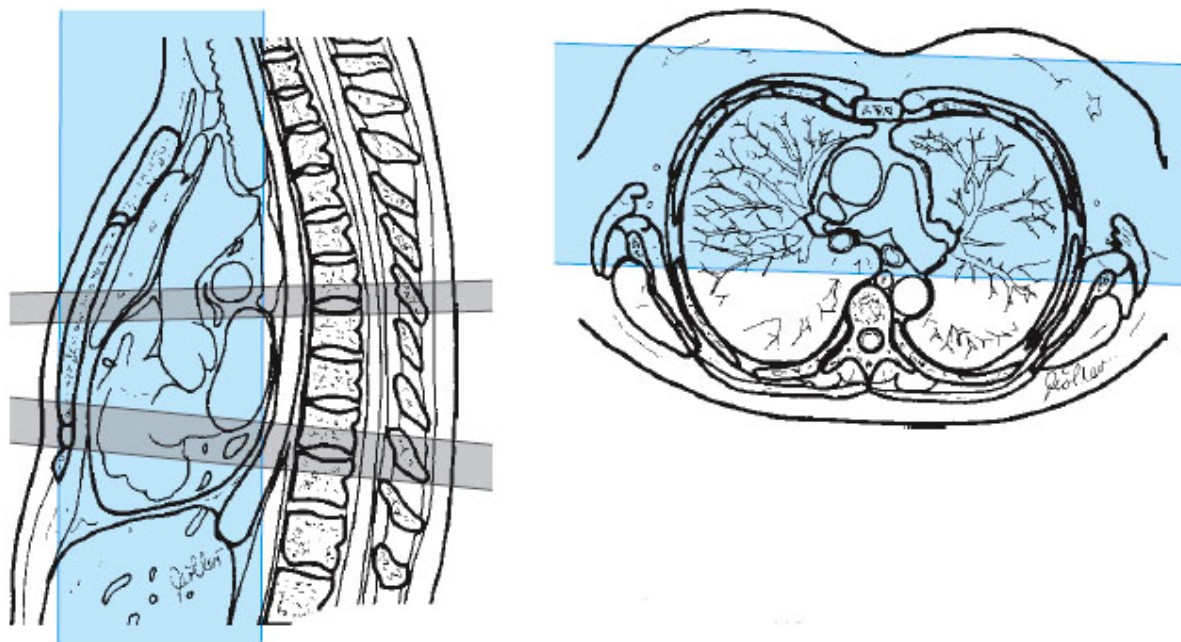




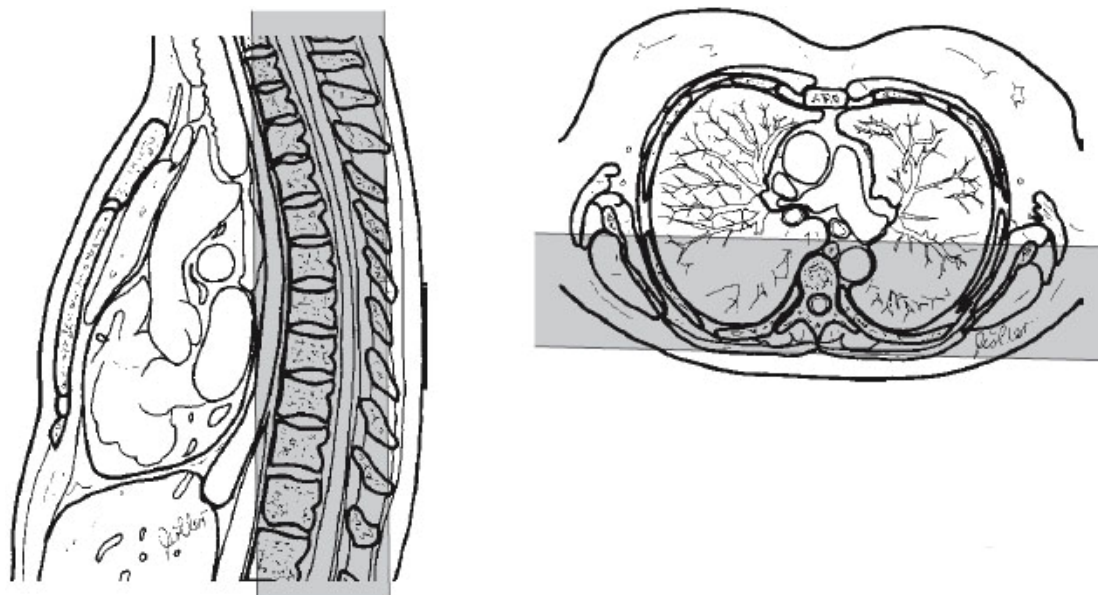
نمای لوکالایزر ساجیتال جهت طراحی و تعیین حدود برش های آکسیال در تصویربرداری از اسپاینال کورد.



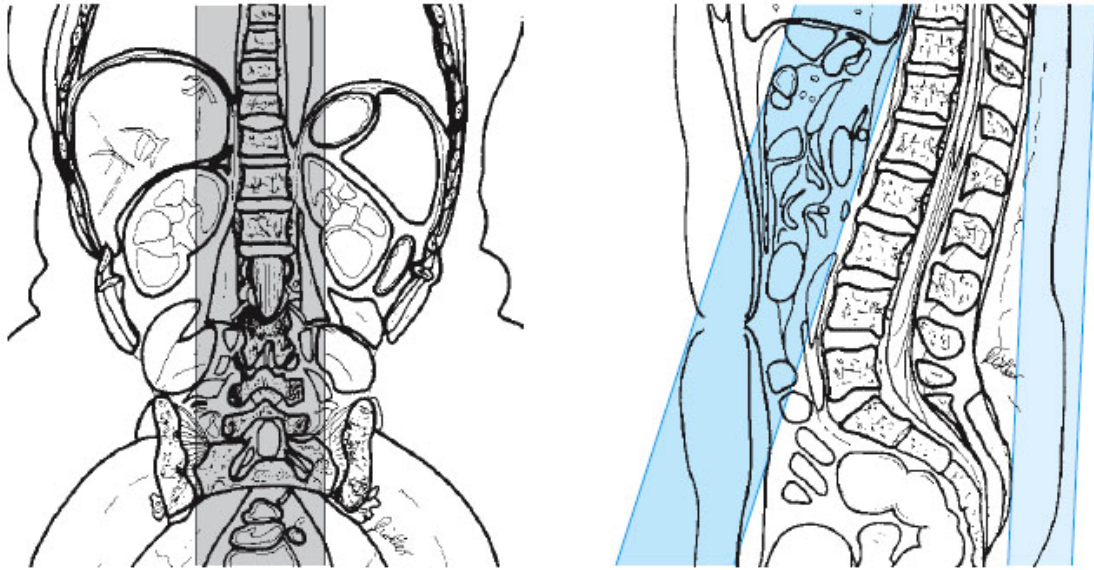
A- لوکالایزر کرونال از توراسیک جهت طراحی برش ها در صفحه ساجیتال. B- لوکالایزر ساجیتال برای تعیین حدود باند اشباع.



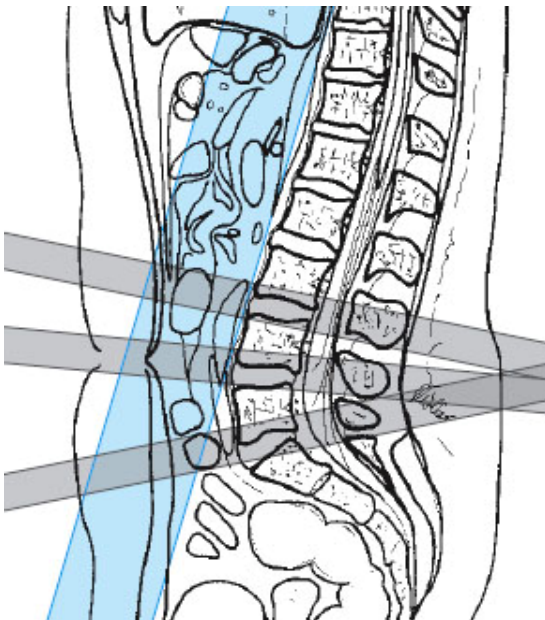
طراحی برش های آکسیال، موازی با صفحه انتهایی، هر قسمت بطور انفرادی طراحی می شود. اما در کایفوز شدید برش های آکسیال بطور پیوسته طراحی می شود، شکل زیر را ببینید.



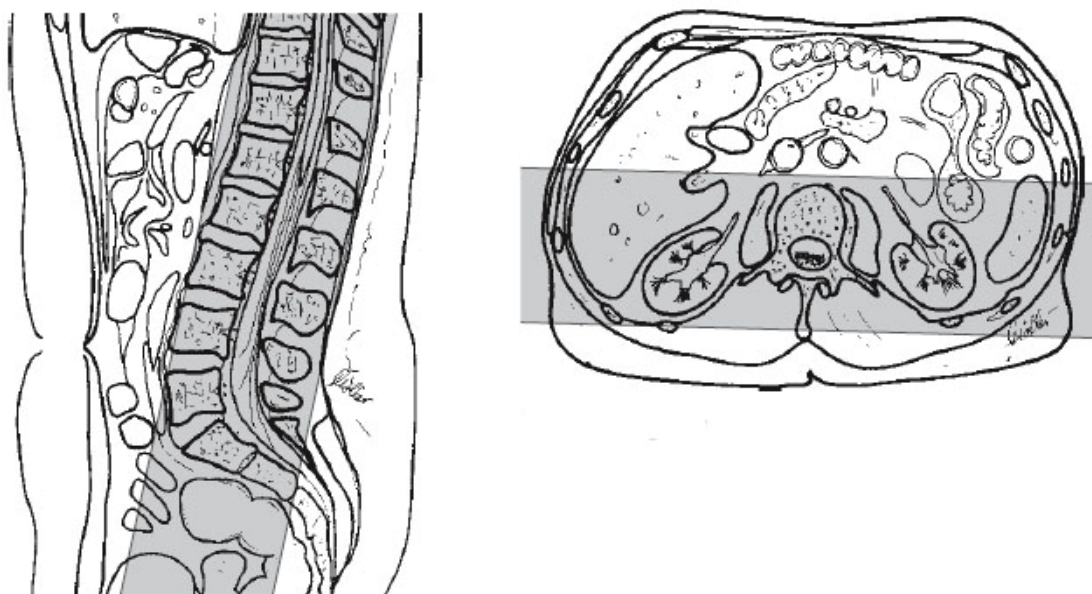
طراحی برش های کرونال توراسیک.



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 کروئال از ناحیه کمری.

جدول ۳-۵: مروری بر چند دنباله رایج مورد استفاده در ستون مهره‌های کمر و توراسیک

دنباله	علت
T <sub>1</sub>	<p>- نوعاً دنباله ۲D TSE، در اسکانه‌های ۳T می‌تواند با T<sub>1</sub> FLAIR جایگزین شود (کنتراست بهتر)</p> <p>- ساجیتال و آکسیال برای ارزیابی آناتومی، به خصوص استنوز فورامن</p> <p>- ارزیابی تغییرات صفحه انتهایی (endplate)</p> <p>- بدون اشباع چربی</p>
T <sub>2</sub>	<p>- نوعاً دنباله ۲D TSE</p> <p>- ساجیتال، به خصوص برای ارزیابی دیسک، شامل تغییرات دژنراتیو، پارگی و هرنیاسیون دیسک همچنین آسیب‌های مدولاری</p> <p>- آکسیال، به خصوص برای (۱) ارزیابی مکان و گسترش هرنیاسیون دیسک و ارتباط آن با دورال ساک و ریشه‌های عصبی، (۲) ارزیابی استنوز اسپینال و (۳) ارزیابی بیماری دژنراتیو مفصلی facet</p>
T <sub>2</sub> fat sat	<p>- در همه بیماران</p> <p>- نوعاً ساجیتال، STIR به دلیل سرکوب چربی بهتر اما می‌تواند با T<sub>2</sub> fat sat نیز جایگزین شود</p>

<p>- ارزیابی تغییرات «التهابی» در صفحات انتهایی، بافت نرم و به خصوص مفاصل facet ارزیابی تغییرات صفحه انتهایی</p>	
<p>- آکسیال، در اکثر بیماران بعد از هر نیکتومی جهت تمایز فیروز از عود فتق - نیازی به اشباع چربی نیست - پاتولوژی عفونی یا تومورال</p>	T <sub>1</sub> +/-Gd
<p>- یا از دنباله T<sub>2</sub>TSE ۳D با پس پردازش استفاده کنید یا از یک دنباله single shot. نظیر HASTE چندبار در سطوح کروئال، ساجیتال و ابلیک‌های راست و چپ استفاده کنید</p>	MR میلوگرافی
<p>- کاربرد روتین ندارد</p>	دیفیوژن

جدول ۴-۵: مروری بر چند دنباله رایج در MRI ستون مهره‌های گردنی

دنباله	علت
T <sub>1</sub>	<p>- نوعاً دنباله TSE ۲D، در اسکتر ۳T می‌تواند با T<sub>1</sub>FLAIR جایگزین شود (کنتراست عالی) - ساجیتال برای ارزیابی آناتومی - آسیب‌های مدولاری</p>
T <sub>2</sub> ساجیتال	<p>- نوعاً دنباله TSE ۲D به خصوص برای ارزیابی دیسک‌ها، شامل تغییرات دژنراتیو، پارگی و هر نیاسیون دیسک، و همچنین آسیب‌های مدولاری</p>
T <sub>2</sub> آکسیال	<p>- نوعاً دنباله GRE ۲D، اما در بیمارانی با ایمپلنت‌های فلزی مهره‌ها باید با دنباله TSE ۲D جایگزین شود - اختصاص برای (۱) ارزیابی مکان و گسترش هر نیاسیون دیسک و ارتباط آن با نخاع، (۲) ارزیابی استنوز اسپینال، (۳) ارزیابی بیماری دژنراتیو مفصل فاست و به خصوص (۴) ارزیابی تنگی فورامینال (ناشی از آرتروز)</p>
T <sub>2</sub> fat sat	<p>- در همه بیماران کاربرد دارد - نوعاً ساجیتال، STIR به دلیل سرکوب بهتر چربی اما می‌تواند با TSE T<sub>2</sub> fat sat جایگزین شود - ارزیابی تغییرات «التهابی» در صفحات انتهایی، بافت نرم و مفاصل facet</p>
T <sub>1</sub> +/-Gd	<p>- در بیماران بعد از جراحی روتین نیست، فقط در پاتولوژی عفونی یا تومورال</p>
MR میلوگرافی	<p>- می‌تواند با دنباله T<sub>2</sub> TSE ۳D با پس پردازش یا با یک دنباله singleshat به خصوص HASTE در چند سطح مختلف انجام شود - عمدتاً برای ارزیابی استنوز اسپینال</p>
دیفیوژن	<p>- کاربرد روتین ندارد</p>



## 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، کلستیتوما، مادرزادی) و تشخیص مننگو (یا انسفالو) سل در موارد نقص تکمنت گوش میانی است.

#### کوئیل‌ها و وضعیت بیمار

بیمار در وضعیت سوپاین و سر درون کوئیل سر کاملاً ثابت می‌شود. لوکالایزهای متعدد کروئال ممکن است برای تصحیح وضعیت نامناسب (چرخش سر) یا عدم تقارن‌های ذاتی (شکل ۶-۱) لازم باشد. یک کوئیل 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 کوئیل، حتی ناحیه root-entry و ساقه مغز را می‌توان ارزیابی کرد. به علاوه، همین کوئیل 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  $0.1 \text{ mmol/kg}$  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.

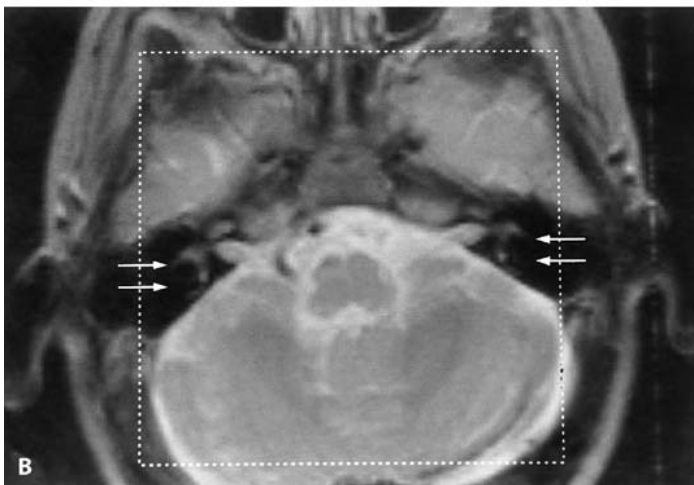
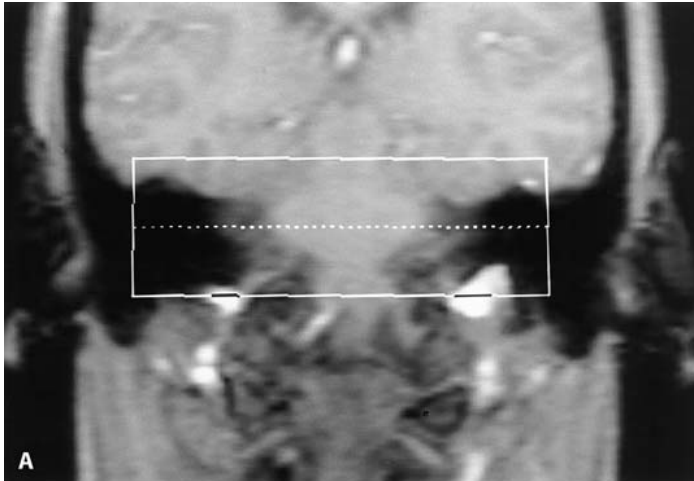
۴- وزن T1 با سرکوب چربی به ویژه در بیماران بعد از جراحی مفید است تا شوانومای باقی مانده یا عود کننده از موادی که توسط جراح استفاده شده است و سیگنال بالای چربی تولید می کند متمایز شود.

۵- وزن T2 گرادیان اکو (GRE) یا توربو اسپین اکو (TSE) برای ارزیابی ساختارهای بسیار کوچک CPA، انشعاب عصب چهارم در IAC و مایع موجود در داخل لایرننت 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 لایرننتی را از فیروز یا تومور اینترا لایرننتی متمایز کند.

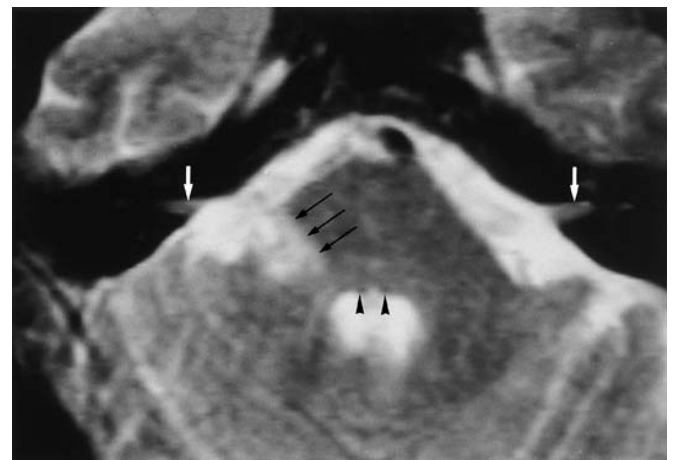
در جراحی نرومای آکوستیک، این تصاویر وزن T2 امکان می دهد تا نوع جراحی تعیین شود. اگر هنوز بین شوانوما و فوندوس ICA مایع حضور داشته باشد، امکان جراحی با حفظ شنوایی میسر است. اگر مایعی مشاهده نشود، جراح باید تمام بافت را تا قاعده حلزون بردارد و بیمار شنوایی خود را از دست می دهد. در این بیماران رهیافت کمتر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

۶- برای آشکار کردن مالفرماسیون 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 ۴mm از ساقه مغز (آکسیال) و کورتکس شنوایی (کروئال) انجام می شود (شکل ۲-۶).



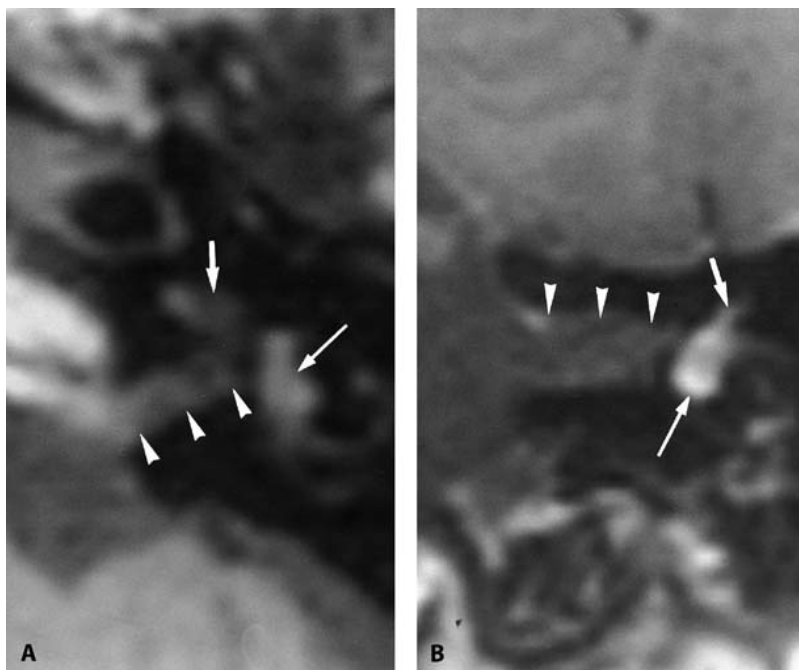
شکل ۱-۶ وضعیت و جهت وزن T2 قطعه گرادیان اکو (GRE) روی نمای راهنمای کرونال اسپین اکو T2 (A) و روی یک تصویر آکسیال اسپین اکو وزن T2 (B). مجرای گوش داخلی (IAC) روی نماهای راهنمای کرونال ضخیم و محو به آسانی مشاهده نمی‌شود. با این حال، اگر این قطعه لبه تحتانی لب‌های تمپورال را پوشش دهد و به سطح فورامن زاگولار و کانال هایپوگلسال برسد، تمام گوش داخلی به طور کامل در این مطالعه دربرگرفته می‌شود. این قطعه را می‌توان زاویه داد تا عدم تقارن‌های جمجمه 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 هر دو کانال نیم‌دایره جانبی (پیکان‌ها) در این مطالعه دربرگرفته شود (B).



شکل ۲-۶- 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 ۱-۶ و ۲-۶ را ببینید.

شکل ۳-۶- لایبرنتیت. (A) ترانسورس بدون تزریق، (B) کرونال با تزریق Gd، تصاویر SET1 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 پوسترئور 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 GET2 (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 کرونال	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.

تینیتوس	کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) و ورتیگو	کاهش شنوایی حسی عصبی (SNHL) محیطی و ورتیگو
۱- آکسیال T1 بدون تزریق کنتراست	۱- T2 ساقه مغز	۱- آکسیال T1 بدون تزریق کنتراست
۲- T2-GRE برش نازک	۲- T2-GRE برش نازک	۲- T2-GRE برش نازک
۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست	۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست	۳- آکسیال T1 با تزریق کنتراست
MRA با تزریق کنتراست و تفکیک بالا	۴- مطالعه مغز با وزن T1 و تزریق کنتراست	۴- کرونال T1 با تزریق کنتراست
	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 مدالیته 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 مالتیپل اسکلروز (MS)). در حال حاضر CT هنوز مدالیته 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 طولانی‌تر آزمون، نسبت به آرتیفکت‌های حرکتی کره چشم و پلک‌ها حساس‌تر است. تکنیک‌های سرکوب چربی تمایز بین ساختارهای بهبود یافته موجود درون چربی رتروبالبار را بهتر می‌کند.

### کوئل‌ها 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 کوئل پلاریزه حلقوی سر یا یک کوئل سطحی اختصاصی انجام داد. مزیت کوئل‌های 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 کوئل‌های 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 کوئل‌های 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 saturation) یا با تکنیک STIR انجام داد.

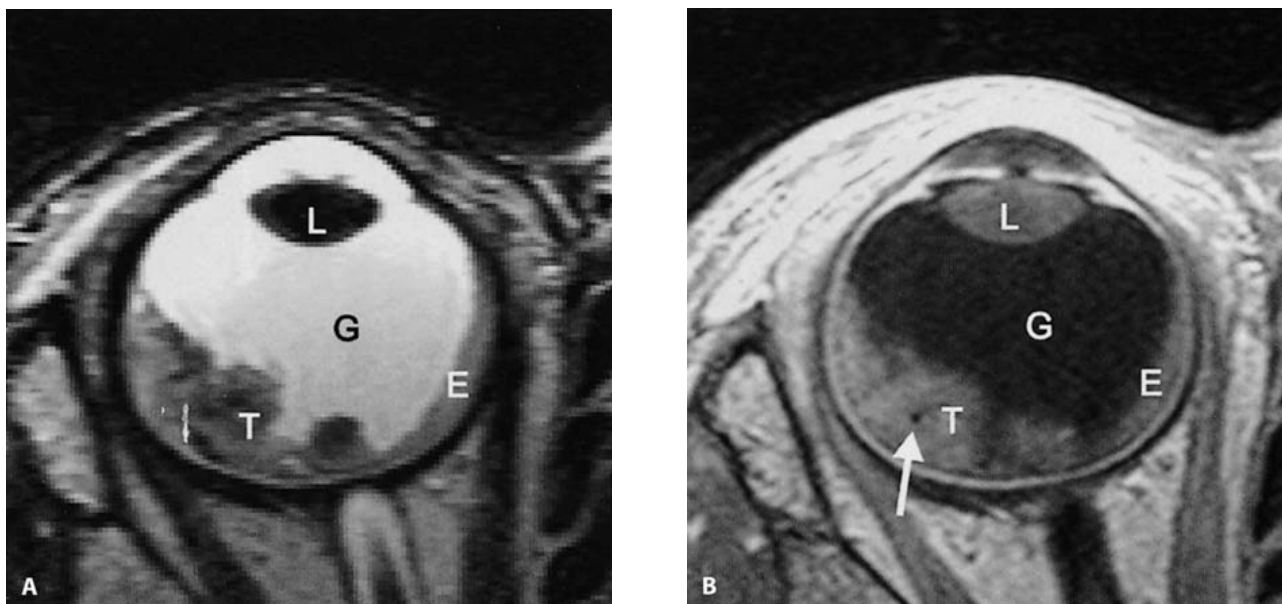
۳- به منظور افتراق بیشتر تومورها، آسیب‌های عصب اپتیک و توده‌های چشمی ضروری است بعد از تزریق گادولینیوم تصاویر SE T1 با سرکوب چربی تهیه شوند. بعد از تزریق گادولینیوم، اشباع بینایی چربی تکنیک انتخابی است. برای

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	پهنای باند
۲	۲	۱	۲	تعداد دستیابی
۴:۱۰	۶:۳۲	۶:۳۹	۳:۵۰	زمان دستیابی



شکل ۴-۶ 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 پاراناژال

#### مقدمه

CT و MRI تکنیک‌های مکمل در تصویربرداری سینوس‌های پاراناژال می‌باشد. ساختارهای استخوانی سینوس‌های پراز هوا در CT بهتر دیده می‌شود. به علاوه برای نمایش کمپلکس استنومیتال، 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 پاراناژال 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 اینترآرانیال و یا اینترآرینتال 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	۸۰۰۰	۴۵۰	۳۰۰۰
TE (ms)	۱۵	۹۰	۱۵	۱۹ - ۹۳
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 جمجمه

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.

### کوئل‌ها و وضعیت بیمار

یک کوئل سر حلقوی استاندارد بهترین تصاویر را از قاعده جمجمه به دست می‌دهد. بیماران در وضعیت سوپاین بررسی می‌شوند، و سر تا حد امکان درون کوئل سر بالا قرار می‌گیرد. هرچه قاعده جمجمه به مرکز کوئل 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-  $T_1$  SE 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 (۳D 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 تصویرکردن 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 آشکارکردن تهاجم به مغز استخوان استفاده کرد، و گاهی برای تمایز تومور از چربی نرمال بهتر عمل می‌کند. تصاویر  $T_1$  SE بدون بهبود کنتراست، حساس‌ترین تصاویر برای آشکارکردن 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 پاراتیروئید

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 مدالیت‌ها انتخابی تصویربرداری است.

کوئیل‌ها و وضعیت بیمار

یک آزمون انتخابی از نازوفارنکس و بافت‌های پیرامونی با یک کوئیل استاندارد سر انجام می‌گیرد. بیماران در وضعیت سوپاین و سر تا حد امکان درون کوئیل 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 اروفارانکس 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  $512 \times 512$  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 نازوفارانکس باید از لبه فوقانی حفره هیپوفیز شروع شود تا توسعه اینتراکرانیا ل رد 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

نازوفارانکس، 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 TSE T2 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 SE T1 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 نازوفارانکس 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 کروئال با بهبود Gd را می توان با همین تصاویر با سرکوب بینایی چربی جایگزین کرد. در این تصاویر، توموری که کنتراست آن افزایش یافته بهتر از چربی اطراف متمایز می شود. عدم مزیت سرکوب چربی آن است که با همان زمان دستیابی برش های 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 آزمون های نازوفارنکس، فضا های عمقی اطراف و غده پاروتید.

SE (T1±Gd)	TSE- T2	دنباله پالس
T1	T2	وزن تصویر
آکسیال یا کروئال	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 مرحله بندی تومورهای دهان و اروفارنکس استفاده می شود. هر دو مکان و مرحله بندی گره های لنفاوی به راحتی با CT انجام می شود. MRI نیز می تواند به عنوان تصویربرداری اولیه انجام شود، اما امروزه اغلب MRI وقتی استفاده می شود که اطلاعات اضافی در مورد توسعه تومور یا مشخصات تومور نیاز باشد.

## کویل‌ها و وضعیت بیمار

وقتی اروفارنکس و حفره دهانی باید به طور کامل پوشش داده شود کویل‌های اختصاصی neck ضروری است. تصاویر با SNR کافی از سطح مندیبل و زیر مندیبل فقط با استفاده از چنین کویل‌های اختصاصی به دست می‌آید. به علاوه، اگر ارزیابی همزمان از گره‌های لنفی نیز نیاز باشد، کویل‌های اختصاصی گردن الزامی می‌باشد. در تصویربرداری MR، مرحله‌بندی گره لنفی در صفحه کروئال بسیار راحت‌تر است؛ این با یک کویل اختصاصی neck امکان‌پذیر است، چون این کویل‌ها 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 مالفرماسیون‌های 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 هاپوئید، 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 ۷-۶ را ببینید.

جدول ۶-۷ پروتکل‌های 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 می‌باشد. سینوس پیریفرم و هایپوفارنکس در خلف کریکوئید آنقدر نزدیک به ساختارهای لارنکس قرار دارند که تومور برخاسته از این نواحی لارنژکتومی توتال را ضروری می‌سازد، همانند بیمارانی با کانسر پیشرفته لارنکس. اما امروزه، بسته به توسعه عمقی تومور، پارشل لارنژکتومی (با حفظ کردن صدا) را می‌توان با موفقیت انجام داد. بنابراین، لند مارک‌ها برای جراحی کنسرواتو باید به دقت کنترل شود. توسعه به کامیشر قدامی، انتشار به فضای چربی اطراف اپی‌گلوٹ و چربی اطراف حنجره باید جستجو شود. CT و MRI هر دو قادرند انتشار تومورال به زیر مخاط را آشکار کنند. به علاوه، آسیب‌های تحت مخاطی، رشد تومور در سطح ساب گلوٹیک یا در رأس سینوس‌های پیریفرم را می‌توان با MRI یا CT مشاهده کرد، که در این نواحی تکنیک‌های آندوسکوپیک ناتوان هستند. مزیت MRI بر CT آن است که به دلیل کنتراست بالای بافت نرم، تفکیک فضایی بالا، و روش‌های مالی پلانار بدون پرتوگیری، بهتر می‌توان این ناحیه را ارزیابی کرد. این عوامل حساسیت و دقت MRI را در آشکار کردن تهاجم زود هنگام به غضروف افزایش می‌دهند. عدم مزیت MRI طولانی‌تر بودن زمان آزمون است که به آرتیفکت‌های بیشتر ناشی از بلع، تنفس و جریان خون منجر می‌شود.

## 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 SE T1 و T2 TSE موازی با تارهای صوتی حقیقی، آغاز می‌شود.

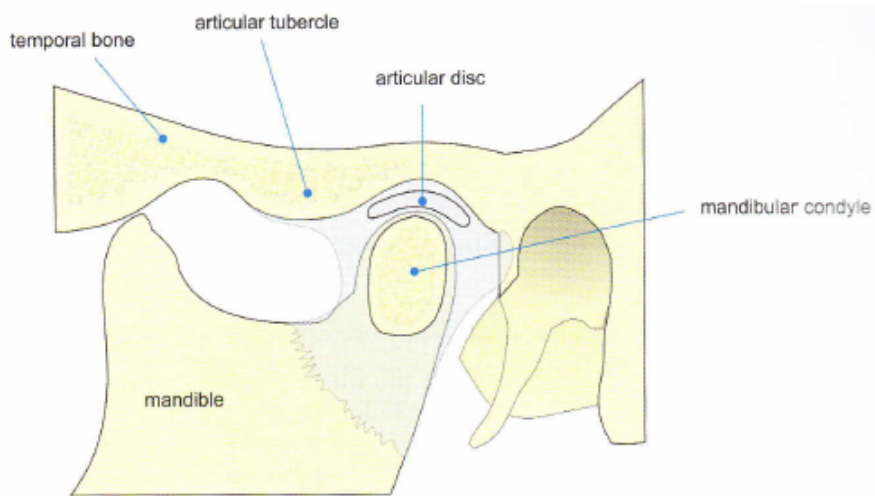
۲- بعد از تزریق Gd، SE T1 با تفکیک بالا در صفحات آکسیال و کروئال به دست می‌آید. برای نمایش گسترش تومور به قاعده زبان، تصاویر ساجیتال به جای (یا علاوه بر) برش‌های کروئال استفاده می‌شود.

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.

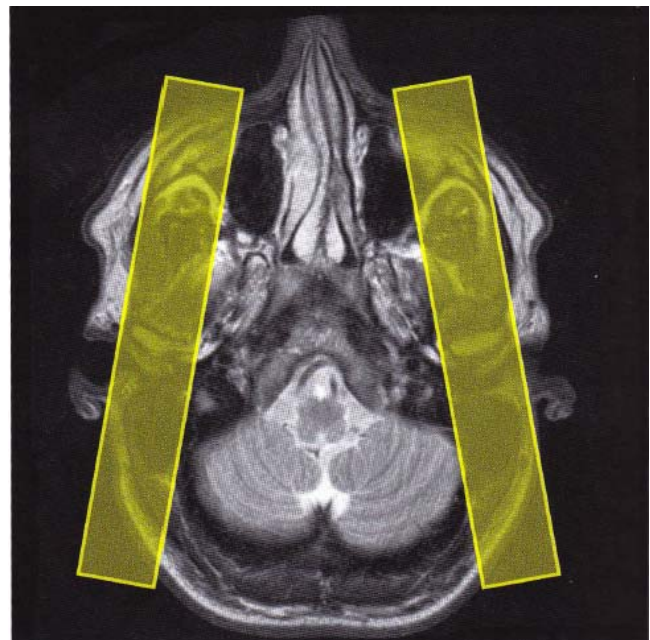
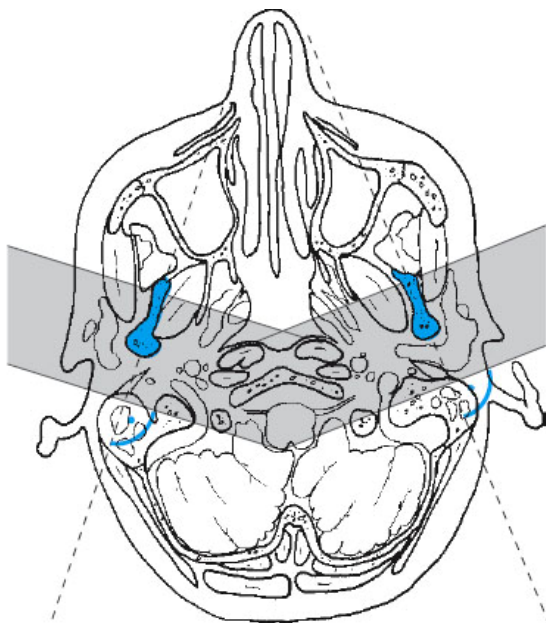
## جدول ۸-۶ پروتکل‌های تصویربرداری MR در لارنکس و هایپوفارنکس

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

## 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 فیبروکارتیلاجی 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 قرار گیرد. 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- TSE T2 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 ۹-۶ پروتکل تصویربرداری MR از TMJ

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



## ۷ و ۸ مفاصل

### کویل‌های اختصاصی، صفحات برش، وضعیت

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

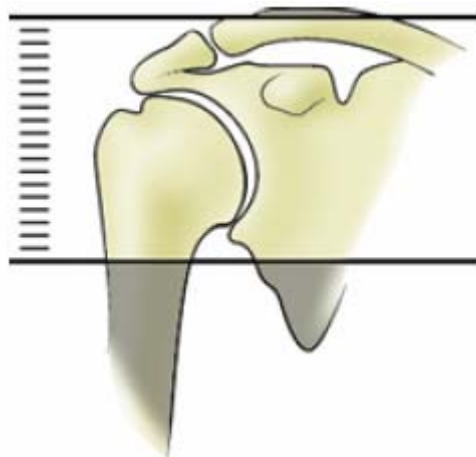
- **شانه: کویل سطحی حلقوی (یا کویل Circular wrap-around)**

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

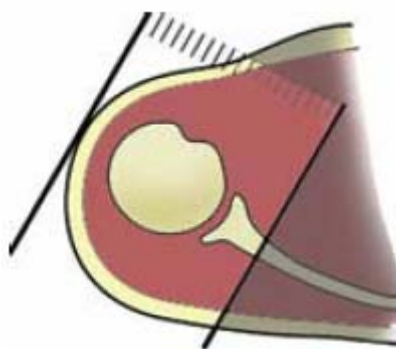
- آکسیال

- کروئال ابلیک (موازی با عضله سوپرا اسپاینتوس)

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



لوکالایزر کروئال جهت طراحی برش های آکسیال

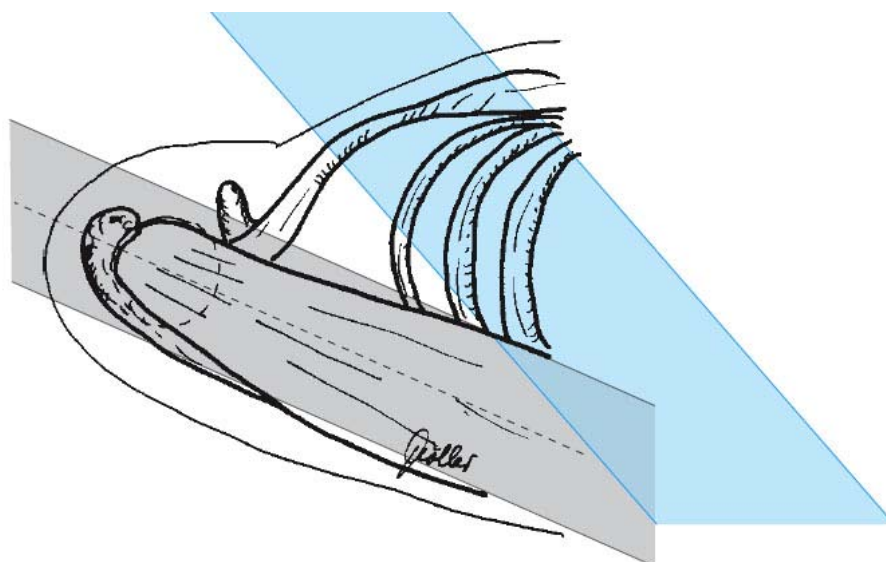


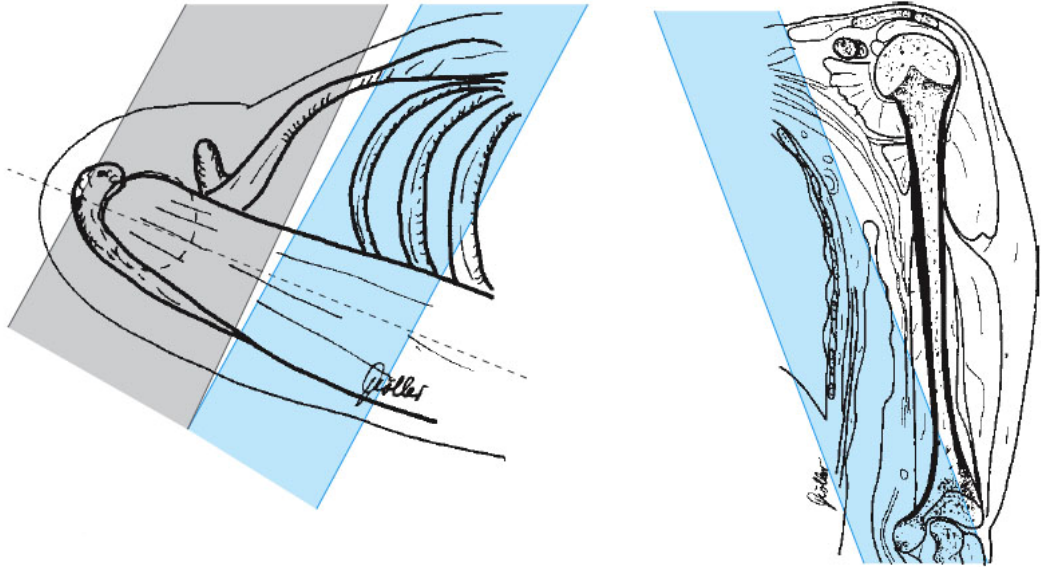
نمای آکسیال زاویه و جهت برش های ساجیتال ابلیک را نشان می دهد.



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

زاویه و جهت برش های  
کروناال ابلیک به همراه  
جهت قرار دادن بانده  
اشباع.





زاویه و جهت برش های آکسیال ابلیک به همراه جهت قرار دادن باندها 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: کویل ستون فقرات (یا کویل آرایه فازی تمام بدن)

- پارا کروئال

- آکسیال

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

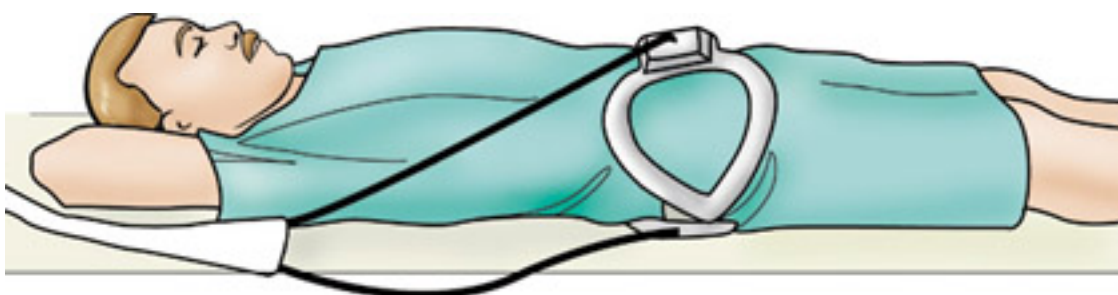
• هیپ: کویل تنه (آرایه فازی)

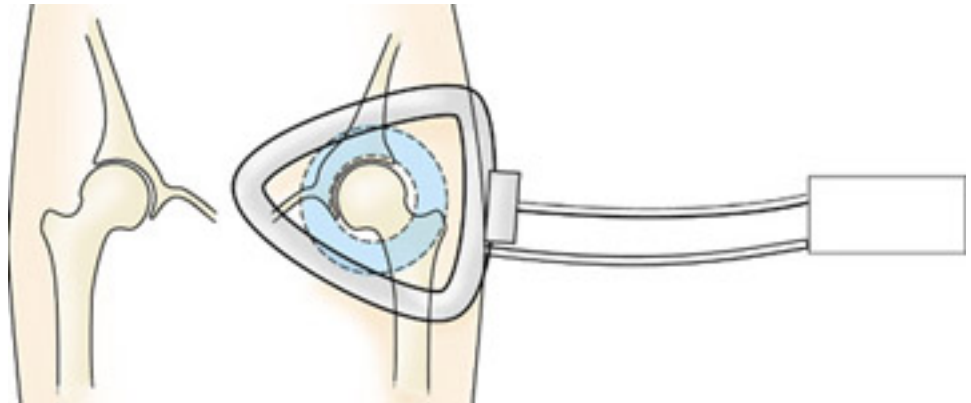
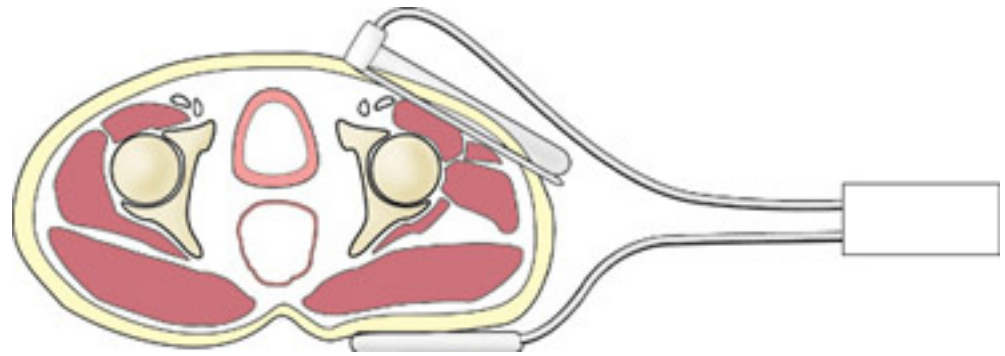
- کروئال

- پاراساجیتال

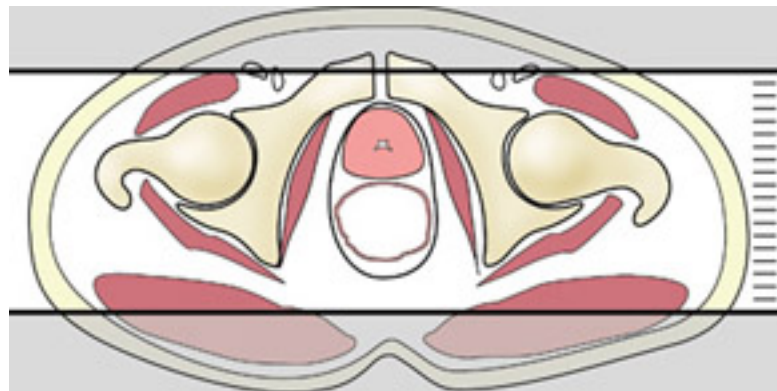
- آکسیال

وضعیت: سوپاین، پاها ۱۵° چرخیده به داخل و ثابت شده، بالش‌های کوچک زیر زانوها.

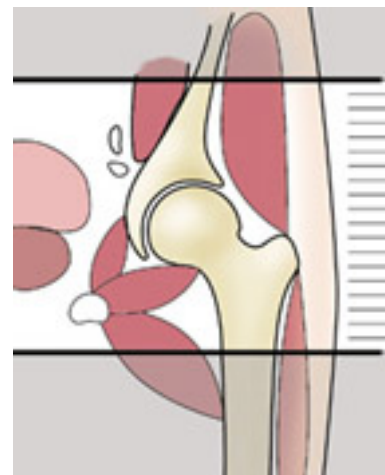




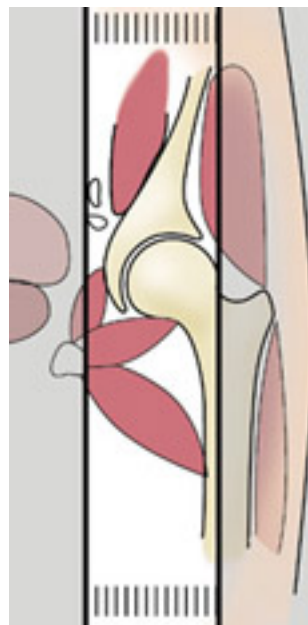
نمای لوکالایزر آکسیال، طراحی برش های کرونال .



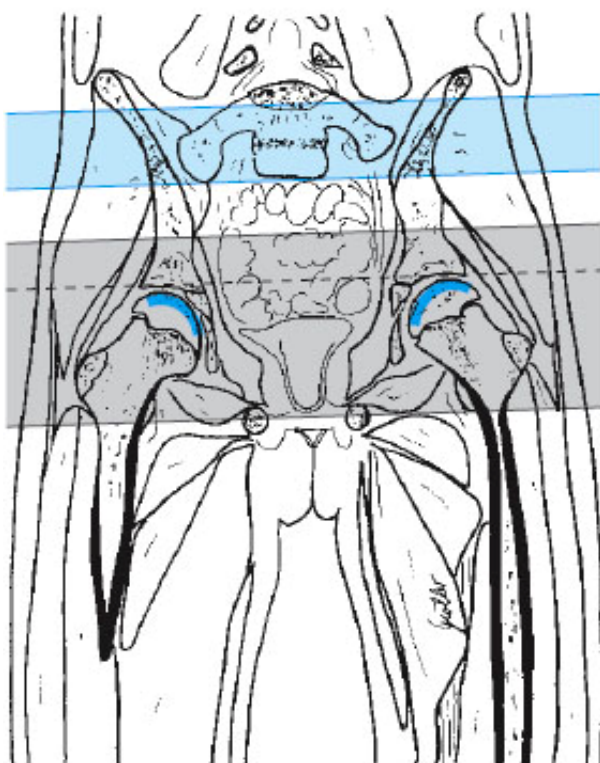
نمای لوکالایزر کرونال، طراحی و تعیین حدود برش های آکسیال از مفصل هیپ چپ.

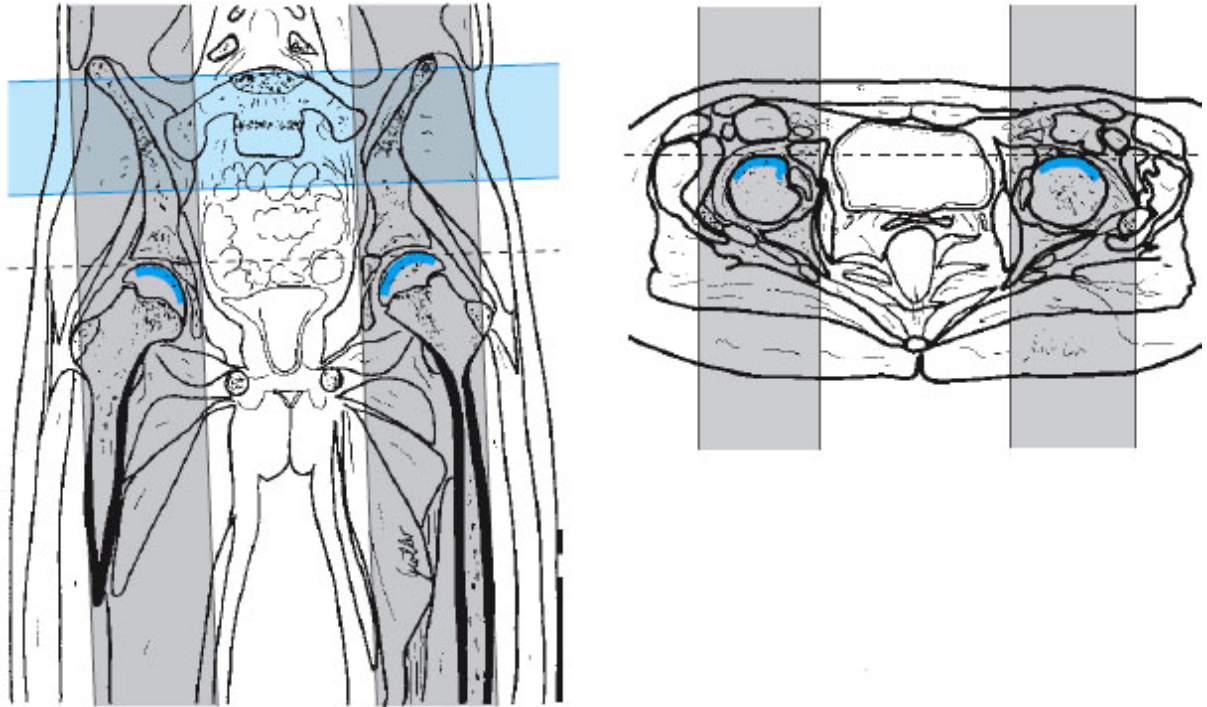


نمای لوکالایزر کرونال، طراحی و تعیین حدود برش های ساجیتال از مفصل هیپ چپ.



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.

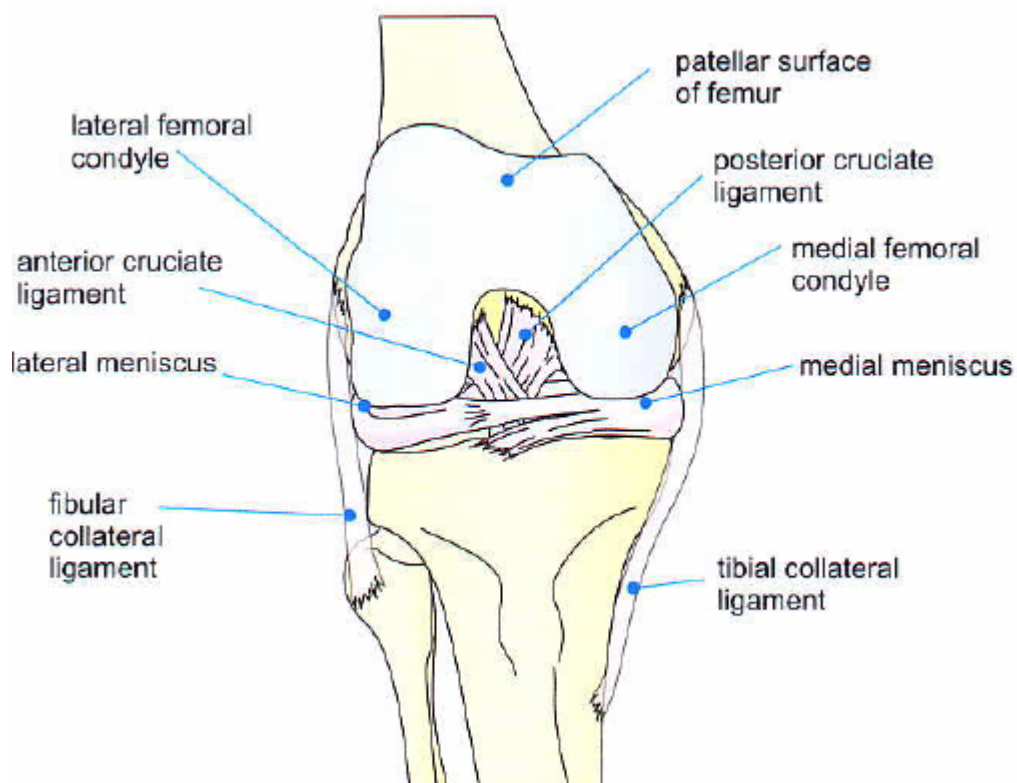
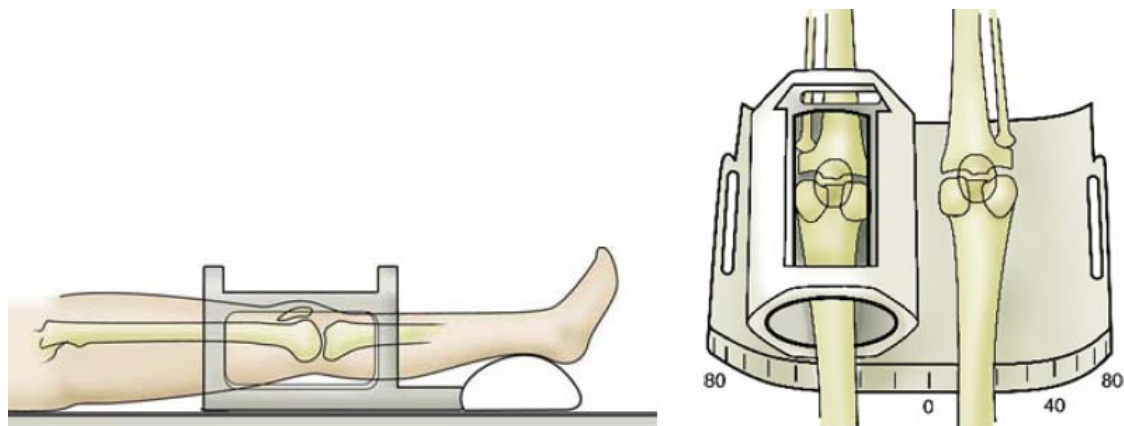
مقدار offset از چپ یا راست را مطابق با فاصله مرکز مفصل زانوی مورد نظر از خط مرکزی مگنت وارد کنید و سپس اسکن را شروع کنید. برای مثال :

offset ۷۵Cm

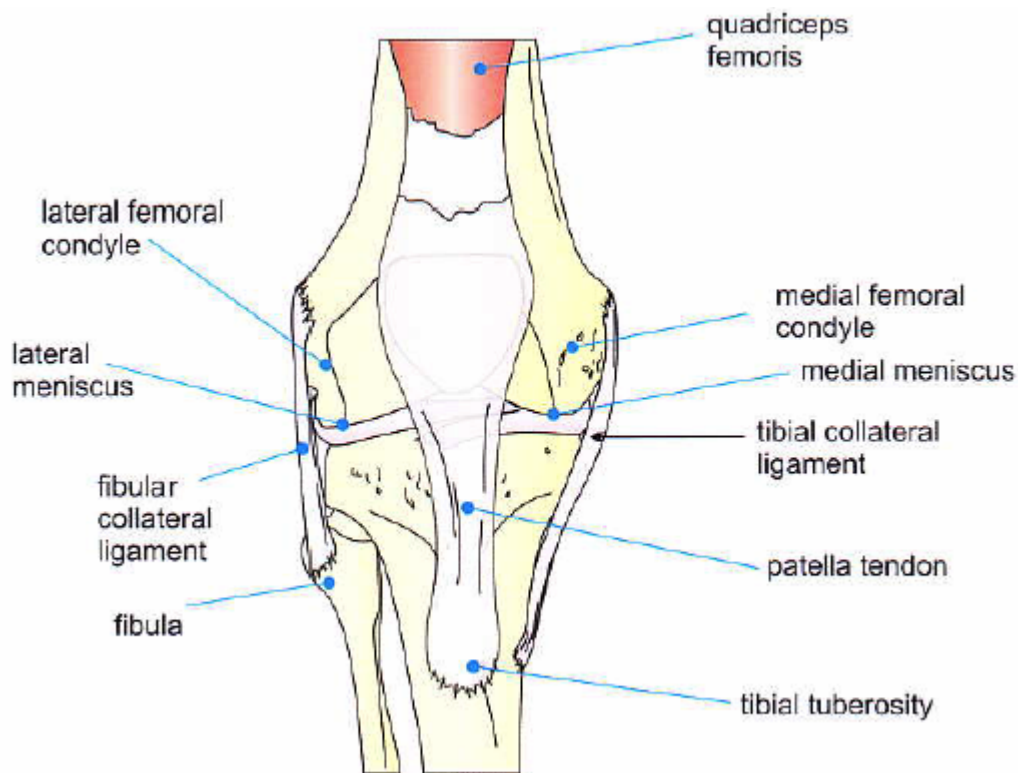
زانوی راست

offset ۴۵Cm

زانوی چپ



نمای زانوی راست از روبرو



نمای زانوی راست از روبرو

• **مچ یا کف پا: کوئل یک چهارم سر یا یک چهارم سر و گردن**

- کروئال

- آکسیال

وضعیت: سوپاین، ثابت نگهداشتن با کسبه‌های شنی

**۲-۷- پروتکل‌های دنباله و کاربرد ماده کنتراست**

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

آرتوگرافی تکنیکی است که عمدتاً در مفاصل شانه، مچ پا، زانو و هیپ استفاده می‌شود. 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 اکستروازیشن 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 ۱-۷ 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	۵۰	۷۰	۱۹	۱۹
TR(ms)	۳۵۰	۱۴۰۰	۴۹	۵۰	۶۰۰	۶۰۰
TE (ms)	۱۴	۱۳۰	۹	۱۹	۲۰	۲۰
زاویه فلیپ	-	-	۴۵	۲۰	-	-
ETL	-	۱۲	-	-	-	-
پهنای برش (mm)	۳	۳	۱/۵	۱	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	۷۵	۷۰	۷۵	۷۵
تعداد دستیابی	۳	۶	۱	۳	۳	۳

جدول b ۱-۷ 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 ۱-۷ 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 ساکروایلیک

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

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

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

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

• آرتروگرافی غیرمستقیم

(a) تزریق  $0.1 \text{ mmol/kg Gd}$

(b) حرکت مفصل (5min)

(c) انجام تصویربرداری در مدت  $30 \text{ min}$

• آرتروگرافی مستقیم

(a) تزریق  $0.2 \text{ mmol Gd}$  ( $0.2 \text{ ml}$ ) از  $0.1 \text{ mmol Gd}$  در  $50 \text{ ml}$  نرمال سالین)

(b) حرکت مفصل

(c) انجام تصویربرداری در مدت  $30 \text{ min}$

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:  $6-12 \text{ ml}$ .

### ۳-۷- 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  $55^\circ$  با میدان مغناطیسی ثابت قرارگیرد. این آرتیفکت در ساختارهای آناتومیک نظیر زانو و مچ پا، که مسیرهای منحنی دارند، مثل روتاتورکاف، اهمیت دارد.

### ۴-۷- مفصل شانه

جهت برش در جدول ۲-۷ نشان داده می‌شود،

جدول ۲-۷ جهت برش

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

جدول ۳-۷: مروری بر دنباله MRI مورد استفاده در سیستم عضلات اسکلت (MSK)

دنباله	علت
T <sub>1</sub>	<p>- SE = دنباله اصلی در ارزیابی آناتومی</p> <p>- TSE/FSE می تواند استفاده شود، اما با جزئیات آناتومیکی کمتر، به دلیل محوشدگی تصویر باید از طول بلند قطار اکو خودداری کرد</p> <p>- تصاویر وزن T<sub>1</sub> را می توان با استفاده از گرادیان اکو (GE) یا GE با پیش آمادگی مگنتایزیشن نیز به دست آورد</p> <p>- به طور متداول بدون اشباع چربی، حداقل یک T<sub>1</sub>-WI بدون اشباع چربی باید در هر آزمون msk به دست آید</p> <p>- اشباع چربی فرکانس انتخابی قبل و بعد از تزریق وریدی گادولینیوم برای ارزیابی بهبود کنتراست در عفونت، التهاب و تومورهای MSK به کار می رود</p>
PD/T <sub>2</sub>	<p>TSE با یا بدون سرکوب چربی</p> <p>اشباع فرکانس انتخابی چربی می تواند آشکارسازی ادم مغز استخوان را افزایش دهد</p> <p>سرکوب چربی ممکن است به دلیل ناهمگنی میدان (آرتیفکت های فلزی یا قابلیت پذیرش توده ای) ناموفق باشد. در تصویربرداری بعد از جراحی نباید از اشباع انتخابی چربی استفاده کرد</p> <p>اکوی بلند (اکوی دوم) برای آشکار کردن آسیب های با T<sub>2</sub> بلند</p> <p>اکوی متوسط در ارزیابی روتین کارتیلیج مفصلی</p>
STIR	<p>- سرکوب غیرانتخابی سیگنال چربی</p> <p>- دنباله غربالگری برای آشکال کردن تجمع آب در فرآیندهای پاتولوژیک</p> <p>- حساسیت کمتری به ناهمگنی های میدان نسبت به سرکوب بینایی چربی</p> <p>- نسبت سیگنال به نویز کمتر از اشباع انتخابی فرکانس چربی</p> <p>- نباید همراه با کاربرد کنتراست گادولینیوم استفاده شود</p>

<p>- تفکیک فضایی عالی</p> <p>- تفکیک کنتراست نسبتاً ضعیف</p> <p>- دنباله‌های <math>T_1</math> spoiled gradient بازسازی مالتی پلانار با برش‌های نازک را امکان‌پذیر می‌کند.</p> <p>- اشباع چربی یا تهییج آب در ارزیابی غضروف اضافه می‌شود (مثلاً در زانو یا هیپ)</p> <p>- دنباله گرادیان اکو (<math>T_2^*</math>) اطلاعاتی در مورد محصولات تجزیه هموگلوبین و کلسیفیکاسیون‌ها فراهم می‌کند (مثلاً، در هماتوم عضله، یا نواحی هموراژیک داخل استخوان و تومورهای بافت نرم، loose bodies)</p> <p>- در تصویربرداری بعد از جراحی نباید از آن استفاده شود (آرتیفکت‌های قابلیت پذیرش به آرتیفکت فلزی را افزایش می‌دهد)</p> <p>- تصویربرداری گرادیان اکوی خارج از فاز (out of phase) را برای ارزیابی متاستازهای مغز استخوان در مهره‌ها می‌توان استفاده کرد</p> <p>- گرادیان اکوی <math>3D</math> با درون‌یابی حجمی را می‌توان بعد از تزریق گادولینیوم برای تصویربرداری دینامیک یا برای MR آرتروگرافی در بیماران کلاستروفوبیک استفاده کرد (دنباله سریع)</p>	گرادیان اکو
<p>- حساس به حرکت راندومی آب</p> <p>- کاربردهای بالقوه: تومورهای بافت نرم (مثلاً، برای متمایز کردن تومور جامد solid از تومور سیستیک یا تومور جامد از تومور نکروتیک)، ارزیابی استئوپوروز، تمایز شکستگی‌های مهره‌ای خوش‌خیم از بدخیم</p> <p>- از مقادیر متفاوت <math>b</math> استفاده کنید. ۵۰، ۴۰۰، ۸۰۰ و <math>1000 \text{ s/mm}^2</math></p>	DWI/ADC
<p>- آشکار کردن جریان خون در سطح میکرو واسکولار</p> <p>- کاربردهای بالقوه: پیگیری بعد از درمان تومورهای MSK، بیماری‌های مغز استخوان، ارزیابی فعالیت روماتیسم مفصلی، زنده بودن گرافت‌های و اسکولاریزه</p>	تصویربرداری پرفیوژن
<p>- در شک به حضور عفونت، التهاب یا تومور کاربرد آن ضروری است</p> <p>- سطوح تصویربرداری بستگی به آناتومی و مکان آسیب دارد</p> <p>- قبل و بعد از تزریق گادولینیوم باید از صفحه تصویربرداری یکسانی استفاده کرد</p> <p>- تفریق و سرکوب چربی ممکن است مشاهده‌پذیری آسیب را بهتر کند</p> <p>برای مطالعات دینامیک مناسب‌ترین دنباله <math>3D</math> GRE با اشباع چربی است</p>	$T_1$ -WI+/-Gd
<p>- در شرایط پاتولوژیک مفاصل کاربرد دارد (به ویژه برای ارزیابی فیبروکارتیلیج شانه، هیپ، دیگر مفاصل)</p> <p>- بیشترین مولفین MR آرتروگرافی مستقیم را ترجیح می‌دهند با تزریق گادولینیوم رقیق شده به داخل مفصل</p> <p>- همراه با <math>T_1</math>-WI و سرکوب انتخابی چربی</p> <p>- MR آرتروگرافی غیرمستقیم (تزریق وریدی گادولینیوم) در مفاصل بعد از جراحی یک جایگزین است</p>	MR آرتروگرافی
<p>کاربردهای بالقوه: متاستازها، مالتیپل میلوما، غربالگری بدخیمی‌ها در سندرم آگروستوز متعدد،</p>	MRI تمام بدن

نوروفیبروماتوز نوع I، غربالگری اسپاندریل آرتروپاتی زودهنگام

whole body

جدول ۴-۷: دنباله‌های پالس توصیه شده برای زانو

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال	T <sub>1</sub>	SE
کرونال	T <sub>2</sub>	FS FSE
آکسیال	T <sub>2</sub>	FS FSE
ساجیتال	PD/T <sub>2</sub>	FSE

## ۷-۲- تکنیک تصویربرداری از زانو

تجهیزات و تکنیک‌ها در MRI بسیار گسترده است. برای اطمینان از سیگنال به نوبه یکنواخت در تمام صفحه تصویربرداری و تفکیک فضایی بهتر ضروری است از یک کویل سطحی محیطی استفاده کنیم برای ارزیابی زانو لازم است تصاویر در سطوح ساجیتال، کرونال و آکسیال به دست آید.

برای اطمینان از اینکه لیگامنت‌های درون مفصلی به خوبی ارزیابی می‌شوند ضخامت برش حداقل ۴mm توصیه می‌شود. جهت صفحه برش ساجیتال در طول محور ACL می‌تواند مفید باشد. به این منظور می‌توان از لبه آنتروترال کندیل لترال فمور به عنوان راهنما استفاده کرد.

دنباله‌های که از زمان کوتاه اکو (TE < 20ms) استفاده می‌کنند، نظیر T<sub>1</sub>، دانسیته پروتون (PD)، و گرادیان اکو T<sub>2</sub>\*، برای تشخیص پارگی منیسک بسیار حساس تر هستند. دنباله‌های زمان اکوی بلند (T<sub>2</sub>) حساسیت کمتری دارند اما اختصاصی تر هستند. دنباله‌های مرسوم اسپین اکو (SE) از دنباله‌های اسپین اکوی سریع (FSE) برای پاتولوژی منیسک حساس تر هستند، تکنیک FSE دارای مزیت دستیابی سریع تر داده‌ها است، اما اثر محوکنندگی ذاتی این تکنیک می‌تواند پارگی منیسک را پنهان کند. تصاویر وزن T<sub>2</sub> با اشباع بینایی چربی (FS) (یا بازگشت وارون با زمان کوتاه وارونگی (STIR)) را می‌توان برای بهبود آشکار کردن ادم مغز استخوان (BME) یا کانتورژن به کار برد. جدول ۴-۷ پالس‌های توصیه شده در تصویربرداری زانو را خلاصه می‌کند.

در آسیب‌های غضروف مفاصل یک مطالعه ایده‌آل MRI باید امکان ارزیابی صحیح از ضخامت و حجم غضروف را فراهم کند، تغییرات مورفولوژیکی سطح غضروف را نشان دهد، تغییرات سیگنال غضروف داخلی را نمایش دهد، و ارزیابی استخوان ساب کندرال را امکان‌پذیر نماید، امروزه، سه دنباله تصویربرداری ارزیابی خوبی از مورفولوژی غضروف و ابنرمالی‌های کندرال به دست می‌دهند. دنباله FSE با وزن PD و T<sub>2</sub>، دنباله گرادیان اکوی ۳D- SPGR (یا ۳D-FLASHD) وزن T<sub>1</sub> با سرکوب چربی و دنباله ۳D اکوی دوگانه حالت پایا (۳D-DESS) در آشکار کردن آسیب‌های کندرال عالی هستند. در این دنباله‌ها، غضروف مفصلی یک شدت سیگنال (SI) متوسط در مقایسه با شدت سیگنال بالای مایع مفصلی مجاور و سیگنال پایین استخوان ساب کندرال نشان می‌دهد.

## ۷-۳- تکنیک تصویربرداری مفاصل مچ و کف پا

امروزه، از کویل‌های مچ پای ۸ کاناله استفاده می‌شود. MR روتین از مچ پا در وضعیت سوپاین با فلکسیون پلانتر ۲۰° کف پا به منظور کاهش اثر زاویه جادویی و مشاهده بهتر لیگامن کالکونفیبولار انجام می‌شود. برخی مولفین وضعیت پرون را با فلکسیون پلانتر کف پا توصیه می‌کنند. جدول ۵-۷ دنباله‌های پالس توصیه شده برای تصویربرداری روتین از مفصل مچ پا را خلاصه می‌کند.

جدول ۵-۷: دنباله‌های پالس پیشنهادی برای مفصل میچ پا

دنباله پالس	WI	صفحه برش
FS FSE	PD	کرونال ابلیک
FS FSE	T <sub>2</sub>	کرونال ابلیک
FSE	T <sub>2</sub>	آکسیال ابلیک
FS FSE	PD	ساجیتال

در موارد عفونت، التهاب و تومور استفاده از وزن T<sub>1</sub> همراه با سرکوب چربی (FS) قبل و بعد از تزریق کنتراست گادولینیوم (FS-FSE T<sub>1</sub>-WI) و تکنیک تفریق اکیداً توصیه می‌شود.

#### ۷-۴- مفصل شانه

MRI مرسوم از روتاتور کاف (RC) در چند نوع پاتولوژی شانه قابل استفاده است، اما برای تصویربرداری از روتاتور کاف، چند محدودیت مهم در کاربردهای زیر دارد:

##### - پارگی ضخامت کامل

MRI مرسوم از اندازه پارگی و مقدار کوتاه‌شدگی (retraction)، که در انتخاب نوع درمان جراحی ضروری است، اطلاعات کافی به دست نمی‌دهد.

##### - پارگی ضخامت جزئی

تمایز بین تاندینوزیس و پارگی ضخامت جزئی در MRI مرسوم ممکن است مشکل باشد که علت آن: اثر زاویه جادویی، رشته‌های عضلانی، چربی موضعی، دژنراسیون ساب کلینیکال، و آنومالی‌های عروقی است.

MRA مستقیم راه حل ایده‌ال برای محدودیت‌های MRI مرسوم شانه است. با این حال، اگر یک پارگی (بزرگ) ضخامت کامل حضور داشته باشد، یک دنباله اضافی ساجیتال ابلیک با وزن T<sub>1</sub> (بدون سرکوب چربی!) اضافه می‌شود تا آتروفی عضلانی و دژنراسیون چربی درجه‌بندی شود، وضعیت ABER (Abduction and External Rotation) در نمایش آسیب‌های پوستریور-سوپریور و پارگی‌های زیرسطحی (کوچک) روتاتورکاف مفید است. MRA غیرمستقیم (بعد از تزریق وریدی کنتراست گادولینیوم) به عنوان یک تکنیک جایگزین برای تشخیص بیماری روتاتورکاف توصیف شده است، به ویژه در ترکیب با وضعیت ABER تا قابلیت مشاهده پارگی‌های کوچک روتاتور کاف افزایش یابد. با این حال، تفسیر تصویر بسیار مشکل‌تر است (به خصوص تمایز تاندینوزیس از پارگی‌های کوچک، برسیت از پارگی برسا، ...).

بنابراین نمی‌توان به این تکنیک متکی بود. مزایای دیگر MRA مستقیم ارزیابی بهتر آسیب‌های ساب اسکپولاریس، آسیب‌های سربلند تاندون بای سپس و ارزیابی فاصله روتاتورکاف می‌باشد. جدول ۶-۷ خلاصه‌ای از دنباله‌های پالس پیشنهادی برای تصویربرداری روتین شانه است.

جدول ۶-۷: پالس‌های پیشنهادی برای آرتروگرافی شانه

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال ابلیک	PD	FSE
کرونال ابلیک	T <sub>2</sub>	FSE
آکسیال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS SE
کرونال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS SE
ساجیتال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS SE
ساجیتال ابلیک از وسط عضله	T <sub>1</sub>	SE contrast*

\* دلخواه، در موارد پارگی بزرگ روتاتورکاف برای ارزیابی آتروفی عضلانی و انفیلتراسیون چربی

۷-۵- مفصل هیپ

لگن باید با استفاده از یک کویل آرایه فازی تنه یا لگن، با یک FOV دربر گیرنده سطوح پوستی روی هر دو هیپ تصویربرداری شود. تصاویر آکسیال باید از رأس کمرست ایلیاک تا زیر تروکانترهای کوچک به دست آید. در مواردی که شکایت از ناحیه یک هیپ باشد، می‌توان از کویل سطحی برای آزمون هیپ سمت مورد نظر استفاده کرد. جدول ۷-۷ خلاصه‌ای از پروتکل MR روتین لگن و پروتکل هیپ است. اگر شک به پاتولوژی labral و سایش فمورو استابلوم وجود دارد، یک MR آرتروگرام مستقیم برای ارزیابی جزئیات درون مفصلی مفید است. آزمون MR شامل یک دنباله T<sub>2</sub>-W کرونال از تمام لگن برای ارزیابی تجمع مایع خارجی مفصلی و تشخیص آسیب‌های مغز استخوان است. MR آرتروگرام شامل ترکیبی از دنباله‌های T<sub>1</sub>-W در سه صفحه تصویربرداری، با استفاده از یک کویل سطحی است.

جدول ۷-۷: پالس‌های پیشنهادی برای تصویربرداری روتین از لگن

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال	T <sub>1</sub>	SE
کرونال	T <sub>2</sub>	FS FSE
آکسیال	T <sub>2</sub>	FS FSE
ساجیتال	T <sub>1</sub>	SE*

\* در شک به استئونکروز

جدول ۷-۸: دنباله های پالس پیشنهادی برای آرتروگرافی مستقیم از هیپ

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال ابلیک	PD	FSE
کرونال ابلیک	T <sub>2</sub>	FSE
آکسیال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS SE
کرونال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS SE
ساجیتال	T <sub>1</sub>	FS SE
ساجیتال ابلیک	T <sub>2</sub>	GRE

## ۷-۶- مفصل میچ دست

برای MRI از میچ دست، یک کویل اختصاصی میچ دست استفاده می شود. میچ باید در صفحه های کرونال، آکسیال، و ساجیتال تصویربرداری شود. بیمار در وضعیت پرون و نیمه ابلیک قرار می گیرد، بازو در بالای سر در حالتی آسوده، دست با کیسه شنی ثابت می شود، و انگشتان مستقیم و کشیده قرار می گیرد.

برای آشکار کردن BME (ادم مغز استخوان) (یا شکستگی پنهان) از FS TSE با وزن میانی (PD) استفاده می شود. MRA مستقیم (تزریق داخلی مفصلی) یا غیرمستقیم (تزریق وریدی) باید برای ارزیابی غضروف مفصلی، صدمات لیگامنی و آسیب های مجموعه فیبروکارتیلیج مثلثی (TFC) استفاده شود. به علاوه، کاربرد وریدی ماده کنتراست هنگامی که شک بالینی به AVN (نکروز آواسکولار) وجود دارد باید استفاده شود. جدول ۷-۹ خلاصه ای از پالس های پیشنهادی برای تصویربرداری میچ دست است.

جدول ۷-۹: دنباله های پالس پیشنهادی برای میچ دست

صفحه	WI	دنباله پالس
کرونال، ساجیتال و آکسیال	PD	FS TSE
کرونال	T <sub>1</sub>	SE
آکسیال و کرونال	T <sub>1</sub>	MRA غیرمستقیم FS SE

## ۷-۷- مفصل آرنج

برای MRI از مفصل آرنج، یک کویل قابل انعطاف تاه شونده استفاده می شود. مفصل آرنج باید در صفحات کرونال، آکسیال و ساجیتال ارزیابی شود. بیمار در وضعیت سوپاین، بازو کشیده سوپاین و موازی بدن قرار می گیرد.

برای آشکار کردن BME و آسیب های غضروفی، از FS TSE وزن میانی استفاده می شود. بعضی مولفین ترجیح می دهند از MRA- مستقیم یا غیرمستقیم- برای تعیین پایداری یک آسیب استئوکندرال استفاده کنند یا می توانند در تمایز آسیب جزئی از آسیب کامل لیگامان های جانبی مفید باشد. به علاوه، تزریق وریدی ماده کنتراست در موارد آسیب تومورال (شبه تومورال) آرنج کاربرد دارد.

جدول ۷-۱۰: دنباله های پالس پیشنهادی برای آرنج

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال	PD	FS TSE
ساجیتال	T <sub>1</sub>	SE
آکسیال	T <sub>2</sub>	FS TSE

### ۷-۸- مفصل ساکروایلیاک

بسیاری از مولفین ترجیح می دهند مفصل ساکروایلیاک را در صفحه کرونال ابلیک (موازی با ساکروم فوقانی)، آکسیال ابلیک (عمود بر ساکروم فوقانی) با دنباله های T<sub>1</sub> TSE و در صفحه آکسیال و کرونال ابلیک با دنباله های حساس به مایع (یا STIR یا FS T<sub>2</sub> TSE) تصویربرداری کنند. STIR برای آشکار کردن BME بسیار بهتر از FS T<sub>2</sub> TSE است. در موارد BME، التهاب فعال را می توان با تزریق وریدی کنتراست گادولینیوم ارزیابی کرد. جدول ۷-۱۱ پروتکل پیشنهادی را نشان می دهد.

### جدول ۷-۱۱: دنباله های پالس پیشنهادی برای مفصل SI

صفحه برش	WI	دنباله پالس
کرونال ابلیک	T <sub>2</sub>	FS FSE
آکسیال ابلیک	T <sub>1</sub>	FS FSE
آکسیال ابلیک	T <sub>2</sub>	FSE
کرونال ابلیک	FS T <sub>1</sub>	SE* بعد از تزریق Gd
آکسیال ابلیک	FS T <sub>1</sub>	SE* بعد از تزریق Gd

\* گزینه اختیاری (در مورد ادم مغز استخوان که با دنباله های حساس به مایع ارزیابی شده اند)



## ۹ قسمت فوقانی شکم

کبد، مجاری صفراوی، پانکراس، طحال، معده و روده

### ۱-۹- 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.

### ۲-۹- 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 کلانژیو 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 نگره 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 نگره 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<sup>®</sup>, Gadovist<sup>®</sup>، عوامل پارامیتمیک کبدی صفراوی (Telescan<sup>®</sup>, MultiHance<sup>®</sup>)، و اکسیدهای آهن سوپرا پارامیتمیک (Endorem<sup>®</sup>, Resovist<sup>®</sup>) 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 ( $\geq 1$  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 true-FISP 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 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 هایپروواسکولار 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 پارامنتیک هپاتوبیلیاری <sup>®</sup>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، <sup>®</sup>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 پارامنتیک 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 هایپریپلازی، 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 <sup>®</sup>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. <sup>®</sup>Resovist به صورت بولوس قابل تزریق است. بیماران را می‌توان در همان روز یا ۴-۱ روز بعد اسکن کرد.

ذرات بسیار کوچک SPIO (<sup>®</sup>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 اینترا 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 ۳D CE-MRA با قطع تنفس به دست می‌آید. MRCP توسط مایع اینترالومینال 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 بهتر کردن MR پانکراس در دسترس می‌باشد، به خصوص برای آشکار کردن 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 پارامنییک و سوپر پارامنییک در شدت سیگنال ایترالومینال 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 آشکار کردن 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 ۲-۹: مروری بر چند دنباله رایج MRI از قسمت فوقانی شکم

دنباله	علت
SSFP	- از قطع تنفس استفاده کنید تا دیگر دنباله‌های قطع تنفس را طراحی کنید - لوکالایزر خوب - معمولاً در صفحات تصویربرداری آکسیال و یا کرونال به کار می‌رود - مایع و عروق سیگنال دارند
T <sub>1</sub>	- نوعاً دنباله ۲D GRE یا ۳D - قطع تنفس توصیه می‌شود - اشباع چربی کنتراست تصویر را بهبود می‌بخشد
T <sub>2</sub>	- TSE/HASTE با قطع تنفس یا تنفس آزاد - اشباع چربی ممکن است کنتراست تصویر را افزایش دهد - اکوی بلند برای آشکار کردن آسیب‌هایی با T <sub>2</sub> بلند

- برای MRCP استفاده می‌شود به صورت دنباله‌های ۲D یا ۳D - برای MRCP با تفکیک فضایی بالا دنباله ۳D با راه‌اندازی تنفسی توصیه می‌شود	
- در ارزیابی آسیب‌های سیستیک کاربرد دارد (مثلاً برای متمایز کردن تومور سیستیک از جامد یا تومور نکروتیک از جامد) - آشکار کردن خوب گره‌های لنفی (معکوس کردن تصویر تظاهراتی شبیه PET می‌دهد) - در ۱/۵T از مقادیر تا $50\text{s/mm}^2$ و $600\text{--}800\text{ s/mm}^2$ استفاده کنید - شعار آینده ممکن است این باشد: «تصویربرداری دیفیوژن برای همه بیماران»	DWI/ADC
- دنباله گرادیان اکو اطلاعاتی در مورد محصولات تجزیه هموگلوبین و کلسیفیکاسیون‌ها به دست می‌دهد - حساسیت به آثار قابلیت پذیرش متناسب با TE و شدت میدان - هنگام استفاده از عوامل کنتراست اختصاصی RES (SPIO/USPIO) اجباری است	$T_2^*$
- جزئی از بیشتر پروتکل‌های تصویربرداری است - معمولاً در صفحات تصویربرداری آکسیال یا کروئال به کار می‌رود، بسته به کاربرد - قبل و بعد از تزریق گادولینیوم باید از صفحه تصویربرداری یکسانی استفاده شود - در مطالعات دینامیک، ۳D GRE با اشباع چربی بهترین است	$T_1 \pm \text{Gd}$
- برای موارد خاص عروقی کاربرد دارد - امکان آنژیوگرافی با تفکیک زمانی را می‌دهد - ۳D GRE $T_1\text{-W}$ با برش‌های نازک	MRA با تزریق کنتراست

### ۶-۹- دستگاہ GI (معدہ و رودہ)

مواد غذایی و مدفوعی باقیمانده مانع از ارزیابی ساختارهای دیواره گاسترواینتستینال می‌شود. بنابراین، به منظور اطمینان از یک ارزیابی رضایت‌بخش از معده و روده باریک لازم است. ۶-۴ ساعت قبل از انجام MRI چیزی خورده شود. اگر لازم است دیواره کولونی مشاهده شود آمادگی روده‌ای با دادن داروهای پاک‌کننده کولون ضروری است.

#### متسع کردن روده

چون معده و لوپ‌های روده در حالت فیزیولوژیک کلاپس هستند، برای یک ارزیابی مطمئن دیواره معده و روده لازم است معده و روده به خوبی متسع باشند. در غیر این صورت، اتساع ناکافی می‌تواند به یافته‌های مثبت کاذب یا منفی کاذب منجر شود. تجویز خوراکی آب یا مواد کنتراست حل شده در آب به راحتی می‌تواند معده را کاملاً متسع کند، خوردن فقط ۵۰۰CC کنتراست به اتساع کافی و ارزیابی مطمئن از دیواره معده منجر می‌شود. به دلیل عبور سریع مایعات از معده، تصویربرداری باید بدون تأخیر بعد از خوردن کنتراست شروع شود.

همچنین برای روده باریک، چون آب به سرعت در روده باریک جذب می‌شود، مواد محلول در آب با اسمولالیت بالا استفاده می‌شود. این عوامل خصوصیات سیگنالی مشابه آب دارند، اما برخلاف آب خالص، به نسبت کمتری جذب می‌شوند. مانیتول و سوربیتول کربوهیدرات‌های محلول در آب هستند که به‌طور گسترده استفاده می‌شوند. محلول‌های مانیتول و سوربیتول وقتی با غلظت بین ۱/۵ و ۲/۵ درصد استفاده می‌شود به خوبی روده را متسع می‌کند. یک ماده دیگر پلی‌اتیلن گلیکول ۴۰۰۰ (PEG 4000) یک

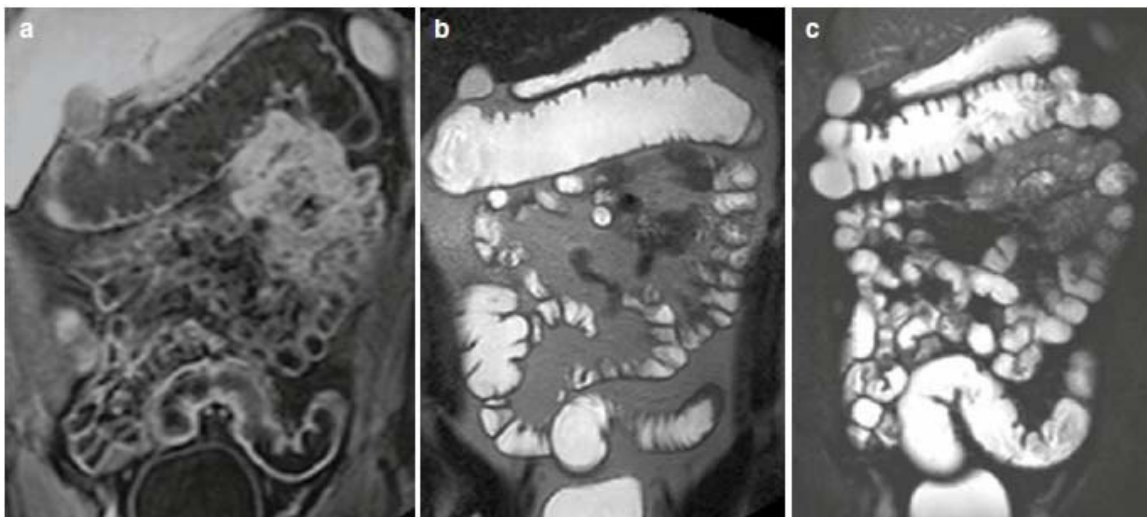
مولکول هیدروفلیل (آب دوست) قوی است، که هیچ جذب روده‌ای ندارد. ثابت شده است PEG سبب اتساع زیاد لوپ‌های روده باریک می‌شود. خوردن این محلول‌ها باید حدود ۴۵ دقیقه قبل از آزمون شروع شود، یک حجم کلی ۱۵۰۰-۱۲۰۰ cc با سرعت ثابت و به‌طور یکنواخت خورده می‌شود.

به علاوه، باید از مواردی که تخلیه معده را تسریع می‌کنند (نظیر، متوکلوپرامید) استفاده شود تا عبور سریع از معده صورت گیرد. دادن مواد متسع‌کننده نظیر محلول‌های آبی یا گازها (هوا یا CO<sub>2</sub>) از طریق یک کاترکتال به اتساع خوب تمام قطعات کولون منجر می‌شود. به این منظور برای آزمون کولون ۲۰۰۰-۱۵۰۰ cc از کنتراست باید از طریق رکتوم وارد شود.

### پروتکل تصویربرداری

بیمار باید در وضعیت پرون قرار گیرد. از آنجا که در این وضعیت می‌توانیم از برش‌های نازکتر کرونال استفاده کنیم لوپ‌های روده بهتر تصویر می‌شوند. باید از یک کویل آرایه فازی سطحی تنه استفاده شود. کاربرد عوامل اسپاسمولیتیک (مانند هیوسین یا گلوکاگون) مزیت اثبات شده‌ای در MRI سیستم گوارش دارد: آرتیفکت‌های حرکتی به‌طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. به علاوه اتساع بهینه روده‌ای حاصل می‌شود. چون عوامل اسپاسمولیتیک نیمه عمر کوتاهی دارند، زمان اندکی قبل از جمع‌آوری داده‌ها باید بکار روند.

جمع‌آوری داده‌ها تحت شرایط قطع تنفس انجام می‌شود و می‌تواند به سه نوع دنباله محدود شود. (۱) تصویربرداری سریع با پرسیشن حالت پایا (FISP): این دنباله یک مرور آناتومیک خوب به دست می‌دهد و غیرحساس به حرکت است، که به ویژه می‌تواند در بیمارانی که قادر به نگهداشتن تنفس نیستند مفید باشد. این دنباله با نام‌های متفاوتی توسط سازندگان ارائه شده است، True FISP (زیمنس)، Balanced Fast Field ECHO (فیلیپس)، و (GE) FIESTA. داده‌های FISP نباید با سرکوب چربی جمع‌آوری شود، چون نه فقط به تصویرشدن بهتر سیستم گوارش کمک نمی‌کند بلکه ساختارهای مزاتریک مجاور و رتروپریتون نیز بهتر مشخص نمی‌شوند. (۲) تصویربرداری Single-shot وزن T<sub>2</sub> با سرکوب چربی: این نوع دنباله در آشکار کردن ادم (فرایندهای التهابی) کمک کننده است. (۳) تصویربرداری ۳D GRE وزن T<sub>1</sub>: این داده‌ها را باید قبل و بعد از تزریق وریدی کنتراست پارامنتیک به کار برد. بعد از جمع‌آوری داده‌های دنباله ۳D GE با وزن T<sub>1</sub>، کنتراست پارامنتیک به داخل ورید تزریق می‌شود (گادولینیوم ۰/۱-۰/۲mmol/kg و دستیابی‌ها بعد از یک تأخیر ۲۰s (فاز شریان)، ۷۰s (فاز ورید پورتال)، ۱۲۰s (فاز وریدی)، و ۱۸۰s (فاز تعادلی) تکرار می‌شود. شکل ۱-۹ مثال‌هایی را برای این سه نوع دنباله نشان می‌دهد.



شکل ۹-۱ سه نوع دنباله اصلی برای MRI از GIT. (a) GRE وزن  $T_1$  با تزریق کنتراست دیواره روده‌ای را به صورت هایپرایتنس و لومن روده‌ای را به صورت هایپوایتنس نشان می‌دهد. (b) تصویربرداری FISP بدون سرکوب چربی و (c) تصویربرداری  $T_2$ -SSFSE با سرکوب چربی دیواره روده‌ای را به صورت هایپرایتنس و لومن روده‌ای را به صورت هایپوایتنس نشان می‌دهد.

جدول ۲-۹ دنباله‌های تصویربرداری از قسمت فوقانی شکم را نشان می‌دهد.

MR کلانژیوپانکراتوگرافی			آنژیوگرافی MR		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
کرونال	آکسیال یا کرونال	کرونال	آکسیال یا کرونال	آکسیال	آکسیال یا کرونال	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- شکم: رتروپریتون، آدرنال‌ها، کلیه‌ها و سیستم ادراری فوقانی

### تکنیک‌های تصویربرداری MR

دنباله‌های پالس مورد استفاده برای آزمون MR از رتروپریتون مشابه با MRI استاندارد از شکم است (جدول ۱-۱۰). تصاویر وزن  $T_1$  (T<sub>1</sub>-WI) برای نشان دادن شدت سیگنال (SI) بالای چربی یا هموراژ، لفادنویپاتی، و تهاجم تومورها به عروق مفید است. تصاویر وزن  $T_2$  (T<sub>2</sub>-WI) با سرکوب چربی برای نشان دادن لفادنویپاتی، تهاجم یک بیماری به عضلات، تغییرات سیستیک یا نکروز، تجمعات مایع، ادم مغز استخوان، و اتساع یا انسداد ساختارهای توخالی حاوی مایع، نظیر درخت صفراوی و کیسه صفرا، روده، یا دستگاه ادراری تناسلی مفید است. تصاویر وزن  $T_1$  قبل از تزریق کنتراست، بعد از کنتراست در فاز شریانی، فاز پارانشیمی یا وریدی را می‌توان برای به دست آوردن اطلاعاتی استفاده کرد که اغلب برای مشخص کردن پاتولوژی‌های رتروپریتون مفید است. با این حال، تصاویر تاخیری وزن  $T_1$  بعد از کنتراست مفیدترین دنباله برای بررسی سریع پاتولوژی‌های خارج پارانشیمی شکم و لگن است چون وضوح پاتولوژی افزایش می‌یابد. ماهیت جامد یا سیستیک (نکروتیک) بودن آسیب‌ها، گسترش بیماری، و حضور و ماهیت ترومبوز عروقی یا دربرگرفته شدن عروق شکمی با تومور به خوبی در این دنباله نمایش داده می‌شود.

جدول ۱-۱۰: برخی دنباله‌های شایع MRI مورد استفاده برای تصویربرداری از تروپریتون

دنباله	علت
T <sub>1</sub> -W	- نوعاً دنباله ۳D GRE یا ۲D GRE با قطع تنفس یا دنباله‌های بدون قطع تنفس می‌تواند به دست آید. سرکوب چربی کنتراست تصویر را بهبود می‌بخشد
T <sub>2</sub> -W	- TSE/ HASTE با قطع تنفس یا تنفس آزاد. اشباع چربی کنتراست تصویر را افزایش می‌دهد. به صورت دنباله‌های ۲D یا ۳D برای MRU استفاده می‌شود
DWI یا ADC	- می‌تواند در ارزیابی آسیب‌های سیستیک مفید باشد، مثلاً تمایز آسیب جامد از آسیب سیستیک یا تومور جامد از نکروتیک. لنف نودها را به خوبی نشان می‌دهد
<b>تزریق IV کنتراست Gd</b>	
T <sub>1</sub> -W	معمولاً دنباله‌های GRE در صفحه آکسیال و یا کرونال، بسته به اندیکاسیون، به کار می‌رود. همین صفحه تصویربرداری باید قبل و بعد از تزریق کنتراست Gd استفاده می‌شود. تکنیک‌های MR آنژیوگرافی (معمولاً ۳D GRE با قطع تنفس) نقش مهمی در تصویربرداری از آئورت و شاخه‌های آن دارد

## ۱۰-۲- غدد آدرنال

### تکنیک‌های تصویربرداری آدرنال

#### MRI ساده

تمایز بین توده‌های خوش‌خیم و بدخیم آدرنال با استفاده از تصاویر T<sub>2</sub>-W امکان‌پذیر است. در این تصاویر، نئوپلاسم‌های بدخیم اولیه و ثانویه آدرنال شدت سیگنال بالایی را نشان می‌دهد. از طرف دیگر، علیرغم فعالیت هورمونی، شدت سیگنال نسبی پایین تا متوسط در آدنوماها دیده می‌شود، که مستقل از TE، TR، و زاویه فلیپ است. اما، در یک سوم موارد، بین مقادیر نسبی شدت سیگنال در تومورهای خوش‌خیم و بدخیم آدرنال همپوشانی وجود دارد که یافته‌های مبهم و شک‌برانگیز است.

### تکنیک تصویربرداری جابجایی شیمیایی MR

دو نئوپلاسم شایع در غده آدرنال آدنوماهای کورتیکال آدرنال و بیماری متاستاتیک است. سلول‌های کورتیکال آدرنال که سبب آدنوما می‌شوند حاوی چربی درون سلولی هستند. توانایی آشکار کردن و مشخص کردن چربی درون سلولی سبب می‌شود که تکنیک تصویربرداری جابجایی MR (شکل ۱۰-۱۲) یک تکنیک تصویربرداری ایده‌آل برای ارزیابی توده‌های آدرنال و تمایز بین بیماری متاستاتیک و آدنوماهای خوش‌خیم کورتیکال باشد. تعداد کمی از آدنوماها ممکن است حاوی مقدار کافی از چربی درون سلولی نباشند که با عنوان (lipid-poor adenoma) معرفی می‌شوند. اصطلاح جابجایی شیمیایی به تفاوت رفتاری پروتون‌های آب و چربی در یک میدان مغناطیسی اطلاق می‌شود. جابجایی شیمیایی پروتون‌های آب و چربی تقریباً ۳/۵ppm است، پروتون‌های آب با فرکانس کمی بیشتر پریسس می‌کنند.

بنابر معادله لارمور، در ۱/۵T، پروتون‌ها تقریباً  $63 \times 10^6$  بار در ثانیه پریسس می‌کنند. اختلاف جابجایی شیمیایی پروتون‌های آب و چربی در ۱/۵T تقریباً ۲۲۰ Hz (۳/۵ ppm  $\times$  ۶۳) است. در ۱/۵T، پروتون‌های چربی با فرکانس ۶۳ میلیون بار در ثانیه، و پروتون‌های آب  $63000220$  بار در ثانیه پریسس می‌کنند. فرکانس ۲۲۰Hz متناظر با دوره تناوب ۴/۴ms است. تصور کنید پروتون‌های آب و چربی درون واکسل یک بافت در یک مگنت ۱/۵T به‌طور مجزا روی یک مسیر مسابقه پریسس می‌کنند، هر ۴/۴ms پروتون‌های آب و چربی به‌طور هم‌زمان از خط پایان عبور می‌کنند، هر چند آنها با سرعت (فرکانس) مختلفی می‌دوند (پریسس می‌کنند). در ۱/۵T، دنباله‌های گرادیان اکو با یک TE برابر با ۴/۴ms به هم افزایی شدت سیگنال پروتون‌های آب و چربی موجود در یک واکسل منجر می‌شود (اصطلاح هم‌فاز یا in-phase) با یک TE برابر با ۲/۲ms یک مضرب فرد از ۲/۲، پروتون‌های آب و چربی در جهت مخالف مسیر مسابقه قرار دارند، بنابراین سیگنال متناظر آنها از یکدیگر تفریق می‌شود، چنین دنباله‌های گرادیان اکویی را اصطلاحاً ناهم‌فاز opposed phase می‌نامند. در ۳T، پروتون‌ها با فرکانس دوبرابر ۱/۵T پریسس می‌کنند. بنابراین اختلاف جابجایی شیمیایی بین پروتون‌های آب و چربی تقریباً ۴۴۰Hz می‌باشد، و کوتاه‌ترین TE‌های هم‌فاز و ناهم‌فاز به ترتیب ۲/۲ و ۱/۱ms است. نمایش افت شدت سیگنال درون یک توده آدرنال در یک تصویر ناهم‌فاز حضور چربی

## فصل ۱۰ شکم: رتروپریتون، آدرنال‌ها، کلیه‌ها و سیستم ادراری فوقانی

درون سلولی و یک تشخیص احتمالی از یک آدنومای آدرنال را اثبات می‌کند. اگر بخواهیم از یک اندازه‌گیری کمی برای تشخیص آدنومای کورتیکال استفاده کنیم، یک اندیس جابجایی شیمیایی بیش از ۰/۱۵ مطمئن‌ترین روش است؛ اندیس جابجایی شیمیایی به صورت زیر تعریف می‌شود: SI آسیب آدرنال در تصویر هم فاز منهای SI در تصویر ناهم فاز تقسیم بر SI در تصویر هم فاز، که SI شدت سیگنال است. اکثر اسکنرهای MR می‌توانند یک دنباله گرادیان اکو با اکوی دوگانه (هم فاز و ناهم فاز) را در یک بار قطع تنفس انجام دهند. تصویر ناهم فاز را می‌توان از تصویر هم فاز تفریق کردن؛ تصویر تفریقی (subtraction image) جابجایی شیمیایی یک نگاشت از واکسل‌هایی است که حاوی هر دو پروتون‌های آب و چربی است. از این تکنیک برای مشخص کردن چربی درون آدنوماهای آدرنال استفاده می‌شود و به محاسبه اندیس جابجایی شیمیایی نیاز ندارد. در ۳T، کوتاهترین TEها برای اولین تصاویر هم فاز و ناهم فاز به ترتیب ۲/۲ و ۱/۱ms است. به دلیل مسئله آهنگ جذب اختصاصی (SAR) مشخص نیست که آیا TE با ۱/۱ms قابل دسترس باشد. مطلوب آن است که TE ناهم فاز کمتر از TE هم فاز باشد چون افت SI در یک تصویر ناهم فاز مختص به حضور آب و چربی در واکسل‌های یکسان است. اگر TE تصویر ناهم فاز بلندتر باشد، آثار قابلیت پذیرش (نظیر هموراژ) نیز می‌تواند به افت SI و در نتیجه یک تشخیص مثبت-کاذب از آدنوما منجر شود.

چندین راه برای ارزیابی میزان افت SI وجود دارد و آنالیز کمی را می‌توان با تنوعی از نسبت‌ها، به خصوص مقایسه افت سیگنال در توده آدرنال با کبد، عضله پاراسپاینال، یا طحال در تصاویر هم فاز و ناهم فاز انجام داد. اما، انفیلتراسیون چربی در کبد و انباشت آهن سبب می‌شود کبد یک استاندارد نامطمئن باشد. انفیلتراسیون چربی هر چند به میزان کمتر، می‌تواند عضلات اسکلتی را نیز درگیر کند. نشان داده شده است که طحال استاندارد قابل اطمینان‌تری است، اگرچه، این نیز می‌تواند با انباشت آهن تحت تأثیر قرار گیرد.

برای محاسبه نسبت شدت سیگنال آسیب آدرنال به طحال (ASR)، روی تصاویر هم فاز و ناهم فاز نواحی مورد نظر (ROI) برای به دست آوردن SI درون توده آدرنال و طحال استفاده می‌شود. ASR بازتاب درصد افت سیگنال در آسیب آدرنال نسبت به طحال است و می‌تواند به صورت زیر محاسبه شود:

$$ASR = \frac{SI \text{ طحال (ناهم فاز) / SI آسیب (ناهم فاز)}}{SI \text{ طحال (هم فاز) / SI آسیب (هم فاز)}} \times 100$$

یک نسبت ASR برابر ۷۰ یا کمتر ویژگی ۱۰۰٪ برای آدنوما دارد، اما حساسیت آن ۷۸٪ است. ارزیابی شهودی ساده از افت نسبی SI به همین صورت صحیح است، اما روش کمی می‌تواند در موارد مشکوک مفید باشد. یک افت سیگنال بیش از ۲۰٪ در یک توده آدرنال روی تصاویر ناهم فاز تشخیص یک آدنوما است.

### MRI دینامیک با تزریق کنتراست

مطالعات دینامیک غده آدرنال با کنتراست گادولینیوم تمایز بیشتری را حتی در موارد مشکوک امکان‌پذیر می‌کند، چون یک اختلاف بارزی بین الگوی بهبود و پاک شدن (wash-out) آدنوماها از یک طرف و آسیب‌های بدخیم از

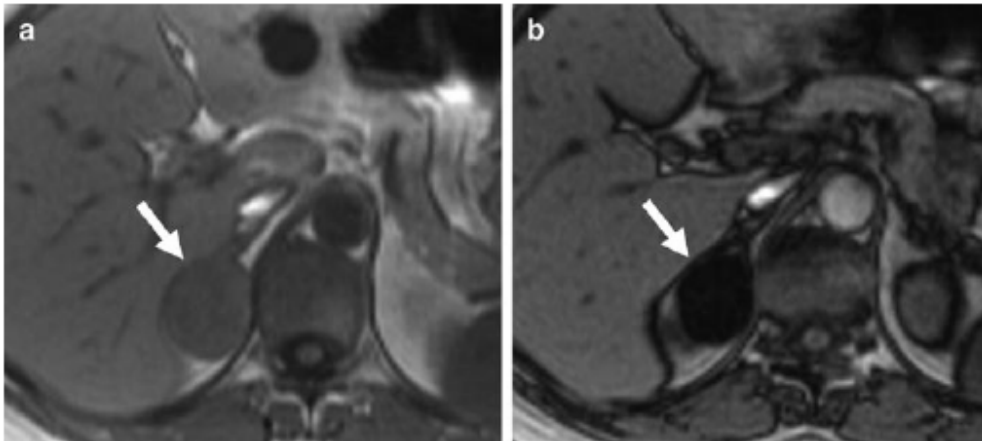
طرف دیگر وجود دارد. همانند CT، آدنوماها بعد از تزریق گادولینیوم بهبود کنتراستی را با پاک شدن سریع نشان می دهند (شکل ۱-۱۰)، در صورتی که تومورهای بدخیم، آهسته تر پاک می شوند (شکل ۲-۱۰). بهبود یکنواخت (capillary blush) در فاز مویرگی تزریق گادولینیوم در ۷۰٪ آدنوماها گزارش شده است، اما در دیگر توده های آدرنال نادر است. به علاوه، آدنوماها، اغلب حلقه ای از بهبود در تصاویر فاز تأخیری گادولینیوم نشان می دهند. متاستازها، بهبود ناهمگن نشان می دهند. فتوکروموسایتوماها الگوی مشخصه ای از بهبود غیریکنواخت و پاک شدن را نشان می دهند. همچنین با در نظر گرفتن SI های متغیر در تصاویر وزن T<sub>2</sub>، اصطلاح «مارمولک تصویربرداری» (imaging chameleon) برای فتوکروموسایتوما معرفی شده است.

ترکیب مشخصات سیگنال اسپین اکو، بهبود گادولینیوم، و CSI در تمایز آدنوماها از غیرآدنوماها تا حدود ۹۰٪ صحت تشخیص را افزایش داده است. در جدول ۲-۱۰ پارامترهای تصویربرداری از آسیب های آدرنال بیان شده است.

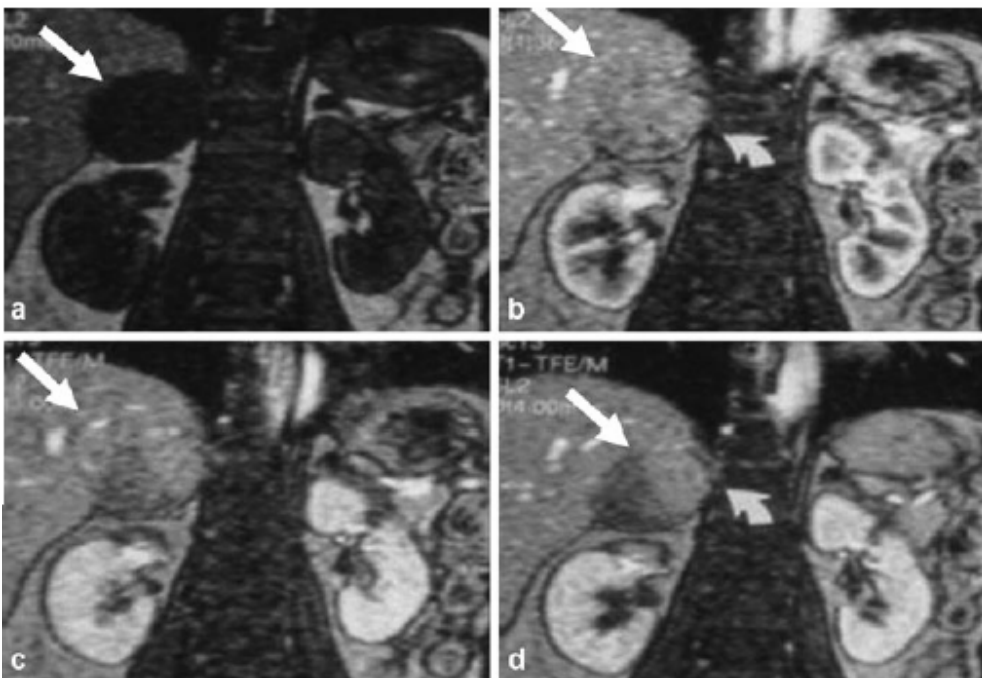
#### جدول ۲-۱۰: دنباله های رایج در تصویربرداری از آدرنالها

دنباله	علت
TI-W GRE هم فاز	- استفاده از گرادیان اکوهای هم فاز و ناهم فاز (تصویربرداری جابجایی شیمیایی)
TI-W GRE ناهم فاز	- برای ارزیابی حضور چربی های درون سلولی و بنابراین تمایز آسیب های آدرنال خوش خیم و بدخیم
T <sub>2</sub> -W	- دنباله های FSE/TSE در صفحه آکسیال و یا کرونال. اشباع کنتراست تصویر را افزایش می دهد
T <sub>1</sub> -W	- نوعاً دنباله های GRE ۲D یا ۳D در صفحه آکسیال با قطع تنفس توصیه می شود. اشباع چربی می تواند استفاده شود (بهتر است از ۳D دینامیک استفاده شود)
<b>بعد از تزریق کنتراست گادولینیوم</b>	
T <sub>1</sub> -W	قبل و بعد از تزریق گادولینیوم از دنباله ها و صفحات تصویربرداری یکسان استفاده می شود. به علاوه، یک سری تأخیری ۱۵ دقیقه بعد از تزریق باید برای ارزیابی الگوی پاک شدن بهبود کنتراست انجام شود

فصل ۱۰ شکم: رتروپریتون، آدرنال‌ها، کلیه‌ها و سیستم ادراری فوقانی



شکل ۱۰-۱ آدنومای آدرنال که با تصویربرداری جابجایی شیمیایی نمایش داده می‌شود. در تصویر هم فاز وزن  $T_1$  (a) و تصویر ناهم فاز وزن  $T_1$  گرادیان اکو، یک توده کوچک آدرنال راست مشخص می‌باشد، که یک افت واضح شدت سیگنال را در تصاویر ناهم فاز نشان می‌دهد.



شکل ۱۰-۲ تصویربرداری دینامیک آدرنال با بهبود کنتراست. یک توده با حدود مشخص را در آدرنال راست (a-d) با جذب ملایم کنتراست در فاز شریان یا کورتیکو مدولاری (b) نشان می‌دهد، بهبود بیشتر در فاز نفروژنیک (c)، و یک پاک شدن آهسته در سری تاخیری ۱۰ دقیقه‌ای (d) معرف یک آسیب بدخیم آدرنال است. در هیستولوژی یک کارسینومای کورتیکال آدرنال اثبات شد.

### ۳-۱۰- کلیه‌ها و دستگاه ادراری فوقانی

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 ارئوگرافی می‌تواند جایگزین روش‌های تهاجمی شود.

### ۱-۱۰- کویل‌ها و وضعیت بیمار

تصویربرداری MR از کلیه‌ها با کویل‌های 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 ارئوگرافی مهم است، که در بازسازی ۳D تصویر روده‌ها روی قسمت فوقانی دستگاه ادراری برهم نهیده می‌شود، و به این وسیله کیفیت تصویرنهایی خراب می‌شود. برای کاهش آرتیفکت‌های حرکتی به دلیل تنفس، مفید است که از نوار کامپرس استفاده شود. دنباله‌های نگه‌داشتن تنفس یا جبران تنفس باید برای جلوگیری از آرتیفکت‌ها ثبت ناهجا استفاده شود. آرتیفکت‌های حرکتی ناشی از پرستالیس دستگاه گوارش را می‌توان با استفاده از گلوکاگون یا هیوسین کاهش داد. تزریق عضلانی یکی از این داروها قبل از آزمون MR پرستالیس را کاهش می‌دهد.

### تکنیک‌های تصویربرداری

#### MRI ساده از کلیه‌ها

MRI، همچون دیگر مدالیته‌های غیرتهاجمی نظیر آلتراسوند و CT، می‌تواند اطلاعات مورفولوژیک در مورد کلیه‌ها فراهم کند. اندازه کلیه می‌تواند معرف بیماری زمینه‌ای باشد. کلیه‌های کوچک عموماً نتیجه بیماری شریان کلیوی، یا گلومرال است، کلیه‌هایی با شکل نامنظم در بیماری ایتراستیشل کلیه دیده می‌شوند، و کلیه‌های بزرگ یا ناشی از انسداد، دیابت، عفونت، آمیلوئیدوز، یا ترومبوز ورید کلیوی است. مشخصه توده‌ها و سیست‌ها، نظیر بیماری پلی سیستیک کلیه، معمولاً آسان است. چندین بیماری کلیوی می‌تواند سبب SI غیرطبیعی در تصاویر MR شود. تصاویر MR با سیگنال پایین در سه گروه اصلی دیده می‌شود: همولیز (هموگلوبینیوری ناگهانی شبانه، رسوب هموسیدرین در کورتکس از همولیز مکانیکی، و بیماری سیکل سل)، عفونت (تب خونریزی دهنده با سندرم کلیوی)، و بیماری عروقی (انفارکتوس شریان کلیوی، ترومبوز حاد ورید کلیوی، نکروز کورتیکال رنال، رد کلیه بیوندی، و نارسایی حاد کلیوی غیر میوگلوبینیوری).

پروتکل‌های تصویربرداری کلیه‌ها در جدول ۳-۱۰ نشان داده می‌شود.

## فصل ۱۰ شکم: رتروپریتون، آدرنالها، کلیهها و سیستم ادراری فوقانی

پروتکل‌های سنتی تصویربرداری MR با تزریق کنتراست از کلیه‌ها دارای محدودیت‌هایی می‌باشد. اخیراً نشان داده شده است که از دست رفتن تمایز کورتیکومدولاری در بیمارانی با نارسایی حاد کلیوی مستقل از سطح کراتینین سرم است. بنابراین، به تکنیک‌های اختصاصی تر MR نیاز داریم.

### MRI با وزن دیفیوژن DW

تشخیص بیماری‌های گوناگون کلیوی نظیر نارسایی مزمن کلیه، تنگی شریان کلیوی (RAS)، و انسداد حالب در اندازه‌گیری مشخصات دیفیوژنی کلیه‌ها قابل تشخیص است. تصویربرداری DW MR از کلیه‌ها می‌تواند اطلاعاتی از عملکرد کلیه‌ها به دست دهد و می‌تواند پیشنهاد دهنده حضور و درجه انسداد یا التهاب باشد. ضریب ظاهری انتشار (ADC)، یک پارامتر کمی، که از تصاویر DW MR محاسبه می‌شود، آثار پرفیوژن (خون‌رسانی) مویرگی، و دیفیوژن (انتشار) آب را در فضای خارج سلولی خارج عروقی (extracellular extravascular space) ترکیب می‌کند. بنابراین DW MR به‌طور هم‌زمان اطلاعاتی در مورد پرفیوژن و دیفیوژن به دست می‌دهد. هیدراسیون یک فاکتور مهم برای افزایش مقادیر کلی ADC است، در حالی که RAS یا بیماری‌های انسدادی حالب این مقادیر را کاهش می‌دهد. در موارد نارسایی حاد یا مزمن کلیوی مقادیر ADC در کورتکس و مدولا به‌طور قابل ملاحظه‌ای در مقایسه با کلیه نرمال کاهش می‌یابد و به نظر می‌رسد مقادیر ADC در کورتکس هماهنگی خوبی با سطح سرمی کراتینین دارد.

### (Blood Oxygen Level Dependent) BOLD

این تکنیک به‌طور فزاینده‌ای برای ارزیابی غیرتهاجمی اکسیژن‌رسانی اینترانال استفاده می‌شود. کلیه‌های انسان، با کمتر از یک درصد وزن کل بدن، ۲۵٪ از خروجی قلب را دریافت می‌کنند. بیشتر خونی که از کلیه‌ها می‌گذرد به طرف نواحی کورتیکال می‌رود تا تحت فیلتراسیون گلوومرولی قرار گیرد. از طرف دیگر مدولا در یک محیط هایپوکسیک عمل می‌کند.

برای BOLD MRI کلیه، پارامتر  $R2^*$  عموماً برای ارزیابی کمی تغییرات اکسیژن‌رسانی استفاده می‌شود ( $R2^* = 1/T2^*$ ). اهنگ آسایش ظاهری اسپین-اسپین، به‌طور مستقیم با محتوای بافتی دی‌اکسی‌هموگلوبین ارتباط دارد و می‌تواند از روی اندازه‌گیری‌های SI در چندین TE مختلف برآورد شود. اندازه‌گیری‌های شدت برحسب داده‌های TE با یک تابع نمایی اکسپونانسیل صورت‌بندی می‌شود تا ثابت آهنگ (سرعت)  $R2^*$  تعیین شود. کاهش در مقادیر  $R2^*$  اشاره به افزایش اکسیژن‌رسانی هموگلوبین و بنابراین بهبود اکسیژن‌رسانی خون دارد. با فرض اینکه اکسیژن‌رسانی خون در تعادل دینامیک با میزان اکسیژناسیون باشد، تغییرات برآورد شده با استفاده از BOLD MRI را می‌توان به عنوان تغییرات  $PO_2$  تفسیر کرد.

اخیراً نتایج نویدبخشی با استفاده از MR سه تسلا انواع دنباله‌های گرادیان اکوی متعدد (mGRE) سه بعدی جدید برای BOLD MRI از کلیه‌ها گزارش شده است.

## MRI کلیه‌ها با تزریق کنتراست گادولینیوم

### الگوهای بهبود کنتراست در کلیه‌هایی با عملکرد نرمال

عوامل کنتراست پارامیتمیک گادولینیوم به‌طور کامل در گلومرول‌ها فیلتر می‌شوند. تغییر بارز وابسته به غلظت در زمان آسایش بافت‌ها توسط عوامل کنتراست گادولینیومی امکان مطالعه سینتیک ترشحی را فراهم می‌کند. مطابق با پرفیوژن شریانی، افزایش SI در کورتکس کلیوی را درست ۲۰S-۱۰ بعد از تزریق می‌توان مشاهده کرد. حدود ۵۰S-۲۰ بعد از اولین علائم پرفیوژن شدت سیگنال به مقدار بیشینه می‌رسد، که سپس با یک سرعت ثابت کاهش می‌یابد. این یافته ناشی از پرفیوژن عالی کورتکس کلیه است که به حضور زود هنگام عامل کنتراست گادولینیوم در این ناحیه منجر می‌شود. اثر کوتاه شدگی T<sub>1</sub> ناشی از گادولینیوم یک افزایش مشهود در SI تولید می‌کند؛ شروع فیلتراسیون گلومرولی و رقیق شدن در فضای خارج سلولی به صورت کاهش تدریجی در SI خود را نشان می‌دهند.

## MR اوروگرافی

### اندیکاسیون‌ها

MR اوروگرافی یک ابزار تصویربرداری اثبات شده برای آشکار کردن سیستم ادراری، در کودکان و در بزرگسالان است. توانایی آن در ارزیابی آناتومی و عملکرد سبب می‌شود تا یک ابزار ایده‌آل برای مطالعه مالفرماسیون‌ها یا آنومالی‌های سیستم ادراری، سیست‌ها یا تومورهای کلیوی، عفونت‌ها، و پیوندهای کلیوی باشد. MR اوروگرافی از پرتوهای یونساز استفاده نمی‌کند بنابراین برای زنان حامله، کودکان و بیمارانی که به آزمون‌های مکرر سیستم ادراری نیاز دارند مطلوب است. به علاوه، چون تعداد دستیابی‌ها به جز عامل زمان آزمون محدود نمی‌باشد، دستیابی‌های مکرر را می‌توان برای تولید منحنی‌های شدت زمان به عنوان وسیله ارزیابی عملکرد کلیه یا مشخص کردن اینرمالی‌ها بعد از تزریق وریدی عامل کنتراست به کار برد.

### تکنیک‌ها

## MR اوروگرافی مایع ایستا

کاربران اولیه MR اوروگرافی فقط از تکنیک T<sub>2</sub>-W استفاده می‌کردند، نظیر دستیابی سریع با بهبود آسایش (RARE، قطعه ضخیم) و دستیابی single shot نصف فوریه TSE (HASTE) برای تصویرکردن سیستم‌های جمع‌کننده ادراری، حالب‌ها، و مثانه که اساساً سیستم ادراری را به عنوان یک تجمع استاتیک از مایع به تصویر می‌کشد. اینها اساساً همان تکنیک‌های متداول مورد استفاده برای MR کلاژیو پانکراتوگرافی است. تکنیک‌های T<sub>2</sub>-W به شدت سیگنال بالای ذاتی ادرار برای کنتراست تصویر متکی است، و بنابراین به کاربرد کنتراست وریدی نیازی ندارد. دنباله‌های

## فصل ۱۰ شکم: رتروپریتون، آدرنالها، کلیهها و سیستم ادراری فوقانی

MR اوروگرافی مایع استاتیک نوعاً در صفحه کروئال به کار می‌رود، هر چند از صفحات دیگر تصویربرداری نیز می‌توان استفاده کرد. به علاوه، دستیابی‌های متوالی متعدد مایع استاتیک را برای اطمینان از مشاهده تمام طول حالب‌ها و ارزیابی یک تنگی یا انسداد می‌توان به کار برد. هیدراسیون کافی بیمار توصیه می‌شود ولی نه از راه دهان، چون شدت سیگنال بالای T<sub>2</sub> مایع در روده‌ها، در مشاهده سیستم ادراری حین MR اوروگرافی مایع استاتیک مزاحمت ایجاد می‌کند، به خصوص هنگامی که از پس پردازش پروجکشن‌های شدت بیشینه (MIP) استفاده شود.

مزیت اصلی این تکنیک‌ها آن است که به سرعت و در هر صفحه‌ای انجام می‌گیرد. به علاوه چون MR T<sub>2</sub> اوروگرافی بدون پرتوهای یونیزان یا ماده کنتراست وریدی انجام می‌شود، بیشترین کاربرد را در کودکان، زنان حامله، یا دیگر بیماران با منع کاربرد ماده کنتراست دارد. با این حال، کاربرد بالینی MR اوروگرافی که صرفاً با تصویربرداری وزن T<sub>2</sub> انجام می‌شود در بیمارانی که سیستم جمع‌کننده ادراری غیرمتسع دارند محدود می‌باشد. در سیستم‌های ادراری که متسع نیستند، تصویربرداری با یک مثانه پر از ادرار می‌تواند مشاهده سیستم ادراری فوقانی را بهتر کند، اما اغلب به تکنیک‌های اضافی نیاز است.

کاربرد ترکیبات گادولینیوم تکنیک‌های MR اوروگرافی را توسعه می‌دهد تا ارزیابی سیستم جمع‌کننده غیرمتسع را دربر گیرد. یک پروتکل ترکیبی تصویربرداری MR اوروگرافی در جدول ۳-۱۰ نشان داده می‌شود.

### جدول ۳-۱۰: دنباله‌های تصویربرداری مورد استفاده برای MR اوروگرافی

کاربرد	دنباله
HASTE/ FSE/ TSE - معمولاً در صفحه کروئال به کار می‌رود	T <sub>2</sub> W
بعد از تزریق وریدی کنتراست گادولینیوم	
- دنباله‌های GRE/ TFE ۳D با اشباع چربی مناسب‌ترین است، معمولاً در صفحه کروئال بازسازی انجام می‌شود. قطع تنفس توصیه می‌شود	T <sub>1</sub> W

## MR اوروگرافی ترشچی

هنگامی که ماده کنتراست گادولینیومی به منظور اوروگرافی ترشچی به بیمار تزریق می‌شود، یک دنباله دینامیک، چند مرحله‌ای (مالتی فاز) وزن T<sub>1</sub> برای کلیه‌ها اجرا می‌شود. هنگامی که اطلاعاتی در مورد ساختارهای عروقی ضروری باشد، نظیر ارزیابی انسداد مادرزادی اتصال حالب به لگنچه که در آن به رگ متقاطع (crossing vessel) مشکوک باشیم (شکل ۳-۱۰)، یک دنباله اضافی MRA در صفحه کروئال انجام می‌شود (به فصل مربوط به MR آنژیوگرافی مراجعه کنید). یا، یک دنباله دینامیک آکسیال با اشباع چربی از کلیه انجام می‌شود تا مراحل قبل از کنتراست، کورتیکو مدولاری، نفروگرافی، و ترشچی را به تصویر کشد. سپس تصاویر فاز ترشچی حدود ۵ دقیقه بعد از تزریق کنتراست با دوز ۰/۵-۰/۱ mmol/kg و معمولاً با دنباله‌های ۳D گرادیان اکو با اشباع چربی انجام می‌گیرد. همانند MR اوروگرافی مایع استاتیک، هر صفحه تصویربرداری را می‌توان انتخاب کرد. بیشتر مولفین صفحات کروئال یا آکسیال را انتخاب

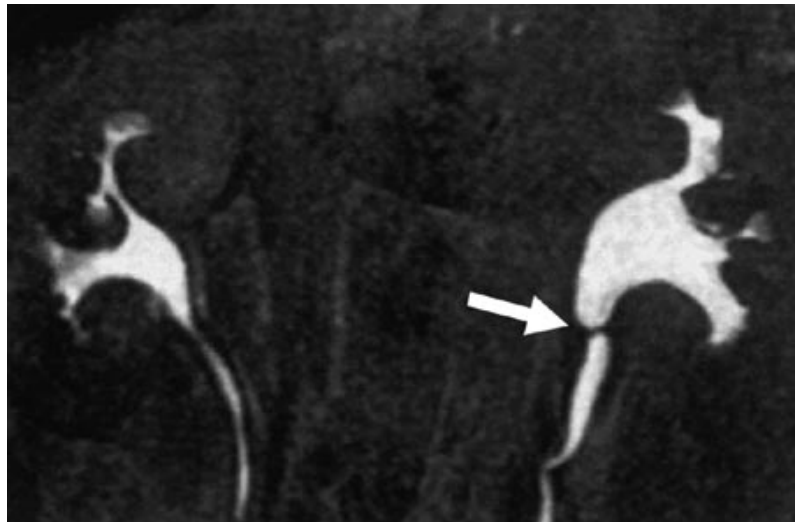
می‌کنند، اما در صورت لزوم می‌توان از صفحات اضافی دیگر استفاده کرد. در حین تصویربرداری کرونال بیمار باید بازوهایش را در بالای سر قرار دهد تا از آرتیفکت پیچیده شدن جلوگیری شود.

بهتر است بعد از تزریق کنتراست بیمار ۲۵۰ml نرمال سالین وریدی و ۵mg فورزماید وریدی دریافت کند و سپس MR اوروگرافی ترشعی انجام گیرد. به این ترتیب از توزیع غیریکنواخت کنتراست در سیستم‌های جمع‌کننده و اثر هایپوایتنس  $T_2^*$  گادولینیوم تغلیظ شده جلوگیری می‌شود.

برای MR اوروگرافی ترشعی، باید از نازک‌ترین برش‌هایی که SNR قابل قبولی دارد استفاده کرد. نگهداشتن تنفس برای تصویربرداری فاز ترشعی ضروری است، چون برای دنباله‌های گرادیان اکوی ۳D زمان دستیابی نوعاً ۳۰s-۲۰ است. با سیستم‌های MR ۱/۵ تا ۳T قابلیت تفکیک میان صفحه‌ای ۲-۳mm معمولاً قابل حصول است. استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری موازی زمان دستیابی را کاهش می‌دهد. در بیمارانی که توانایی نگهداشتن تنفس آنها محدود است، دستگاه‌های ادرازی را می‌توان قطعه‌قطعه تصویربرداری کرد.

هنگامی که MR اوروگرافی مطالعه پارانشیم کلیوی و بافت‌های نرم شکم و لگن ترکیب می‌شود. آکسیال  $T_1$  و  $T_2$  قبل از کنتراست از شکم و لگن انجام می‌شود. برای تصویربرداری وزن  $T_1$ ، بیشتر مولفین یک دنباله گرادیان اکوی با اکوی دوگانه TEهای هم فاز و ناهم‌فاز را ترجیح می‌دهند. اضافه کردن تکنیک‌های سرکوب چربی به دنباله‌های  $T_2$  مشاهده مایع پری نفریک ناشی از انسداد را بهتر می‌کند و نیز به آشکار شدن بهتر گره‌های لنفی کمک می‌کند.

شکل ۳-۱۰ MR اوروگرافی ترشعی با تزریق کنتراست - استنوز خفیف UPJ سمت چپ. با استفاده از تصویربرداری کرونال گرادیان اکوی  $T_1$ -W پس از تزریق کنتراست یک عدم سیگنال در UPJ چپ دیده می‌شود که نشانگر یک رگ متقاطع است که سبب انسداد خفیفی شده است.



## 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 ( $1/0-1/5T$ ) 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)  $Abdoscan^{\text{®}}$  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 آناتومی 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  $200\text{mm}$  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  $210\text{Hz/Pixel}$  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.

### ۳-۱۱- 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 ۱-۱۱). خردمندانه است که ابتدا این قسمت از مطالعه را تکمیل کنیم. تصاویر لگن با استفاده از دنباله‌های T<sub>2</sub> و T<sub>1</sub> spoiled گرادیان اکو (قطع تنفس)، در صفحه آکسیال، از دو شاخه آئورت تا ناحیه اینگوئینال درست زیر کانال فمورال انجام می‌شود. ضخامت برش باید ۸-۱۰mm و فاصله برش ۴-۵mm باشد. این اندازه‌ها در بیمارانی با ارتفاع قد مختلف می‌تواند متفاوت باشد، سپس رتروپریتون با دنباله‌های T<sub>2</sub> با سرکوب چربی نظیر (Turbo-IR) تصویربرداری می‌شود (جدول ۱-۱۱).

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

پارامترها	آکسیال - T1	آکسیال - T2	کروئال - T2
دنباله پالس	GE	TSE	Turbo-IR
وزن تصویر	T1	T2	T2
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

### ۴-۱۱- 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<sub>2</sub> TSE اساس تصویربرداری از گردن و و تنه رحم را تشکیل می‌دهد (جدول ۲-۱۱). ابتدا باید برش‌های ساجیتال به دست آید که از روی آن جهت قرار گرفتن رحم تعیین می‌شود. تصاویر بعدی وزن T<sub>2</sub> 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 کرونال 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 T<sub>1</sub> 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 T<sub>1</sub> با سرکوب چربی قبل و بعد از تزریق گادولینیوم به دست آید. تصویربرداری صفحه کرونال 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 T<sub>1</sub>/T<sub>2</sub>-۱/۰-۱/۵ 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	کرونال
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 سیست‌های آدنکس می‌باشد. باز هم دنباله‌های وزن T<sub>1</sub> و T<sub>2</sub> برای نمایش پاتولوژی کفایت می‌کند (جدول ۱۱-۳). صفحه آکسیال اهمیت ویژه‌ای دارد، و صفحه کرونال 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	TSE	TSE
وزن تصویر	T1	T2	T2	Turbo-IR
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  $SE T_2$  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  $SE T_2$  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  $SE T_2$  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 کوئیل سطحی لوکال، نظیر کوئیل 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 (کوئیل 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

#### ۸-۱۱-۱۱- مثنای

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

#### ۹-۱۱-۱۱- 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  $SE T_1$  همراه می‌شوند. برخی از محققین برای نمایش توسعه فیستول 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 مئانه.

پارامترها	ساجیتال -T2	ساجیتال -T2
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 آرتیفکت های آلازینگ، کاهش می دهد.

محتویات اسکروتال 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 کروئال 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 -T2	کروئال -T2	آکسیال -T1	آکسیال -T2	کروئال -T2	آکسیال -T2
دنباله پالس	TSE	Turbo-IR	TSE	TSE	TSE	Turbo-IR
وزن تصویر	T2	T2	T1	T2	T2	T2
صفحه برش	ساجیتال	کروئال	آکسیال	آکسیال	کروئال	آکسیال
تعداد برش	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	۱۳
TR(ms)	۴۰۰۰	۴۰۰۰	۷۵۰	۴۰۰۰	۴۰۰۰	۴۰۰۰
TE (ms)	۱۲۰	۶۰	۱۴	۱۲۰	۱۲۰	۶۰
TI (ms)	-	-	-	-	-	-
زاویه فلیپ	-	-	-	-	-	-
ETL	۱۵	۱۱	۳	۱۵	۱۵	۱۱
پهنای برش (mm)	۴	۴	۵	۵	۴	۵
ماتریس	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۹۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲	۲۵۶×۱۶۲
FOV	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰
recFOV	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰
پهنای باند	۱۳۰	۱۳۰	۱۹۵	۱۳۰	۱۳۰	۱۳۰
تعداد دستیابی	۳	۲	۳	۴	۴	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

## جدول ۱۱-۱۱: مروری بر دنباله‌های رایج MRI در تصویربرداری لگن

دنباله	علت
لوکالایزر گرادیان اکوی سریع T <sub>1</sub>	- معمولاً در صفحات آکسیال، کرونال و ساجیتال به کار می‌رود - وزن T <sub>1</sub> ، مایع سیاه با سیگنال روشن در عروق
ساجیتال T <sub>2</sub> بررسی کامل لگن	- از یک سمت لگن تا سمت دیگر ان طراحی می‌شود - نوعاً FOV ۳۰۰-۲۵۰ mm و ضخامت برش ۴ mm - دنباله T <sub>2</sub> TSE ۲D برای آناتومی لگن مونث و مذکر - سیگنال بالای مایع در ادرار مثانه و چربی لگن کنتراست عالی را برای بافت‌های نرم مثانه، پروستات، اکتوم و رحم فراهم می‌کند. اسکن‌های تفکیک بالا با FOV کوچک را می‌توان از روی تصاویر ساجیتال طراحی کرد
آکسیال T <sub>2</sub> بررسی کامل لگن	- از کرست‌های ایلیاک تا کف لگن طراحی می‌شود. FOV بزرگ، ضخامت برش ۵ mm - دنباله T <sub>2</sub> TSE ۲D - آشکارسازی عالی مثانه پر از مایع، فولیکول‌های تخمدان، آسیب‌های سیتیک - آناتومی ناحیه‌ای پروستات و رحم را می‌توان آشکار کرد - دنباله خون سیاه
آکسیال T <sub>1</sub> بررسی کامل لگن	- از کرست‌های ایلیاک تا کف لگن طراحی می‌شود. FOV بزرگ، ضخامت برش ۵ mm - دنباله T <sub>2</sub> TSE ۲D - محیط‌هایی با T <sub>1</sub> کوتاه (چربی، خون، مایعات پروتئینی) سیگنال بالایی نشان می‌دهند - آشکارسازی خوب گره‌های لنفی لگن و دیواره‌های جانبی آن، به دلیل کنتراست طبیعی با چربی - دنباله خون سیاه
آکسیال یا ایلیک تفکیک بالا	- دنباله ۲D یا ۳D TSE - FOV کوچک (۱۸۰-۱۴۰ mm) متمرکز بر آناتومی انتخابی - برش‌های نازک ۳-۱ mm برای تفکیک بالا - صفحه تصویر برداری مطابق با آناتومی و پاتولوژی مورد بررسی انتخاب می‌شود (مثلاً، کانسرکتال پیش از جراحی، صفحه برش را عمود بر محور طولی رکتوم انتخاب کنید)
DWI/ADC	- در ارزیابی آسیب‌های سیستیک (مثلاً تمایز تومورهای جامد از سیستیک یا تومورهای جامد از نکروتیک) یا ارزیابی عود تومور کاربرد دارد - آشکارسازی خوب گره‌های لنفی - با مقادیر b (b-values) ۰-۹۰۰ s/mm <sup>2</sup> ، می‌تواند به عنوان یک بررسی کامل از لگن به کار رود
T <sub>1</sub> /±Gd	- معمولاً در صفحات تصویربرداری آکسیال یا ساجیتال، بسته به کاربرد استفاده می‌شود - باید از صفحات تصویربرداری یکسانی قبل و بعد از تزریق گادولینیوم استفاده شود - برای مطالعات دینامیک ۳D GRE با اشباع چربی (LAVA, THRIVE, VIBE) مناسب‌ترین است



## ۱۲ قلب

### ۱۲-۱- بازسازی صفحه برش

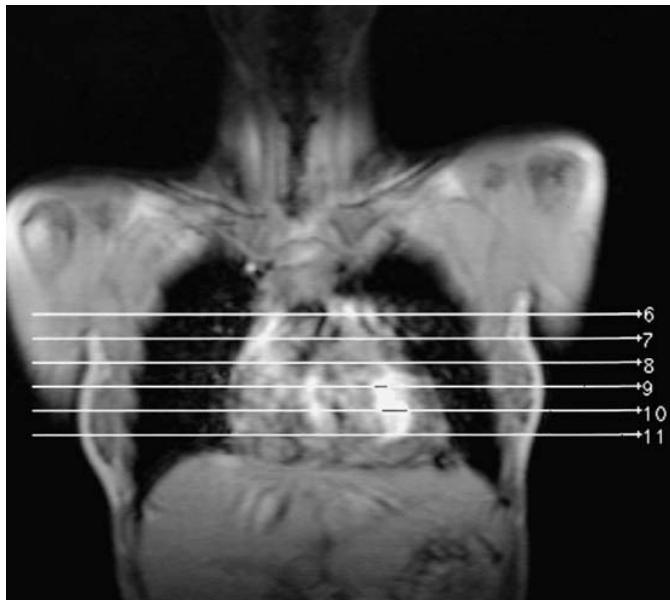
محور قلب به موازات محور بدن نمی‌باشد، مزیت بزرگ MRI توانایی انتخاب و تصویربرداری در هر صفحه، موازی یا عمود بر محور قلب می‌باشد. تصویربرداری در صفحه استاندارد امکان می‌دهد تا تصاویر MR را بتوان با تصاویر به دست آمده از دیگر مدالیته‌های تصویربرداری نظیر اکوکاردیوگرافی و آنژیوگرافی مقایسه کرد. محورهای قلبی 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) (با تصاویر لوکالایزر)، با تفکیک پایین، بدون دريچه قلبی، با دنباله‌گردان اکو باید به دست آید:

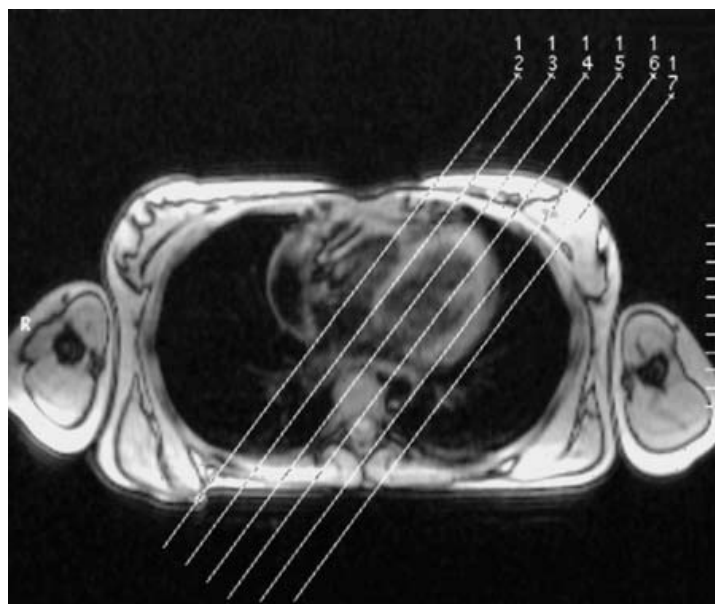
۱- کرونال (یک تا سه تصویر)، از میان یک سوم میانی قفسه سینه، تا لندهمارک‌های فوقانی و تحتانی به دست آید (شکل ۱۲-۱).

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

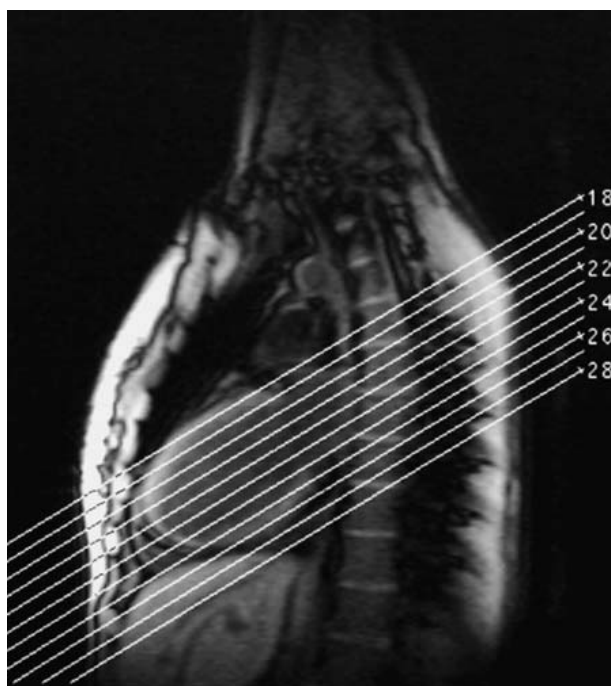
۳- ابلیک (شش تصویر)، طراحی شده از روی راهنمای آکسیال، موازی با سپتوم بطنی (شکل ۱۲-۳). در تصاویر پاراساجیتال به دست آمده، محورهای کوتاه و بلند قلب را می‌توان طراحی کرد، همان‌طور که در شکل ۱۲-۳ و ۱۲-۴ نشان داده می‌شود.

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

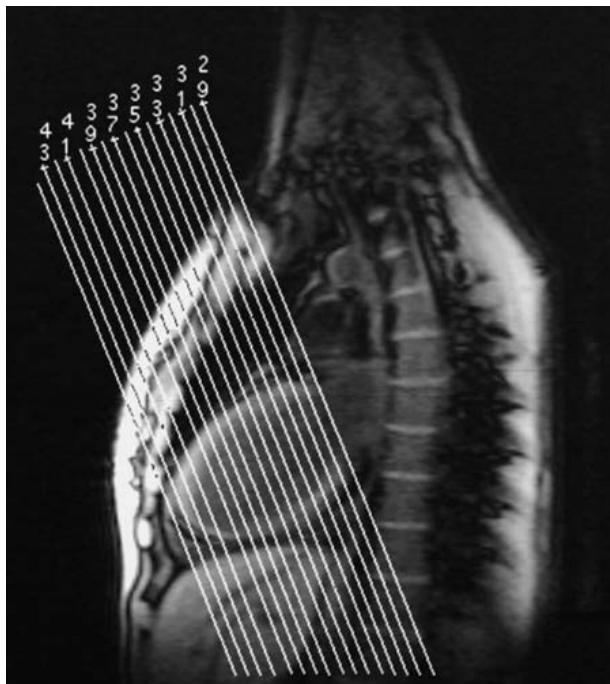




شکل ۱۲-۲ راهنمای آکسیال (دنباله FLASH) از قلب، طراحی شده از روی راهنمای کرونال.



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 آرتیفکت‌های 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 کوایل آرایه فازی تنه به کار می‌روند. افزایش تعداد دستیابی‌ها که متوسط گیری می‌شوند آرتیفکت‌های 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 آرتیفکت‌های 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 ۲-۱۲).

جدول ۱-۱۲ 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 <sup>a</sup>	TSE <sup>a</sup>	TSE <sup>a</sup>	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 <sup>e</sup>	FLASH 2D <sup>d</sup>	FLASH 2D <sup>c</sup>	FLASH 2D <sup>b</sup>	FLASH 2D <sup>a</sup>	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 <sup>c</sup>	FISP 3D <sup>b</sup>	FLASH 2D <sup>a</sup>	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 به‌کار 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 آلازیینگ جلوگیری شود (جدول ۵-۱۲).

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

FLASH 2D <sup>b</sup>	FLASH 2D <sup>a</sup>	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 ۶-۱۲).

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

جدول ۶-۱۲ تکنیک‌های تصویربرداری فوق سریع **single-shot** برای ارزیابی پرفیوژن مایوکاردا مبتنی بر بهبود دینامیک شدت سیگنال مایوکاردا 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)
<sup>b</sup> ۱۸	<sup>a</sup> 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

کرونی، و مطالعات پرفیوژن توصیه می‌شود (جدول ۷-۱۲).

جدول ۷-۱۲ پروتکل تصویربرداری برای بیماری ایسکمیک قلب

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

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 سنتی 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 بیماران 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 بیماران با

کاردیومیوپاتی توصیه می شود.

### جدول ۸-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای کاردیومیوپاتی

FL2D <sup>a</sup>	HASTE	TSE <sup>b</sup>	TSE <sup>b</sup>	FL2D <sup>b</sup>	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 <sup>b</sup>	TSE <sup>b</sup>	FL2D <sup>a</sup>
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 <sup>b</sup>	TSE <sup>b</sup>	STIR <sup>b</sup>	TSE <sup>a</sup>	TSE <sup>a</sup>
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	۷۵
دستیابی	۵	۵	۱	۱	۵	۱

a بعد از تزریق، b قطع تنفس

جدول ۱۱-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای بیماری‌های دریچه‌ای قلب

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

a قطع تنفس، مد سینمایی، b قطع تنفس

جدول ۱۲-۱۲ پروتکل تصویربرداری MR برای بیماری‌های پریکارد

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

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

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

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