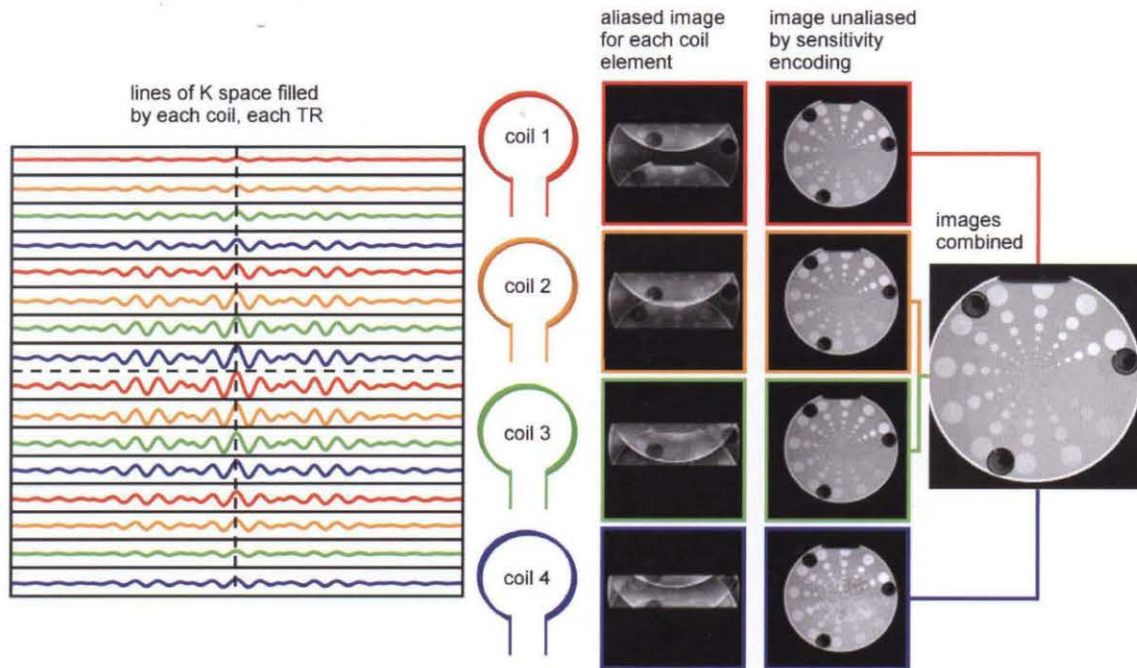


پالس سکانس های گرادیان-اکو

تکنیک های تصویربرداری موازی (Parallel Imaging Techniques)

تصویربرداری موازی یا **انکدینگ حساسیت^۱** روشی است که فضای K را مؤثرتر از تصویربرداری متداول پر می کند و این کار با پر کردن خطوط متعددی از فضای K در هر TR (مانند FSE) انجام می شود. با این حال، برخلاف FSE، این خطوط با مرتبط شدن به کوپل های معینی که با یکدیگر کوپل شده اند تا بتوانند بصورت همزمان داده اخذ کنند، پر می شوند. پس، لازم است که کوپل هایی داشته باشیم که بطور خاص برای این منظور طراحی شده اند و همچنین به نرم افزاری نیاز است که بصورت الکترونیکی آنها را متصل کنند. بطور معمول، ۲، ۴، ۶، یا ۸ کوپل استفاده و حول ناحیه ای که باید تصویربرداری شود، قرار داده می شوند. در این مثال، اجازه دهید فرض کنیم که یک چیدمان ۴-کوپلی داریم (شکل ۵-۵۲).

^۱ Sensitivity Encoding



شکل ۵-۵۲- تصویربرداری موازی

کوئیل ۱ خط ۱ و خط چهارم پس از آن را اخذ می کند

کوئیل ۲ خط ۲ و خط چهارم پس از آن را اخذ می کند

کوئیل ۳ خط ۳ و خط چهارم پس از آن را اخذ می کند

کوئیل ۴ خط ۴ و خط چهارم پس از آن را اخذ می کند.

پس هر TR، چهار خط فضای K اخذ می شود. در اولین بازه زمانی TR:

کویل ۱ خط ۱ را اخذ می کند

کویل ۲ خط ۲ را اخذ می کند

کویل ۳ خط ۳ را اخذ می کند

کویل ۴ خط ۴ را اخذ می کند

در دومین بازه زمانی TR:

کویل ۱ خط ۵ را اخذ می کند

کویل ۲ خط ۶ را اخذ می کند

کویل ۳ خط ۷ را اخذ می کند

کویل ۴ خط ۸ را اخذ می کند، و به همین ترتیب.

این فرایند تا جایی که همه خطوط پر شوند، ادامه پیدا می کند. از آنجایی که ۴ خط در هر TR اخذ می شوند، زمان اسکن با فاکتور ۴ کاهش پیدا می کند. به این فاکتور "فاکتور کاهش"^۲ اطلاق می شود و شبیه به فاکتور توربو در FSE است. فاکتور کاهش معادل تعداد کوایل ها در چیدمان است. حال اجازه دهید که به خطوطی که توسط هر کوایل اخذ می شوند، نگاهی بیندازیم. از شکل ۵-۵۲ می توانید مشاهده کنید که هر کوایل هر چهار خط در میان را اخذ کرده است و در نتیجه، فاصله بین هر خط ۴ برابر بیشتر از زمانی است که فضای K را بصورت معمولی پر کنیم. با استفاده از مثال کتوها در فصل ۳، این مساله بدان معناست که عمق هر کتو چهار برابر شده است و از آنجایی که بعد^۳ بطور معکوس با اندازه FOV در راستای فاز متناسب است، اندازه FOV در جهت فاز به یک چهارم اندازه اصلی اش در FOV مستطیلی کاهش یافته است (فصل ۴ را ببینید). در نتیجه، الیاسینگ^۴ بافت بیرون از FOV در راستای فاز رخ می دهد و در نتیجه، هر کوایل ایجاد یک تصویر پیچانده شده^۵ میکند (فصل ۷). برای اصلاح این مساله، سیستم از پروفایل حساسیت هر کوایل برای محاسبه

^۲ Reduction Factor

^۳ Dimension

^۴ Aliasing

^۵ Wrapped image

اینکه سیگنال از کوایل متناظر آمده است استفاده می کند تا آن را به درستی به تصویر نگاشت شود. این پروفایل تعیین کننده موقعیت سیگنال نسبت به کوایل بر اساس مقدار آن است. سیگنالی که از کوایل نزدیکتر می آید دارای مقدار بیشتری نسبت به کوایل های دورتر است. در نتیجه این فرایند، تصویر unwrap می شود و در ترکیب با تصاویر unwrap شده از دیگر کوایل ها، برای ایجاد تصویر یک اسلایس مورد استفاده قرار می گیرد (شکل ۹-۲۱ را ببینید).

کاربردها

تصویربرداری موازی، روشی مهم است و می تواند برای کم کردن زمان های اسکن یا بهبود رزولوشن مورد استفاده قرار گیرد. می توان آن را با بیشتر پالس سکانس ها با نرم افزار مناسب و چیدمان کوایل مناسب استفاده کرد. با اینکه مزیت های آشکاری بر حسب زمان اسکن و/یا رزولوشن دارد، منجر به از دست رفتن جزئی SNR می شود. بعلاوه، شیفت شیمیایی می تواند باعث نگاشت فرکانس های رزونانس متفاوت در هر کوایل، افزایش یابد. همچنین، حرکت بیمار می تواند باعث عدم تطابق بین داده زیرنمونه برداری شده^۶ و اسکن های مرجع شود.

^۶ Undersampled data

انتخاب هر پالس سکانس معمولا بسیار دشوار است. با این حال، هر پالس سکانس برای ایجاد کنتراست، کیفیت تصویر، و اخذ داده معینی طراحی می شود. این فاکتورها می بایست هنگام انتخاب پالس سکانس خاص در نظر گرفته شود. جدول ۵-۲ به خوانندگان کمک می کند تا عبارات استفاده شده در این فصل و دیگر فصل ها را بر اساس سیستم اسکتر به کار برند. در جدول ۳-۵، مقایسه تکنیک های تصویربرداری سریع متعدد قابل مشاهده است.

جدول ۲-۵- مقایسه ای از الفاظ استفاده شده توسط سازندگان مختلف

	GE	Philips	Siemens	Picker
Spin echo	SE	SE	SE	SE
Fast spin echo	FSE	TSE	TSE	FSE
Inversion recovery	IR	IR	IR	IR
Short Tau inversion recovery	STIR	STIR	STIR	STIR
Fluid attenuated inversion recovery	FLAIR	FLAIR	FLAIR	FLAIR
Coherent gradient echo	GRASS	FFE	FISP	FAST
Incoherent gradient echo	SPGR	T1FFE	FLASH	RF spoiled FAST
Balanced gradient echo	FIESTA	BFFE	True FISP	-
Steady state free precession	SSFP	T2 FFE	PSIF	CE FAST
Fast gradient echo	Fast GRASS/SPGR	TFE	Turbo FLASH	RAM FAST
Echo planar	EPI	EPI	EPI	EPI
Parallel imaging	ASSET	SENSE	iPAT	SMASH
Spatial pre-saturation	SAT	REST	SAT	Pre-SAT
Gradient moment rephasing	Flow comp	Flow comp	GMR	MAST
Signal averaging	NEX	NSA	AC	NSA
Anti-aliasing	No phase wrap	Foldover suppression	Oversampling	Oversampling
Rectangular FOV	Rect FOV	Rect FOV	Half Fourier imaging	Undersampling
Respiratory compensation	Resp comp	PEAR	Resp trigger	Resp gating

Quantitative Medical Imaging

Abbreviations used above

AC	number of acquisitions
ASSET	array spatial and sensitivity encoding technique
CE FAST	contrast enhanced FAST
FAST	Fourier acquired steady state technique
FFE	fast field echo
FIESTA	free induction echo stimulated acquisition
FISP	free induction steady precession
FLAIR	fluid attenuated inversion recovery
FLASH	fast low angled shot
Flow comp	flow compensation
FSE	fast spin echo
GMR	gradient moment rephasing
GRASS	gradient recalled acquisition in the steady state
iPAT	integrated parallel acquisition technique
MAST	motion artefact suppression
MP RAGE	magnetization prepared rapid gradient echo
NEX	number of excitations
NSA	number of signal averages
PEAR	phase encoding artefact reduction
PSIF	mirrored FISP
RAM FAST	rapid acquisition matrix FAST
REST	regional saturation technique
SENSE	sensitivity encoding
SMASH	simultaneous acquisition of spatial harmonics
SPGR	spoiled GRASS
SSFP	steady state free precession
STIR	short tau inversion recovery
TFE	turbo field echo
TSE	turbo spin echo
Turbo FLASH	magnetization prepared sub second imaging

جدول ۵-۳- روش های تک و چند شات (Single and multi-shot)

	Sequence	Readout	Time
FSE	90/180	multiple SE	min/sec
GRASE	90/180	GE	min/sec
SE-EPI	90/180	GE	sec/sub sec
GE-EPI	variable flip	GE	sec/sub sec

MRI in Practice, Chapter 5: By Catherine Westbrook, 2006

مرجع: