میرایی *T2

هنگامی که پالس تحریک RF برداشته می شود، فرایندهای آسایش و میرایی بلافاصله رخ می دهند. میرایی *T2 همان میرایی FID ایجاد شده به دنبال پالس تحریک RF است. این میرایی از میرایی T2 سریعتر است، زیرا ترکیبی از دو اثر است:

- میرایی T2
- غیرهمفاز شدن بعلت وجود ناهمگنی های میدان مغناطیسی

ناهمگنی ها نواحی ای درون میدان مغناطیسی هستند که با شدت میدان مغناطیسی خارجی تطابق ندارند. برخی نواحی دارای میدان مغناطیسی کمی کمتر از میدان مغناطیسی اصلی هستند (با رنگ آبی در شکل ۲-۱۵ نشان داده شده است)، در حالیکه بقیه نواحی شدت میدان مغناطیسی کمی بیشتر از میدان مغناطیسی اصلی دارند (با رنگ قرمز در شکل ۲-۱۵ نشان داده شده اند).

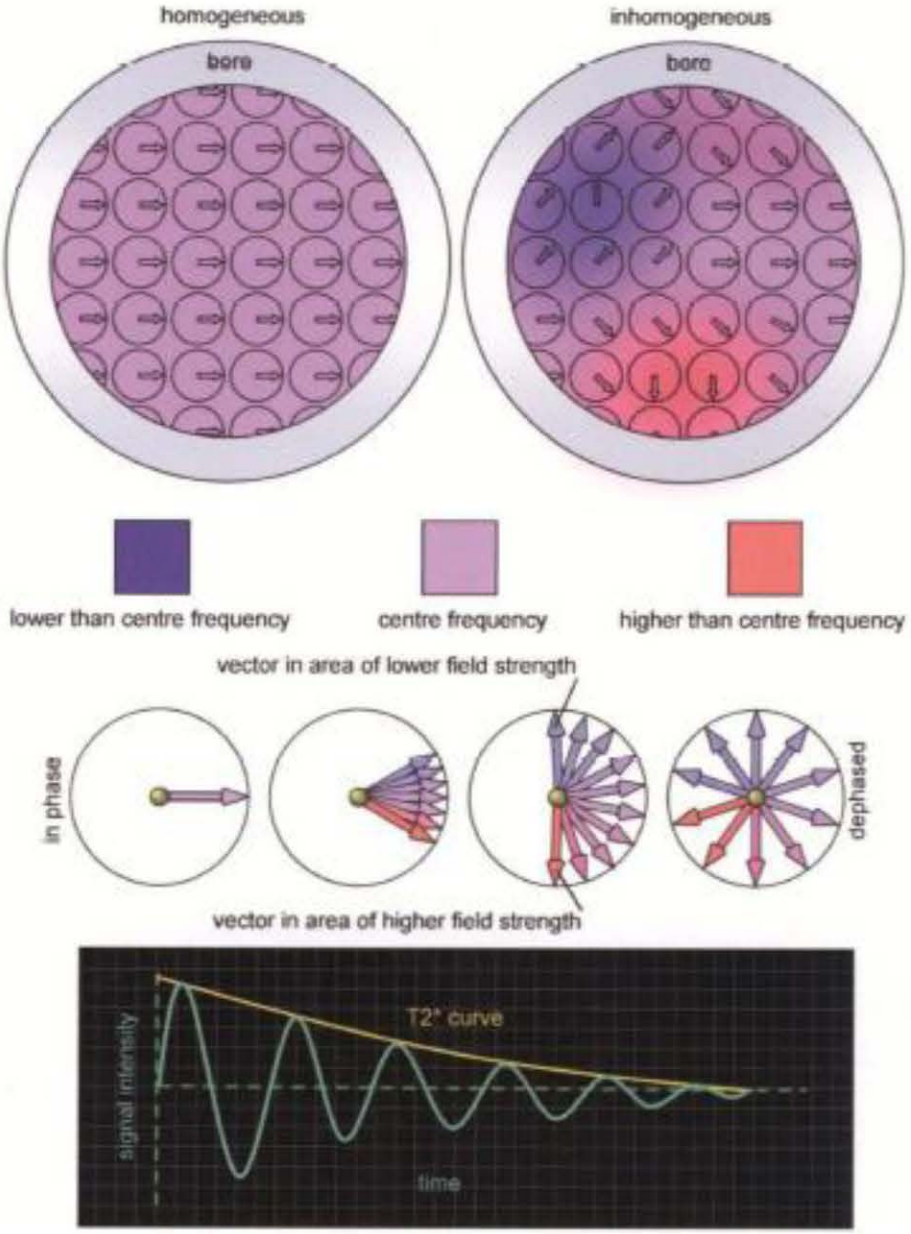
همانگونه که معادله لارمور بیان می کند، فرکانس لارمور یه هسته متناسب با شدت میدان مغاطیسی ای است که تجربه می کند. اگر یه هسته در ناحیه ای دارای ناهمگنی و شدت میدان بالاتر باشد، فرکانس تقدیمی (precession) هسته کاهش پیدا میکند، یعنی سرعت آن پایین می آید. این نکته

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

در شکل ۲-۱۵ قابل مشاهده است. افزایش یا کاهش نسبی سرعت بعنوان نتیجه ای از ناهمگنی های میدان مغناطیسی و اختلاف در فرکانس تقدیمی در بافت های خاص، باعث ایجاد غیرهمفازی سریع NMV [۱] می شود و یک FID تولید می کند (شکل ۲-۱۵). این غیرهمفازی ناشی از ناهمگنی میدان مغناطیسی فرایندی نمایی [۲] است.

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

[۱] Net Magnetization Vector
[۲] Exponential



*شکل ۲-۱۵- میرایی *T2 و ناهمگنی میدان مغناطیسی*

پالس سکانس ها (توالی های پالس)

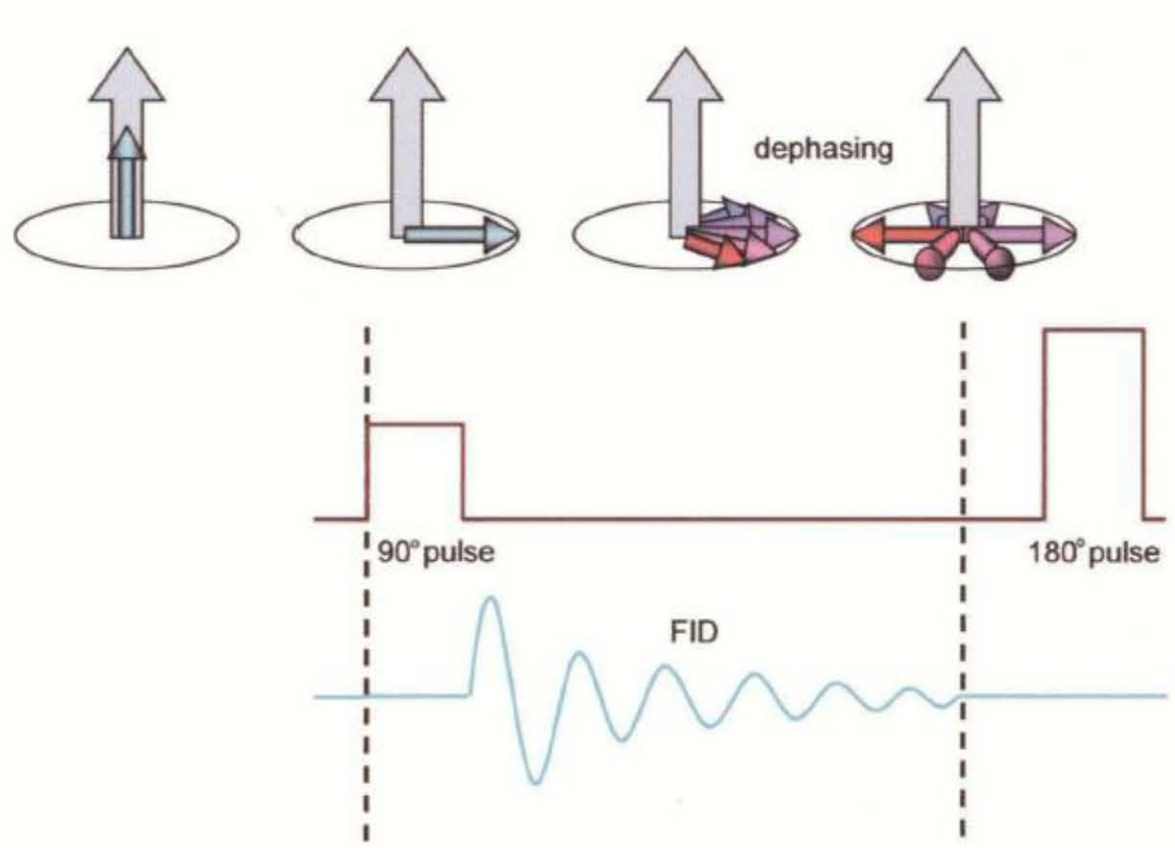
میرایی ایجاد شده بعلت ناهمگنی باعث از دست رفتن سریع مغناطش همگرای عرضی می شود و در نتیجه، سیگنال قبل از آنکه بیشتر بافت ها زمان کافی برای بازیابی زمان های آسایش T1 یا T2 خود داشته باشند، به صفر می رسد. برای اندازه گیری زمان های آسایش و ایجاد تصویر با کنتراست مناسب، می بایست اثر غیرهمفازی *T2 را بگونه ای جبران کنیم که در نتیجه سیگنال بتواند دوباره ایجاد شود و T1 و T2 را بتوان به دزستی اندازه گیری کرد. دو روش برای انجام این کار وجود دارد—با استفاده از پالس RF ۱۸۰ درجه اضافی یا با استفاده از گرادیانها. سکانس هایی که پالس ۱۸۰ درجه برای بازتولید سیگنال استفاده می کنند، "سکانس های اسپین-اکو" خوانده می شوند و آنهایی که از گرادیان استفاده می کنند، "سکانس های گرادیان-اکو" نامیده می شوند.

سکانس اسپین-اکو

پالس سکانس اسپین-اکو از یک پالس تحریک 90° برای چرخاندن NMV (بردار مغناطش مجموع) به صفحه عرضی استفاده می کند. بردار NMV در صفحه عرضی حرکت تقدیمی انجام می دهد وباعث ایجاد ولتاژ در کویل دریافت کننده می شود. مسیرهای حرکت تقدیمی ممان های مغناطیسی

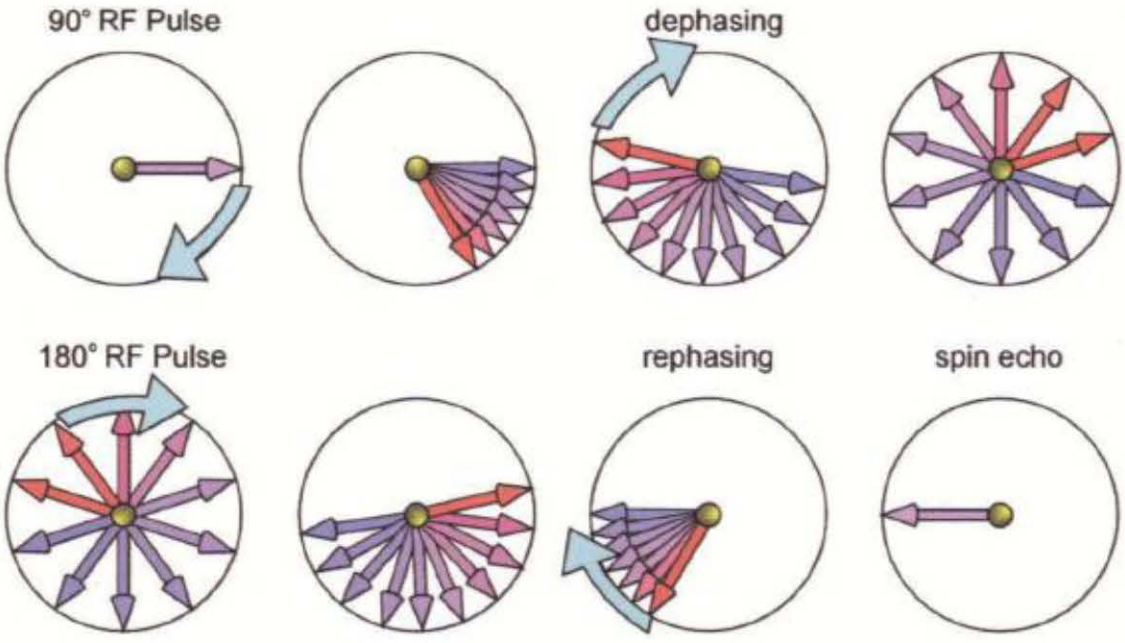
Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

هسته درون NMV به صفحه عرضی منتقل می شوند. هنگامی که پالس RF 90° برداشته می شود، یک سیگنال Free Induction Decay (FID) تولید می شود. غیرهمفازی *T2 بلافاصله رخ می دهد ئ سیگنال میرا می شود. یک پالس RF 180° سپس برای جبران این غیرهمفازی اعمال می شود (شکل ۲-۱۶).



*شکل ۲-۱۶- غیرهمفاز شدن *T2*

پالس RF 180° پالسی است که انرژی کافی برای حرکت دادن NMV به اندازه 180° را دارد. میرایی T2* باعث می شود که ممان های مغناطیسی در صفحه عرضی غیرهمفاز شوند. حال، ممان های مغناطیسی نسبت به هم غیرهمفاز هستند، یعنی در موقعیت های متفاوتی نسبت به هم روی مسیر حرکت تقدیمی در هر زمان خاص قرار دارند. ممان های مغناطیسی که سرعتشان کاهش می یابد، لبه عقبی (رنگ آبی در شکل ۲-۱۷) را تشکیل می دهند. ممانهای مغناطیسی که سرعتشان افزایش می یابد، لبه پیشرونده را تشکیل می دهند (رنگ قرمز در شکل ۲-۱۷).

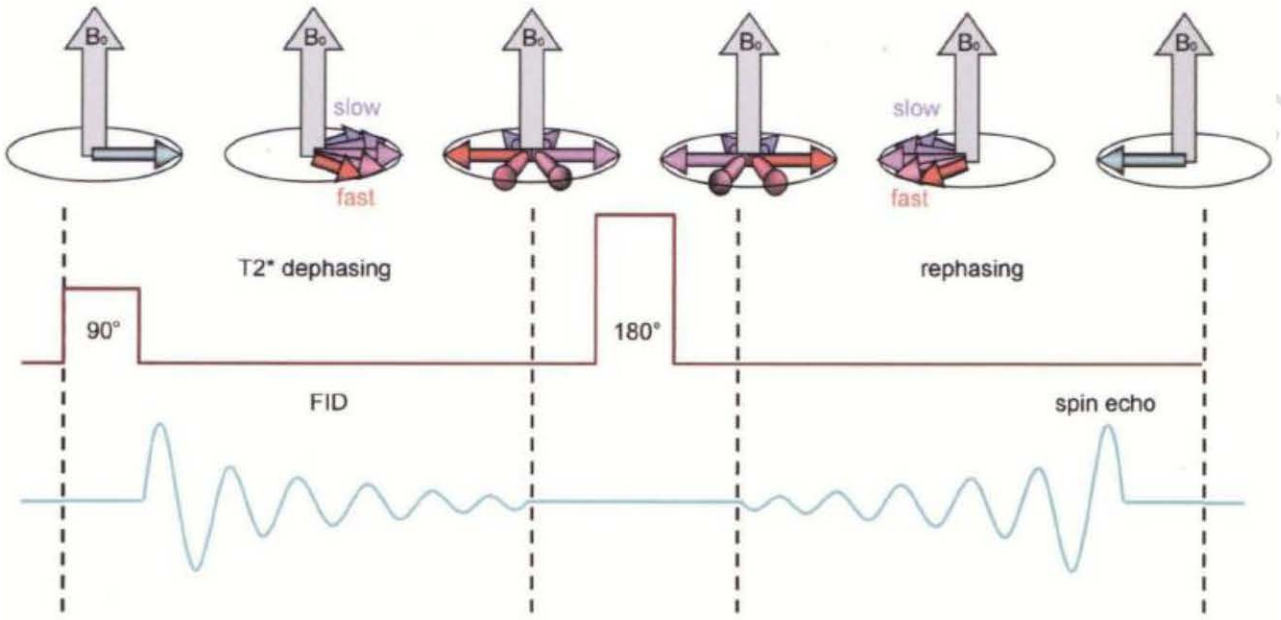


شکل ۲-۱۷- همفاز شدن مجدد با پالس 180°

پالس 180°این ممانهای مغناطیسی منفرد را 180°می چرخاند. این ممان ها همچنان در صفحه عرضی هستند ولی ممانهای تشکیل دهنده لبه عقبی قبل از پالس 180° تشکیل لبه پیشرونده را می دهند. بالعکس، ممان های مغناطیسی که لبه پیشرونده را قبل از پالس 180° تشکیل می دادند، هم اکنون لبه عقبی را می سازند (در قسمت پایینی شکل ۲-۱۷ نمایش داده شده است). اسپین قرمزی که لبه پیشرونده را قبل از پالس 180° تشکیل می داد، اکنون لبه عقبی را می سازد. اسپین آبی که لبه عقبی را قبل از پالس 180° می ساخت، اکنون لبه پیشرونده را تشکیل می دهد.

جهت حرکت تقدیمی یکسان باقی می ماند و در نتیجه، لبه عقبی شروع به رسیدن به لبه پیشرونده می کند. در زمان مشخص دیگری، هر دو لبه روی هم قرار می گیرند. ممان های مغناطیسی همفاز هستند چون همزمان در مکان یکسانی روی مسیر حرکت تقدیمی قرار می گیرند. در این لحظه، مغنازش عرضی همفاز است و در نتیجه سیگنال بیشینه در کویل القا می شود. به این سیگنال، اسپین-اکو می گویند. اسپین-اکو در این حالت شامل اطلاعات T1 و T2 است،زیرا، غیرهمفازی *T2 کاهش یافته و زمان بیشتری به بافت ها داده شده است تا به زمان های آسایش T1 و T2 خود برسند (شکل ۲-۱۸).

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

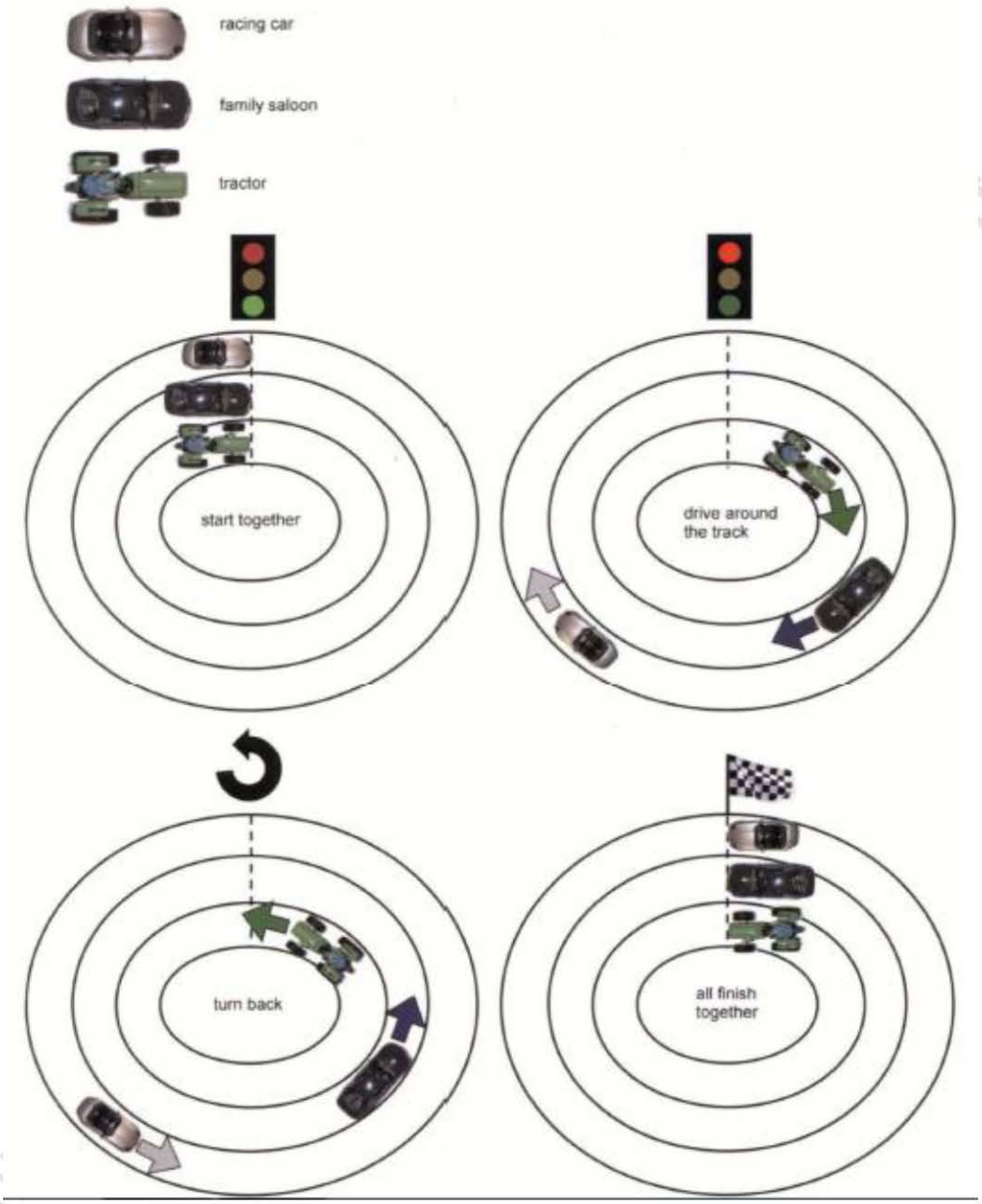


شکل ۲-۱۸- سکانس ساده همفاز سازی

نکته آموزشی:

یک راه ساده برای درک همفاز سازی 180° آن است که سه خودرو را در یک مسیر مسابقه دایروی تصور کنیم. خودرو ها نمایشگر سه ممان مغناطیسی و مسیر مسابقه دایروی نمایشگر مسیر حرکت تقدیمی ممان های مغناطیسی است. خودروها سرعت های متفاوتی دارند: یکی از آنها خودرو مسابقه است، دیگری خودرو خانوادگی و آخری تراکتور است (شکل ۲-۱۹).

Quantitative Medical Imaging



شکل ۲-۱۹- مسابقه فرمول یک لا رمور

با شلیک گلوله تفنگ، خودروها از یک نقطه با هم شروع به حرکت می کنند. در مدت زمان کوتاهی، خودرو مسابقه، از خودرو خانوادگی جلو می افتد که آن نیز به نوبه خود از تراکتور جلوتر بود. هم اکنون، این سه خودرو نسبت به یکدیگر غیرهمفاز هستند، زیرا در زمان خاص، در مکانهای مختلفی از مسیر مسابقه قرار دارند. هرچه زمان مسابقه طولانی تر باشد، غیرهمفازی بیشتری بین خودروها رخ می دهد.

دوباره تفنگ شلیک می کند. شلیک شروع مسابقه در واقع همان پالس RF 180° است. با شنیده شدن شلیک شروع، خودروها دور می زنند و به سمت نقطه شروع برمیگردند. خودرو مسابقه هم اکنون عقب است چون در ابتدای مسابقه، از بقیه بیشتر جلو رفته بود و مسیر بیشتری طی کرده بود. تراکتور جلو است چون در ابتدای مسابقه آهسته تر حرکت کرده بود و مسیر کمتری را طی کرده بود. خودرو خانوادگی جایی میان این دو قرار دارد. با فرض آنکه خودروها دقیقا با سرعتی که ابتدای مسابقه مسیر را طی کرده بودند، به سمت نقطه شروع برگردند، خودرو مسابقه و خودرو خانوادگی به تراکنور می رسند و وقتی به خط شروع می رسند، در یک زمان خاص هر سه با هم در مکان یکسان قرار می گیرند و بعبارتی، با یکدیگر همفاز می شوند. پس اگر این خودروها ممان

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

مغناطیسی باشند، یک اکوی اسپینی در این نقطه تولید می کنند. مدت زمان صرف شده برای کامل کردن کل مسیر مسابقه (از خط شروع تا جایی که دور می زنند و به خط شروع باز می گردند) در واقع همان زمان TE است.

مرجع:

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

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)