جزوه جامع فیزیک MRI و پارامترهای تصویربرداری

مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) یک روش تصویربرداری پزشکی غیرتهاجمی است که بر اساس اصول فیزیکی تشدید مغناطیسی هسته‌ای (NMR) عمل می‌کند. این روش بر پایه برهم‌کنش بین میدان مغناطیسی قوی، امواج رادیویی و خصوصیات اسپین‌های هسته‌ای هیدروژن در بافت‌های بدن استوار است. در این جزوه، مفاهیم کلیدی مانند زمان‌های آرامش (T1، T2، و T2*)، پارامترهای تصویربرداری (TR و TE)، و کنتراست بافت بررسی می‌شوند.

۱. زمان‌های آرامش (Relaxation Times) در MRI

۱.۱. زمان آرامش طولی (T1 Relaxation Time)

تعریف:

T1، زمان آرامش اسپین-شبکه (Spin-Lattice Relaxation) نامیده می‌شود و بیانگر مدت‌زمانی است که طول می‌کشد تا ۶۳٪ از مغناطش طولی (M_z) پس از یک پالس RF به حالت تعادل خود بازگردد.

معادله T1:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T1})$$

معادله T1:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T1})$$

که در آن:

- $M_z(t)$ مغناطش طولی در زمان t است.
- M_0 مغناطش در حالت تعادل است.
- e عدد نپر (حدود 2.718) است.

ویژگی‌های T1:

- در بافت‌های دارای محتوای آب بیشتر (مثل CSF)، T1 طولانی‌تر است.
- با افزایش میدان مغناطیسی (B_0)، مقدار T1 افزایش می‌یابد.
- در تصاویر T1-weighted، بافت‌های چربی روشن‌تر و مایعات تیره‌تر دیده می‌شوند.

۱.۲. زمان آرامش عرضی (T2 Relaxation Time)

تعریف:

T2، زمان آرامش اسپین-اسپین (Spin-Spin Relaxation) است که بیانگر مدت‌زمانی است که طول می‌کشد تا ۶۳٪ از مغناطش عرضی (M_{xy}) به دلیل عدم‌هم‌زمانی فاز اسپین‌ها از بین برود.

معادله T2:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T2}$$

که در آن:

- $M_{xy}(t)$ مغناطش عرضی در زمان t است.

ویژگی‌های T2:

- در بافت‌های دارای آب زیاد (مانند CSF)، T2 طولانی‌تر است.
- T2 در مقایسه با T1 معمولاً کوتاه‌تر است.
- در تصاویر T2-weighted، مایعات (مانند CSF) روشن‌تر دیده می‌شوند.

۱.۳. زمان آرامش مؤثر T2 ($T2^*$)

تعریف:

T2* نشان‌دهنده از بین رفتن مغناطش عرضی است که علاوه بر مکانیسم‌های T2، شامل ناهمگنی‌های موضعی میدان مغناطیسی (ΔB_0) نیز می‌شود. این پارامتر در تصویربرداری حساس به آهن و خون‌ریزی‌ها بسیار مهم است.

تصویربرداری حساس به آهن و خون‌ریزی‌ها بسیار مهم است.

معادله T2:*

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T2^*}$$

که در آن:

- $T2^*$ همیشه کوتاه‌تر از $T2$ است.
- در گرادیان اکو (GRE) تصاویر T2* مشهودترند.

---

۲. پارامترهای تصویربرداری MRI

۲.۱. زمان تکرار (TR - Repetition Time)

تعریف:

TR فاصله زمانی بین دو پالس RF متوالی است که بر میزان آرامش طولی ($T1$) تأثیر می‌گذارد.

تأثیر TR:

- **TR کوتاه:** وزن‌دهی T1 افزایش می‌یابد.
- **TR بلند:** وزن‌دهی T2 افزایش می‌یابد و سیگنال پروتون‌ها تقویت می‌شود.

۲.۲. زمان اکو (TE - Echo Time)

تعریف:

TE فاصله زمانی بین اعمال پالس RF و دریافت سیگنال اکو است. TE نقش مهمی در ایجاد تصاویر با وزن‌دهی مختلف دارد.

تأثیر TE:

- **TE کوتاه:** وزن‌دهی T1 بیشتر است.
- **TE بلند:** وزن‌دهی T2 بیشتر است.

۳. وزن‌دهی تصویر و کنتراست بافت در MRI

۳.۱. تصاویر با وزن‌دهی T1 (T1-Weighted Imaging)

- TR کوتاه (کمتر از 700 ms) و TE کوتاه (کمتر از 30 ms)
- چربی روشن، مایع مغزی نخاعی (CSF) تیره
- مناسب برای آناتومی و بررسی ضایعات دارای ماده حاجب

۳.۲. تصاویر با وزن‌دهی T2 (T2-Weighted Imaging)

- TR بلند (بیشتر از 2000 ms) و TE بلند (بیشتر از 80 ms)
- مایعات (CSF، ورم) روشن، چربی تیره‌تر
- مناسب برای تشخیص التهاب، ادما و ضایعات پاتولوژیک

۳.۳. *تصاویر با وزن‌دهی T2 (T2-Weighted Imaging)**

۳.۳. تصاویر با وزن‌دهی *T2* (*T2*-Weighted Imaging)**

- استفاده از توالی گرادیان اکو (GRE)
- حساس به عدم‌همگنی‌های میدان مغناطیسی و خونریزی‌ها

۳.۴. تصاویر با وزن‌دهی پروتون دانسیته (PD-Weighted Imaging)

- TR بلند و TE کوتاه
- مناسب برای بررسی ساختارهای هم آب و هم چربی مانند غضروف‌ها

۳.۵. کنتراست بافتی در MRI

کنتراست تصویر در MRI به عواملی مانند:

1. تراکم پروتون‌ها (Proton Density - PD)
2. زمان‌های آرامش T1 و T2
3. پارامترهای TR و TE
4. استفاده از ماده حاجب (Gadolinium-Based Contrast Agents)

جدول خلاصه پارامترهای تصویربرداری MRI

وزن‌دهی	TR	TE	ویژگی تصویر
T1	کوتاه (< 700 ms)	کوتاه (< 30 ms)	CSF چربی روشن، تیره
T2	بلند (> 2000 ms)	بلند (> 80 ms)	CSF روشن، چربی تیره
*T2	متغیر	متغیر	حساس به خونریزی و میدان‌های مغناطیسی
PD	بلند	کوتاه	تفکیک ساختارهای دارای آب و چربی

جمع‌بندی

درک مفاهیم T1، T2 و T2* و پارامترهای تصویربرداری (TR و TE) برای بهینه‌سازی کیفیت تصویر در MRI ضروری است. انتخاب مناسب وزن‌دهی تصویر به تشخیص بالینی کمک می‌کند. تصاویر T1 بیشتر برای آناتومی، تصاویر T2 برای آسیب‌شناسی و تصاویر T2* برای خونریزی‌ها و عدم‌همگنی‌های مغناطیسی کاربرد دارند.

کنتراست بافت در MRI و کاربردهای کلینیکی آن

۱. مقدمه

کنتراست بافت در تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های این روش است که امکان تشخیص و تمایز بین ساختارهای مختلف بدن را فراهم می‌کند. کنتراست در MRI عمدتاً به خواص بیوفیزیکی بافت‌ها و نحوه تعامل آن‌ها با میدان مغناطیسی بستگی دارد. در این مقاله، مکانیسم‌های فیزیکی ایجاد کنتراست، تأثیر پارامترهای تصویربرداری بر کنتراست، و برخی از کاربردهای کلینیکی آن مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

۲. عوامل مؤثر بر کنتراست بافت در MRI

کنتراست در MRI به تفاوت در شدت سیگنال بین ساختارهای مختلف بافتی بستگی دارد. این تفاوت ناشی از چندین عامل است:

۲.۱. زمان‌های آرامش (T1 و T2)

زمان‌های آرامش **T1** و **T2** از مهم‌ترین پارامترهای تعیین‌کننده کنتراست بافتی در MRI هستند:

- **T1 (زمان آرامش طولی):** مربوط به بازگشت مغناطش طولی (M_z) به حالت تعادل است. بافت‌هایی که T1 کوتاه‌تری دارند (مانند چربی) سریع‌تر به تعادل می‌رسند و در تصاویر T1 روشن‌تر دیده می‌شوند. در مقابل، بافت‌هایی با T1 طولانی (مانند CSF) سیگنال ضعیف‌تری تولید کرده و تیره‌تر دیده می‌شوند.

- **T2 (زمان آرامش عرضی):** مربوط به کاهش مغناطش عرضی (M_{xy}) در اثر تبادل انرژی بین اسپین‌های مجاور است. بافت‌هایی با T2 طولانی‌تر (مانند CSF) در تصاویر T2 روشن‌تر دیده می‌شوند، درحالی‌که بافت‌هایی با T2 کوتاه‌تر (مانند چربی) تیره‌تر به نظر می‌رسند.

۲.۲. دانسیته پروتون (Proton Density - PD)

دانسیته پروتون میزان پروتون‌های آزاد در یک بافت را نشان می‌دهد. در تصاویر PD-weighted، بافت‌هایی با پروتون‌های بیشتر، سیگنال قوی‌تری تولید کرده و روشن‌تر دیده می‌شوند.

۲.۳. زمان‌های TR و TE

- **TR (Repetition Time):** زمان بین دو پالس متوالی RF که کنترل‌کننده وزن‌دهی T1 است. TR کوتاه کنتراست T1 را افزایش می‌دهد، درحالی‌که TR بلند اجازه می‌دهد مغناطش طولی کاملاً به تعادل برسد و وزن‌دهی T2 غالب شود.
- **TE (Echo Time):** فاصله زمانی بین اعمال پالس RF و ثبت سیگنال اکو که بر وزن‌دهی T2 تأثیر دارد. TE کوتاه موجب کاهش اثر T2 و TE بلند باعث تقویت کنتراست T2 می‌شود.

۲.۴. استفاده از ماده حاجب (Contrast Agents)

ماده حاجب مانند **گادولینیوم (Gd-DTPA)** باعث کاهش T1 بافت‌های هدف شده و کنتراست تصویر را افزایش می‌دهد. این روش به‌خصوص در تصویربرداری از تومورها، ضایعات التهابی و عروقی کاربرد دارد.

۲.۵. اثرات جریان و انتشار (Flow and Diffusion Effects)

- **جریان خون:** اثر دوپلر و سایر تعاملات بین خون و میدان مغناطیسی می‌تواند موجب تغییر در کنتراست شود، به‌خصوص در تکنیک‌های **MRA (Magnetic Resonance Angiography)**.
- **انتشار مولکولی:** تکنیک‌های **DWI (Diffusion-Weighted Imaging)** حساس به حرکت تصادفی مولکول‌های آب در بافت هستند و برای تشخیص ایسکمی‌های مغزی و تومورها استفاده می‌شوند.

۳. انواع وزن‌دهی تصاویر و کاربردهای کلینیکی آن‌ها

۳.۱. تصاویر با وزن‌دهی T1 (T1-Weighted Imaging)

- **ویژگی‌ها:** چربی روشن، CSF تیره
- **کاربردها:**

- بررسی ساختارهای آناتومیک
- ارزیابی ضایعات با ماده حاجب
- تشخیص تومورها و متاستازها

۳.۲. تصاویر با وزن‌دهی T2 (T2-Weighted Imaging)

- **ویژگی‌ها:** مایعات (CSF، ورم) روشن، چربی تیره

- **کاربردها:**

- تشخیص ضایعات التهابی (مانند مولتیپل اسکلروزیس)
- ارزیابی ادم و ایسکمی
- تشخیص ضایعات مغزی و نخاعی

۳.۳. *تصاویر با وزن‌دهی T2 (T2-Weighted Imaging)**

- **ویژگی‌ها:** حساسیت بالا به تغییرات میدان مغناطیسی

- **کاربردها:**

- تشخیص خونریزی مغزی
- ارزیابی تجمع آهن در بیماری‌های نورولوژیک

۳.۴. تصاویر با وزن‌دهی انتشار (DWI - Diffusion-Weighted Imaging)

- **ویژگی‌ها:** حساس به حرکت تصادفی مولکول‌های آب
- **کاربردها:**
- تشخیص سکته مغزی حاد
- تمایز بین تومورهای خوش‌خیم و بدخیم

۳.۵. تصاویر با وزن‌دهی پرفیوژن (PWI - Perfusion-Weighted Imaging)

- **ویژگی‌ها:** بررسی جریان خون موضعی
- **کاربردها:**
- ارزیابی ایسکمی و سکته
- تشخیص تومورهای با رشد سریع

۳.۶. تصاویر با وزن‌دهی مغناطیس‌پذیری (SWI - Susceptibility-Weighted Imaging)

- **ویژگی‌ها:** حساسیت بالا به تغییرات مغناطیسی کوچک
- **کاربردها:**
- تشخیص خونریزی‌های کوچک
- بررسی بیماری‌های نورودژنراتیو مانند آلزایمر

۴. جدول خلاصه وزن‌دهی تصاویر و کاربردهای آن‌ها

وزن‌دهی تصویر	ویژگی‌های تصویر	کاربردهای کلینیکی
T1	چربی روشن، CSF تیره	بررسی آناتومی، تشخیص تومور
T2	مایعات روشن، چربی تیره	التهاب، ایسکمی، ادم
*T2	حساس به خونریزی	تشخیص خونریزی و تجمع آهن
DWI	حساس به حرکت آب	تشخیص سکته حاد، تمایز تومورها
PWI	بررسی جریان خون	سکته مغزی، تومورها
SWI	حساس به مغناطیس‌پذیری	خونریزی‌های کوچک، بیماری‌های نورودژنراتیو

۵. نتیجه‌گیری

کنتراست بافت در MRI عامل کلیدی در تمایز ساختارهای مختلف بدن و تشخیص بیماری‌ها است. این کنتراست به زمان‌های آرامش T1 و T2، پارامترهای تصویربرداری (TR و TE)، و استفاده از مواد حاجب بستگی دارد. با درک صحیح این اصول، می‌توان روش‌های تصویربرداری را بهینه‌سازی کرد و تشخیص‌های دقیق‌تری در بیماری‌های مغزی، قلبی، عضلانی و سرطان ارائه داد.

توالی پالس MRI: اشباع، اشباع جزئی، بازیافت معکوس، اسپین اکو، و گرادیان اکو

تصویربرداری با رزونانس مغناطیسی (MRI) یک تکنیک پیشرفته است که از امواج رادیویی (RF) و میدان‌های مغناطیسی برای تولید تصاویر دقیق از بافت‌های داخلی بدن استفاده می‌کند. یکی از جنبه‌های مهم این فرآیند، استفاده از توالی‌های پالس مختلف است که تاثیرات مختلفی بر روی سیگنال‌های مغناطیسی و تصاویر نهایی دارد. در این مقاله، به تفصیل به بررسی توالی‌های پالس مختلف مانند **اشباع**، **اشباع جزئی**، **بازیافت معکوس**، **اسپین اکو** و **گرادیان اکو** می‌پردازیم و مزایا، معایب و فرمول‌های آن‌ها را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

1. توالی پالس قسمت اول: اشباع، اشباع جزئی و بازیافت معکوس

1.1 اشباع (Saturation)

تعریف:

اشباع به حالتی اطلاق می‌شود که اسپین‌ها در میدان مغناطیسی خارجی به طور کامل هم‌جهت یا مخالف با آن قرار می‌گیرند. در این حالت، سیگنال مغناطیسی به حداقل می‌رسد. این امر زمانی اتفاق می‌افتد که یک پالس RF قوی به مدت زمان طولانی اعمال شود تا اسپین‌ها به حالت اشباع برسند.

مزایا:

- کاهش سیگنال‌های اضافی از برخی بافت‌ها مانند چربی.
- مناسب برای حذف یا کاهش سیگنال‌هایی که به‌طور نامطلوب بر روی تصویر تاثیر می‌گذارند.

معایب:

- اطلاعات بافتی بسیار محدود خواهد بود.
- تصویر نهایی اطلاعات کمتری از ساختارهای بافتی ارائه می‌دهد.

فرمول اشباع: زمان اشباع زمانی است که اسپین‌ها به حالت تعادلی کامل و جهت میدان مغناطیسی هم‌جهت یا مخالف می‌رسند:

$$(\frac{t}{T1}{}^{-}e - M_0(1 = M(t)$$

$$M(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T1}})$$

که در آن:

- $M(t)$: ممان مغناطیسی در زمان t (یا سیگنال تولیدی).
- M_0: ممان مغناطیسی در حالت تعادلی.
- $T1$: زمان آرامش طولی (Longitudinal Relaxation Time).
- e: عدد نپر (تقریباً برابر 2.71828).

توضیح: در این فرمول، $T1$ نشان‌دهنده زمان لازم برای بازگشت اسپین‌ها به وضعیت تعادلی خود در جهت طولی است.

1.2 اشباع جزئی (Partial Saturation)

تعریف:

در اشباع جزئی، پالس RF به مدت زمان کافی برای رسیدن به حالت اشباع کامل اعمال نمی‌شود. در این حالت، برخی از اسپین‌ها به حالت هم‌جهت با میدان مغناطیسی نرسیده و در نتیجه، سیگنال‌ها به طور جزئی از بافت‌های مختلف جمع‌آوری می‌شوند.

مزایا:

- امکان تفکیک بهتر بین بافت‌های مختلف.
- استفاده از آن برای به دست آوردن اطلاعات متفاوت از بافت‌های خاص.

معایب:

- ممکن است سیگنال‌های برخی بافت‌ها به درستی ثبت نشوند.

- پردازش داده‌ها پیچیده‌تر می‌شود.

فرمول اشباع جزئی:

$$M_0 \left(1 - e^{\frac{t}{T1}-}\right) = M_{\text{partial}}(t)$$

که در آن:

- $M_{\text{partial}}(t)$: ممان مغناطیسی در زمان t برای حالت اشباع جزئی.
- سایر نمادها مشابه فرمول اشباع هستند.

توضیح: در این حالت، زمان پالس RF به اندازه کافی طولانی نیست تا تمام اسپین‌ها به حالت اشباع برسند و این باعث می‌شود که سیگنال‌های بافت‌های مختلف به طور متفاوت ثبت شوند.

1.3 بازیافت معکوس (Inversion Recovery)

تعریف:

بازیافت معکوس یکی از تکنیک‌های مهم MRI است که در آن ابتدا یک پالس RF معکوس (180 درجه) به بافت اعمال می‌شود. این پالس باعث می‌شود که اسپین‌ها از حالت طبیعی خود خارج شده و به حالت مخالف جهت میدان مغناطیسی بروند. سپس اسپین‌ها به تدریج به حالت تعادلی بازمی‌گردند. این فرآیند به‌ویژه برای افزایش تفاوت سیگنال میان بافت‌ها کاربرد دارد.

مزایا:

- توانایی تفکیک بالاتر بافت‌ها به ویژه برای بافت‌های خاص مانند چربی و آب.
- می‌تواند سیگنال‌های پس‌زمینه ناخواسته را کاهش دهد.

معایب:

- زمان تصویربرداری طولانی‌تر از سایر روش‌ها.
- نیاز به پردازش پیچیده‌تر برای تحلیل دقیق‌تر تصاویر.

فرمول بازیافت معکوس:

$$M_0\left(1-2e^{\frac{t}{T1}-}\right)=M(t)$$

که در آن:

- $M(t)$: ممان مغناطیسی در زمان t پس از اعمال پالس معکوس.
- M_0: ممان مغناطیسی در حالت تعادلی.
- $T1$: زمان آرامش طولی.

توضیح: این فرمول بیانگر این است که پس از اعمال پالس معکوس 180 درجه، اسپین‌ها به سمت حالت مخالف می‌روند و پس از گذشت زمان $T1$، به حالت تعادلی بازمی‌گردند.

2. توالی پالس قسمت دوم: اسپین اکو (Spin Echo)

تعریف:

اسپین اکو یکی از مهم‌ترین توالی‌های پالس در تصویربرداری MRI است که از دو پالس RF 90 درجه و 180 درجه برای تولید سیگنال اکو استفاده می‌کند. این روش باعث می‌شود که اسپین‌ها دوباره هم‌فاز شوند، حتی اگر اختلالات میدان مغناطیسی باعث دفرمه شدن فاز اسپین‌ها شده باشد. بنابراین، اسپین اکو به طور مؤثری تأثیرات ناهنجاری‌های میدان مغناطیسی را کاهش می‌دهد.

مزایا:

- کاهش تأثیر میدان‌های مغناطیسی غیر یکنواخت.
- ایجاد تصاویر دقیق‌تر و واضح‌تر، به‌ویژه برای تصویربرداری با وزن‌دهی $T2$.
- مناسب برای تصویربرداری از بافت‌های نرم و ساختارهای پیچیده مانند مغز.

معایب:

- زمان تصویربرداری بالاتر از دیگر روش‌ها.
- نیاز به پردازش و زمان بیشتر برای ایجاد تصاویر.

فرمول اسپین اکو:

$$S_0 e^{-\frac{TE}{T2}} = S(TE)$$

که در آن:

- $S(TE)$: سیگنال دریافتی در زمان تأخیر TE.
- S_0: سیگنال اولیه.
- $T2$: زمان آرامش عرضی (Transversal Relaxation Time).
- TE: زمان تأخیر بین پالس‌های 90 و 180 درجه.

توضیح: این فرمول نشان‌دهنده کاهش سیگنال به دلیل فرآیند آرامش عرضی (T2) است. با گذشت زمان، سیگنال‌ها کاهش می‌یابند زیرا اسپین‌ها از حالت هم‌فاز بودن خارج می‌شوند.

---

3. گرادیان اکو (Gradient Echo)

تعریف:

گرادیان اکو مشابه اسپین اکو است، با این تفاوت که در این روش به‌جای استفاده از پالس 180 درجه برای معکوس کردن جهت اسپین‌ها، تغییرات در میدان مغناطیسی گرادیان باعث ایجاد اکو می‌شود. این روش معمولاً برای تصویربرداری‌های سریع‌تر و با تأثیرات کمتر از ناهنجاری‌های میدان مغناطیسی کاربرد دارد.

مزایا:

- زمان تصویربرداری بسیار سریع‌تر از اسپین اکو.
- مناسب برای تصویربرداری‌های سریع مانند تصویربرداری قلبی.
- دقت خوب در شرایطی که میدان مغناطیسی یکنواخت نیست.

معایب:

- حساسیت کمتری به زمان آرامش عرضی (T2) دارد.
- ممکن است در شرایط پیچیده‌تر دقت کمتری ارائه دهد.

فرمول گرادیان اکو:

$$^{\frac{TE}{*T2}-}S_0e = S(TE)$$

فرمول گرادیان اکو:

$$S_0 e^{-\frac{TE}{T2^*}} = S(TE)$$

که در آن:

- $S(TE)$: سیگنال دریافتی در زمان تأخیر TE.
- S_0: سیگنال اولیه.
- $T2^*$: زمان آرامش عرضی مؤثر که شامل اثرات ناهنجاری‌های میدان مغناطیسی است.
- TE: زمان تأخیر.

توضیح: در این روش، به جای پالس 180 درجه، از تغییرات میدان مغناطیسی گرادیان برای فاز گرفتن اسپین‌ها استفاده می‌شود. این فرمول نشان‌دهنده کاهش سیگنال به دلیل فرآیند آرامش عرضی مؤثر است که تحت تأثیر تغییرات میدان مغناطیسی قرار دارد.

جدول مقایسه‌ای توالی‌های مختلف MRI

ویژگی	اسپین اکو (Spin Echo)	گرادیان اکو (Gradient Echo)
نوع پالس	پالس‌های RF 90 و 180 درجه	پالس RF 90 درجه
زمان تصویربرداری	بیشتر	کمتر
حساسیت به میدان مغناطیسی	بالا	کمتر
کاربرد	تصویربرداری دقیق (T2-weighted)	تصویربرداری سریع (T2*-weighted)
میزان نویز	کم	بیشتر
نوع سیگنال	$T2$-وزن‌دار	$T2^*$-وزن‌دار
دقت تصویربرداری	بالاتر	کمتر

نتیجه‌گیری:

در نهایت، انتخاب توالی پالس در تصویربرداری MRI بستگی به نیاز خاص تصویرسازی دارد. برای تصویربرداری دقیق و کاهش تأثیرات میدان مغناطیسی غیر یکنواخت، توالی اسپین اکو معمولاً ترجیح داده می‌شود، در حالی که گرادیان اکو برای تصویربرداری‌های سریع‌تر و با کمترین تأثیرات میدان مغناطیسی مناسب است. تکنیک‌های اشباع و بازیافت معکوس نیز برای بهبود کنتراست تصاویر و تقویت تفاوت‌های بافتی مفید هستند.