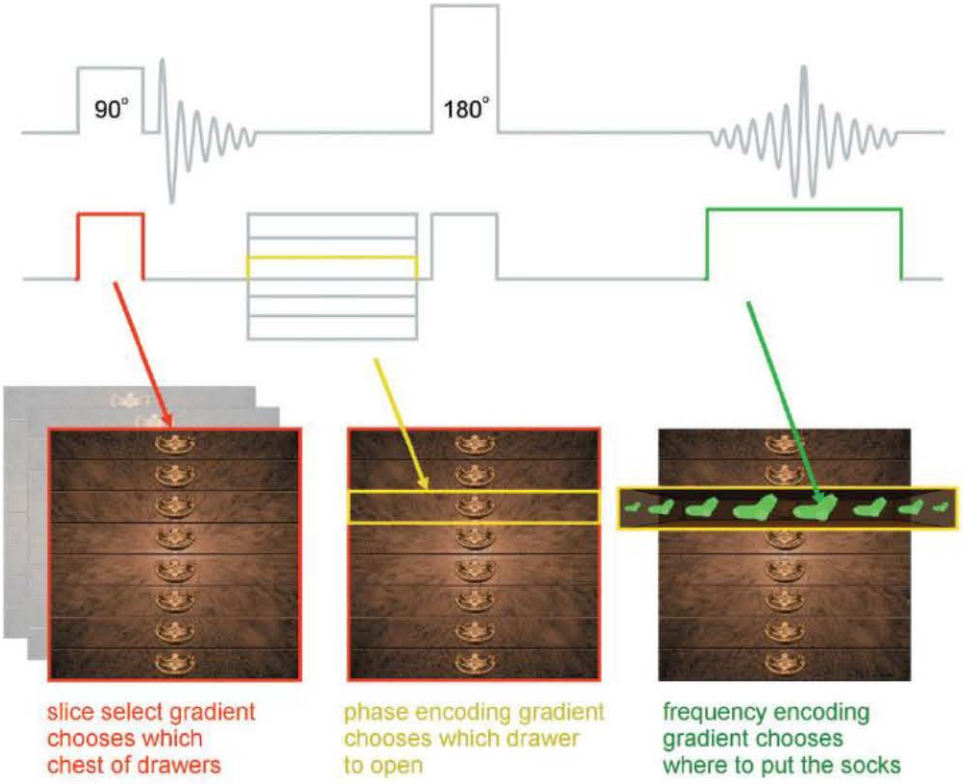
به شکل ۳-۲۰ نگاه کنید که یک توالی پالس اسپین اکو را نشان می دهد. نیمه فوقانی دیاگرام زمانی را نشان می دهد که گردیان ها در حین دنباله پالس روی هر برش اعمال می شود. نیمه تحتانی ناحیه هم ارز فضای K را نشان می دهد، که به صورت قفسه ای از کشوها رسم شده است. گرادیانِ انتخاب برش در حین پالس های تهییج و ریفازینگ اعمال می شود تا به طور انتخابی یک برش را تهییج و ریفاز کند. شیب گرادیان انتخاب برش تعیین می کند که کدام برش تهییج شود، یا کدام قفسه کشوها انتخاب شود . هر برش دارای ناحیه فضای K مخصوص به خود می باشد.

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)



شکل ۳-۲۰: پر شدن فضای K در یک توالی پالس اسپین اکو

سپس گرادیان کدگذار فاز اعمال می شود، این گرادیان تعیین می کند که کدام خط، یا کشو، با داد ه ها پر شود. به طور معمول، فضای K به طور خطی پر می شود، با خط ۱۲۸+ که ابتدا پر می شود (با فرض آنکه یک ماتریس فاز 256 انتخاب شده باشد)، به دنبال آن خط ۱۲۷+ و به همین ترتیب تا آخرین خط. در شکل ۳-۲۰ خطوط ۱۲۸+ و ۱۲۷+ قبلا پر شده اند، بنابراین خط بعدی

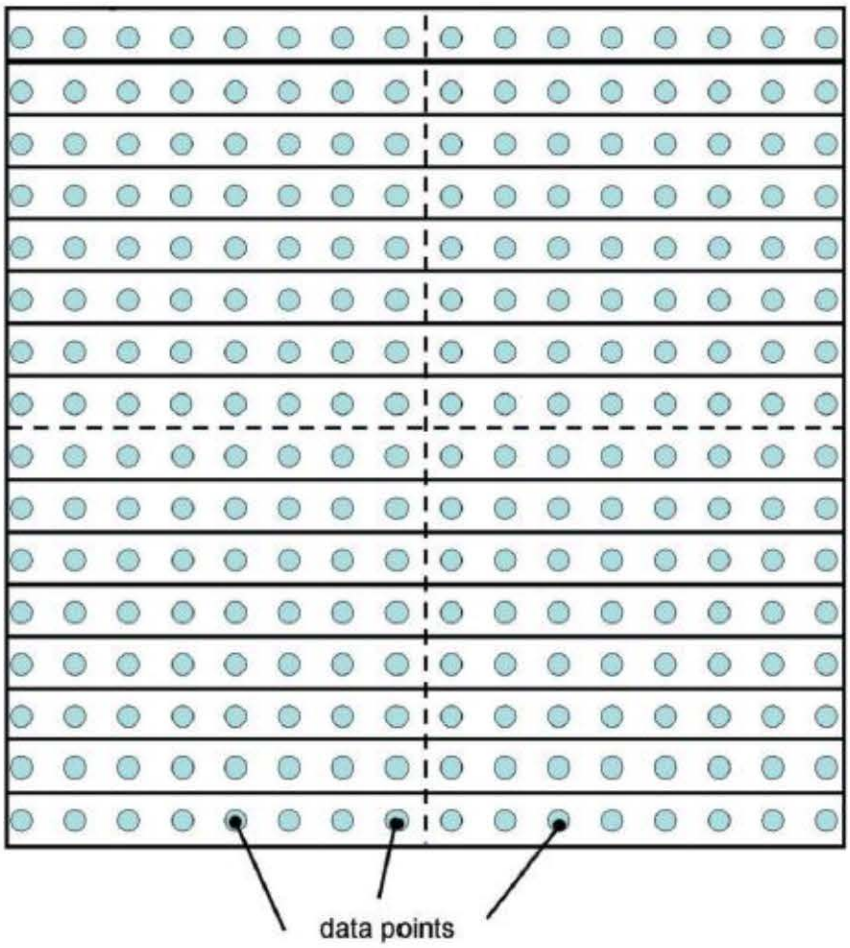
که باید پر شود ۱۲۶+ می باشد. برای باز کردن این کشو گرادیان کدگذار فاز باید با قطب مثبت و شیب تند متناظر با خط ۱۲۶+ اعمال شود. اعمال این گرادیان خط ۱۲۶+ را در فضای K انتخاب می کند.

اکنون گرادیان کدگذار فرکانس اعمال می شود. دامنه این گرادیان FOV را تعیین می کند. در حین کاربرد گرادیان کدگذار فرکانس، فرکانس ها در اکو دیجیتایز می شوند تا نقاط داده به دست آید که خط فضای K انتخاب شده توسط گرادیان کدگذار فاز را پر می کند. این نقاط داده در یک خط از فضای K در حین زمان نمونه برداری، معمولا از چپ به راست مرتب می شوند. در شکل ۲۰-۳ نقاط داده را با جوراب هایی نشان داده ایم که در هر کشو در یک ردیف قرار می گیرند. تعداد نقاط داده جمع آوری شده ماتریس فرکانس تصویر را تعیین می کند، مثلا ۲۵۶. هنگامی که نمونه برداری کامل می شود، گرادیان کدگذار فرکانس خاموش و گرادیان انتخاب برش روشن می شود، با یک دامنه متفاوت از قبل، تا برش بعدی را انتخاب و ریفاز کند. این معادل انتخاب قفسه کشوی بعدی است. گرادیان کدگذار فاز با همان قطبیت و دامنه ای که برای برش ۱ به کار رفته مجددا اعمال می شود، تا خط یا کشوی ۱۲۶+ از برش ۲ پر شود. این فرآیند برای تمام برش ها

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

تکرار می شود، خط ۱۲۶+ برای هر ناحیه فضای K یا هر نقشه کشوها پر می شود. همه این اعمال در زمان TR رخ می دهد. به این دلیل است که TR تعداد برش های مجاز را تعیین می کند. TR بلندتر زمان بیشتری را برای تهییج، ریفاز، کدگذاری فاز و فرکانس برش ها در اختیار می گذارد. اگر TR کوتاه باشد زمان کوتاهتر است بنابراین برش های کمتری امکان پذیر است. هنگامی که خط ۱۲۶+ در تمام برش ها پر شد، TR تکرار می شود. گرادیان برش مجددا قفسه کشوهای ۱ را انتخاب می کند، اما این بار خط دیگری از فضای K یا یک کشوی دیگر پر می شود. همین طور که توالی پالس ادامه می یابد، در هر TR دامنه گرادیان کدگذار فاز به تدریج کاسته می شود تا از خطوط فضای K یکی یکی پایین بیاییم. برای پر کردن خطوط نیمه تحتانی گرادیان کدگذار فاز با قطبیت منفی روشن می شود و به تدریج در هر TR افزایش می یابد تا خطوط خارجی پر شوند. اگر یک ماتریس فاز ۲۵۶ انتخاب شده باشد، هنگامی که خطوط ۱۲۸+ تا ۱۲۸- پر شوند اسکن تمام می شود. این عمومی ترین روش پر شدن فضای K است، اگرچه روش های زیاد دیگری وجود دارد. این فرآیند دستیابی داده ها به شبکه ای از نقاط داده منجر می شود. تعداد نقاط داده به طور افقی در هر خط برابر با ماتریس فرکانس است، مثلا ۲۵۶ یا ۵۱۲، تعداد نقاط داده به طور عمودی متناظر با ماتریس فاز انتخاب شده است، مثلا ۶۴، ۱۲۸، ۲۵۶، ۳۸۴ یا ۵۱۲ (شکل ۳-۲۱).

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)



شکل ۲۱-۳: نقاط داده

Quantitative MRI (QMISG)

نکته آموزشی: واقعیتی مهم در مورد فضای K

بسیار مهم است بدانیم که فضای K تصویر نیست، مثلا داده های ذخیره شده در خط بالایی، خط بالای تصویر را تشکیل نمی دهد. نقاط داده حاوی اطلاعاتی برای تمام برش هستند چون نقاط داده سیگنا لهای تمام اکو هستند و این اکو از تمام برش می آید.

برای تولید تصویر از نقاط داده به دست آمده لازم است یک فرآیند ریاضی به نام تبدیل سریع فوریه یا FFT را کامل کنیم.

تبدیل سریع فوریه FFT

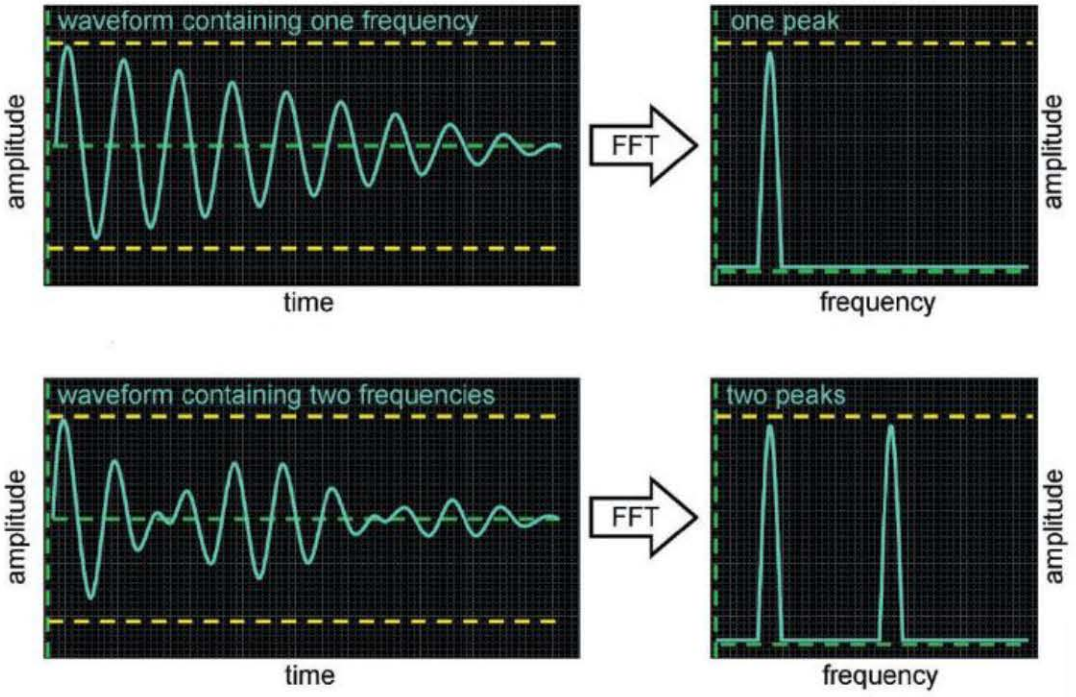
ریاضیات FFT فراتر از حوزه بحث ما است، اما مفهوم اساسی آن را اینجا توضیح می دهیم. یک تصویر MR ماتریسی از پیکسل ها است، که تعداد این پیکسل ها با تعداد خطوط پر شده در فضای K (ماتریس فاز) و تعداد نقاط داده در هر خط(ماتریس فرکانس) تعیین می شود. در نتیجه FFT، به هر پیکسل یک رنگ در مقیاس خاکستری متناظر با دامنه فرکانس های خاصی که از همان مکان فضایی پیکسل می آید نسبت می دهد. هر نقطه داده حاوی اطلاعات فاز و فرکانس از یک نقطه برش در یک لحظه زمان خاص در حین خواندن است. فرآیند FFT، به طور ریاضی این را به دامنه

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

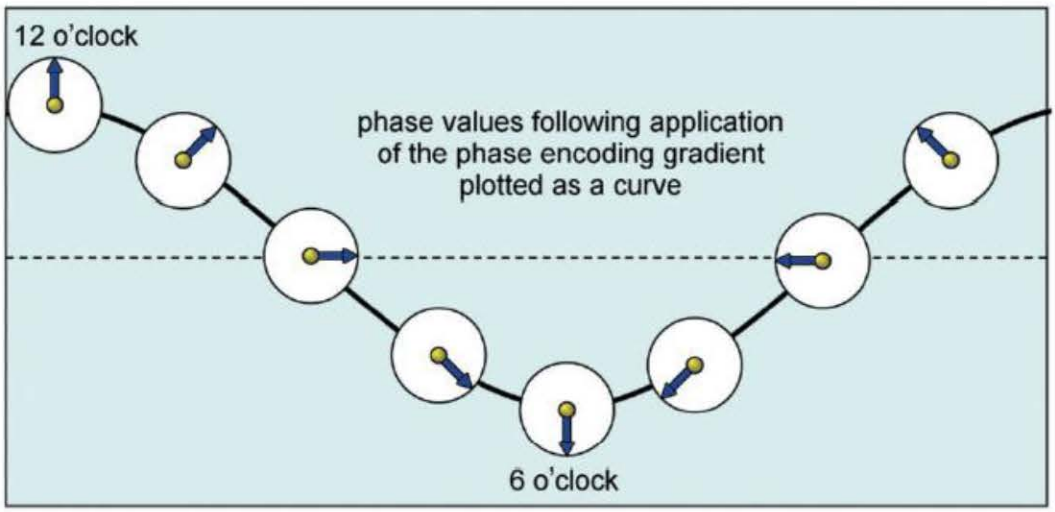
های فرکانس در حوزه فرکانس تبدیل می کند .این امر ضروری است، چون گرادیان ها به طور فضایی سیگنال را بر طبق فرکانس، نه بر طبق زمان آنها، تعیین مکان می کنند(شکل ۳-۲۲).

چون فرآیند FFT، با فرکانس ها سروکار دارد سیستم باید بتواند اطلاعات جابجایی فاز را، که در نتیجه کاربرد گرادیان کدگذار فاز تولیدمی شود، به فرکانس تبدیل کند . این تبدیل آنطور که به نظر می آید مشکل نیست، تمثیل ساعت توضیح می دهد که چگونه فرکانس تغییر فاز در طی زمان یا در طول فاصله است .با به کار بردن گرادیانِ کدگذار فاز در تونل مگنت، یک تغییر فاز در طول فاصله تولید می شود .با تولید یک موج سینوسی تشکیل شده از اتصال تمام مقادیر فازی که همراه با یک جابجایی فاز معین می باشد می توان یک فرکانس را برون یابی کرد(شکل ۳-۲۳).

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

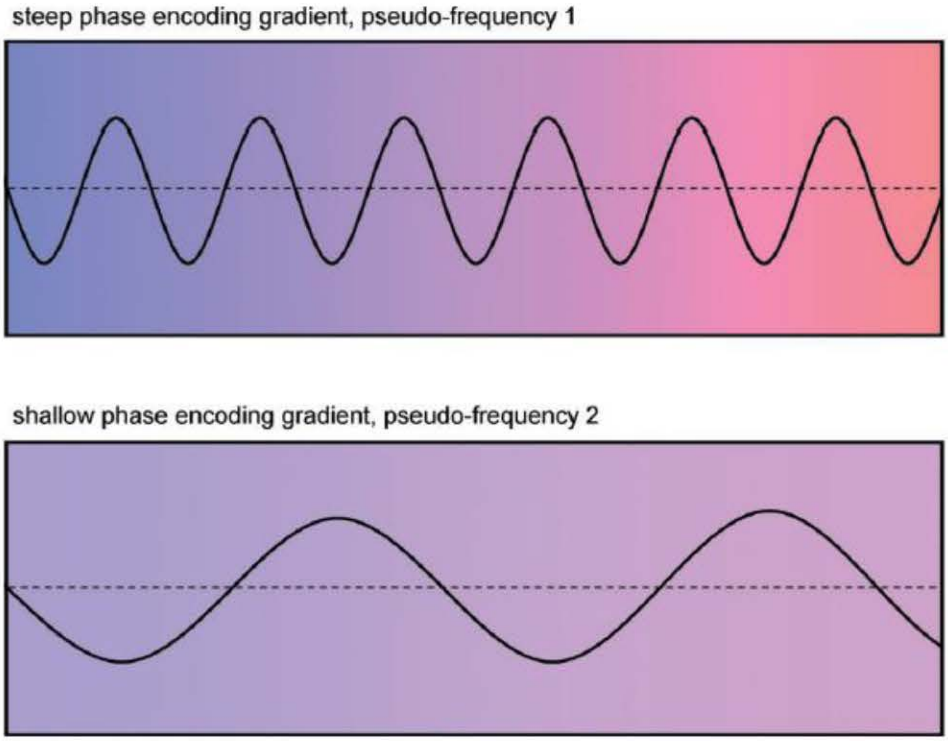


شکل ۳-۲۲: تبدیل فوریه سریع



شکل ۳-۲۳: منحنی فاز

این موج سینوسی یک فرکانس یا شبه فرکانس دارد که به مقدار جابجایی فاز تولید شده توسط گرادیان بستگی دارد. گرادیان های عمقی کدگذار فاز جابجایی های بزرگ فاز را در فاصله معینی در بیمار تولید می کنند و به شبه فرکانس های بالا منجر می شود، در حالی که گرادیان های کم دامنه فاز جابجایی کوچک فاز را در همان فاصله تولید می کند و به شبه فرکانس های پایین منجر می شود(شکل ۳-۲۴).



شکل ۳-۲۴: شبه فرکانس ها

بنابراین پیش از FFT هر نقطه داده حاوی اطلاعات فرکانس از کدگذاری فرکانس و اطلاعاتِ شبه فرکانس از کدگذاری فاز می باشد.

در هر خط از فضای K داده های شبه فرکانس در هر نقطه داده بدون تغییر می مانند چون از یک شیب خاص گرادیان کدگذار فاز نتیجه می شوند. اما، داده فرکانس در هر نقطه داده متفاوت است چون هر نقطه داده در زمان متفاوتی د ر حین خواندن هنگام روشن بودن گرادیان کدگذار فرکانس به دست می آید.

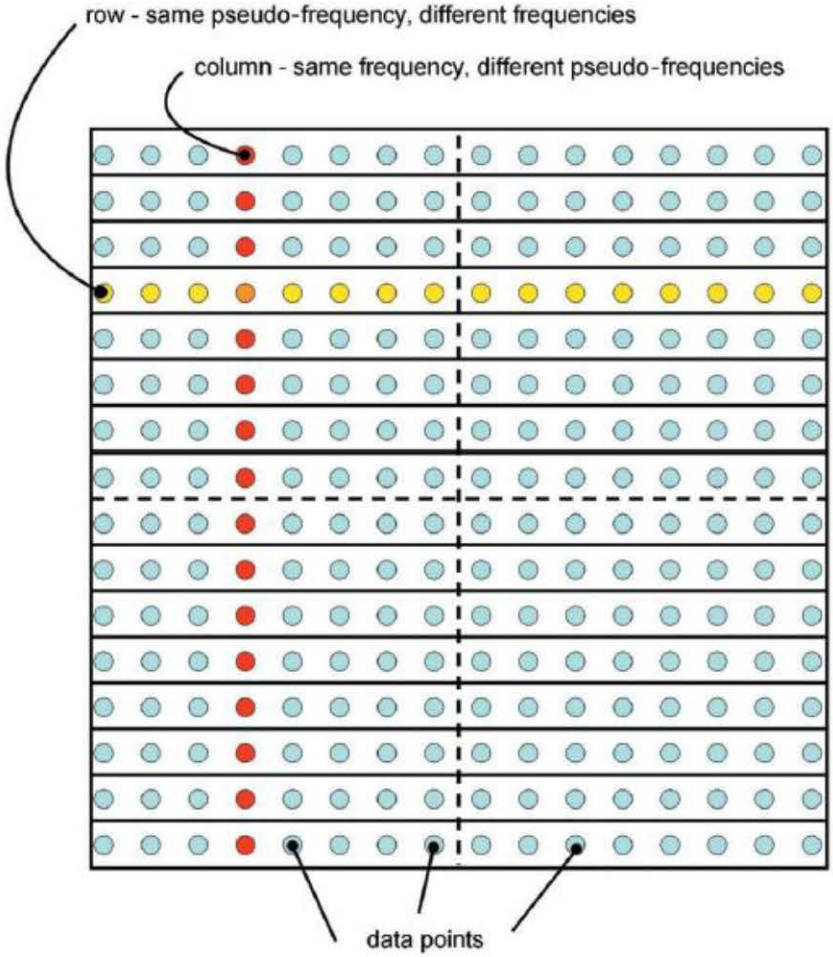
در هر ستون از فضای K داده های فرکانس در هر نقطه داده بدون تغییر می مانند چون هر نقطه داده در هر ستون در زمان یکسانی در حین خواندن به دست می آید. اما، داده های شبه فرکانس متفاوت هستند چون هر نقطه داده با شیب متفاوتی از گرادیانِ کدگذار فاز به دست می آید(شکل ۳-۲۵).

فرآیند FFT این انواع مختلف داده را در دو بعد(یعنی، افقی در طول هر خط و عمودی در هر ستون) متمایز می کند. سپس این داده ها به دامنه سیگنال برحسب فرکانس شان تبدیل می شود و بنابراین می توان **مقیاس خاکستری همراه با هر پیکسل** را در ماتریس دو بعدی تصویر محاسبه کرد، یعنی اگر سیگنالی با یک مقدار گسسته فرکانس و شبه فرکانس در یک مکان فضایی معین

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)

دارای یک دامنه بالا باشد به آن یک پیکسل روشن نسبت داده می شود . اگر سیگنالی با یک مقدار گسسته فرکانس و شبه فرکانس در یک مکان فضایی معین دارای یک دامنه پائینی باشد، به آن یک پیکسل سیاه نسبت داده می شود . این فرآیند برای هر ناحیه فضای K تکرار می شود، و تصویر در مانیتور کاربر نمایش داده می شود(شکل ۳-۲۵).

Quantitative Medical Imaging Systems Group (QMISG)



شکل ۳-۲۵: ستون ها و سطرها در فضای K

Quantitative MRI (QMISG)

مرجع:

MRI in Practice, Chapter 3: By Catherine Westbrook, 2006