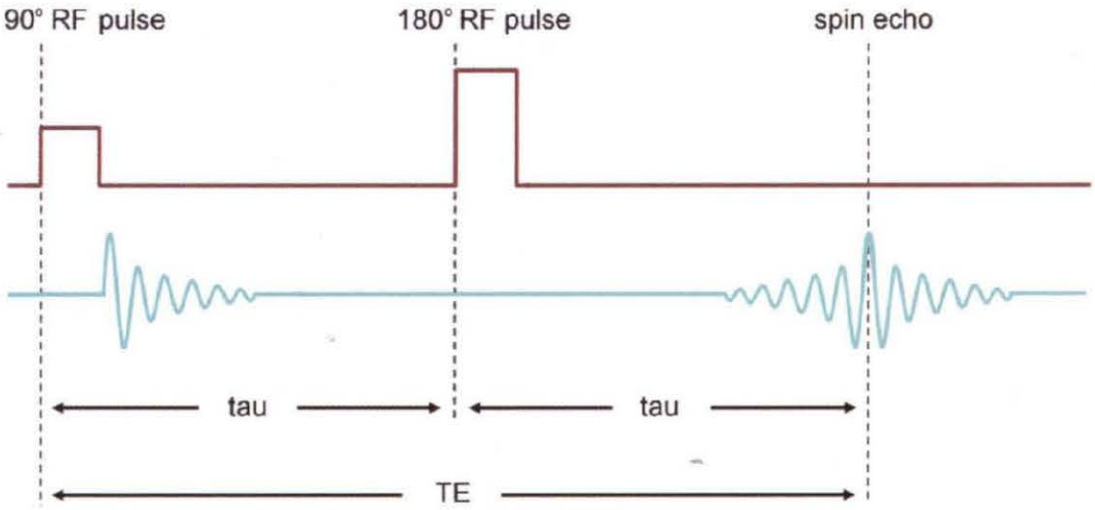
پارامترهای زمان بندی در اسپین-اکو

زمان بین هر پالس تحریک °90 برای هر اسلایس TR است .زمان بین پالس تحریک °90 و پیک اسپین-اکو TE است (شکل ۲-۲۰). مدت زمان لازم برای همگرایی(rephasing) بعد از اعمال پالس °180 برابر با مدت زمان لازم برای NMV برای غیرهمفاز شدن پس از برداشته شدن پالس °90می باشد .به این مدت زمان، زمان TAU گفته می شود .در نتیجه، TE دو برابر مقدار TAU است . به شکل ۲-۲۰ نگاه کنید و به تقارن پالس سکانس اسپین-اکو توجه فرمایید .با همفاز شدن تدریجی اسپینها، سیگنال بصورت تدریجی ساخته می شود و در TE به مقدار پیک یا ماکزیمم خود می رسد که در این زمان همه اسپین ها با هم همفاز هستند . با این حال، اسپینهای سریعتر از اسپینهای کندتر جلو می افتند و دوباره غیرهمفازی رخ می دهد .این مسأله منجر به از دست رفتن تدریجی سیگنال می شود که آینه رشد تدریجی قبل از پیک اکو است و باعث تقارن پالس سکانس می شود.

در اکثر پالس سکانس های اسپین-اکو، بیش از یک پالس ° 180 RF را می توان پس از پالس °90 اعمال کرد. هر پالس °180 ایجاد اسپین-اکو جداگانه ای ایجاد می کند که می توان آن را با کویل

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

دریافت کرد و برای ساختن تصویراز آنها استفاده کرد .با وجود اینکه هر تعداد اکویی را می توان تولید کرد، سکانس های اسپین-اکو معمولا با استفاده از 1یا 2 اکو ساخته می شوند.

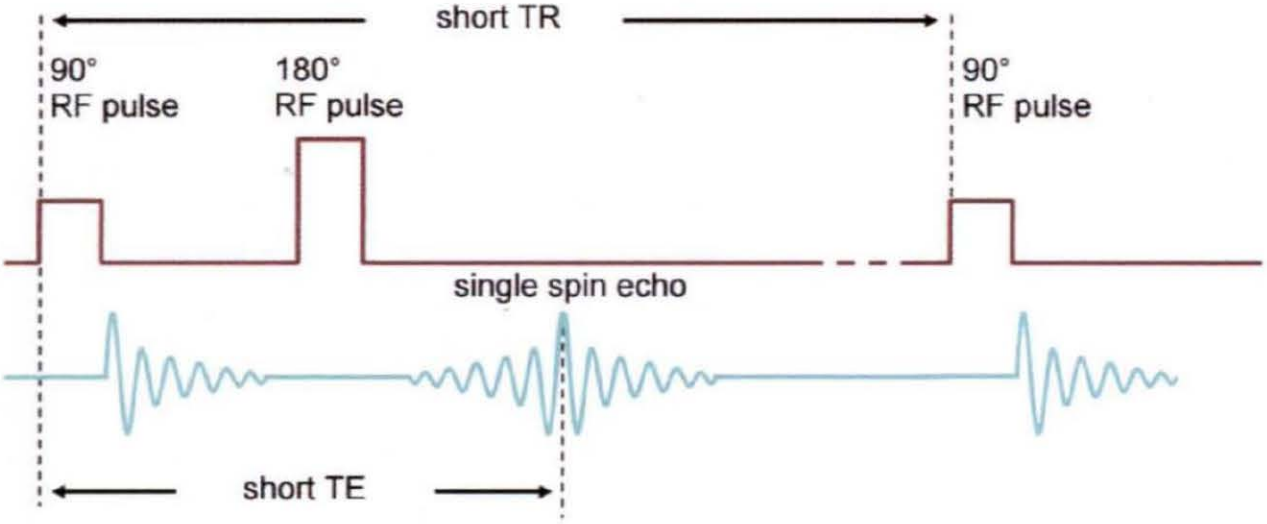


شکل ۲-۲۰-- پالس سکانس اسپین اکو و زمان TAU

اسپین اکو با یک اکو

این پالس سکانس را اگر TR و TE کوتاه استفاده شوند، می توان برای ایجاد تصاویر T1 وزنی استفاده کرد (شکل ۲-۲۱) . یک پالس 180° پس از پالس تحریک 90° اعمال می شود .پالس 180° منفرد ایجاد اسپین اکو منفرد می کند. پارامترهای زمان بندی برای ایجاد یک تصویر T1 وزنی مورد

استفاده قرار می گیرند .با داشتن یک TE کوتاه می توان اطمینان یافت که پالس 180° و اکو بعدی زود اتفاق می افتند و در نتیجه، مقدار کمی میرایی T2رخ می دهد .اختلاف در زمان های T2 بافت ها بر اکو و کنتراست آن غلبه نمی کنند .در نظر گرفتن TR کوتاه باعث می شود اطمینان یابیم که بردارهای چربی و آب بطور کامل بازیابی نشده اند و در نتیجه، اختلاف در T1 های آن ها بر اکو و کنتراست آن غلبه می کنند(شکل ۲۳-۲).

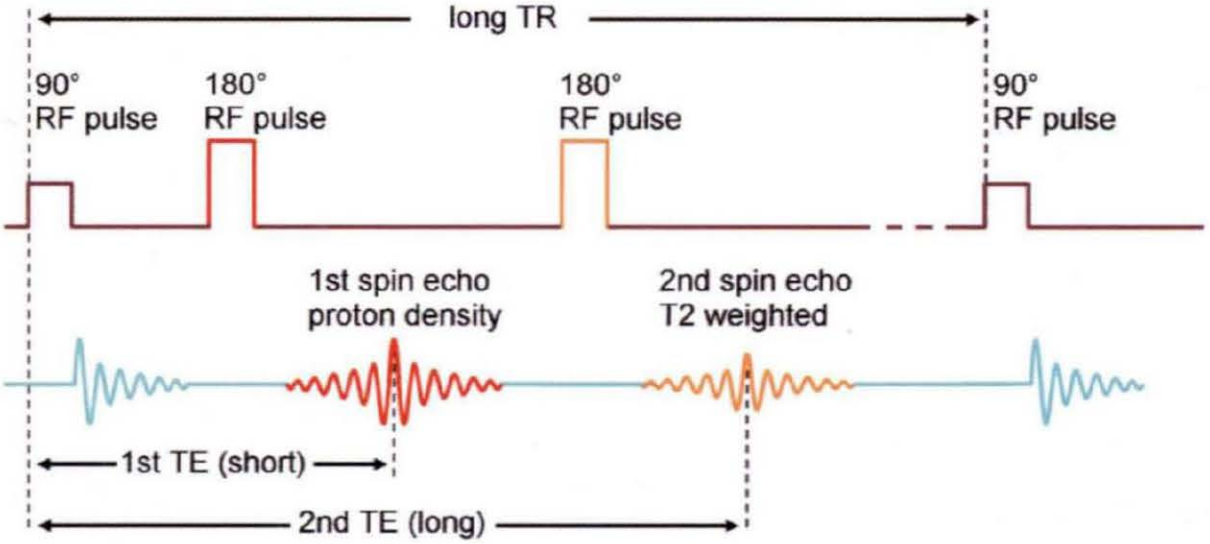


شکل ۲-۲۱- اسپین اکو با یک اکو

اسپین اکو با دو اکو

از این روش می توان برای ایجاد یک تصویر دانسیته پروتونی و یک تصویر T2 وزنی در مدت زمان TRبه یکباره استفاده کرد (شکل ۲۲-۲). اولین اسپین اکو زودهنگام با انتخاب TE کوتاه ایجاد می شود .در این هنگام، تنها مقدار کمی میرایی T2 رخ داده است و در نتیجه اختلاف T2 بین بافت ها در این اکو حداقل شده اند .اسپین اکو دوم بسیار دیرتر با انتخاب TE بلند رخ می دهد .مقدار شاخصی از میرایی T2 در این زمان رخ داده است و درنتیجه اختلاف در زمان های T2 بافت ها در این اکو حداکثر می شود .مقدار TR انتخاب شده بلند است و در نتیجه اختلاف T1 بین بافت ها مینیمم می شود .پس، اولین اسپین-اکو TE کوتا و TR بلندی دارد و تصویر حاصل از آن، وزن دانسیته پروتونی دارد .اسپین-اکو دوم دارای TE بلند و TR بلند است و تصویر آن وزن T2 دارد . شکل ۲-۲۳ یک تصویر T1 وزنی را نشان می دهد، شکل ۲-۲۴ یک تصویر با وزن دانسیته پروتونی را نمایش می دهد؛ و شکل ۲-۲۵ تصویر T2 وزنی است.

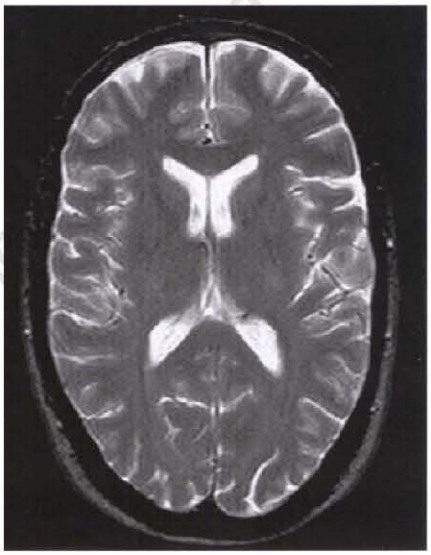
Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)



شکل ۲۲-۲- اسپین اکو با دو اکو

شکل ۲- ۲۳- تصویر $T1$ وزنی اسپین اکو از مغز

شکل ۲-۲۴- تصویر Proton Density وزنی اسپین اکو از مغز



شکل ۲ – ۲۵- تصویر T2 وزنی اسپین اکو از مغز

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

خلاصه:

پالس سکانس های اسپین اکو یکی از وزنهای T1 ، T2 یا proton density را ایجاد می کنند.

- زمان TR کنترل کننده وزن T1 است
- زمان TR کوتاه باعث بیشینه شدن وزن T1 می شود.
- زمان TR بلند وزن دانسیته پروتونی را ماکزیمم می کند.
- زمان TE کنترل کننده وزن T2 است.
- مقدار کوتاه TE وزن T2 را مینیمم می کند.
- زمان TE بلند وزن T2 را ماکزیمم می کند.

Typical values of TR and TE

Long TR	2000 ms
Short TR	300–700 ms
Long TE	60 ms+
Short TE	10–25 ms

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

نکته آموزشی : درک وزندهی

درک وزندهی تصویر، مهارتی اساسی در MRI است .یکی از قوانین پایه این است که در تصویر به دنبال محتویات آب باشیم و چنانچه سیگنال بالایی دارد، تصویر می بایست وزن T2 داشته باشد و با TE بلندی گرفته شده باشد .بطور کلی، اگر آب دارای سیگنال کمی باشد، احتمالا تصویر T1 وزنی است و با TR کوتاه گرفته شده است، ولی بسته به ناحیه تصویربرداری در بدن، برخی از تصاویر دانسیته پروتونی محتویات آب را تیره نشان می دهند .چربی یک مارکر غیرقابل اعتماد است زیرا در بسیاری از انواه وزندهی ها روی پالس سکانس مورد استفاده می تواند روشن ظاهر شود. برای نشان دادن متغیرها در کنتراست تصویر، به شکل ۲-۲۶ دقت فرمایید .این تصویر با استفاده از یک سکانس اسپین اکو استاندارد اخذ شده است و تصویر T1 وزنی است بطوریکه کنتراست بطور عمده به علت تفاوت در زمانهای آسایش T1 بافتها ایجاد شده است .این کنتراستی است که از تصویری که با TR و TE کوتاه گرفته شده، انتظار داریم؛ مثلا، چربی در پوست و مغز استخوان Clivus روشن است و آب در CSF تیره است .با اینحال، با توجه بیشتر متوجه می شویم که همه نواحی دارای سیگنال روشن، چربی نیستند و همه نواحی با سیگنال تیره، آب نیستند. بطور

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

مثال، ناحیه A که سیگنال بالایی دارد، چربی نیست ولی خون با جریان کند در سینوس ساژیتال بالایی است .ناحیه B که سیگنال کمی دارد، آب نیست بلکه هوای موجود در سینوس اسفنوئید است .با اینکه این تصویر عمدتا با وزن T1 است، اثرات جریان و دانسیته پروتونی که کنتراست تصویر را تغییر می دهند، موجود است .حال به تصاویر ۲-۲۴ و ۲-۲۵ توجه کنید و ببینید که آیا می توانید نواحی که کنتراستی که متداول وزندهی مربوطه است را نشان نمیدهند را پیدا کنید؟

شکل ۲-۲۶- تصویر وزنی T1 ساژیتال اسپین-اکو مغز

Quantitative Molecular Imaging Systems Group (QMISG)

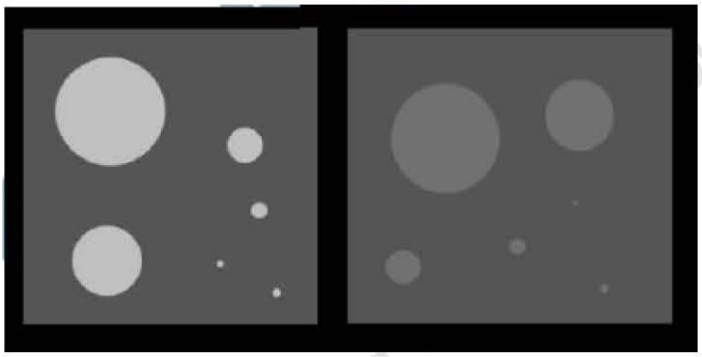
نکته آموزشی: تعبیر ریاضی وزندهی در اسپین-اکو

اجازه دهید بجای حفظ کردن مطالب گذشته و درک کیفی، به سراغ درک کمّی از بحث وزندهی و نحوه ایجاد سیگنال کم یا زیاد در MRI برویم.کنتراست متناسب با تفاضل سیگنال در دو نقطه از بافت است که می تواند قدرت تشخیصی ایجاد کند .سیگنال بافت خود تابعی از بافت و پالس مورد استفاده است .یک بافت دارای ویژگی خاصی است که بسته به نوع پالس مورد استفاده ممکن است یک سری از این ویژگی ها در سیگنال ظاهر شوند .هدف نهایی تصویربرداری، جداسازی بافت ها بر اساس این ویژگی ها است. بر اساس پالس سکانس طراحی شده امکان دارد این ویژگی ها در تصویر نهایی ظاهر شوند یا از بین بروند .به عنوان مثال، در پالس سکانس با وزن دهی T2 ، اثر ویژگی دیفیوژن نیز وجود دارد ولی نقش آن برجسته نیست .تعریف ریاضی کنتراست بدین صورت است:

$$C_{AB} = \frac{S(A) - S(B)}{S(A)}$$

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

برای دیدن دو بافت بطور مجزا در تصویر، وجود اختلاف در سیگنال کافی نیست، بلکه سایز بافت نیز حائز اهمیت است .همینطور، میزان نویز نیز در قابلیت رؤیت(detectability) بافت مؤثر است (شکل زیر) .



تأثیر کنتراست و اندازه جسم در قابلیت آشکار سازی

در توالی پالس اسپین-اکو رابطه سیگنال بافتی با در نظر گرفتن TE<<TR بدین صورت است:

$$SI = PD\left(1 - e^{-TR/T1}\right)e^{-TE/T2}$$

با استفاده از رابطه کنتراست می توان حالت های مختلف وزندهی را برای این پالس بررسی کرد:

$$C_{AB} = S_A - S_B = P_A\left(1 - e^{-TR/T1A}\right)e^{-TE/T2A} - P_B\left(1 - e^{-TR/T1B}\right)e^{-TE/T2B}$$

Quantitative Medical Imaging Group (QMISG)

کنتراست وزنی T1

منظور از این حالت این است که در رابطه کنتراست تنها پارامتر T1 ظاهر گردد(که البته جدای از PDنیست). برای این حالت باید TR و TE را به فرم زیر تعیین کنیم:

$$TE \ll T_{2AB} \Rightarrow e^{-TE/T2} \to 1$$

در این رابطه، TR نیز باید در محدوده T1 ها باشد . رابطه نهایی کنتراست به شکل زیراست:

$$C_{AB} = (P_{0A} - P_{0B}) - \left(P_{0A}e^{-TR/T1A} - P_{0B}e^{-TR/T1B}\right)$$

در این فرمول، به هیچ نحوی نمی توان PD را حذف کرد و به همین دلیل به آن کنتراست وزنی T1 اطلاق می شود و نه کنتراست T1 به تنهایی.

کنتراست وزنی T2

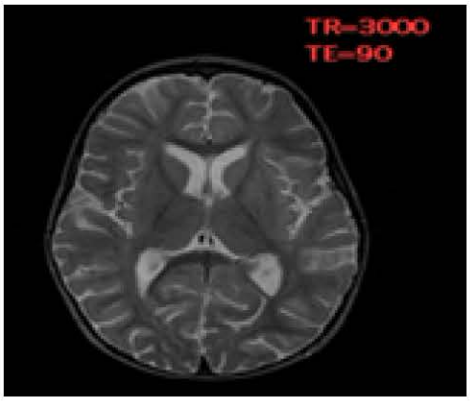
در این حالت، باید شرایط زیر برقرار باشند تا بتوانیم در رابطه نهایی کنتراست پارامتر(T2 و البته PD) را ببینیم:

$$TE \cong T_{2AB}$$

$$TR \gg T_{1AB} \Rightarrow 1 - e^{-TR/T1} \to 0$$

$$C_{AB} = P_{0A}e^{-TE/T2A} - P_{0B}e^{-TE/T2B}$$

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)



تصویر $T2$ وزنی

کنتراست وزنی دانسیته پروتونی (PD)

یعنی اختلافاتی که در تصویر ایجاد می شود مربوط باشد به اختلافات PD باشد بنابراین باید اثر $T1$ و $T2$ را حذف کرد.

$$S(TE,TR) = P_0\left(1 - e^{-TR/T1}\right)e^{-TE/T2}$$

اگر

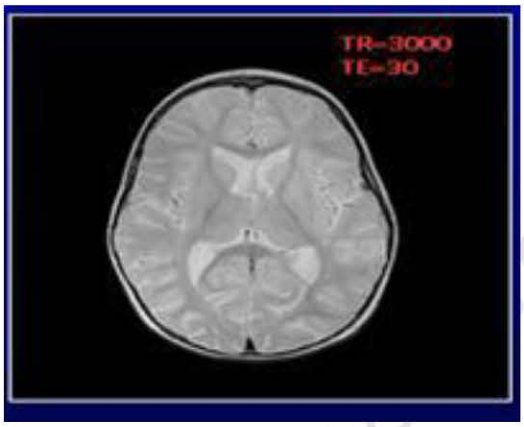
$$TR \gg T_{1AB} \Rightarrow 1 - e^{-TR/T1} \to 0$$

$$TE \ll T_{2AB} \Rightarrow e^{-TE/T2} \to 1$$

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

$$C_{AB} = (P_{0A} - P_{0B})$$

همانطور که از رابطه اخیر مشخص است در این حالت PD عامل کنتراست می باشد.



تصویر PD وزنی

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

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