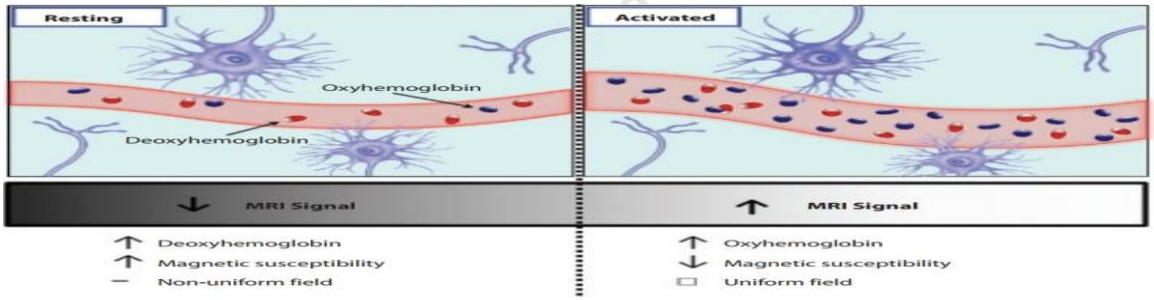
تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI)

- در این نوع تصویربرداری، اندازه گیری غیر مستقیم فعالیت نورونی، براساس تغییرات همودینامیکی صورت می گیرد.
- اکسی هموگلوبین دیامغناطیسی است، در حالی که دئوکسی هموگلوبین پارامغناطیسی است.
- به دنبال فعالیت نورونی و نیاز به افزایش میزان خون اکسیژن دار برای تامین اکسیژن بافت، اکسی هموگلوبین افزایش می یابد ، بنابراین سیگنال MR افزایش می یابد.
- طراحی پارادایم برای fMRI چالش برانگیز است.
- با توجه به کوتاه بودن زمان پاسخ همودینامیک (در حد ثانیه)، تصاویرهر والیوم باید در مدت زمان بسیار کوتاهی جمع آوری شوند تا بتوانیم سیگنال را جمع آوری کنیم. از طرفی به دلیل ضعیف بودن سیگنال در fMRI و پایین بودن نسبت سیگنال به نویز باید تعداد زیادی والیوم جمع آوری شود تا به سیگنال مورد انتظار برسیم(۵ دقیقه).
- نیاز به همکاری بیماران وجود دارد.
- میدان های مغناطیسی بالا، 3T ،ترجیح داده می شوند.
- fMRI حالت استراحت یک مفهوم جدید است.

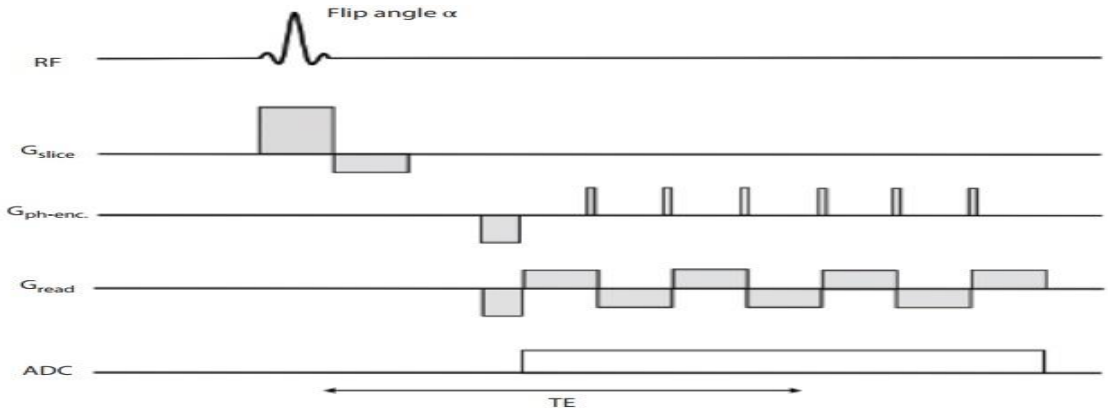


انتخاب یک سکانس بهینه برای آزمایش های fMRI یک مسئله چند متغیره و چند سطحی است و راه حل های مختلی برای بهترین سکانس انتخابی وجود دارد که به دانش و تجربه پیشرفته ای نیاز دارد و حتی می تواند برای متخصصان این حوزه مشکل باشد. انتخاب سکانس بهینه نیز تا حد زیادی به کنتراست و مهمتر از همه به قدرت میدان مغناطیسی بستگی دارد.

با توجه به مکانیسم های کمک به تقویت سیگنال BOLD، انتظار می رود که توالی $T2^*$ حداکثر حساسیت را در یک آزمایش fMRI داشته باشد. در اواخر دهه ۱۹۷۰، Sir Peter Mansfield سریعترین سکانس تصویربرداری single-shot با

[1] rest-fMRI

نام Echo Planar Imaging یا EPI را معرفی کرد. از این رو، گرادیان-اکو EPI (GE-EPI) محبوب ترین دنباله انتخاب شده برای fMRI است، همانطور که در شکل نشان داده شده است.



زمان بهینه اکو (TE) برای fMRI برابر $T2^*$ است ، که توضیح می دهد که چرا یک تاخیر اضافی بین تحریک و دریافت سیگنال داریم. در ۱,۵ تسلا، $T2^*$ حدود ۵۰ تا ۶۰ میلی ثانیه است، در حالی که در ۳ تسلا، $T2^*$ حدود ۳۰ تا ۴۰ میلی ثانیه است.

با افزایش میدان مغناطیسی، مغناطش خالص[۲]هم افزایش می یابد و از این رو افزایش نسبت سیگنال به نویز (SNR) وجود دارد. این افزایش SNR هم بر روی تصویر آناتومیکی و هم در میزان تغییر سیگنال ناشی از فعال سازی تأثیر مثبت دارد.

مشکل اصلی GE-EPI حساس بودن به اثرات susceptibility به دلیل گرادیان read-out طولانی در جهت رمزگذاری فاز است، علی رغم این مشکلات (اعوجاج تصویر و از دست رفتن سیگنال) ، 2D EPI بیشترین کاربرد را در fMRI دارد (البته با کاهش این آرتیفکت ها با استفاده از تکنیک های multi-echo)

درمیدان های قوی، یک جایگزین خوب برای gradient echo (GE) دنباله اسپین-اکو (SE) است. در تصاویر SE سیگنال از دست نمی رود اما اعوجاج هندسی به دلیل EPI وجود دارد. تکنیک های اسپین اکو سریع (FSE) عاری از آرتیفکت است اما محدودیت عمده آن انباشت انرژی زیاد[۴]و زمان نمونه برداری طولانی است. برای بسیاری از محققان تنها راه ممکن برای کاهش اعوجاج های EPI، کاهش مدت زمان readout با استفاده از تکنیک های parallel imaging است.

از دیگر فرآیندها برای انجام fMRI می توان به روش PRESTO و روش multi-echo اشاره کرد. PRESTO در واقع تلاشی برای افزایش کارایی گرادیان اکو است (با تامین تاخیر مورد نیاز برای دست یابی به ماکسیمم کنتراست BOLD).

---

[۲] net magnetization
[۳] activation
[۴] high energy deposition
[۵] Principle of Echo Shifting with a Train of Observations

Quantitative Medical Imaging Systems

در بعضی مطالعات fMRI ، پالس سکانس توربو اسپین اکو (TSE) به عنوان جایگزینی برای سکانس EPI پیشنهاد شده است که اخیراً ، با اصلاحاتی توالی mHASTE همراه با سه برابر GRAPPA پیشنهاد شده است که باعث بهبود رزولوشن زمانی[۷] می شود و یک زمان را برای تقویت بیشتر سیگنال BOLD در نظر می گیرد. کیفیت تصویر mHASTE عالی است (بدون از دست رفتن سیگنال یا اعوجاج تصویر).

کاربردهای کلینیکی fMRI

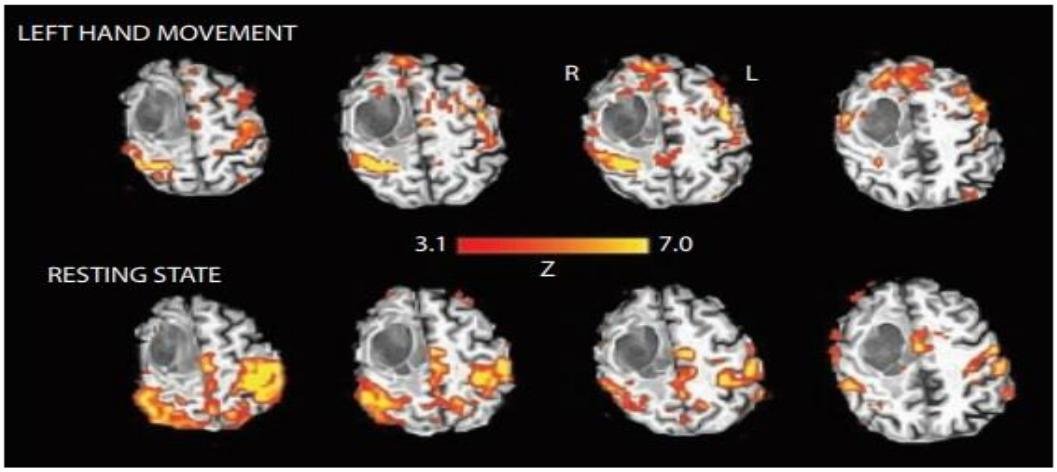
نقشه برداری از مغز قبل از جراحی برای جراحی مغز و اعصاب، Lateralization برای جراحی صرع لوب تمپورال (TLE) ، نقشه برداری از کانون های ictal در بیماران مبتلا به صرع کانونی،

fMRI حالت استراحت[۸] برای اختلالات شناختی، ارزیابی مغز بعد از عمل، بررسی اختلالات عصبی

کاربردهای کلینیکی fMRI در آینده نزدیک

ارزیابی مغز در سکته مغزی، Pharmacological fMRI ، ارزیابی و مدیریت درد مزمن ، تدوین و ارزیابی استراتژی های جدید درمانی، Real-time fMRI

منبع: کتاب Advanced MR Neuroimaging



Quantitative Systems Group (QMISG)

[۶] modified half Fourier acquisition single-shot TSE sequence

[۷] temporal resolution

[۸] Resting state fMRI