

CORSO DI LAUREA
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

CORSO INTEGRATO
«**FISICA E APPARECCHIATURE TC E RM – RMX012**»

ANNO ACCADEMICO 2025/2026



Gemelli



Insegnamento:
APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA
RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1



dic. '25

2° anno I semestre

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:
APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA
RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1

MRI – PARALLEL IMAGING



Gemelli



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License.

dic. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:

APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA

RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1

TSRM Marino Gentile
Radiographer

Gemelli

+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

dic. '25
🖥 <https://www.variodyne.it>



Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Argomenti del Corso

- G+ Introduzione
- G+ Sicurezza in RM
- G+ Mdc e sicurezza
- G+ Passato, presente e futuro della RM
- G+ Fenomeno «RM» e principi fisici di base
- G+ Magnete e i vari componenti
- G+ Radiofrequenza e Bobine
- G+ Gradienti
- G+ Generazione di un'immagine RM
- G+ **Tecniche di acquisizione – *Parallel Imaging***
- G+ Intelligenza artificiale – *Deep Learning*
- G+ Artefatti
- G+ Esame RM
- G+ Sequenze RM
- G+ Apparecchiature Fondazione

❖ Definizione di imaging parallelo

❖ SENSE



❖ ASSET



❖ Artefatti



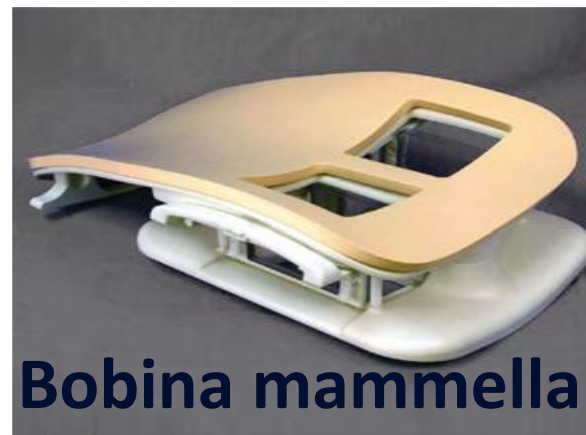
❖ La nostra esperienza

❖ Conclusioni

- ❖ Tecnica di imaging che permette di acquisire contemporaneamente più segnali;
- ❖ Richiede l'uso di bobine *phased array*.



Bobina cranio



Bobina mammella



Bobina cardiaca

Gli obiettivi principali dell'imaging parallelo sono:

- accelerare l'acquisizione



Ridurre il tempo di scansione

Sequenze in apnea

Scansioni dinamiche

Il segnale emesso dai protoni, eccitati da un impulso di RF, viene raccolto da bobine riceventi, che si comportano come antenne.

Acquisizione tradizionale



unica bobina ricevente



informazione spaziale codificata
nella frequenza e nella fase



la risoluzione finale=numero di
passi della codifica di fase

Acquisizione parallela



bobine *phased array*

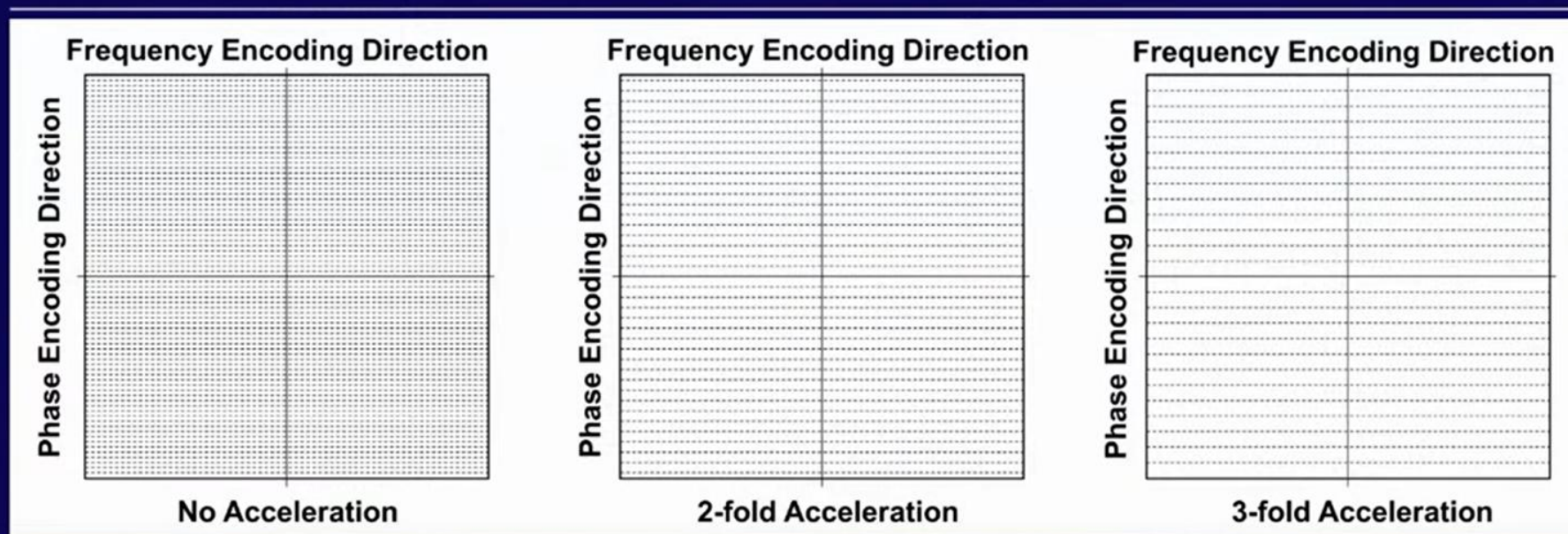


k-spazio sottocampionato



numero minore di passi di
codifica di fase

Parallel Imaging Acceleration

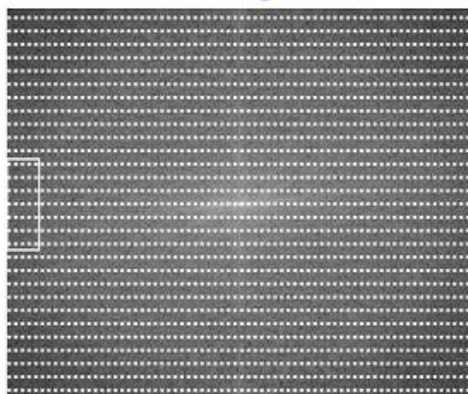


$$TA \sim \frac{NEX \times TR \times N_y}{ETL \times PI}$$

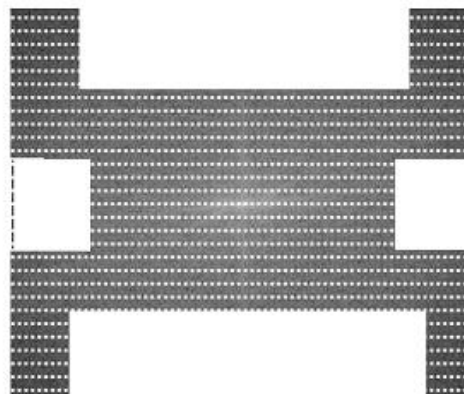
$$\%SNR \text{ reduction} \sim \left(\sqrt{\frac{\text{matrix size}}{\text{sampled lines}}} - 1 \right) \times 100$$

Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 2002; 47:1202-1210
Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999; 42:952-962.

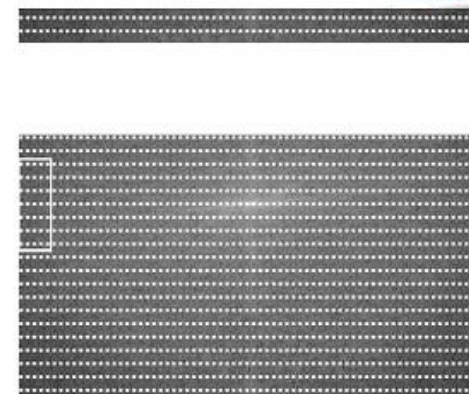
Modalità per acquisire meno dati



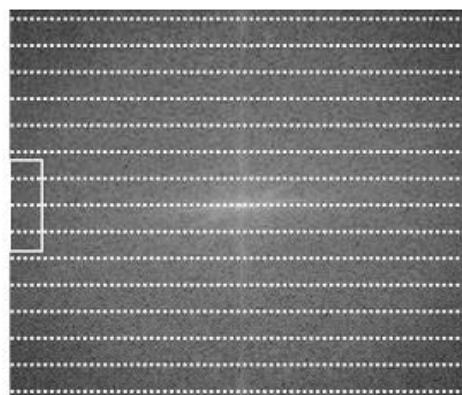
full k-space



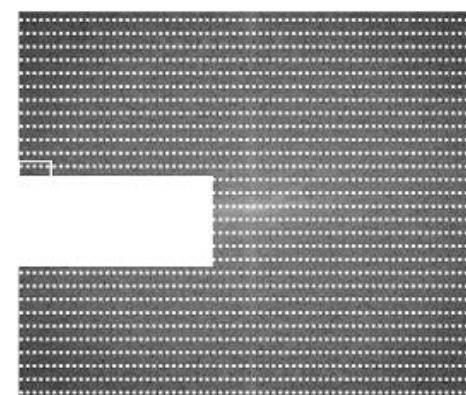
reduced matrix
(lower resolution, better SNR)



half Fourier (half NEX)
(lower SNR)



rectangular FOV (phase FOV)
(lower SNR)



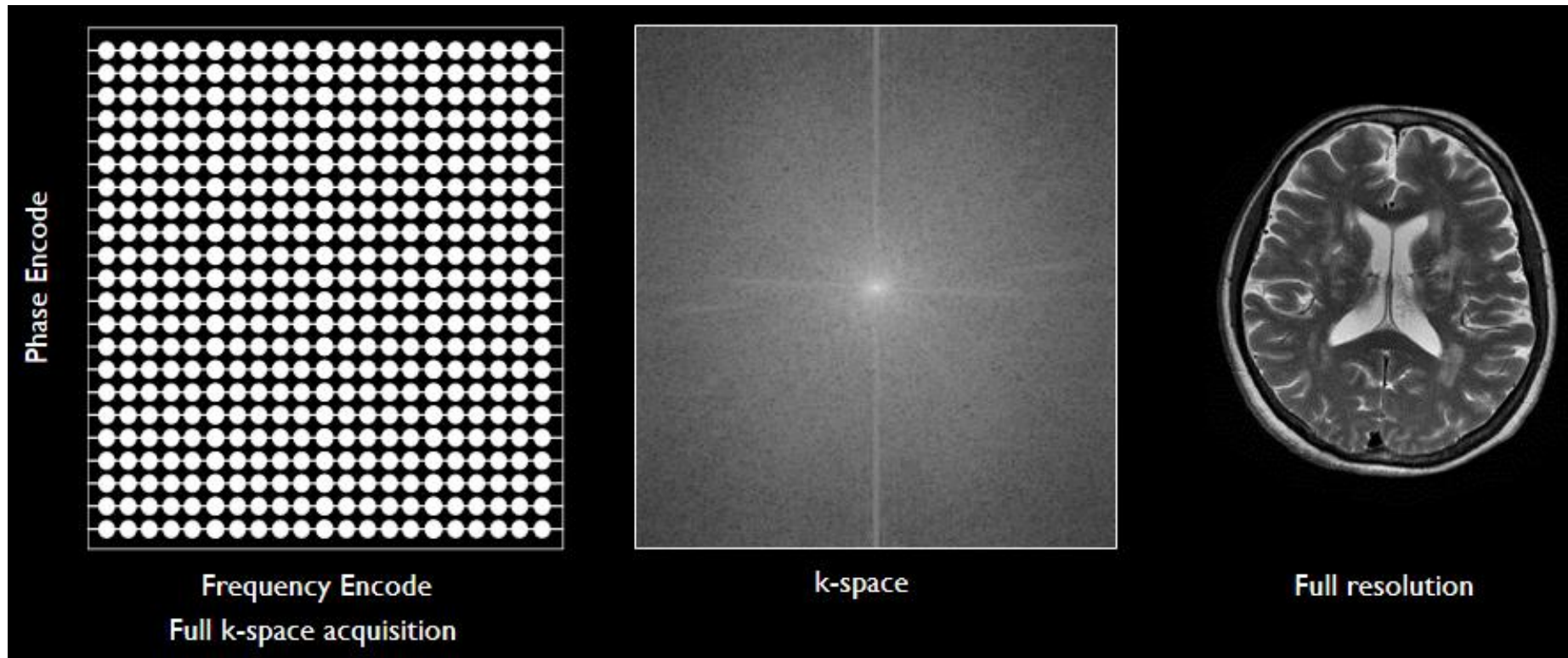
Partial / Fractional echo
(Minimum TE
(more susceptibility)

GE Healthcare @LiveExpert

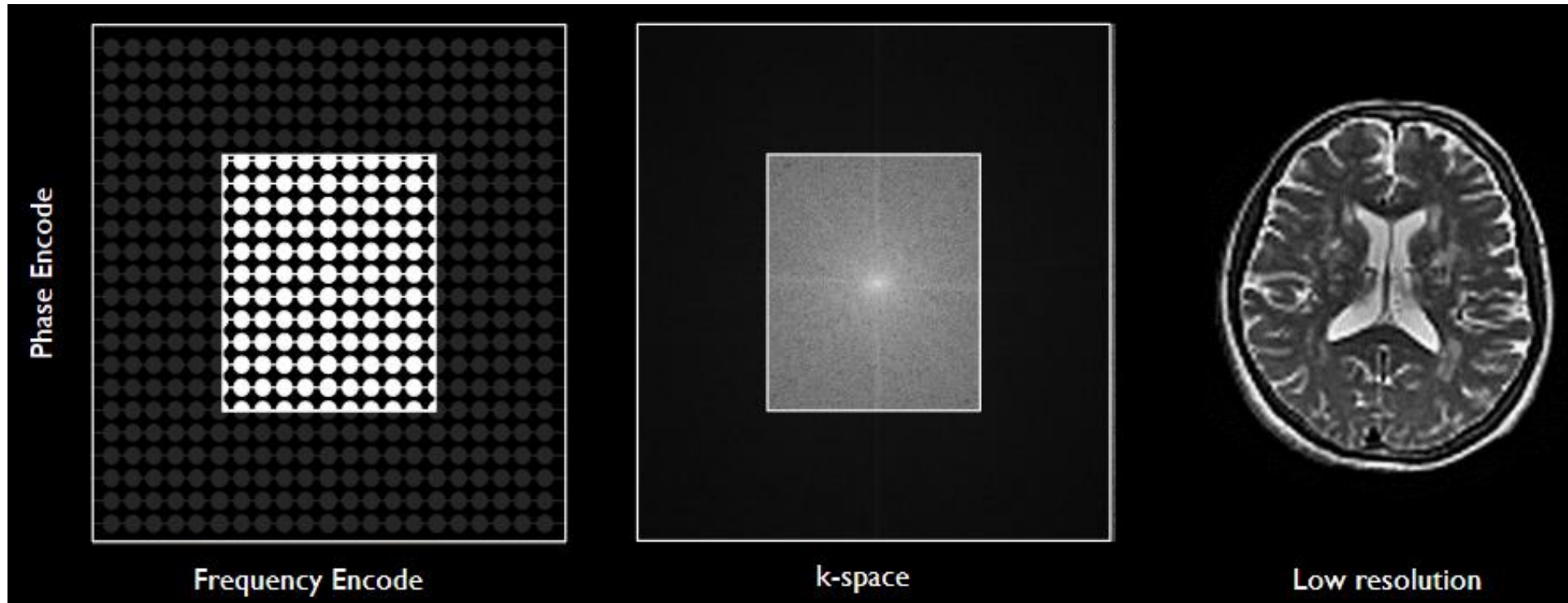


k-space

Filling the k-space produces a full resolution image but can be long to scan

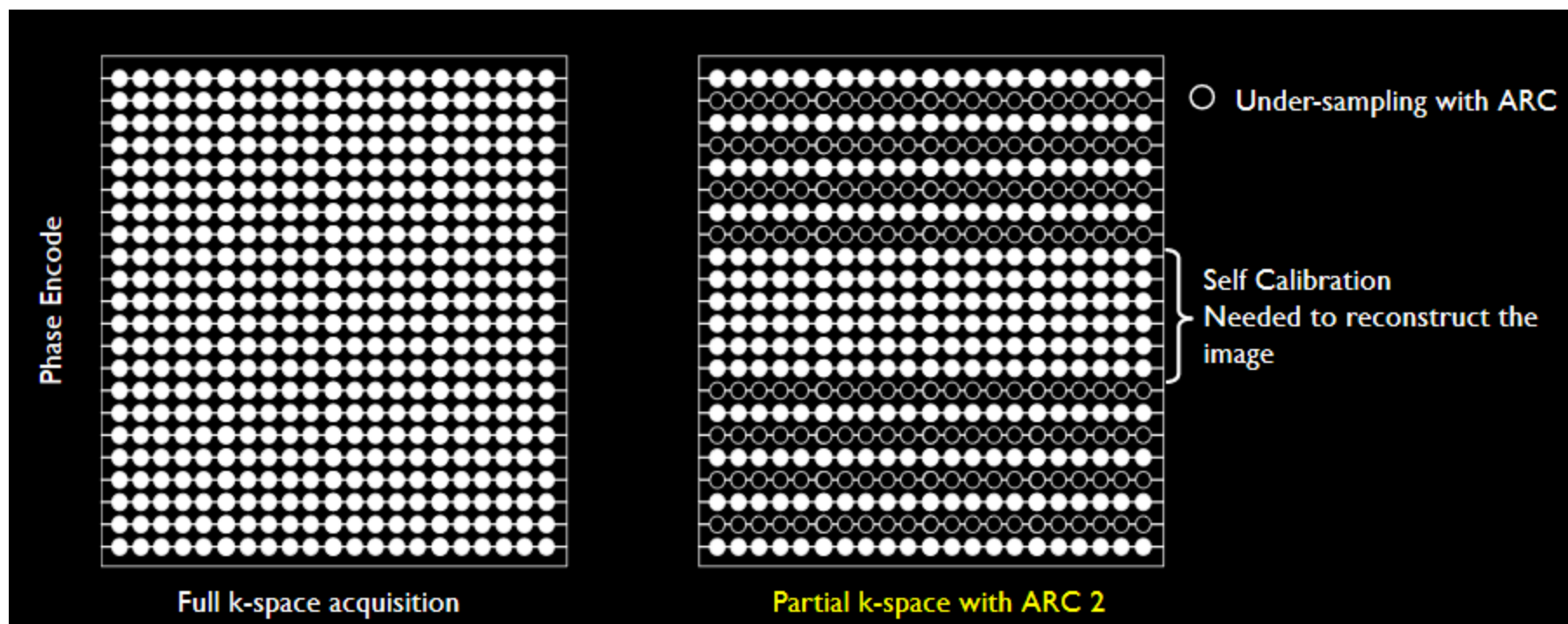


K-spazio



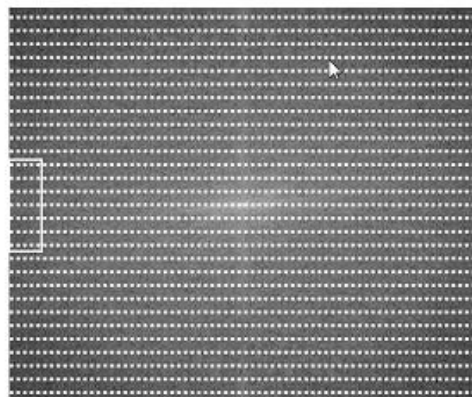
The center of the k-space contributes to the contrast and SNR of the image...

K-spazio

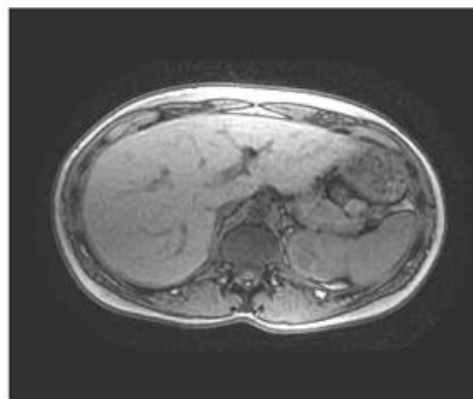


Parallel imaging decreases the scan time by reducing the number of acquired lines at the periphery of k-space

Meno linee nel K-spazio (sottocampionamento)

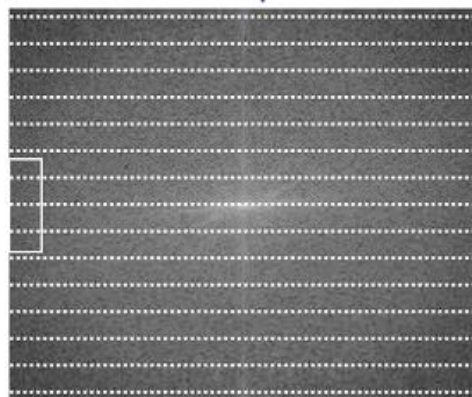


full k-space

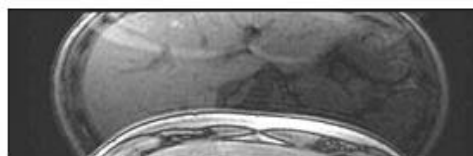


Proviamo a togliere alcune
linee del K-spazio

(usando ad esempio il RFOV quando
in verità non si dovrebbe)



k-space undersampled



wrapped image

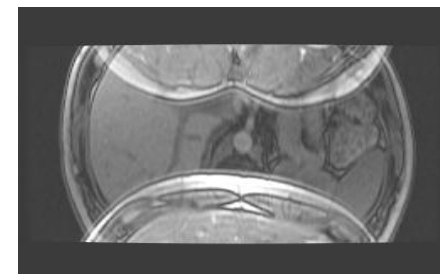
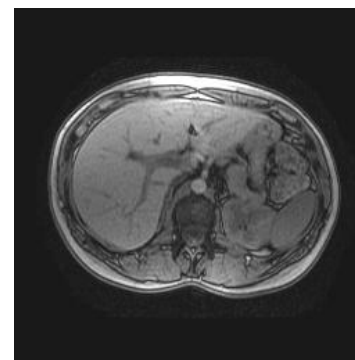
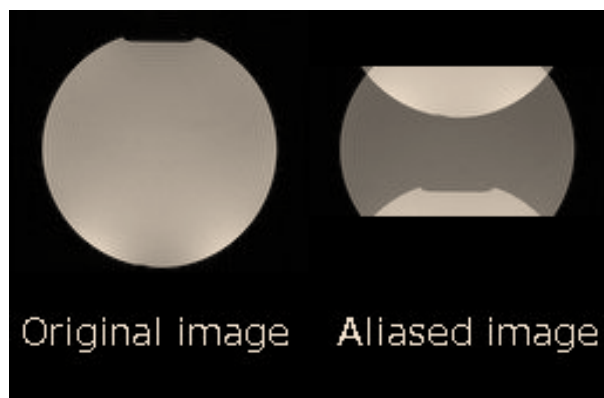
Aliasing!

Ma il parallel imaging
ripristina un FOV completo
(es. ASSET/SENSE, mSENSE, GRAPPA,
GEM)

K-SPAZIO sottocampionato



immagine che presenta risoluzione adeguata, ma *aliasing* ai bordi



mappa a bassa risoluzione ma con FOV completo

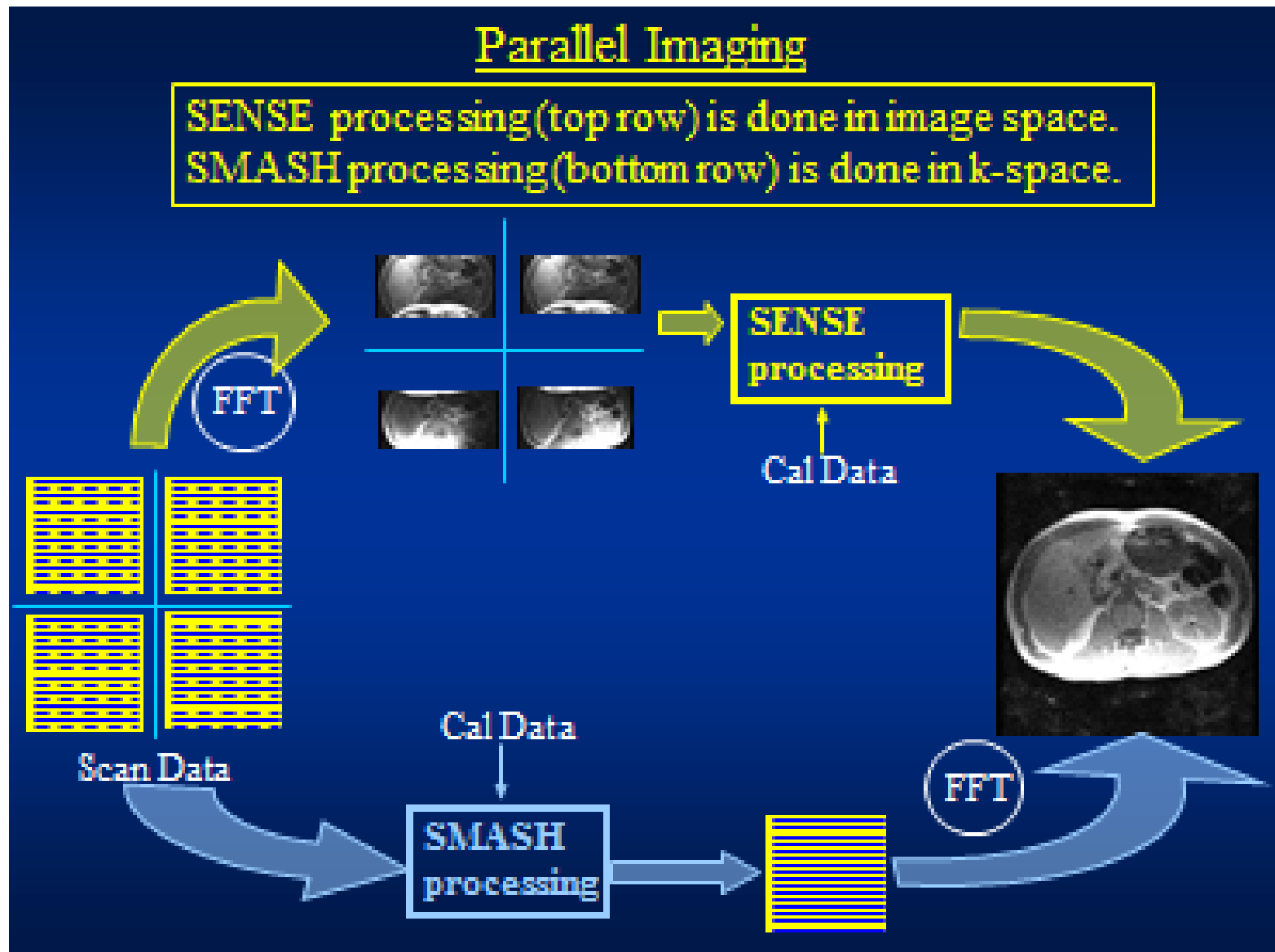
Le immagini ottenute dalle varie bobine vengono poi elaborate da un algoritmo in grado di ricostruire l'immagine finale.

Gli algoritmi possono essere suddivisi in 2 gruppi principali:

algoritmi che
ricostruiscono nel
dominio dell'immagine,
dopo la trasformata di
Fourier

algoritmi che
ricostruiscono nel
**dominio della
frequenza**, prima della
trasformata di Fourier

I principali algoritmi sono : ASSET, SENSE, GRAPPA, SMASH e g-SMASH.



Tecnica di codifica della sensibilità spaziale dell'array

Array

Spatial

Sensitivity

Encoding

Tecnique



E' l'implementazione di GE di una tecnica generica chiamata "SENSE".

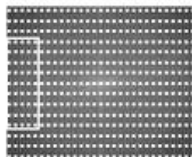
Array Spatial Sensitivity Encoding Technique



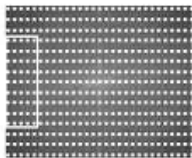
- una forma di Parallel Imaging
- annulla l'aliasing

Coil element

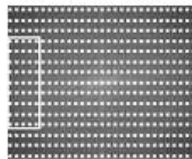
①



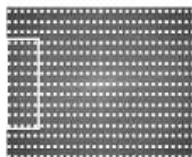
②



③

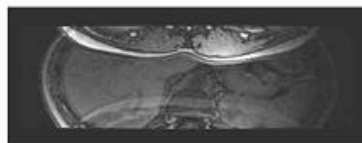
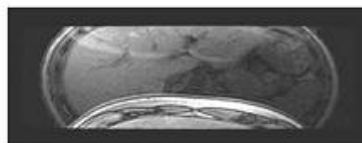
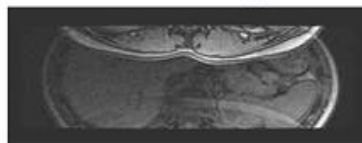


④

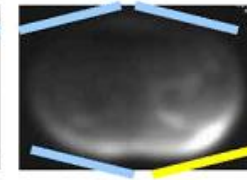
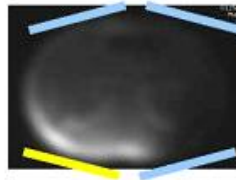
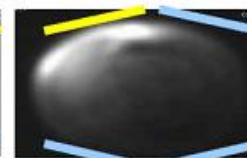
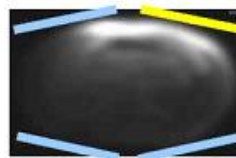


2DFFT
/ coil

Aliased images

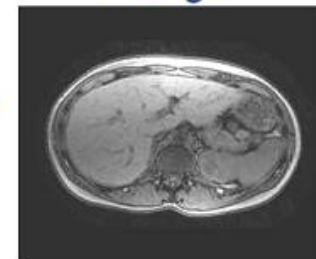


Coil sensitivity maps



ASSET
processing

Unaliased
image



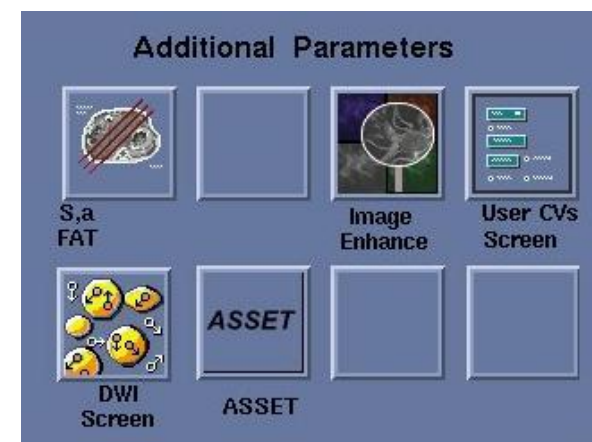
14
GE Healthcare @LiveExpert

Parallel-Imaging Acceleration Techniques

Array Spatial Sensitivity Encoding Technique (ASSET)

Used for reducing scan time, for increasing spatial or temporal resolution, decreasing susceptibility-induced distortions, or for acquiring more slices in a given scan time.

- Use with phased array coils and acceleration factors up to 3.5
- Minimizes patient's total RF exposure, thereby reducing SAR
- Compatible with the following pulse sequences:
 - 2D Fast Gradient Echo (2DFGRE)
 - 2D Fast Spoiled Gradient Echo (2DFSPGR)
 - 3D Fast Gradient Echo (3DFGRE)
 - 3D Fast Spoiled Gradient Echo (3DFSPGR)
 - 3D Time-of-Flight Gradient Echo (3DTOFGRE)
 - 3D Time-of-Flight Fast Spoiled Gradient Echo (3DFSPGR)
 - 2D Fast Spin Echo (2DFSE)
 - 2D Fast Spin Echo-XL (2DFSE-XL)
 - 2D Fast Recovery Fast Spin Echo (2DFRFSE)
 - 2D Fast Recovery Fast Spin Echo-XL (2DFRFSE-XL)
 - 2D Fast Spin Echo Inversion Recovery (2DFSE-IR)
 - 2D T1-Fluid Attenuated Inversion Recovery (T1-FLAIR)
 - Single-Shot Fast Spin Echo (SSFSE)
 - Echoplanar Imaging (EPI)
 - Diffusion-Weighted Echoplanar Imaging (DW-EPI)
 - Brain Volume Imaging (BRAVO)
 - HD LAVA
 - Diffusion Tensor Imaging (DTI) (optional HDx neuro application)
 - 3D FLAIR (optional HDx neuro application)
 - Vibrant-XV (optional HDx breast application)
 - TRICKS-XV (optional HDx vascular application)
 - BrainWave-RT (optional HDx fMRI application)



Imaging Options

Standard Imaging Options

Standard pulse sequence
imaging options

- ASSET
- Blood suppression
- Cardiac gating/triggering
- Cardiac compensation
- Classic
- DE prepared
- Extended dynamic range
- Flow compensation
- Fluoro trigger
- Full echo train
- IR prepared
- Magnetization transfer
- Multi-station
- Multi-phase and DynaPlan
- No phase wrap
- Real time
- Respiratory compensation
- Respiratory gating/triggering
- Sequential
- SmartPrep
- Spectral spatial RF
- Square pixel
- T2 prep
- Tailored RF
- ZIP 1024
- ZIP 512
- 3D Slice Zip x 2 (Z2) and Zip x 4 (Z4)

ASSET

Blood Suppression (Soppressione del segnale del sangue)

Cardiac Compensation (Compensazione cardiaca)

Cardiac Gating/Triggering (Gating/Triggering cardiaco)

Classico

Preparato DE

Gamma dinamica estesa

Compensazione del flusso

Triggering a fluorescenza

fMRI

Treno echi completo

Preparato IR

Trasferimento magnetizzazione

MART

Multifase

Multistazione

Navigatore

Senza continuità di fase

Tempo reale

Compensazione respiratoria

Respiratory Gating/Triggering (Gating/Triggering respiratorio)

Sequential (Sequenziale)

SmartPrep

RF spaziale spettrale

Pixel quadrato

T2 Prep

RF personalizzata

VERSE

ZIP 512

ZIP 1024

ZIP X 2

ZIP X 4

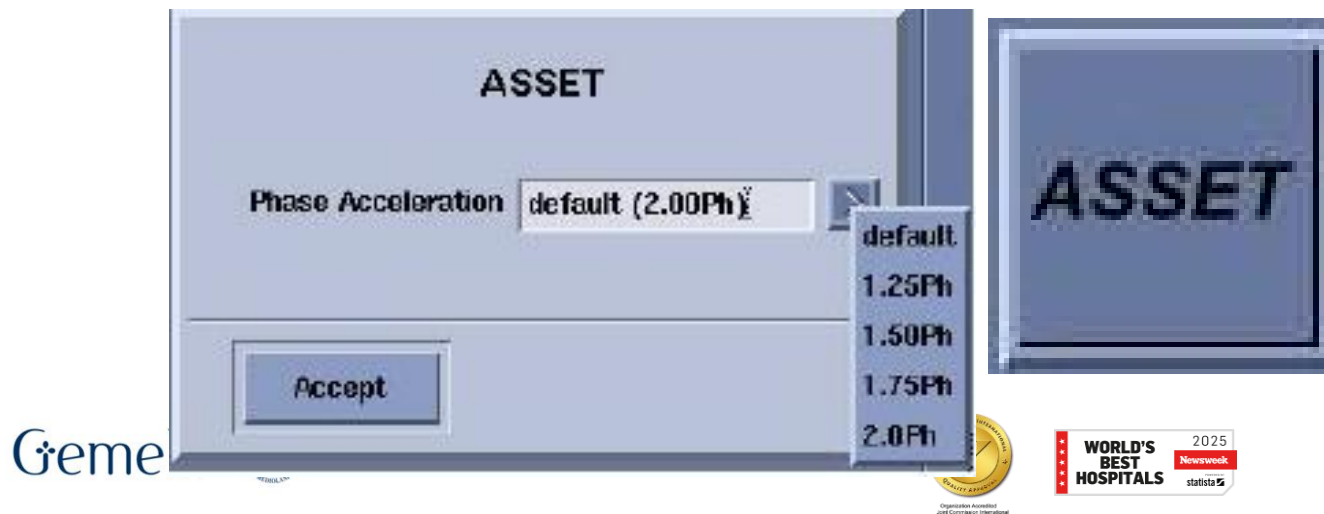
ASSET Array Spatial Sensitivity Encoding Technique

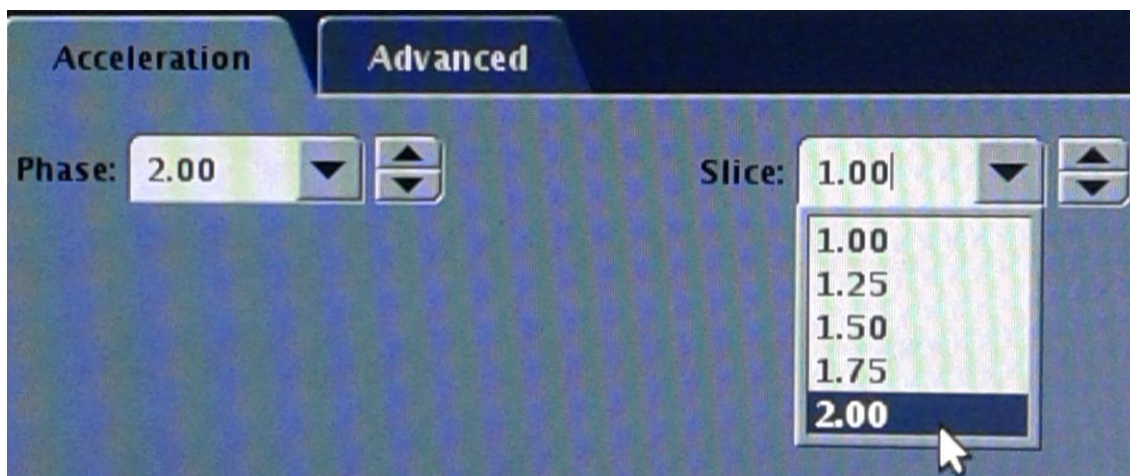
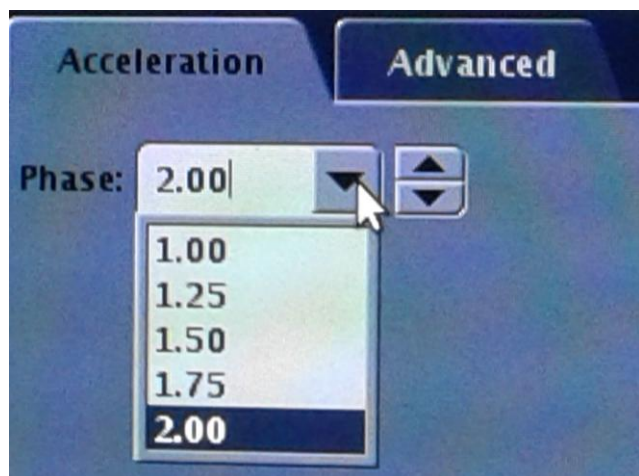
(Tecnica di codifica della sensibilità spaziale dell'array) consente una scansione più veloce quando si utilizzano bobine ASSET compatibili. È progettata per ottenere acquisizioni più brevi. La riduzione nel tempo di scansione è dovuta al fatto che la scansione nello spazio K avviene a righe alternate, mantenendo nel contempo invariata l'area totale coperta nello spazio K.



ASSET richiede una scansione di calibrazione prima dell'acquisizione delle immagini. Questa scansione di calibrazione è necessaria perché il sistema tenga conto della regione anatomica avvolta in fase o con aliasing, che si verifica all'interno di ogni bobina del set di bobine multiple in fase. L'aliasing si verifica solo nelle scansioni ASSET dal momento che l'acquisizione ASSET acquisisce, in realtà, la metà dei dati nella direzione del PFOV Phase Field of View (Campo visivo di fase).

La scansione ASSET Calibration (Calibrazione ASSET) deve coprire la stessa regione anatomica della scansione ASSET. Se si esegue più di una calibrazione, verranno utilizzati i dati dell'ultima scansione di calibrazione.



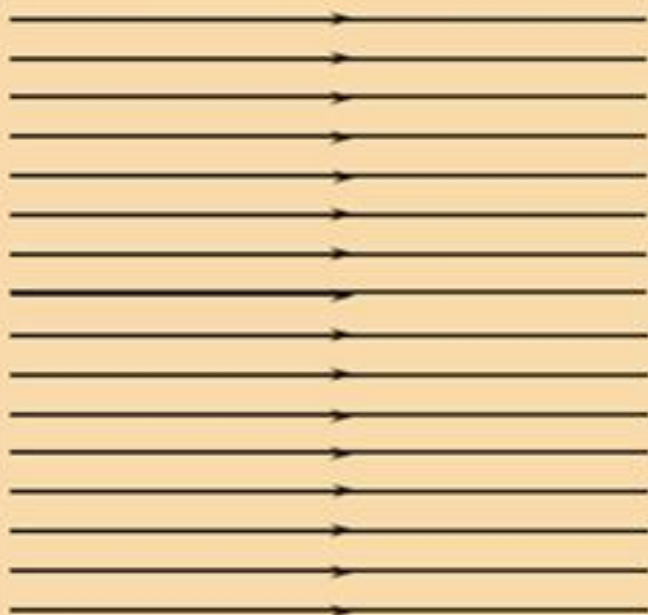


E' una tecnica di imaging, il cui concetto di base è quello di ottenere una scansione veloce

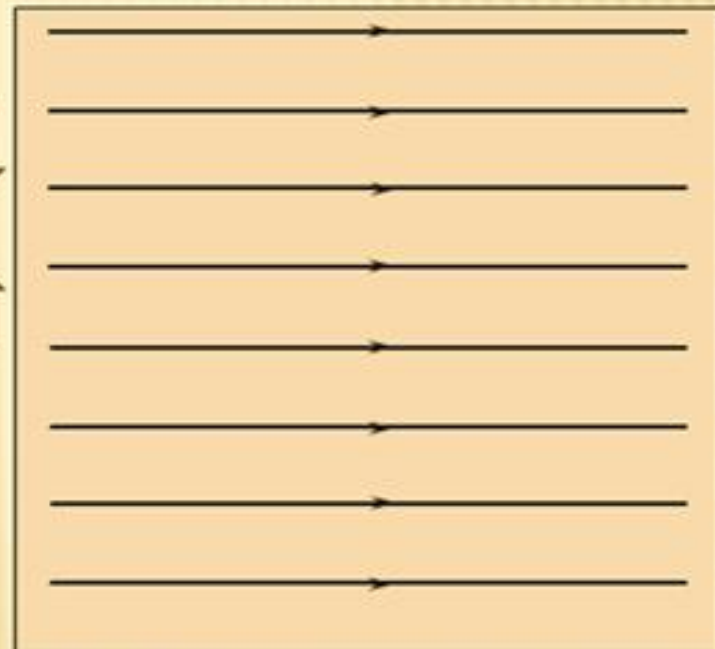


riducendo il tempo di scansione.
Ad es. del 50% (Asset=2)

CONFRONTO TRA SCANSIONE SENZA E CON ASSET



$$\Delta k_y = \frac{1}{FOV_y}$$

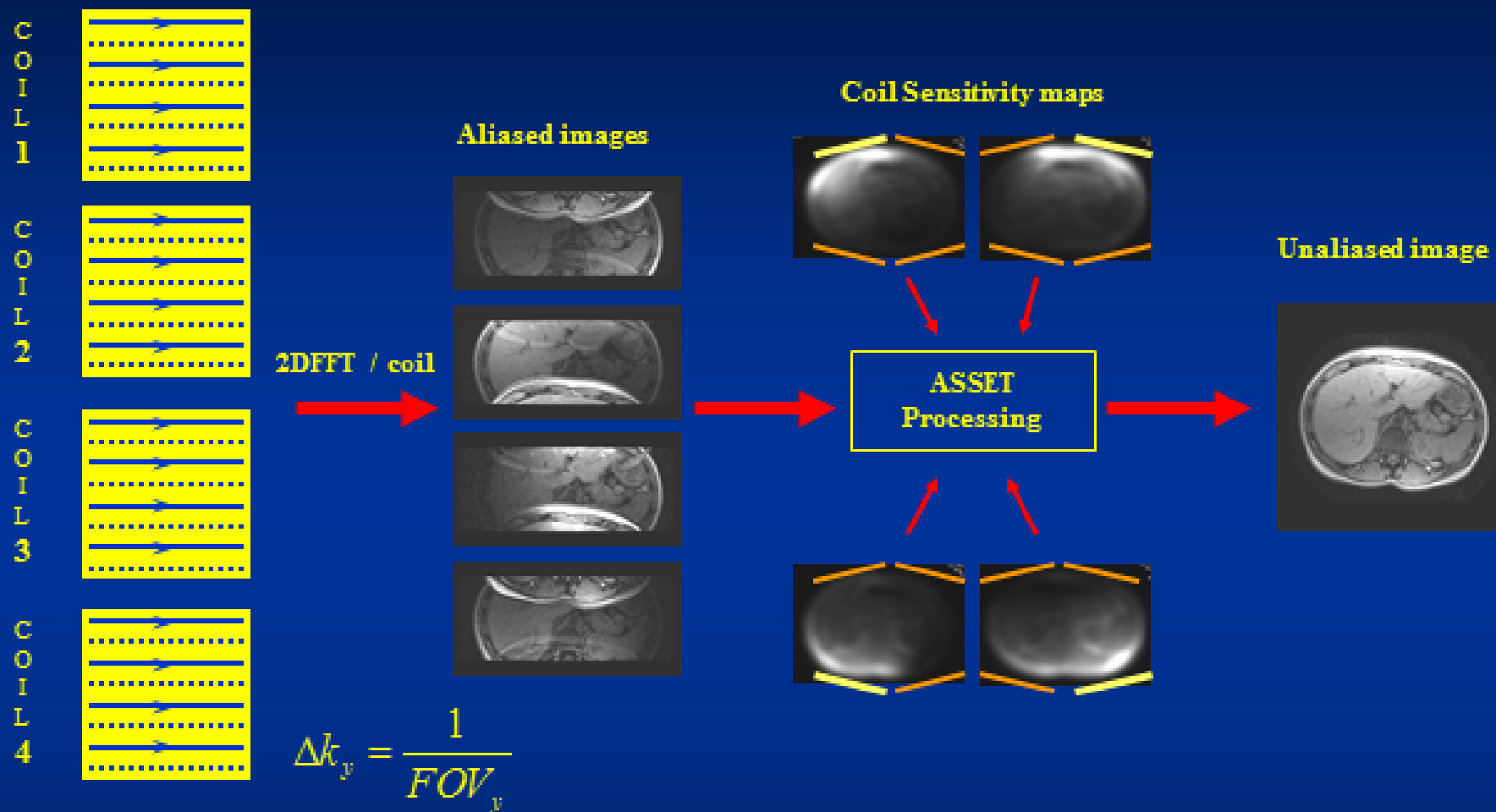


Senza ASSET



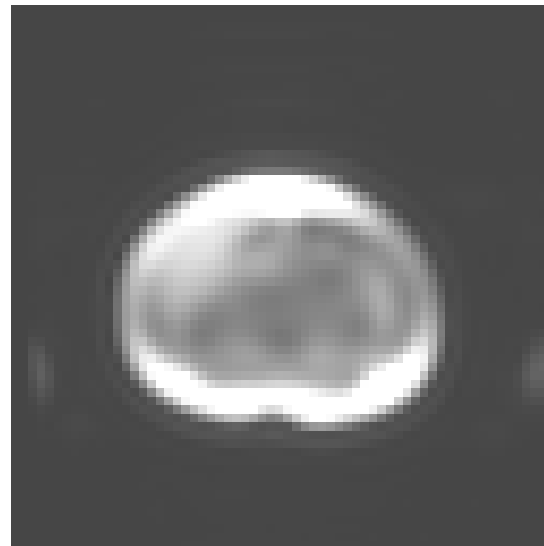
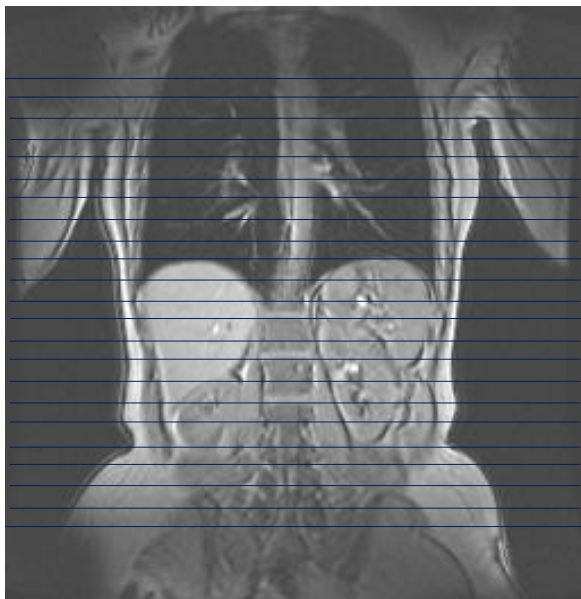
Con ASSET

ASSET Overview



Step 1: ASSET Calibration scan

- Prescrivere una sequenza 2D fast gradient echo
- Selezionare "Asset" dalle imaging option
- I Parametri sono bloccati per avere una bassa risoluzione e ampio FOV
- Prescrivere slices in assiale e coprire l'intero volume
- 6-12 secondi di apnea
- memorizzazione dei dati per l'applicazione di ASSET (I dati dell'ultima cal scan sono salvati fino alla fine dell'esame)



Low res image
from
calibration scan

Typical calibration
prescription:
40.8mm axial

ASSET Procedure

Il FOV della Calibration è fisso

Il Massimo FOV in base alla coil in uso ("maxFOV" in CoilConfig file)
Importante per prevenire aliasing in calibrazione

La risoluzione della Calibrazione è fissa

32x32 acquired, 64x64 reconstructed

E' necessaria una risoluzione sufficiente per campionare i dati della coil a bassa risoluzione
La bassa risoluzione riduce il rumore, il movimento e lo smoothing

Il numero di slices in Calibrazione è limitato.

64 slices maximum

Most applications use one pass (about 40 slices)

L'uso di ASSET

Sacrifica l' SNR

- Riduce l'apnea
- Aumenta la Risoluzione temporale
- migliora la Risoluzione spaziale
- Aumenta il numero di slices
- Riduce l' echo train (per SSFSE o EPI)

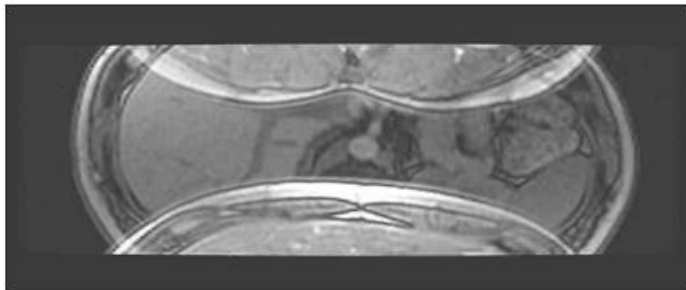
La scansione di calibrazione va obbligatoriamente eseguita in un'unica acquisizione (12 sec.). In caso di necessità aumentare lo slice thickness

ASSET Procedure

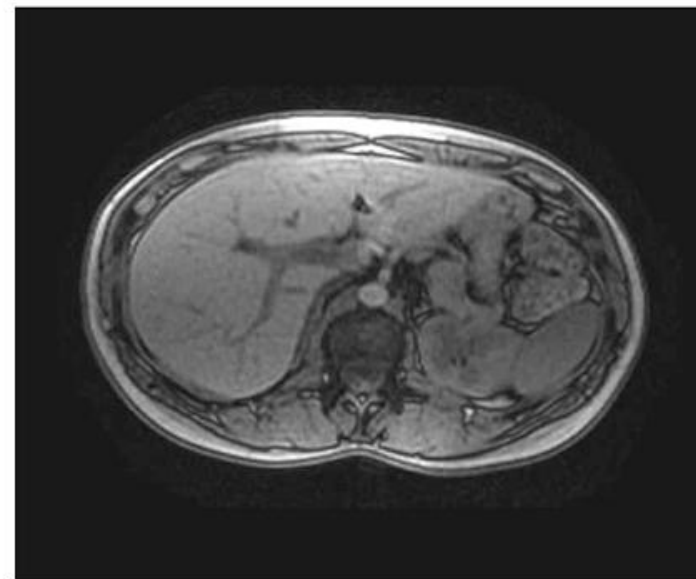


Step 2: ASSET enabled scan

- Selezionare "Asset" dalle imaging option.
- Scan time si riduce del 50% ($1/R$, for $R=2$).
- Acquisisce 1/2 del phase FOV
- La ricostruzione con ASSET produce immagini prive di aliasing



Acquired data reconstructed without ASSET processing



...with ASSET processing

25
GE Healthcare @LiveExpert

Reduction Factor, R (acceleration factor)



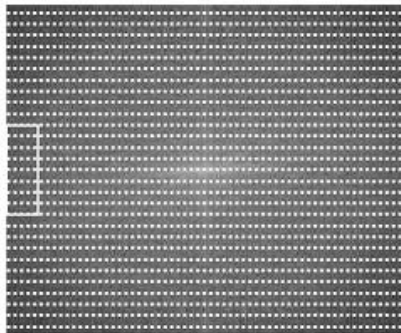
R = 1

4

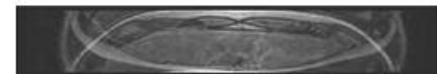
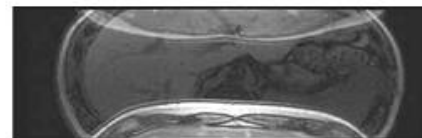
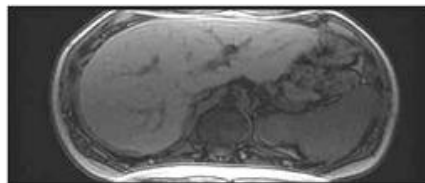
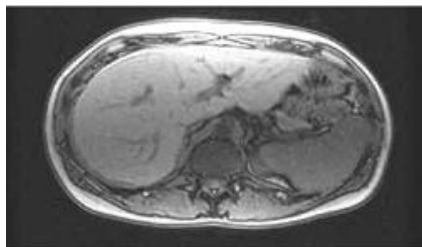
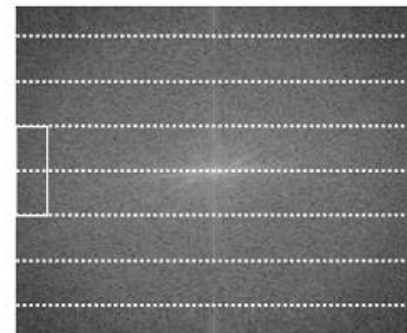
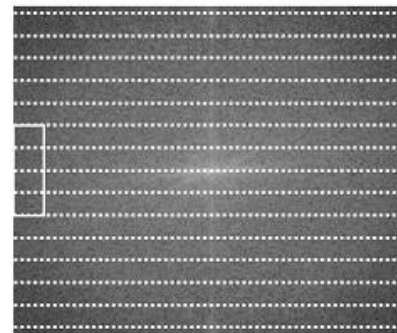
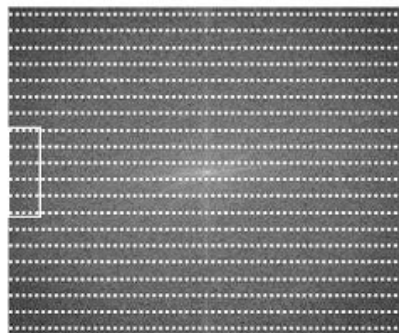
R = 1.5

R = 2

R = 4



(no undersampling)



$$\text{SNR}_{\text{ASSET}} = \frac{\text{SNR}_0}{g\sqrt{R}}$$

original SNR

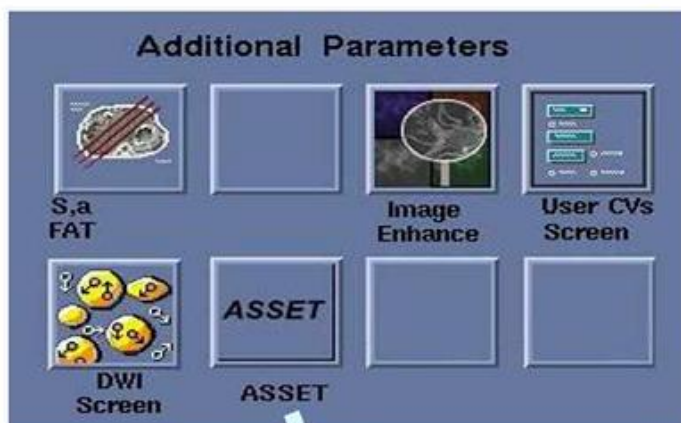
acceleration factor



a coil geometry factor

26
GE Healthcare @LiveExpert

Reduction Factor, R (acceleration factor)

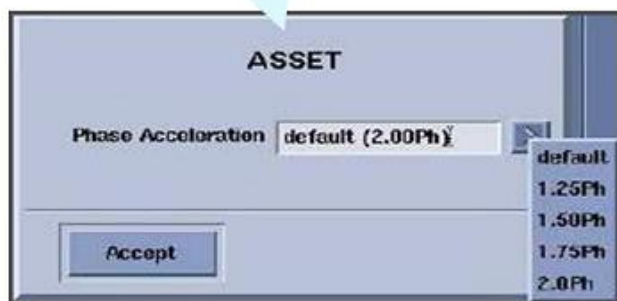


Phase encode reduction factor (R)
or acceleration factor, e.g.:

2 (scelta tipica) $1/2 = 0.5 \Rightarrow$ scan time dimezzato

1.25 (per FOV stretti) $1/1.25 = 0.8 \Rightarrow$ 80% dello scan time

3 (per VIBRANT in assiale) $1/3 = 0.33 \Rightarrow$ un terzo dello scan time



Intervallo calibrazione ASSET (sinistra), intervallo scansione ASSET (destra).

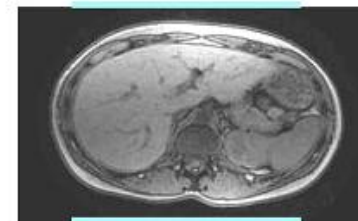


L'intervallo di scansione dell'imaging ASSET deve essere compreso nell'intervallo di scansione utilizzato per l'acquisizione di calibrazione. Fare particolare attenzione a posizionare la regione anatomica al centro del FOV per ridurre al minimo gli artefatti dovuti ad aliasing. Le regioni di scansione che ricadono all'esterno del volume di calibrazione sono vuote nelle immagini finali.

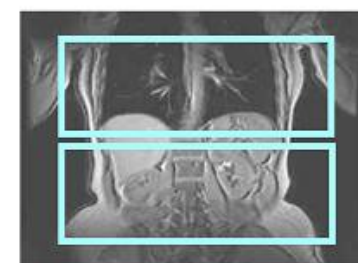


Asset Practicalities

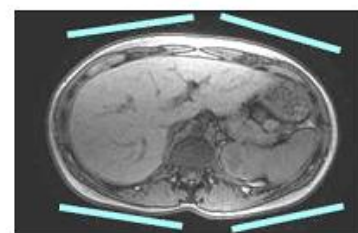
- Funziona solo con bobine multicanali
- Occorre scegliere la corretta direzione di codifica di fase in modo da far coincidere la distribuzione degli elementi
- Il massimo ASSET factor è limitato dal numero di elementi della bobina (e dalla catena di ricezione)



only



only



better



or

1

516 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 20:00				
Exam Edit		End		
Task		Series Data		
#	Status	Description	Time	
1	InRx	LOCALIZER	00:16	
2		Sag T1 FSE UPPER	03:27	
3		Sag T2 FRFSE UPPER	03:29	2
4		Sag T1 FSE LOWER	02:57	
5		Sag T2 FRFSE LOWER	03:28	4
6		Ax T2 (ROI)	03:21	
7		Ax T1 (ROI)	03:02	6

Setup Add Task ▶ Run

View

☐ Auto Start ☐ Auto Scan Scan

2

515 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 19:49				
Exam Edit		End		
Task		Series Data		
#	Status	Description	Time	
1	Done	1: LOCALIZER	00:16	
2	ACT	Cal C Spine+Neck 36	00:05	
3	RxD	Sag T1 FSE UPPER	03:27	
4		Sag T2 FRFSE UPPER	03:29	3
5		Sag T1 FSE LOWER	02:57	
6		Sag T2 FRFSE LOWER	03:28	5
7		Ax T2 (ROI)	03:21	
8		Ax T1 (ROI)	03:02	7

Setup Add Task ▶ Run

View

☐ Auto Scan Scan

3

515 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 12:53				
Exam Edit		End		
Task		Series Data		
#	Status	Description	Time	
1	Done	1: LOCALIZER	00:16	
2	Done	2: Cal C Spine+Neck 36	00:05	
3	Work	3: Sag T1 FSE UPPER	03:27	
4	Work	4: Sag T2 FRFSE UPPER	03:29	
5	ACT	Cal TL Spine 36 5	00:05	
6	RxD	Sag T1 FSE LOWER	02:57	
7		Sag T2 FRFSE LOWER	03:28	6
8		Ax T2 (ROI)	03:21	
9		Ax T1 (ROI)	03:02	8

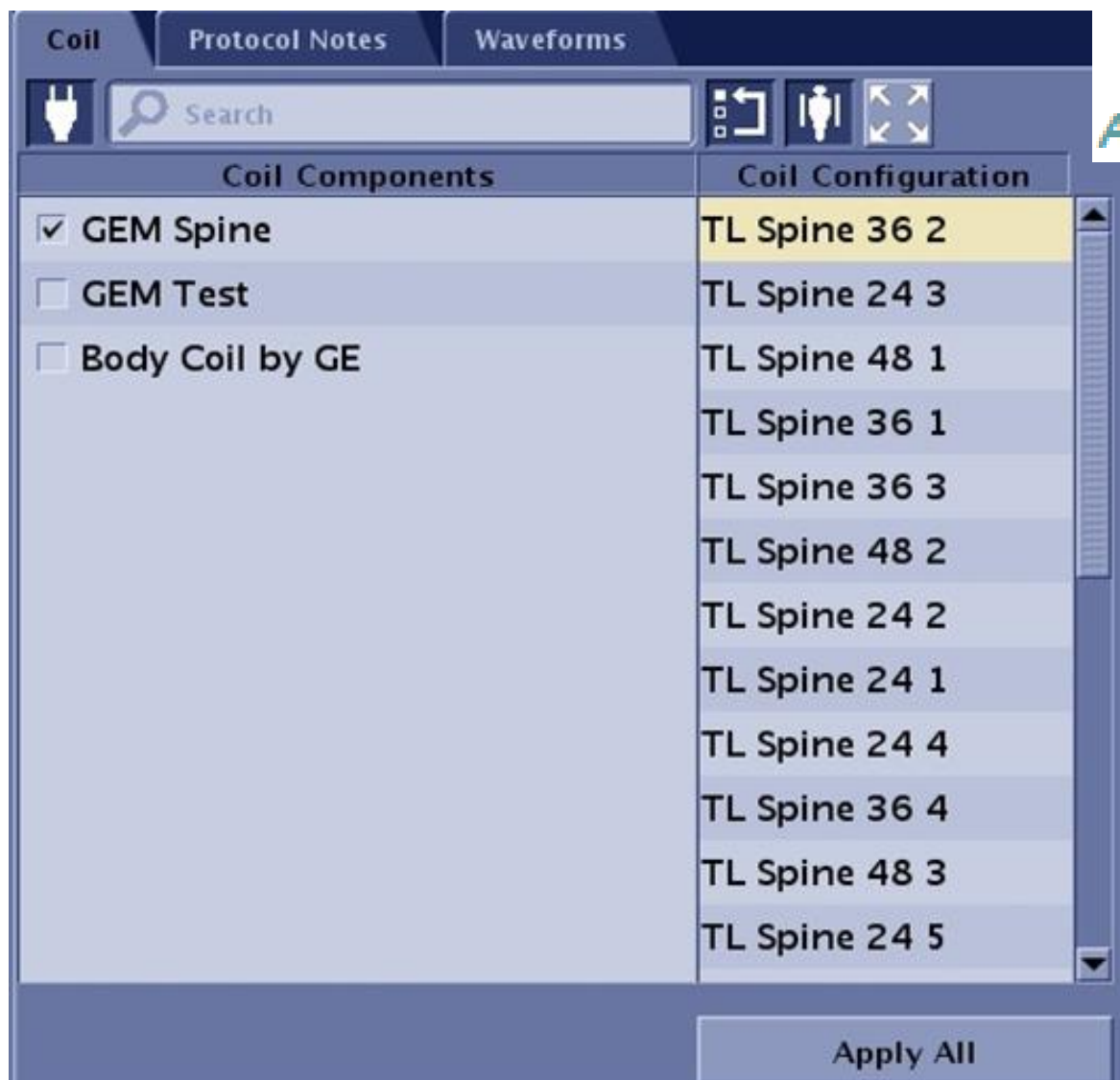
Setup Add Task ▶ Run

View

☐ Auto Scan Scan

1	2	3																																																																																										
5 16 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 20:00 Exam Edit End <table> <tr> <th>Task</th><th>Series Data</th><th></th></tr> <tr> <th>#</th><th>Status</th><th>Description Time</th></tr> <tr> <td>1</td><td>InRx</td><td>LOCALIZER 00:16</td></tr> <tr> <td>2</td><td></td><td>Sag T1 FSE UPPER 03:27</td></tr> <tr> <td>3</td><td></td><td>Sag T2 FRFSE UPPER 2 03:29</td></tr> <tr> <td>4</td><td></td><td>Sag T1 FSE LOWER 02:57</td></tr> <tr> <td>5</td><td></td><td>Sag T2 FRFSE LOWER 4 03:28</td></tr> <tr> <td>6</td><td></td><td>Ax T2 (ROI) 03:21</td></tr> <tr> <td>7</td><td></td><td>Ax T1 (ROI) 6 03:02</td></tr> </table> Setup Add Task ▶ Run View ☐ Auto Start ☐ Auto Scan Scan	Task	Series Data		#	Status	Description Time	1	InRx	LOCALIZER 00:16	2		Sag T1 FSE UPPER 03:27	3		Sag T2 FRFSE UPPER 2 03:29	4		Sag T1 FSE LOWER 02:57	5		Sag T2 FRFSE LOWER 4 03:28	6		Ax T2 (ROI) 03:21	7		Ax T1 (ROI) 6 03:02	5 15 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 19:49 Exam Edit End <table> <tr> <th>Task</th><th>Series Data</th><th></th></tr> <tr> <th>#</th><th>Status</th><th>Description Time</th></tr> <tr> <td>1</td><td>Done</td><td>1: LOCALIZER 00:16</td></tr> <tr> <td>2</td><td>ACT</td><td>Cal C Spine+Neck 36 00:05</td></tr> <tr> <td>3</td><td>RxD</td><td>Sag T1 FSE UPPER 03:27</td></tr> <tr> <td>4</td><td></td><td>Sag T2 FRFSE UPPER 3 03:29</td></tr> <tr> <td>5</td><td></td><td>Sag T1 FSE LOWER 02:57</td></tr> <tr> <td>6</td><td></td><td>Sag T2 FRFSE LOWER 5 03:28</td></tr> <tr> <td>7</td><td></td><td>Ax T2 (ROI) 03:21</td></tr> <tr> <td>8</td><td></td><td>Ax T1 (ROI) 7 03:02</td></tr> </table> Setup Add Task ▶ Run View ☐ Auto Scan Scan	Task	Series Data		#	Status	Description Time	1	Done	1: LOCALIZER 00:16	2	ACT	Cal C Spine+Neck 36 00:05	3	RxD	Sag T1 FSE UPPER 03:27	4		Sag T2 FRFSE UPPER 3 03:29	5		Sag T1 FSE LOWER 02:57	6		Sag T2 FRFSE LOWER 5 03:28	7		Ax T2 (ROI) 03:21	8		Ax T1 (ROI) 7 03:02	5 15 GEM: Whole Spine Survey (2 St... 12:53 Exam Edit End <table> <tr> <th>Task</th><th>Series Data</th><th></th></tr> <tr> <th>#</th><th>Status</th><th>Description Time</th></tr> <tr> <td>1</td><td>Done</td><td>1: LOCALIZER 00:16</td></tr> <tr> <td>2</td><td>Done</td><td>2: Cal C Spine+Neck 36 00:05</td></tr> <tr> <td>3</td><td>Work</td><td>3: Sag T1 FSE UPPER 03:27</td></tr> <tr> <td>4</td><td>Work</td><td>4: Sag T2 FRFSE UPPER 03:29</td></tr> <tr> <td>5</td><td>ACT</td><td>Cal TL Spine 36 5 00:05</td></tr> <tr> <td>6</td><td>RxD</td><td>Sag T1 FSE LOWER 02:57</td></tr> <tr> <td>7</td><td></td><td>Sag T2 FRFSE LOWER 6 03:28</td></tr> <tr> <td>8</td><td></td><td>Ax T2 (ROI) 03:21</td></tr> <tr> <td>9</td><td></td><td>Ax T1 (ROI) 8 03:02</td></tr> </table> Setup Add Task ▶ Run View ☐ Auto Scan Scan	Task	Series Data		#	Status	Description Time	1	Done	1: LOCALIZER 00:16	2	Done	2: Cal C Spine+Neck 36 00:05	3	Work	3: Sag T1 FSE UPPER 03:27	4	Work	4: Sag T2 FRFSE UPPER 03:29	5	ACT	Cal TL Spine 36 5 00:05	6	RxD	Sag T1 FSE LOWER 02:57	7		Sag T2 FRFSE LOWER 6 03:28	8		Ax T2 (ROI) 03:21	9		Ax T1 (ROI) 8 03:02
Task	Series Data																																																																																											
#	Status	Description Time																																																																																										
1	InRx	LOCALIZER 00:16																																																																																										
2		Sag T1 FSE UPPER 03:27																																																																																										
3		Sag T2 FRFSE UPPER 2 03:29																																																																																										
4		Sag T1 FSE LOWER 02:57																																																																																										
5		Sag T2 FRFSE LOWER 4 03:28																																																																																										
6		Ax T2 (ROI) 03:21																																																																																										
7		Ax T1 (ROI) 6 03:02																																																																																										
Task	Series Data																																																																																											
#	Status	Description Time																																																																																										
1	Done	1: LOCALIZER 00:16																																																																																										
2	ACT	Cal C Spine+Neck 36 00:05																																																																																										
3	RxD	Sag T1 FSE UPPER 03:27																																																																																										
4		Sag T2 FRFSE UPPER 3 03:29																																																																																										
5		Sag T1 FSE LOWER 02:57																																																																																										
6		Sag T2 FRFSE LOWER 5 03:28																																																																																										
7		Ax T2 (ROI) 03:21																																																																																										
8		Ax T1 (ROI) 7 03:02																																																																																										
Task	Series Data																																																																																											
#	Status	Description Time																																																																																										
1	Done	1: LOCALIZER 00:16																																																																																										
2	Done	2: Cal C Spine+Neck 36 00:05																																																																																										
3	Work	3: Sag T1 FSE UPPER 03:27																																																																																										
4	Work	4: Sag T2 FRFSE UPPER 03:29																																																																																										
5	ACT	Cal TL Spine 36 5 00:05																																																																																										
6	RxD	Sag T1 FSE LOWER 02:57																																																																																										
7		Sag T2 FRFSE LOWER 6 03:28																																																																																										
8		Ax T2 (ROI) 03:21																																																																																										
9		Ax T1 (ROI) 8 03:02																																																																																										

#	Descrizione
1	Auto calibration attiva e la prima serie, Localizzatore, in prescrizione (Stato InRx).
2	Seconda serie, Sag T1 FLAIR, prescritta (stato RxD) e poiché ASSET o PURE fanno parte della prescrizione di scansione, è attiva una scansione di calibrazione, Cal Head 24, (stato ACT).
3	La serie AX T2 FLAIR è prescritta (stato RxD) e utilizza una configurazione della bobina diversa rispetto alle serie precedenti. Per questo, un'altra scansione di calibrazione, Cal Head + Neck 40, è attiva (stato ACT).



Automatic Coil Selection

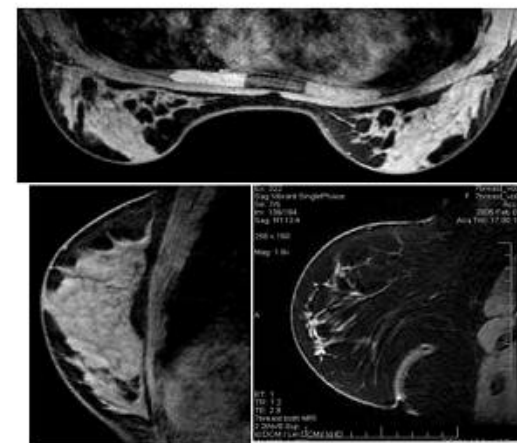
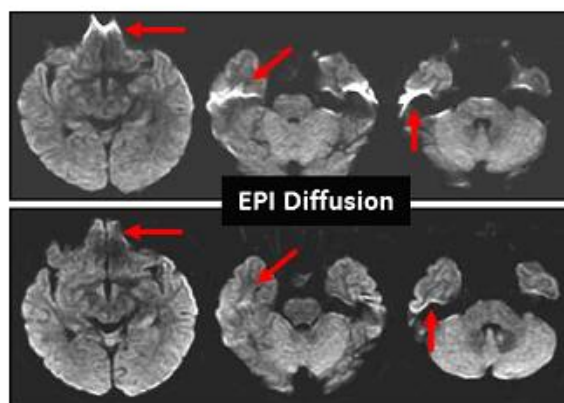
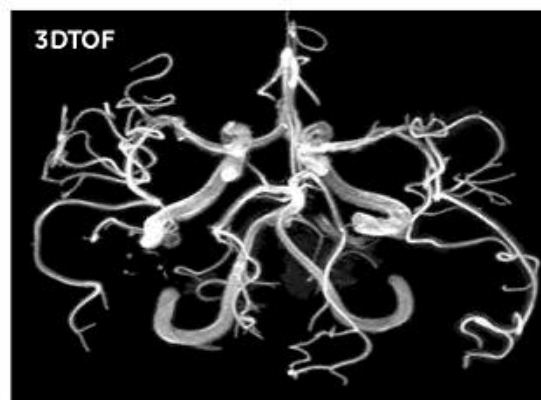
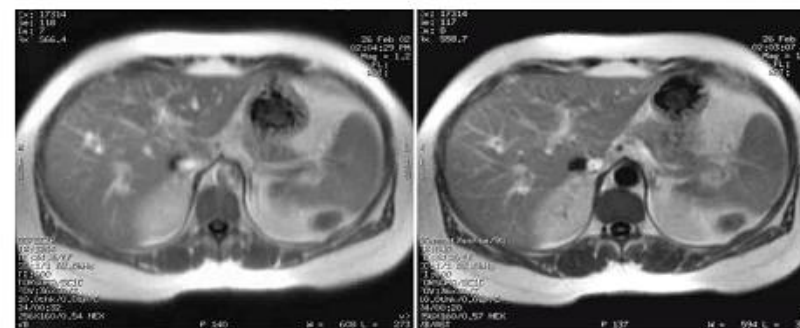
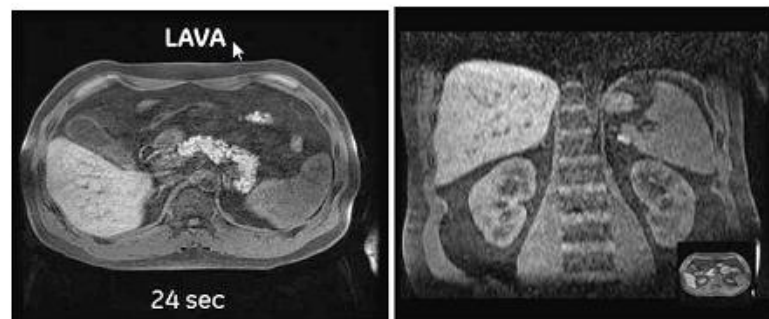


Show Coil Extents



Parallel Imaging

Dove ASSET è utile...



SENSE, acronimo di “SENSitivity Encoding”, è un'invenzione Philips sviluppata in collaborazione con il Prof. Peter Boesiger ed il suo team presso l'Istituto di ingegneria biomedica e di informatica medica di Zurigo.



E' una tecnica di imaging che consente una scansione più rapida mediante:

- ❖ un sottocampionamento del K-spazio;
- ❖ utilizzo di bobine *phased-array*.

Le mancanti linee del k-spazio vengono acquisite da array di bobine di ricezione di sensibilità nota.

- *Il numero di elementi bobina utilizzati deve essere uguale o superiore al fattore di riduzione.*
- *Ogni scansione con SENSE o CLEAR deve essere eseguita con la bobina collegata allo stesso connettore utilizzato durante la scansione di riferimento. L'uso di un connettore diverso può causare artefatti.*

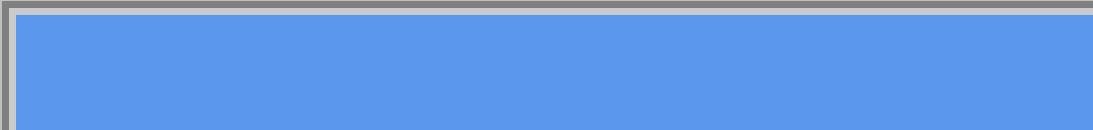
PHILIPS
sense and simplicity

La scansione di riferimento SENSE della bobina Synergy in uso produce mappe di sensibilità della bobina memorizzate automaticamente dal sistema e non visibili all'utente.

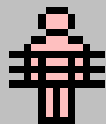
- Le scansioni sono elencate nella nuova regione anatomica secondaria per tutte le regioni anatomiche. Disponibilità estesa a tutte le bobine Synergy e non limitata soltanto alle bobine che supportano SENSE per l'uso combinato con CLEAR.
- È possibile modificare soltanto il parametro NSA e le apnee seriali. È possibile trascinare lo stack in modo che l'intero oggetto rientri nel volume di scansione.

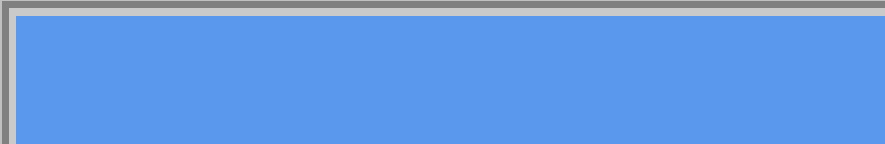
PHILIPS
sense and simplicity

 Cranio std



00:10:17

 SenseRefScan



00:00:06

PHILIPS
sense and simplicity

Sequenza di impulsi

- Scansione SENSE con fattore SENSE pari a 1 per acquisire le mappe di sensibilità di ogni elemento bobina Synergy utilizzabile per ottenere una perfetta correzione di uniformità.
- CLEAR è l'acronimo di Constant LLevel AppeaRance.
- Viene acquisita una scansione di riferimento come in SENSE per determinare le sensibilità bobina.

Proprietà

- Da utilizzare come correzione di omogeneità in qualsiasi tipo di scansione con bobine Synergy.

Applicazioni

- Correzione di omogeneità in qualsiasi tipo di scansione con bobine Synergy. (CLEAR è implementata automaticamente in tutti i protocolli SENSE).

Il contrasto è determinato da

- Parametri di contrasto della sequenza di imaging.

Modalità di scansione

- MS, 3D, 2D, M2D

La correzione di omogeneità CLEAR viene applicata durante l'algoritmo di ricostruzione SENSE.

Il parametro 'Correzione omogeneità' esegue una correzione di omogeneità diversa durante la generazione dell'immagine (dopo la ricostruzione SENSE); le due modalità di correzione non sono selezionabili simultaneamente.

SENSE

PHILIPS

sense and simplicity

Sequenza di impulsi

- Tecnica di imaging che consente una scansione più rapida mediante il salto di linee nello spazio K con l'acquisizione in parallelo dei dati Synergy. Le informazioni mancanti vengono acquisite da array di bobine di ricezione di sensibilità nota.
- È l'acronimo di SENSitivity Encoding.
- Talvolta è definita anche SyncraScan.

Proprietà

- Tempi scansione più brevi
 - Riduzione del tempo di scansione di un fattore uguale o maggiore di 2 per MS e M2D
 - Riduzione del tempo di scansione di un fattore uguale o maggiore di 4 per 3D
- Maggiore risoluzione temporale
- Migliore risoluzione o copertura spaziale
- Riduzione degli artefatti di movimento e suscettibilità mediante riduzione della lunghezza del treno di echi
- Può essere applicata a tutti i metodi di scansione (quali FFE, b-FFE, TFE, b-TFE, TSE, GRASE, EPI, PRESTO) ad eccezione di SE ed è quindi adatta per tutte le applicazioni cliniche
- Compatibile con Q-Flow e PCA

Applicazioni

- Può essere usata con tutte le bobine Synergy SENSE compatibili: Ad esempio Bobina Cardiaca SENSE, Testa SENSE, Corpo SENSE e bobine Flex SENSE
- Può essere usata in tutte le applicazioni ed è particolarmente indicata per:
 - Imaging neuro ad alta risoluzione, diffusione e perfusione cerebrale
 - Imaging del corpo (tecnica in apnea, con triggering respiratorio e respirazione libera)
 - Angiografia: intracerebrale, carotidea, vertebrale, addominale, toracica
 - Imaging cardiaco, perfusione cardiaca
- Particolarmente adatta in studi con mezzo di contrasto nell'ambito dei quali l'accentuazione venosa è ridotta

Il contrasto è determinato da

- Parametri di contrasto della sequenza di imaging combinata con SENSE

Modalità di scansione

- MS, 3D, 2D, M2D

Riduzione P

- Determina la diminuzione del tempo di scansione riducendo il FOV in codifica di gradiente nella direzione di codifica di fase.

Riduzione S

- Determina la diminuzione del tempo di scansione riducendo il numero di strati.
- È disponibile solo nella modalità di scansione 3D.
- Nelle scansioni 3D, è possibile eseguire SENSE nella direzione di codifica di fase e nella direzione dello strato se gli elementi bobina sono posizionati lungo gli assi corrispondenti

Riduzione M

- Questo fattore determina la riduzione del tempo di scansione nella direzione che sarebbe quella di misurazione nell'imaging RM. Rappresenta la prima direzione di codifica di fase.
- Questo parametro è disponibile solo nella spettroscopia RM.

sT1W_3D_WATS		Voxel	Sag	Rel. S	
05:26		0.90 x 0.90 x 0.90		1.00	
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc
Voxel size	FH (mm)	0.9			Tot
	AP (mm)	0.9			Rel
	RL (mm)	0.9			Act
Recon voxel size (mm)		0.444			AC
Fold-over suppression		no			AC
Slice oversampling		default			REC
ENCASE enable		no			Scal
Reconstruction matrix		576			TFE
SENSE		yes			TFE
	P reduction (AP)	1			TFE
	S reduction (RL)	3			Mir
Overcontiguous slices		no			Act

PHILIPS
sense and simplicity

PHILIPS
sense and simplicity

PHILIPS
sense and simplicity

Fattore di riduzione	Impostato su 1	Impostato su 2
Effetto		
Tempo di scansione	Non subisce variazioni	Viene dimezzato
SENSE	Non viene eseguito	Viene eseguito
RFOV	Non viene ridotto	- Viene dimezzato (per 3D il numero di strati)
Artefatti di aliasing	Assenti	Si riscontrano artefatti di foldover, che vengono tuttavia corretti durante la ricostruzione SENSE
Nota	Identico a CLEAR	

PHILIPS

sense and simplicity

Nell'imaging parallelo si possono riscontrare alcuni artefatti dovuti a:

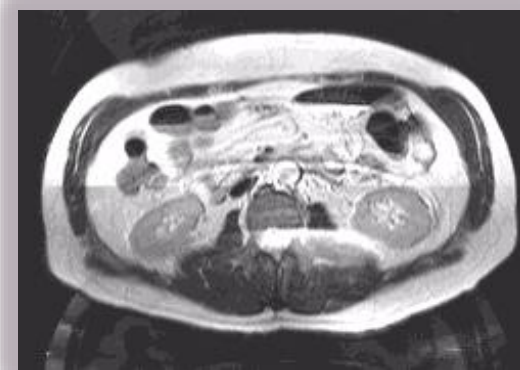
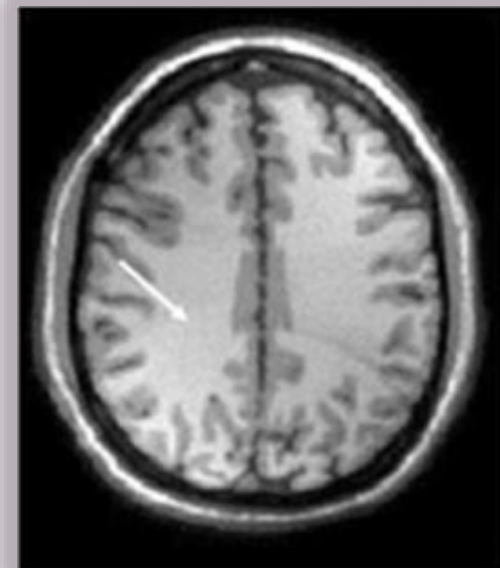
- Differenze di posizionamento tra scansione di calibrazione e scansione SENSE;
- Fattore SENSE elevato;
- Basso SNR;
- Assenza di materasso SENSE;
- FOV decentrato.

Gli artefatti *ghosting* possono apparire quando l'acquisizione di calibrazione e l'acquisizione SENSE non vengono eseguite con il paziente nella stessa posizione.



Gli artefatti da linea di taglio possono apparire quando la bobina si muove rispetto al paziente; possono essere eliminati:

- ❖ comprendendo l'acquisizione di calibrazione nell'acquisizione parallela;
- ❖ riacquisendo i dati di calibrazione.



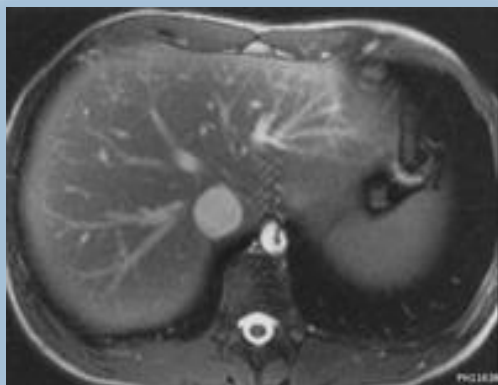
Un altro artefatto è la comparsa di strie nel senso della codifica di fase, soprattutto quando il fattore SENSE è molto elevato e prevalentemente in relazione a strutture con segnale iperintenso.



Per eliminare questo tipo di artefatto è opportuno abbassare il fattore SENSE.

Altri tipi di artefatti possono comparire in regioni di basso SNR:

- ❖ ridotti in parte massimizzando, per quanto sia possibile, il SNR;
- ❖ alcuni inevitabili, soprattutto quando vengono applicati elevati valori di R (fattore di riduzione).



La mancanza del materasso dedicato SENSE causa artefatti *foldover*. Per evitare questo tipo di artefatto è necessario utilizzare questo tipo di supporto.

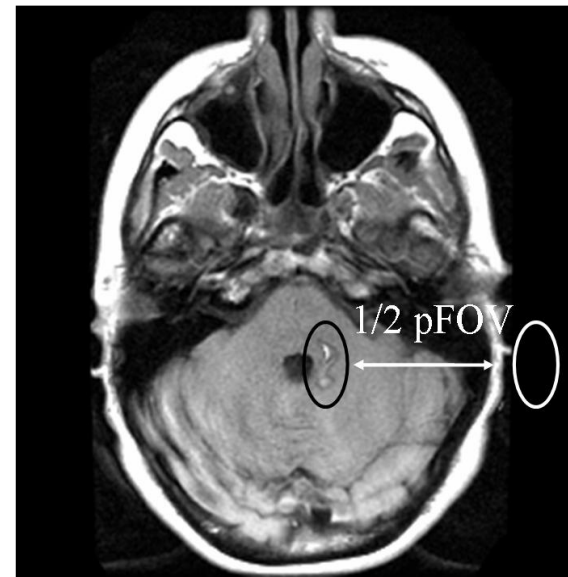
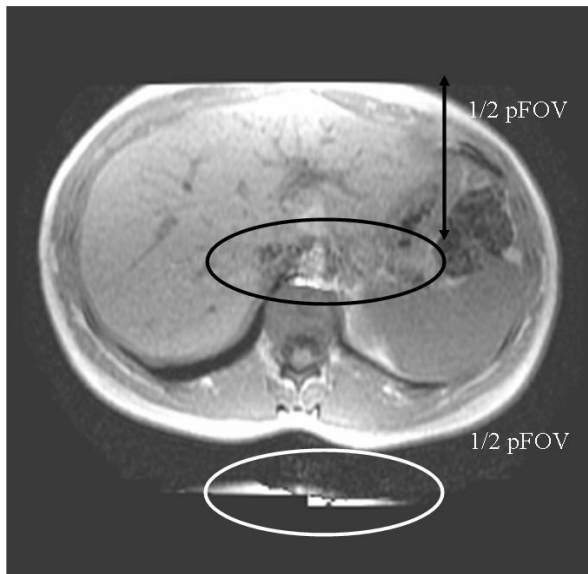


PHILIPS
sense and simplicity



Gli artefatti nelle immagini ASSET sono spesso correlati a strutture o rumore fuori dal centro del FOV.

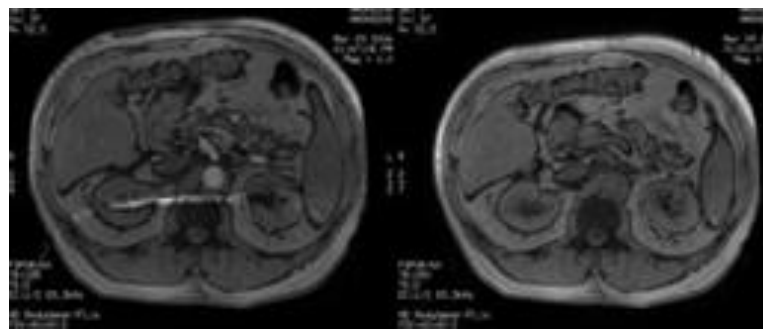
Questi artefatti sono dovuti alla mancata corrispondenza dei dati di sensibilità della calibrazione con i dati di acquisizione rispetto al centro del FOV.

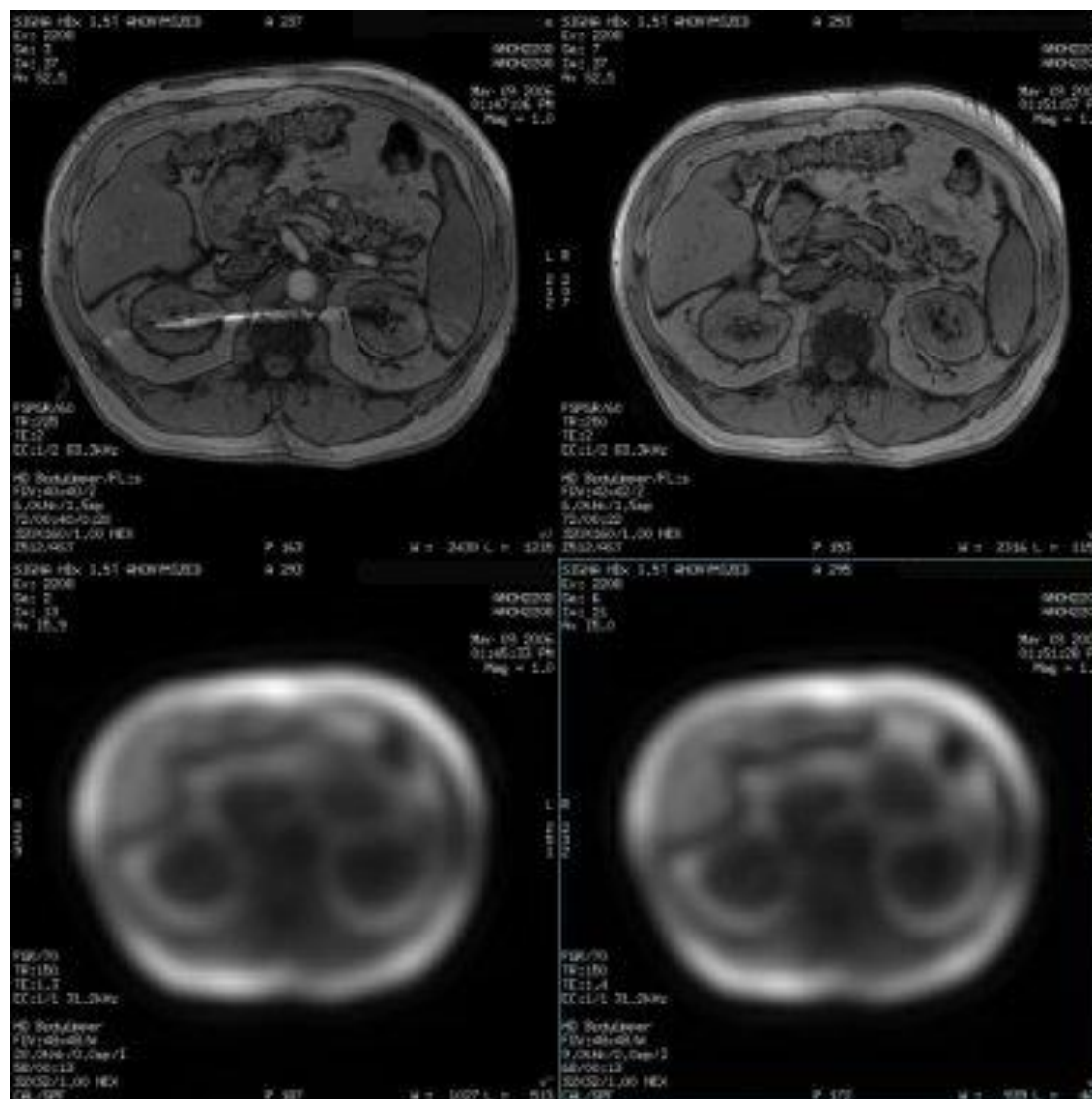


Notare l'aspetto screziato dell'immagine nelle aree cerchiare, dovuto a una cattiva registrazione dal momento che il paziente ha mantenuto un diverso ritmo di apnea tra la scansione di calibrazione e l'acquisizione **ASSET**. Per evitare questo artefatto, assicurarsi che il paziente respiri con lo stesso ritmo di apnea per la scansione di calibrazione e la scansione **ASSET** (ad esempio, utilizzare una tecnica di inspirazione ed espirazione profonda).

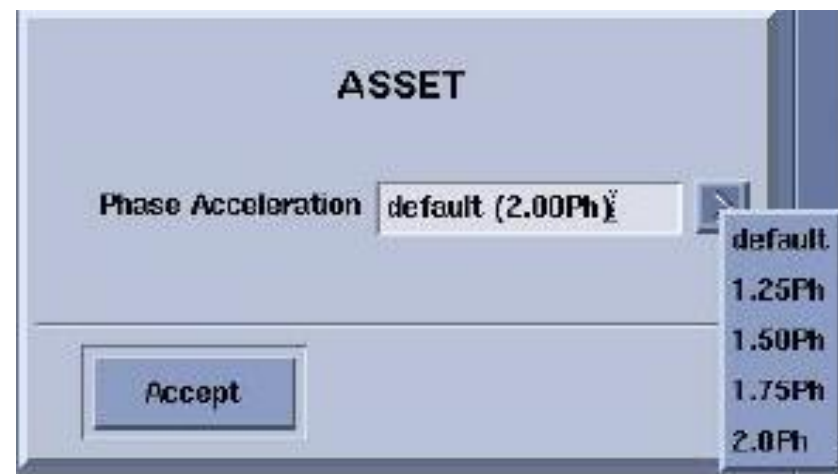
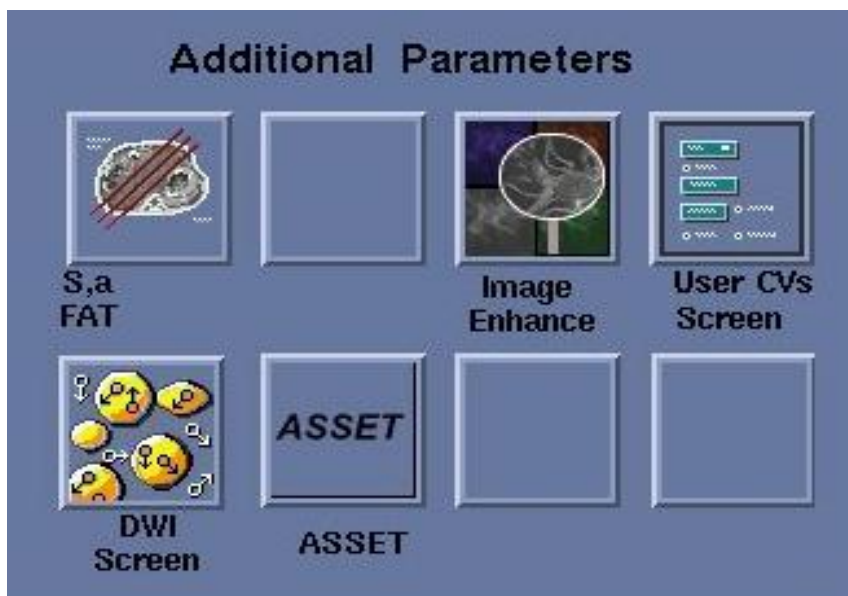


Artefatti **ASSET** dovuti ad aliasing derivanti dalla registrazione in apnea: notare la differenza di dimensioni tra le immagini destra e sinistra. Il paziente è un soggetto con respirazione addominale. L'immagine sinistra mostra un'inspirazione più profonda rispetto all'immagine destra. Quando il diaframma si abbassa, gli organi vengono spinti in basso e verso l'esterno. L'immagine sinistra è più grande nella direzione A/P e la sua altezza supera l'altezza della sezione trasversale nella calibrazione. Dal momento che nella calibrazione corrispondente a questa posizione sono contenute poche informazioni sulla sensibilità, il segnale proveniente dalla regione all'estremità anteriore crea aliasing nel torace.





- **fattore di accelerazione=2 (valore predefinito);**
- **fattore di accelerazione=1.25 (per FOV più piccoli per ridurre il ribaltamento);**
- **fattore di accelerazione=3 (assiali VIBRANT).**



CARDIO RM

Tipo di bobina	• Bobina Phased Array a 5 elementi • Sola ricezione
Caratteristiche costruttive	Bobina volumetrica costituita da cinque elementi separati: due bobine flessibili anteriori (elementi 1 e 2) e tre bobine posteriori alloggiare nella base (elementi 3, 4 e 5).
Dimensioni	Le bobine circolari superiori hanno un diametro di 200 mm. La base è costituita da tre bobine rettangolari di 138 x 200 mm.
Disponibile per	1.5 T
Compatibilità SENSE	Sì; fattore SENSE max: 5
Compatibilità CLEAR	Sì
Applicazioni	• Quattro camere cardiache principali • Arterie coronarie • Radice polmonare e aortica • Mediastino
Marcatori della bobina	La base della bobina presenta dei marcatori per identificare la posizione degli elementi all'interno della bobina.
Osservazioni generali	• Per ottenere la migliore qualità dell'immagine viene utilizzata la funzione di correzione dell'omogeneità CLEAR.
Imaging Multi Coil	Sì (vedere il paragrafo 6.1.1 'Imaging Multi Coil')
Imaging Dual Coil	Sì (vedere il paragrafo 6.1.2 'Imaging Dual Coil')
Nome interfaccia utente	Cardiaca SENSE



PHILIPS

sense and simplicity

P Reduction = 1.4

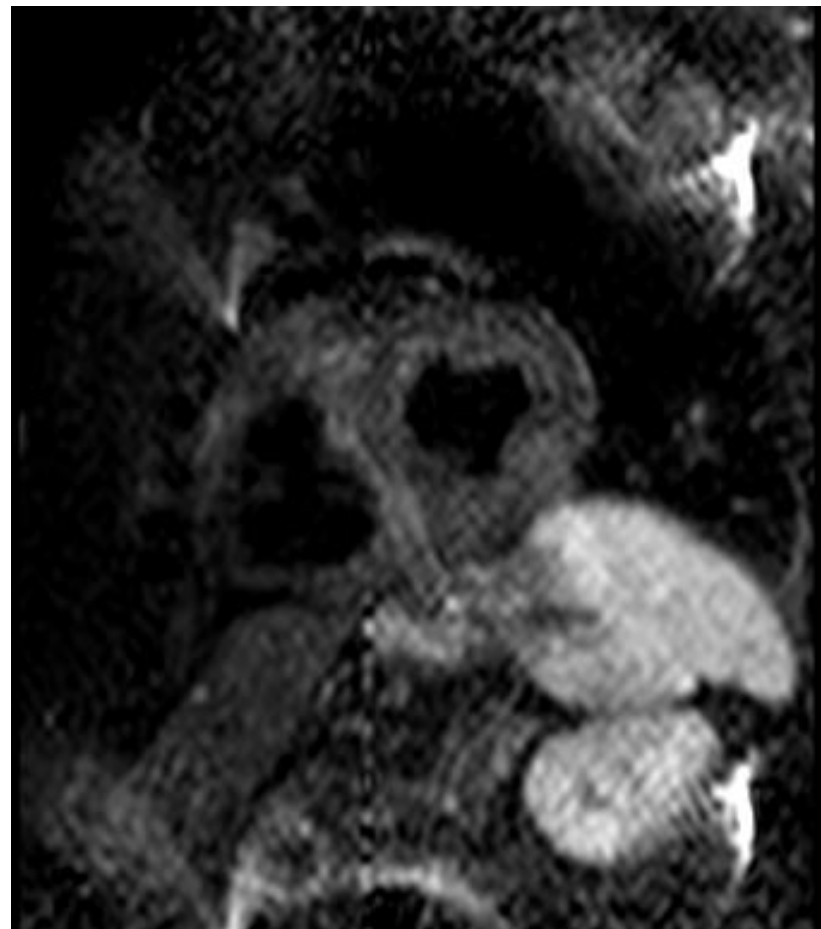
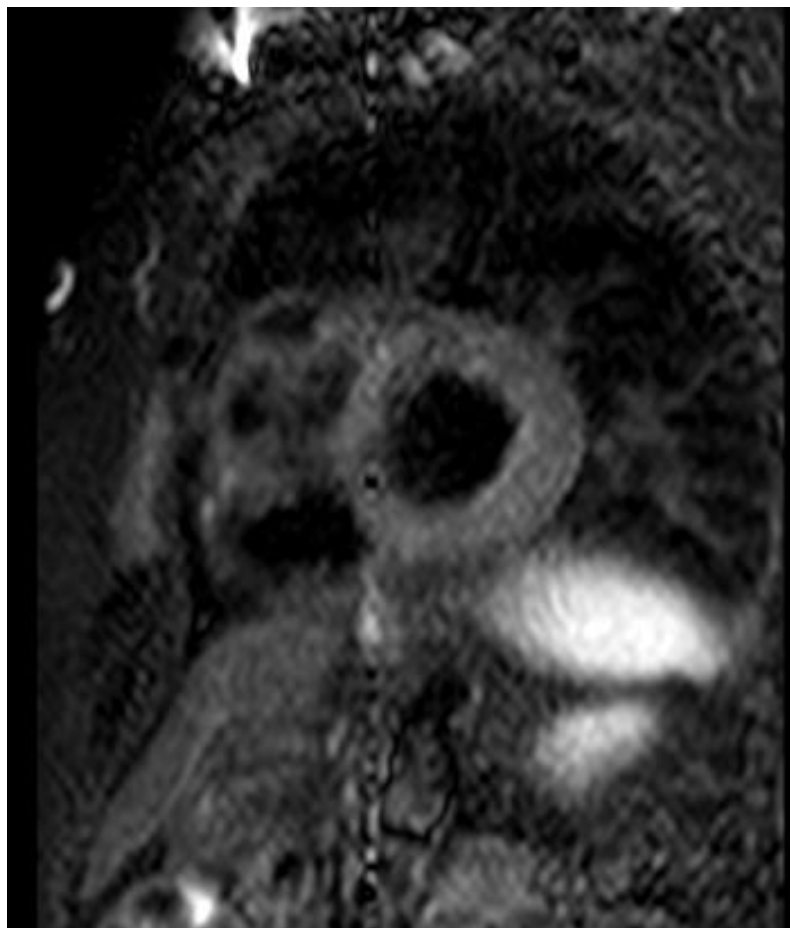


P Reduction = 5

PHILIPS

sense and simplicity

P Reduction = 2



P Reduction = 5

RM CRANIO

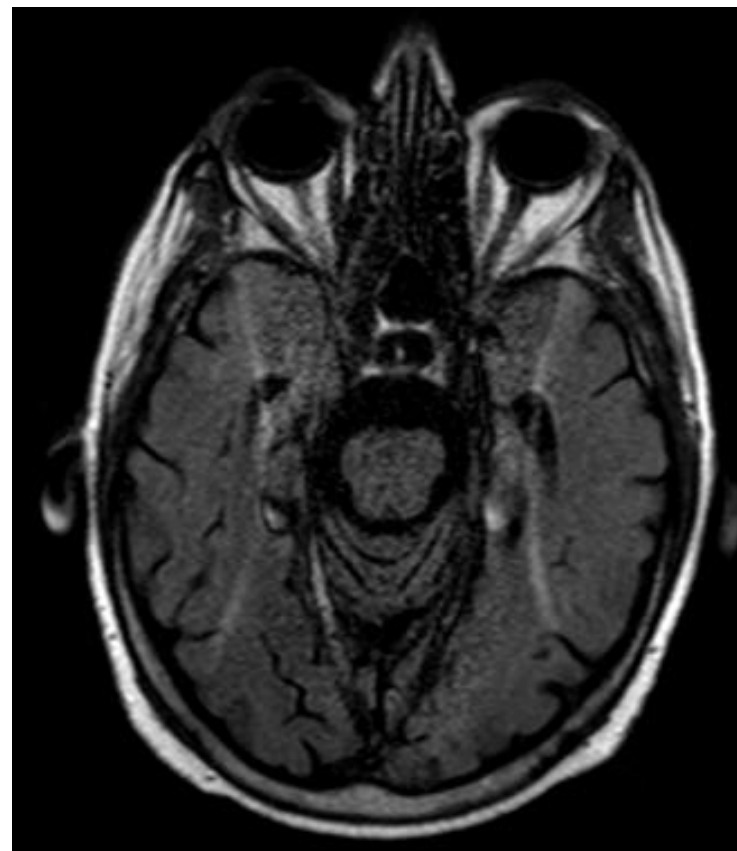
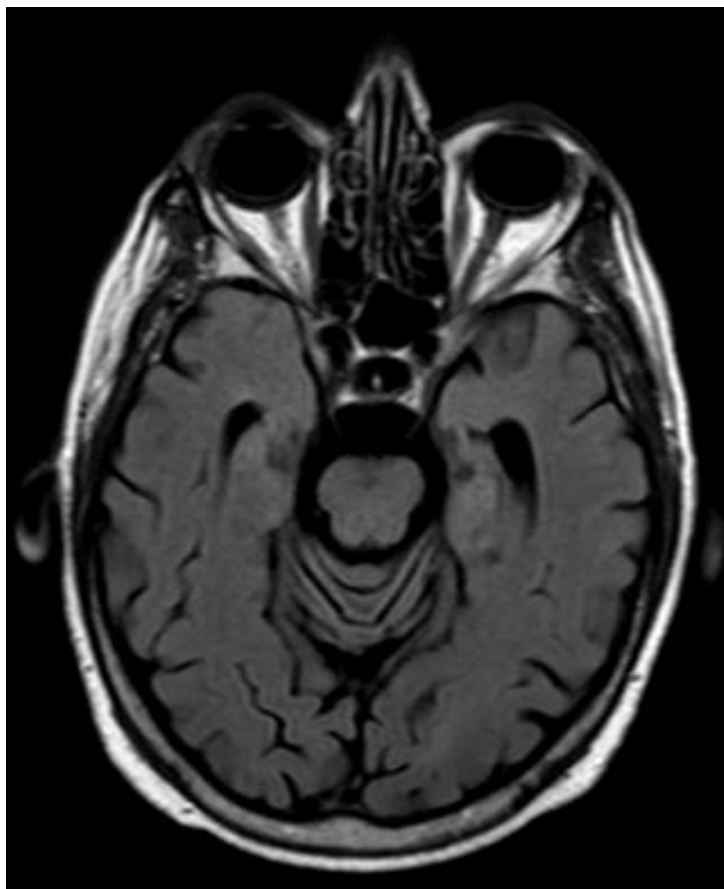
Tipo di bobina	- Bobine Phased Array a 6 o 8 elementi - Sola ricezione
Caratteristiche costruttive	Bobina volumetrica costituita da 6 o 8 canali
Dimensioni	Diametro bobina: 24 cm Copertura FH 22 cm
Disponibile per	1.5 T: Bobine testa SENSE 6 e 8 3.0T: Bobina testa 8 SENSE
Compatibilità SENSE	Sì; fattore SENSE max: 6 per la bobina testa SENSE 6, 8 per la bobina testa SENSE 8
Compatibilità CLEAR	Sì
Applicazioni	Cervello
Marcatori della bobina	- Al centro della bobina (direzione FH) per il posizionamento dell'indicatore luminoso tipo laser - Marcatori bilaterali per la verifica della qualità dell'immagine (fantoccio)
Limitazioni	Da utilizzare soltanto nell'ambito di studi eseguiti nella posizione 'testa davanti'.
Nota importante	Nei sistemi dotati di sistema di acquisizione a 6 canali, questa bobina _ disponibile solo nella configurazione a 6 elementi della bobina.
Osservazioni generali	Per ottenere la migliore qualità dell'immagine viene utilizzata la funzione di correzione dell'omogeneità CLEAR.
Imaging Multi Coil	Sì (vedere il paragrafo 6.1.1 'Imaging Multi Coil')
Imaging Dual Coil	No
Nome interfaccia utente	- Bobina testa SENSE 8 o testa SENSE 6 - Testa SENSE su sistemi di acquisizione a 6 canali



PHILIPS
sense and simplicity

RM CRANIO: FLAIR

P Reduction = 1.5



P Reduction = 4

Tipo di bobina	• Bobina Phased Array a 4 elementi • Sola ricezione
Caratteristiche costruttive	Bobina volumetrica flessibile costituita da una sezione superiore e una sezione inferiore. Ciascuna parte contiene due elementi della bobina Phased Array.
Dimensioni	45 cm sinistra-destra per 30 cm piede-testa.
Disponibile per	1.5 T
Compatibilità SENSE	Sì; fattore SENSE max: 4
Compatibilità CLEAR	Sì
Applicazioni	• Addome, torace, pelvi • Angiografia addominale, Angiografia vascolare periferica.
Marcatori della bobina	Gli elementi sono contrassegnati da numeri di identificazione bobina (1, 2, 3 e 4). I numeri pari dispari (1 e 3) sono riportati sul lato del cavo.
Osservazioni generali	Per ottenere la migliore qualità dell'immagine viene utilizzata la funzione di correzione dell'omogeneità CLEAR.
Imaging Multi Coil	No
Imaging Dual Coil	No
Nome interfaccia utente	Corpo SENSE

PHILIPS
sense and simplicity

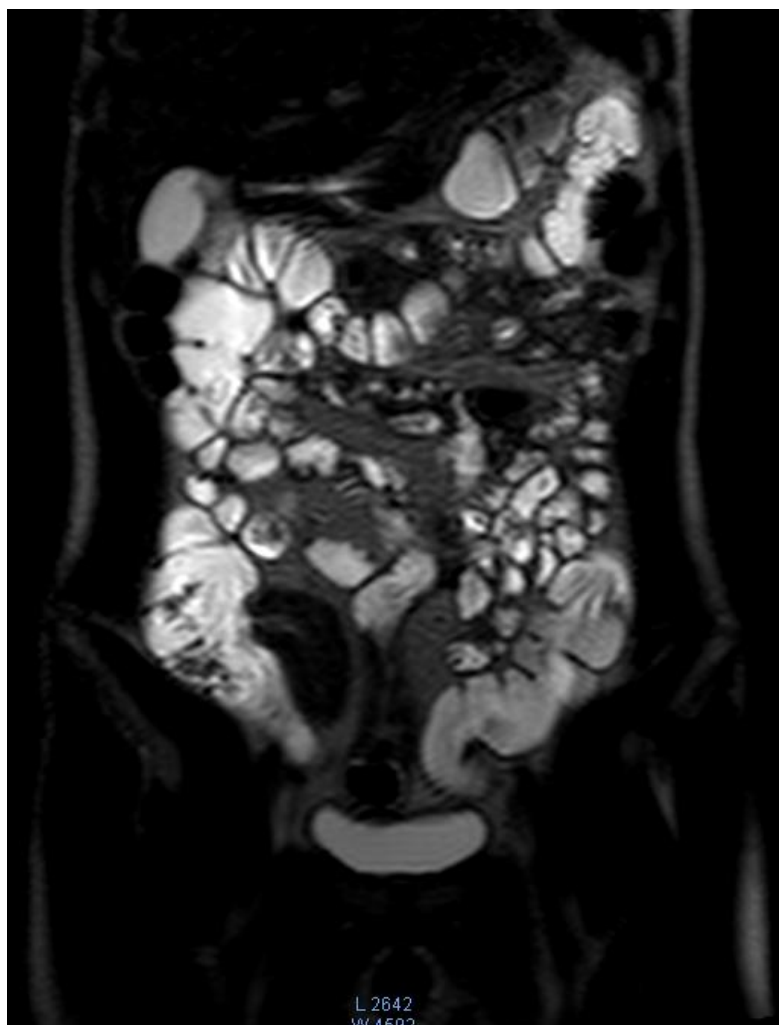


PHILIPS

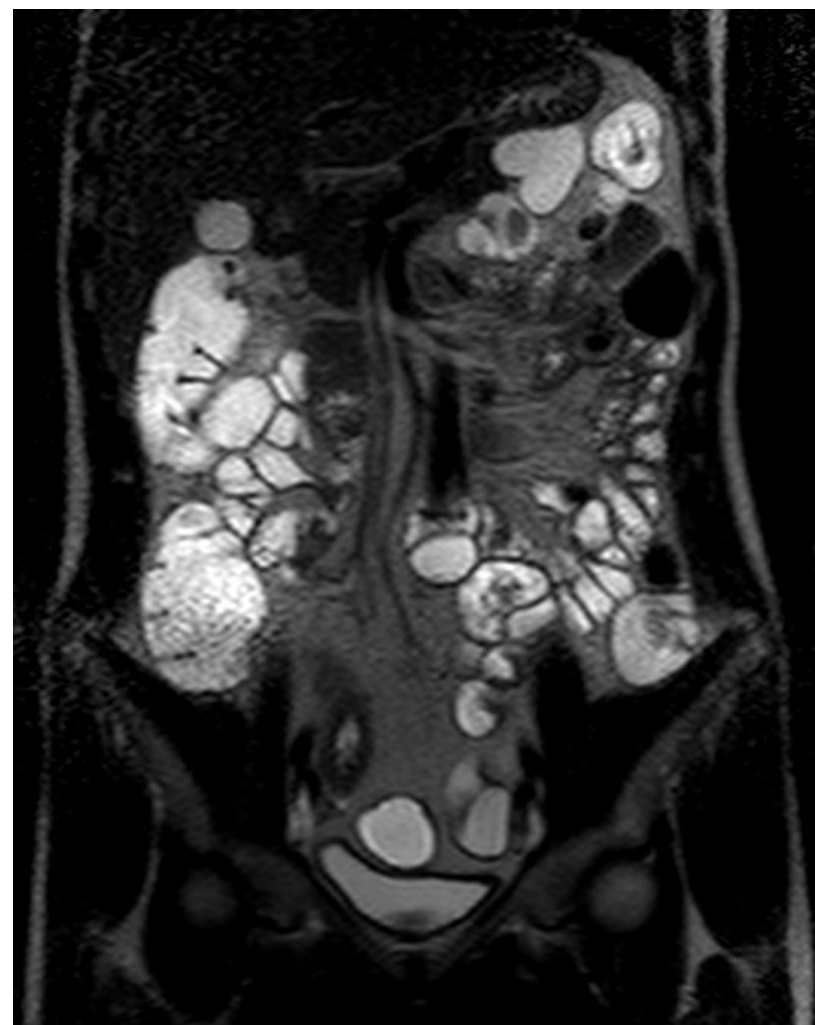
sense and simplicity

ENTERO-RM SSh_T2 SENSE

P Reduction = 1.6



P Reduction = 2.6

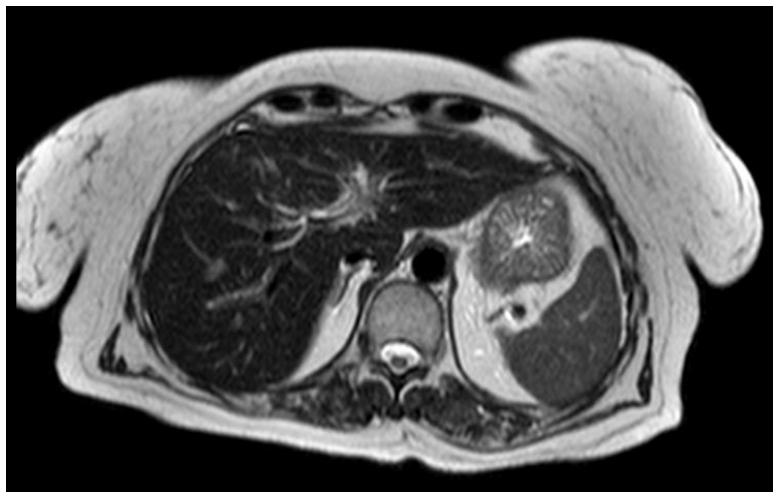


PHILIPS

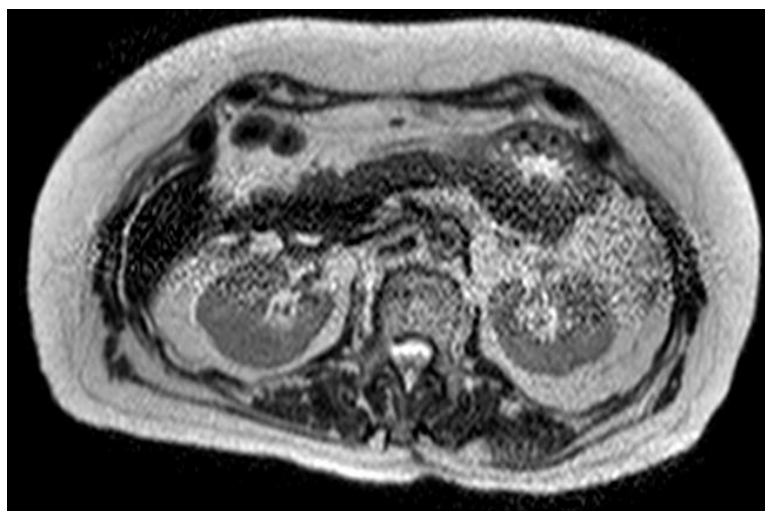
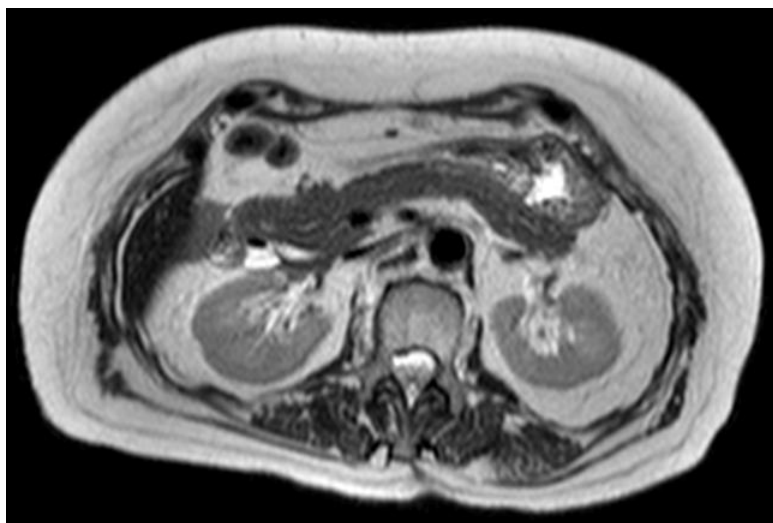
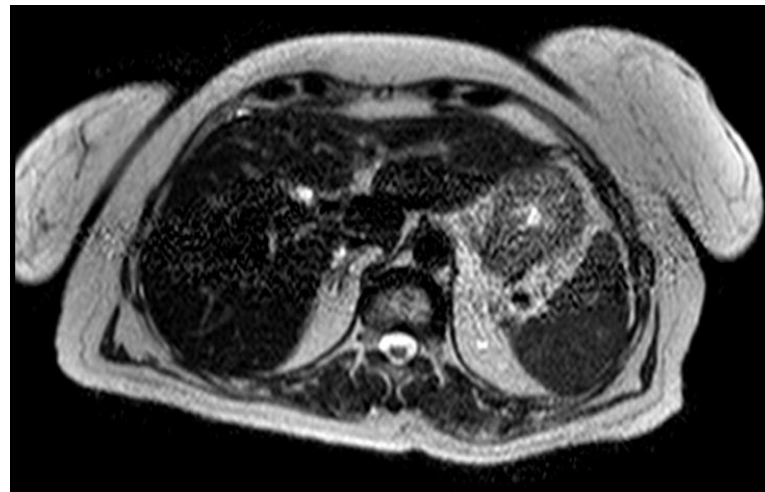
sense and simplicity

RM FEGATO SSh_T2 SENSE

P Reduction 2.1



P Reduction 4



L'imaging parallelo è una tecnica di imaging che, agendo nel dominio dell'immagine o nel dominio del k-spazio, consente di ridurre sensibilmente i tempi di acquisizione e/o di incrementare la risoluzione spaziale.

Alla luce della nostra esperienza possiamo dire che la scelta dei valori di riduzione va sempre fatta cercando un buon compromesso tra la qualità diagnostica e tempi ragionevoli.

Le principali limitazioni dell'imaging parallelo comprendono:

- ❖ la riduzione del rapporto SNR;
- ❖ gli artefatti di ricostruzione.

E' quindi importante considerare queste limitazioni al momento di decidere quando e quali di queste tecniche utilizzare.

RM GE 1.5T HDxt ver. 23



imagination at work

UPGRADE
SETTEMBRE 2014

Insegnamento:
APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA
RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1



Gemelli



ARC

ARC

Autocalibrating Reconstruction for Cartesian (Ricostruzione autocalibrante per cartesiano)

ARC è una tecnica di imaging parallelo guidato dai dati che sintetizza i dati mancanti dai dati origine circostanti in tutte e tre le dimensioni di imaging: sezione, fase e frequenza. Sono necessarie poche linee di calibrazione per accentuare ricostruzione e velocità accelerando notevolmente l'acquisizione dei dati RM con miglioramento di qualità dell'immagine e riduzione degli artefatti.



ARC

Non richiede una scansione di calibrazione,
a meno che sia selezionato PURE.

ARC non è disponibile dalla schermata Imaging Option se il PSD, l'applicazione e la bobina selezionati non la supportano.

PSD: Pulse Sequence Database: Database sequenze di impulsi. Un **PSD** è una serie di impulsi RF e di gradiente e degli intervalli tra di loro utilizzati insieme ai campi magnetici di gradiente per produrre immagini di risonanza magnetica. I **PSD** sono organizzati in famiglie.

Dalla scheda Acceleration (Accelerazione) selezionare una fase o un fattore di accelerazione sezione.

- I PSD 2D supportano soltanto la Phase acceleration (Accelerazione di fase); pertanto la Slice Acceleration (Accelerazione di sezione) non è selezionabile.
- I PSD 3D supportano sia l'accelerazione di fase sia l'accelerazione sezione **ARC**, ma uno dei controlli potrebbe essere bloccato per esigenze specifiche dell'applicazione.
- Se sono disponibili entrambe le accelerazioni di fase e sezione, selezionare preferibilmente per prima l'accelerazione di fase.

I valori predefiniti di accelerazione sono Fase = 2 (oppure limite bobina se inferiore) e Sezione = 1 se la bobina selezionata supporta l'accelerazione di fase per la direzione di fase selezionata. In caso contrario, i valori di accelerazione predefiniti sono Fase = 1 e Sezione = 2 (oppure limite bobina se inferiore) supponendo che la bobina supporti l'accelerazione di sezione.

Impostazione dell'accelerazione di fase = 1 disattiva
ARC.

Per avere una direzione di imaging parallela ottimale può essere necessario regolare la direzione di frequenza.

Ad esempio, entrambe le bobine per mammella non sono dotate di elementi anteriori che supportano l'accelerazione **ARC** in direzione A/P. Pertanto, per l'imaging assiale Mammella, portare la direzione di fase lungo R/L.

- L'accelerazione riduce l'SNR e introduce potenzialmente artefatti paralleli di immagine come l'aliasing e l'amplificazione del rumore. Si raccomanda di usare l'accelerazione con prudenza. Gli artefatti da continuità di fase sono proiettati sul bordo del FOV e non al centro.
- Se si notano artefatti in una particolare direzione (di fase o di sezione), ridurre o disattivare l'accelerazione.

- Non sempre l'accelerazione causa riduzione del tempo di scansione ma potrebbe ridurre la sfocatura o incrementare il numero massimo di sezioni per TR.
- È possibile che accelerazione di fase e di sezione non diano come risultato una riduzione del tempo di scansione nella stessa quantità.
- Per ottenere una qualità di immagine uniforme quando si usa l'imaging parallelo, accertarsi che la copertura di scansione corrisponda in modo ottimale alla copertura della bobina.

La CV utente Turbo ARC è utilizzata per accelerare il tempo di acquisizione di una scansione. È disponibile come CV utente se è attivata anche l'opzione di imaging ARC. È disponibile con scansioni **LAVA-Flex**, **VIBRANT-flex** e 3D dual echo. Le selezioni Turbo ARC comprendono:

- Turbo ARC = **0** (off) lo stato predefinito
- Turbo ARC = **1** (più veloce)
- Turbo ARC = **2** (più veloce)

Turbo Mode (Modalità Turbo) riduce l'ampiezza dell'impulso *RF* e, di conseguenza, il *TR*. Il *TR* ridotto migliora il *CNR*

Man mano che si aumenta la selezione di Turbo ARC dalla selezione predefinita a quella più rapida, il tempo di scansione diventa più breve in quanto il sistema acquisisce meno dati di calibrazione automatica ARC.

I **vantaggi** di un'acquisizione comprendono quanto segue:

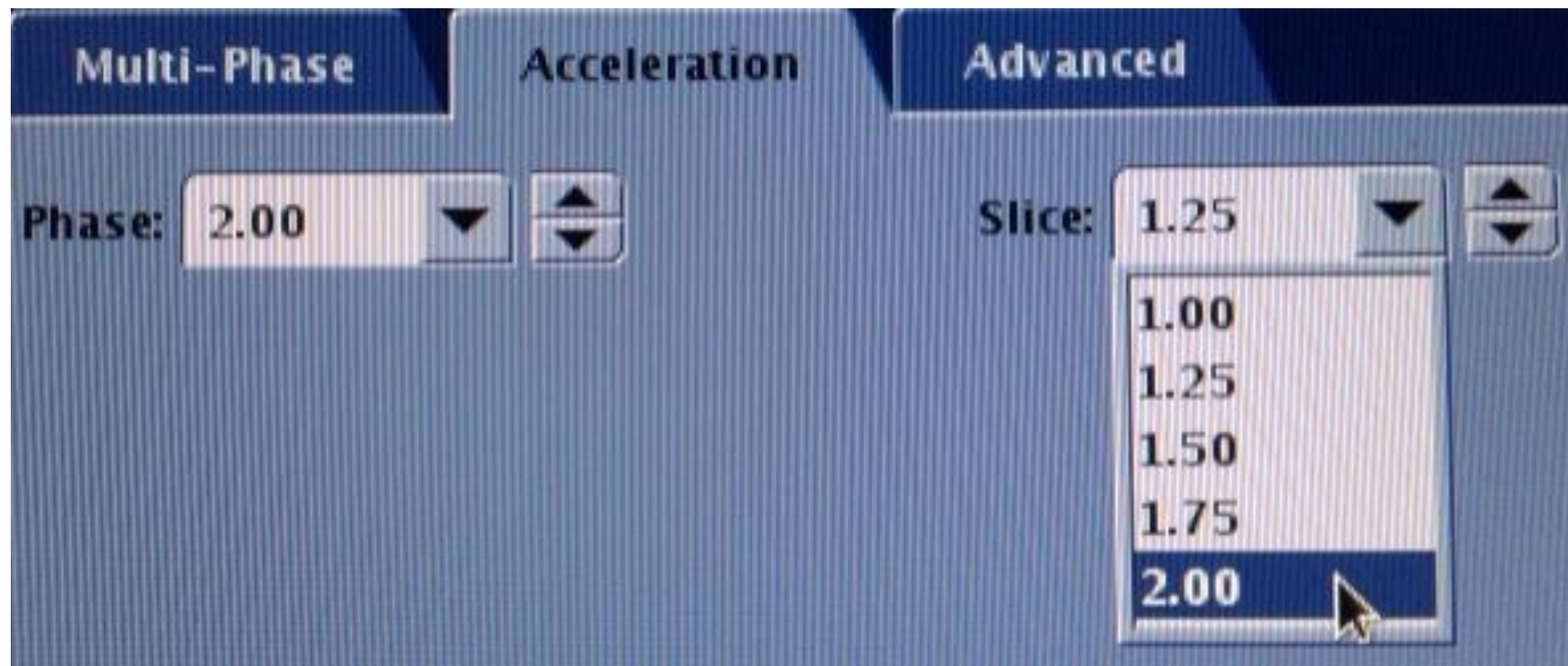
- ✓ Il protocollo può soddisfare meglio le esigenze dei pazienti con scarsa capacità di apnea.
- ✓ La capacità di acquisire due fasi arteriose in un'apnea per semplificare il timing dinamico.

Lo **svantaggio** di Turbo ARC è un aumento degli artefatti di imaging parallelo come l'aliasing, che si possono verificare in alcuni protocolli non ottimizzati.

Multi-Phase	Acceleration	Advanced
User Control Variables		
		Min Max
Image acq. delay (sec):	10.00	0.0 100.0
Turbo Mode (0=off, 1=Turbo):	1.00	0.0 1.0
Centric (0=off, 1=on):	0.00	0.0 1.0
Real-time SAT (0=NON-axial, 1=Axial, 2=In-plane, 3=IRP):	0.00	0.0 3.0
Restricted Real-time Navigation (0=Off, 1=On):	0.00	0.0 1.0

Acceleration		Advanced	
User Control Variables			
		Min	Max
Image acq. delay (sec):	0.00	0.0	100.0
Turbo Mode (0=off, 1=Faster, 2=Fastest):	1.00	0.0	2.0

ARC turbo mode



The logo consists of the letters 'ARC' in a bold, green, sans-serif font, enclosed within a thin blue rectangular border.

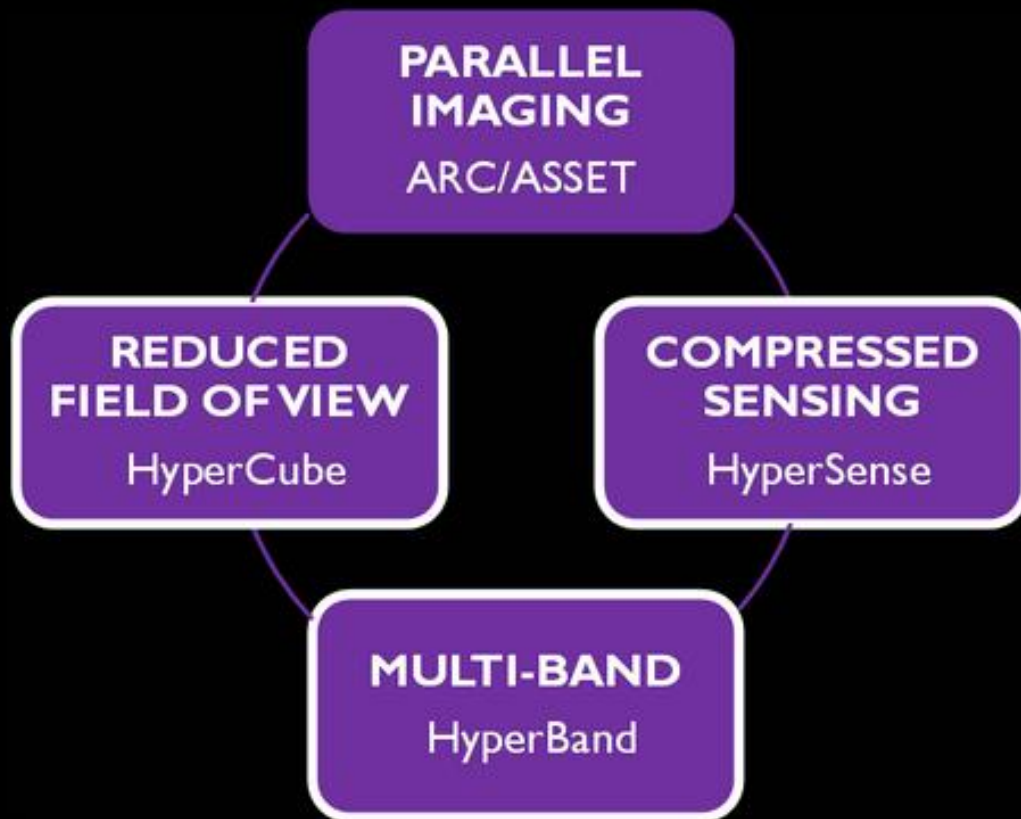
Autocalibrating Reconstruction for Cartesian

N.B.

E' una tecnologia sicuramente molto interessante, ma va utilizzata con intelligenza. Non va utilizzata solamente per ridurre il tempo di scansione, ma ci vuole il giusto compromesso qualità/tempo. I protocolli devono essere ottimizzati e testati.

In alcuni casi, il **Recommended Acceleration Factor** (Fattore di accelerazione raccomandato) può risultare non adatto. Ad esempio, se si ritiene che per i pazienti di grossa costituzione l'**SNR** all'accelerazione raccomandata non sia sufficiente, è consigliabile ridurre il fattore di accelerazione.

Oppure, è possibile che alcuni pazienti non siano in grado di restare a lungo in apnea. In questa situazione, è consigliabile aumentare il fattore di accelerazione per ottenere una scansione di durata inferiore, tenendo comunque presente che esiste la possibilità di una riduzione del SNR ridotto o di un aumento dell'aliasing residuo.



In addition to ARC,
3 acceleration
techniques can further
reduce scan time

Conventional acceleration techniques	Drawbacks
Low isotropic spatial resolutions	partial volume effect
Anisotropic voxel sizes	quality of reformat
Long echo train lengths	blurring
Under-sampling techniques: parallel imaging image-based (ASSET/SENSE) k-space based (ARC/GRAPPA)	SNR loss dependence on coil geometry
Rapid filling of k-space (2D EPI, Fast GRE)	Distortions / Contrast

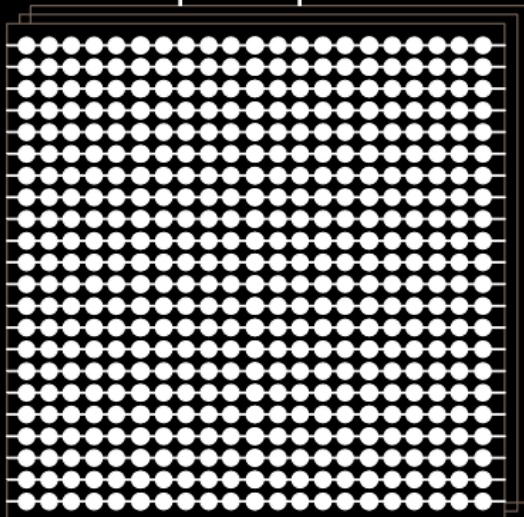
COMPRESSED SENSING HyperSense

How does
HyperSense work?

○ Under-sampling
with ARC

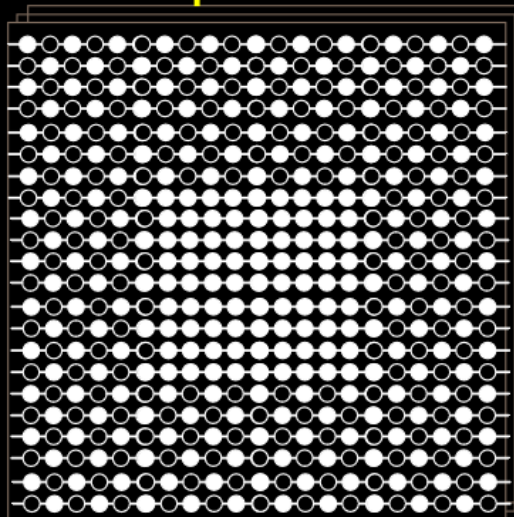
● Additional under-sampling
with HS

Full k-space acquisition



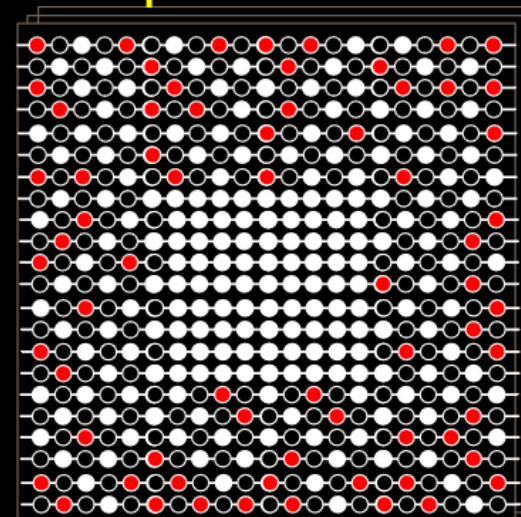
Full k-space acquired:
long acquisition time
Not suitable...

Partial k-space with ARC x 2



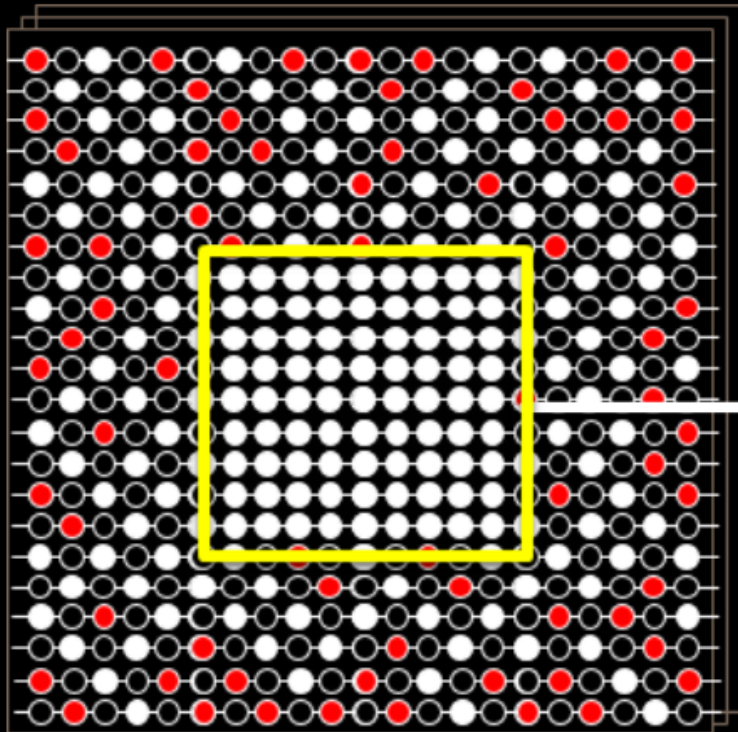
Every other line acquired at
the periphery
Good, but can do better

Partial k-space with ARC x 2 and HS



Every other line acquired at
the periphery, and sparsity
in each acquired line...

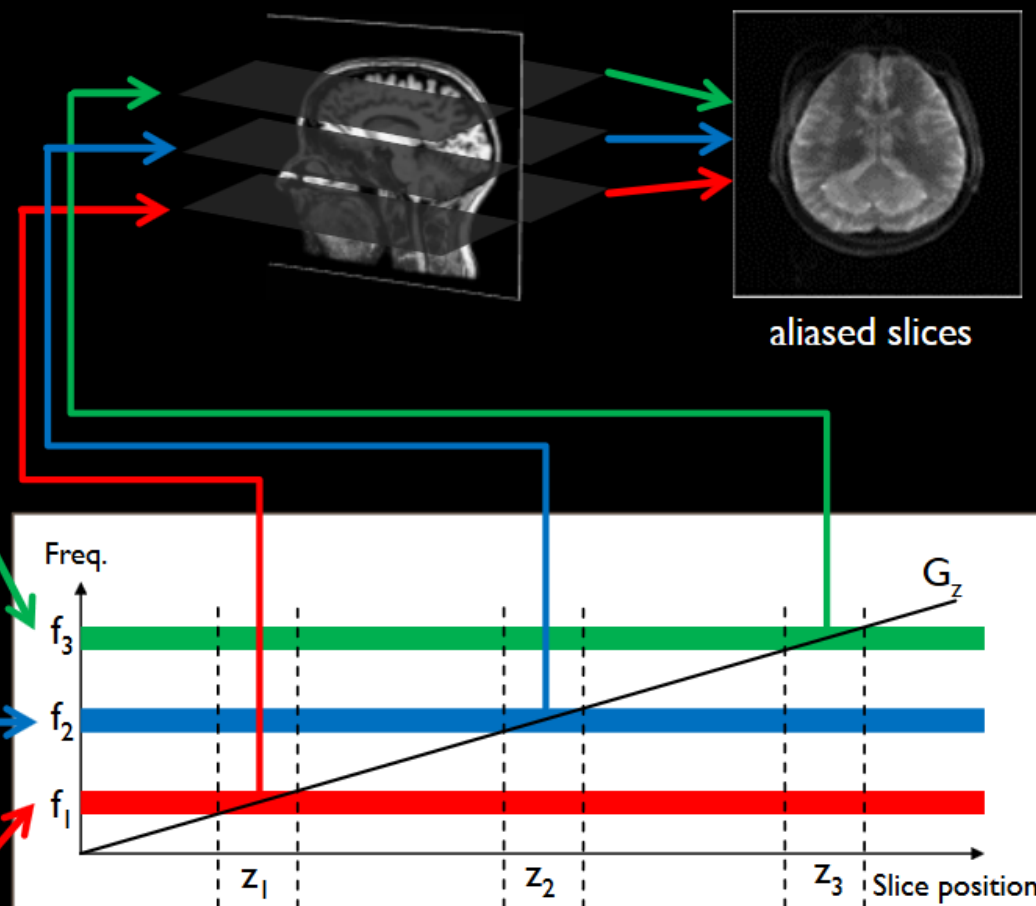
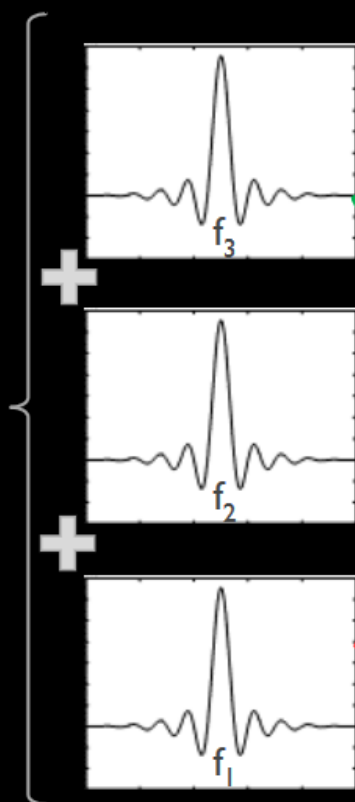
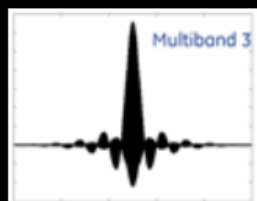
Partial k-space with ARC x 2 and HyperSense



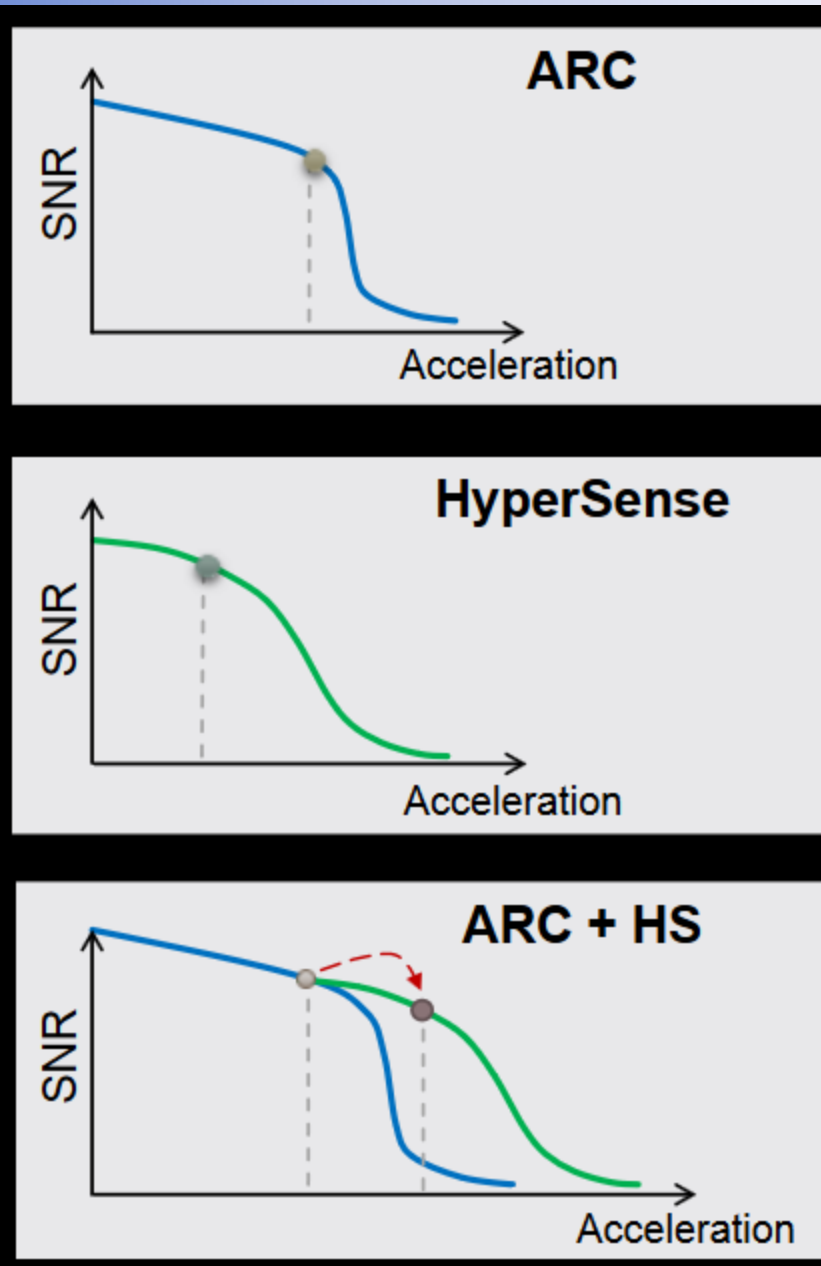
Higher proportion of echoes sampled in the central k-space region (low spatial frequency) $\rightarrow$ SNR

MULTI-BAND HyperBand

MultiBand
excitation
(MB=3)



Multiband acquisition

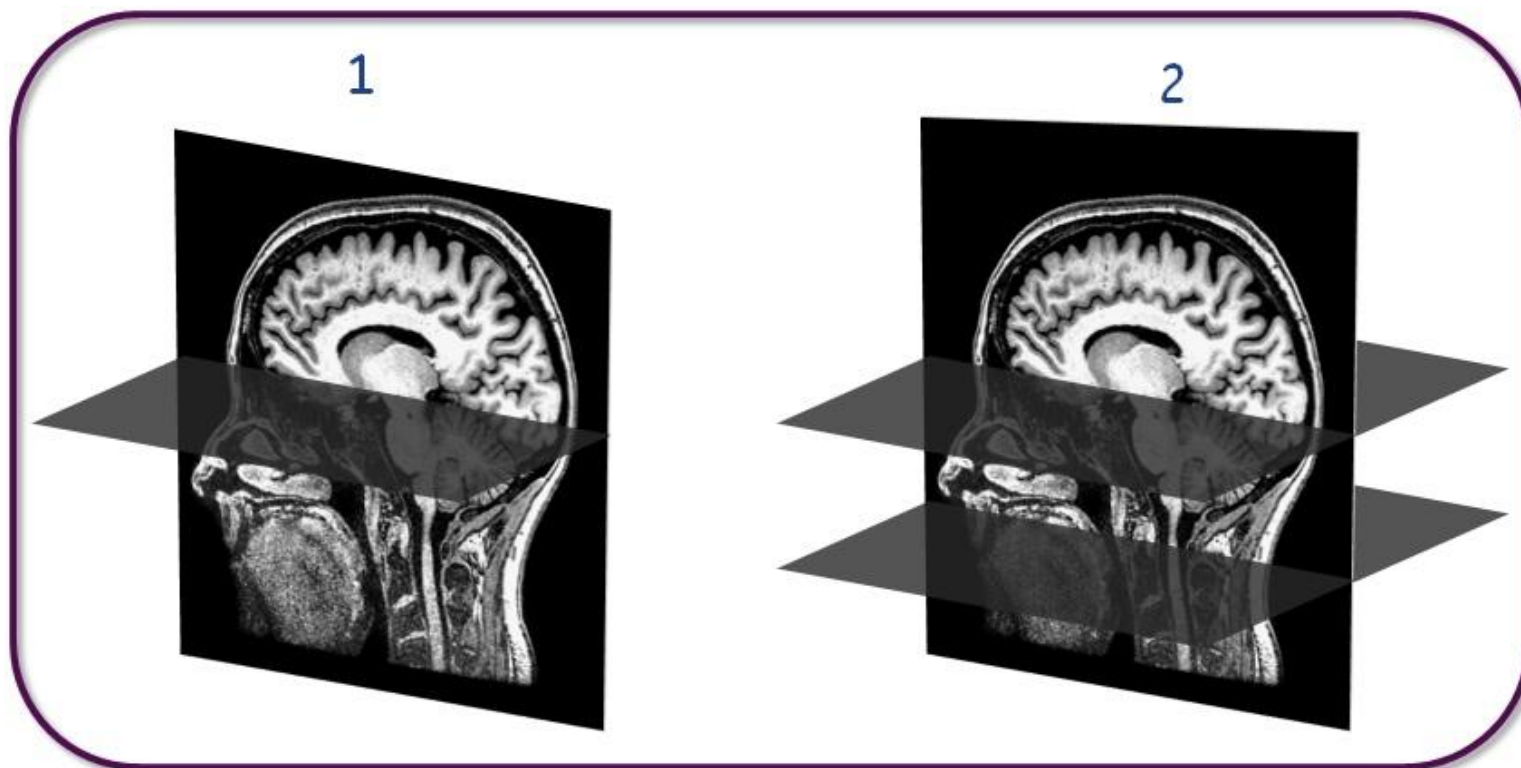


Take Home Messages

- HC, HS and HB can further reduce scan time in addition to conventional parallel imaging
- HS can provide up to 25% reduction in scan time without significant decrease in SNR or diagnostic performance
- HS leads to greater image blurring due to the under-sampling of the periphery of k-space
- Improved accelerations are possible combining HS and PI and thus limiting artifacts from both techniques
- HS and HB may promote the routine use of DIR and tractography
- Further clinical studies are required to define the best combination of acceleration techniques

HyperBand è un'opzione software prevista per l'uso con sistemi GE MR 1.5T e 3.0T. HyperBand è una tecnica di ricostruzione e acquisizione che consente l'eccitazione contemporanea di sezioni multiple in posizioni multiple per accelerare i tempi di acquisizione delle immagini e aumentare la copertura della sezione senza aumentare il tempo di scansione. HyperBand è indicato per l'EPI (Imaging echo-planar, Imaging eco-planare) della testa e della mammella.

Utilizzare **HyperBand** con scansioni del cervello DWI e DTI Single e Dual Spin Echo (SE). HyperBand utilizza impulsi RF multi-banda per acquisire più sezioni contemporaneamente in modo da ridurre il tempo di scansione o aumentare la copertura della sezione. I segnali sono ricevuti utilizzando una bobina multipla in fase o phased array. La ricostruzione di imaging parallela (ARC) è utilizzata per annullare l'aliasing delle sezioni acquisite simultaneamente. Inoltre, è aggiunto uno spostamento di fase inter-sezione tra le sezioni acquisite simultaneamente per aumentare la distanza tra i voxel con alias come modo per ridurre la penalità del fattore g associata a HyperBand.



Il numero di sezioni di HyperBand è impostato dalla scheda Acceleration (Accelerazione). Attualmente, l'unica opzione disponibile è 2.

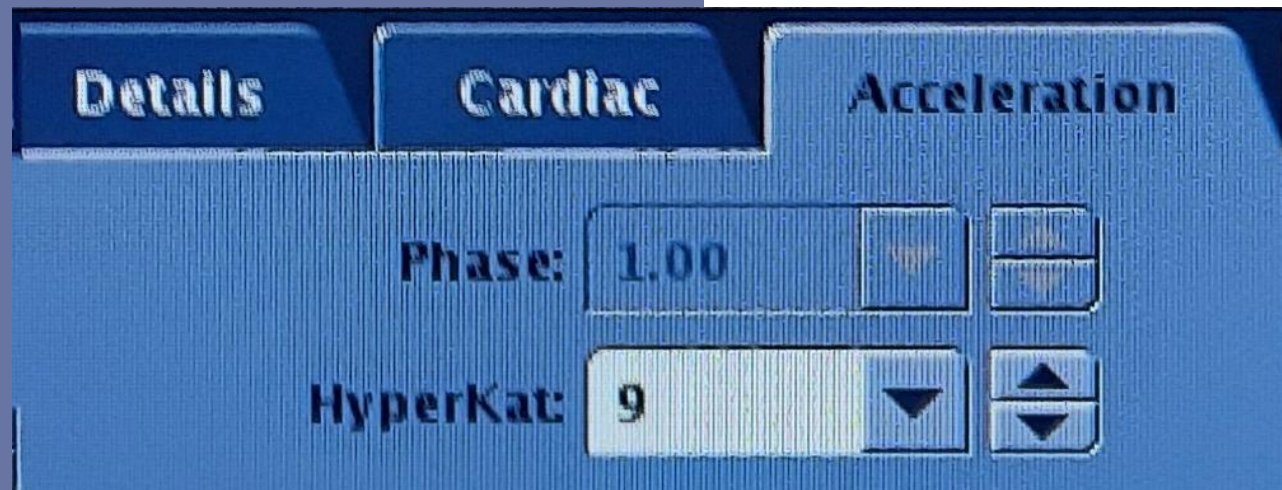


HyperSense è una tecnica di accelerazione basata sul campionamento in presenza di uno scarso numero di dati e la ricostruzione iterativa che permette agli utenti di ridurre i tempi di scansione o di aumentarne la risoluzione. HyperSense può essere utilizzata per l'imaging senza utilizzo del mezzo di contrasto di testa, collo, colonna vertebrale, estremità, pelvi e addome.

Utilizzare **HyperSense** con ARC per acquisire una risoluzione spaziale più alta o imaging più rapido in regioni anatomiche e tipi di esami che comprendono MRCP e TOF. HyperSense è compatibile con Cube per acquisire immagini pesate con contrasto PD, T1, T2, FLAIR, DIR. È inoltre compatibile con la sequenza di impulsi 3D TOF. HyperSense utilizza una tecnica di accelerazione esclusiva e campionamento dei dati dello spazio k con ordine pseudo-casuale seguito da una ricostruzione iterativa per ridurre il tempo di scansione.

Quando l'opzione di imaging HyperSense è selezionata, un fattore deve essere selezionato dalla scheda Acceleration (Accelerazione), nel menu HyperSense. Maggiore è il valore, più breve sarà il tempo di scansione.





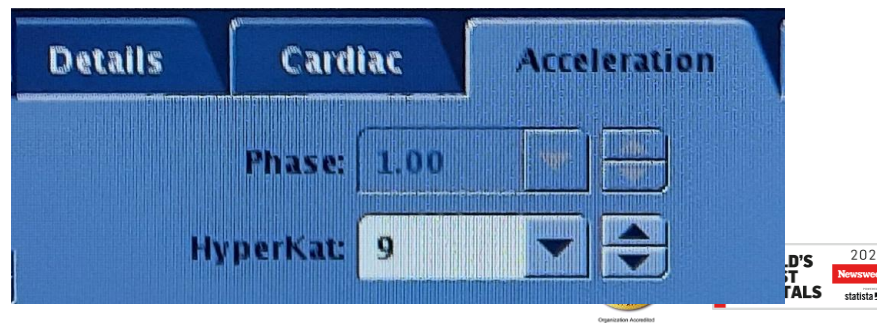
La scheda Accelerazione con l'opzione HyperKat viene visualizzata solo quando sono selezionate le applicazioni 4DFLOW, 3DCINE SPGR o 3DCINE FIESTA

HyperKat è una ricostruzione auto calibrante che utilizza sia la correlazione spaziale che quella temporale con un kernel k-t ARC adattivo al movimento cardiaco locale.

Il valore di HyperKat è visualizzato nella schermata Series Text.

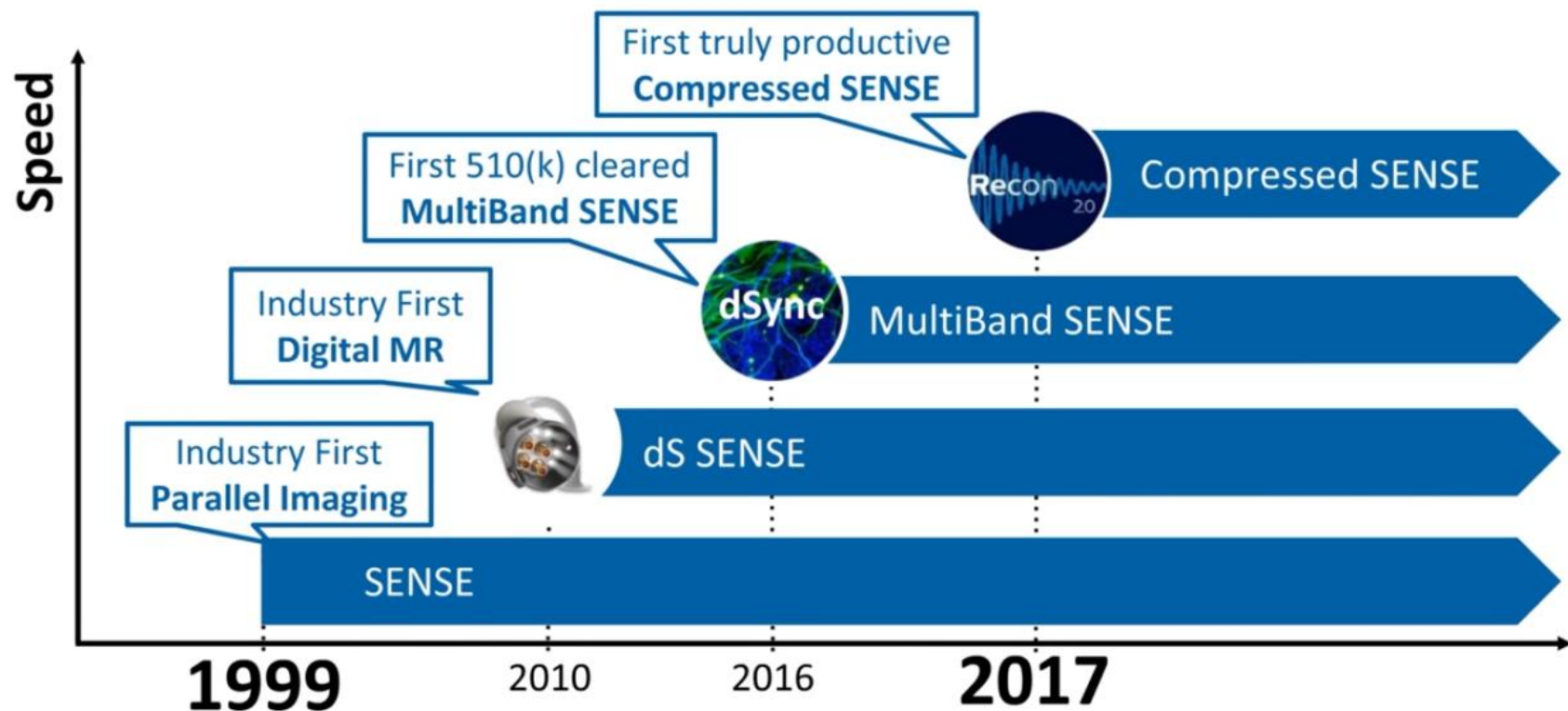
8 produce una qualità dell'immagine ottimale per multi-slab 3DCINE-FIESTA.

9 produce una qualità dell'immagine ottimale per 3DCINE-SPGR e 3DCINE-FIESTA SLAB singolo.



Compressed Sense

Track record of bringing industry leading acceleration techniques

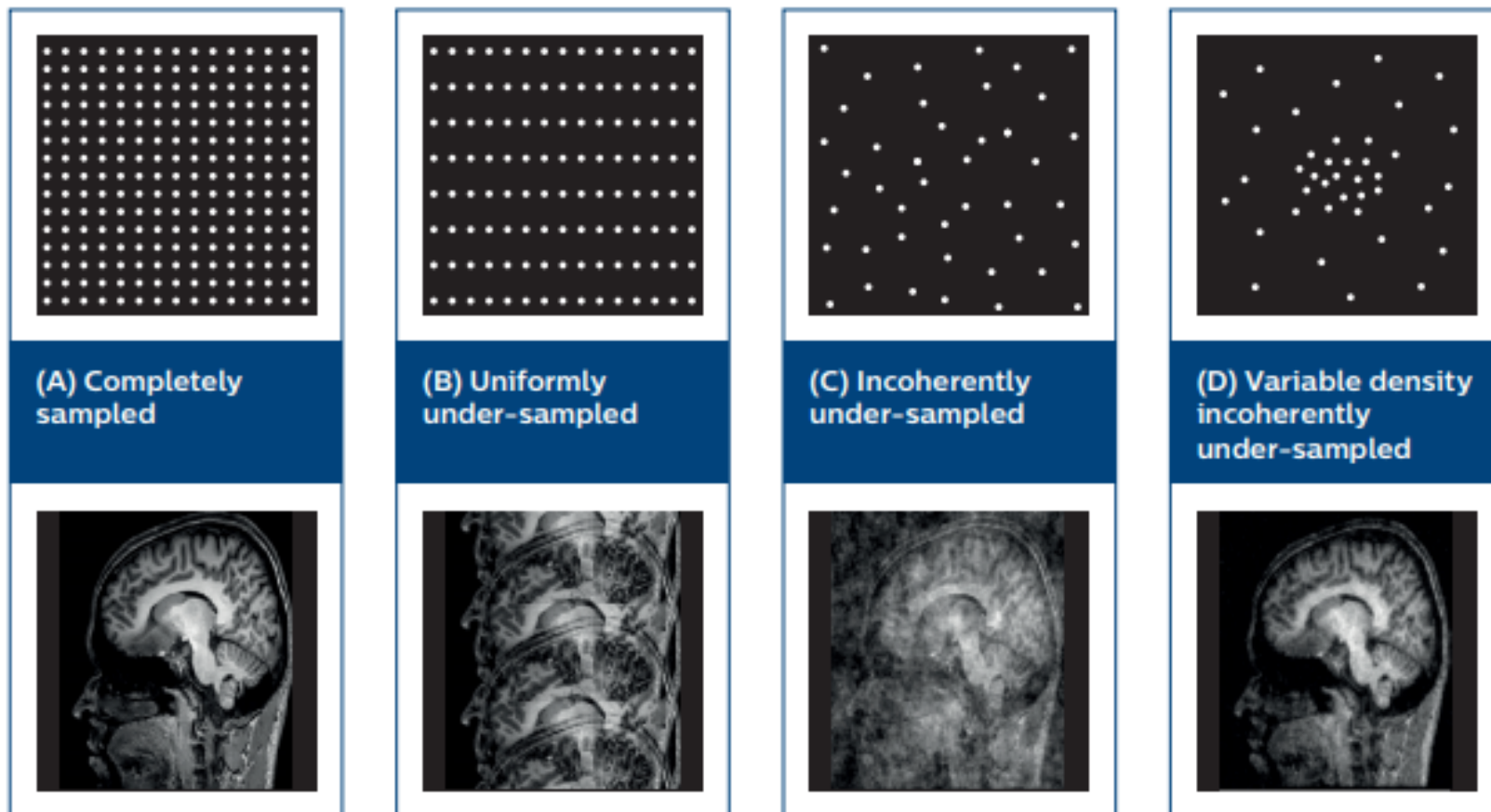


PHILIPS

Compressed SENSE is 510k pending. Not for sale in the USA

PHILIPS

Compressed Sensing



PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

Figure 1. Various sampling patterns and the resulting images.

Compressed Sense

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

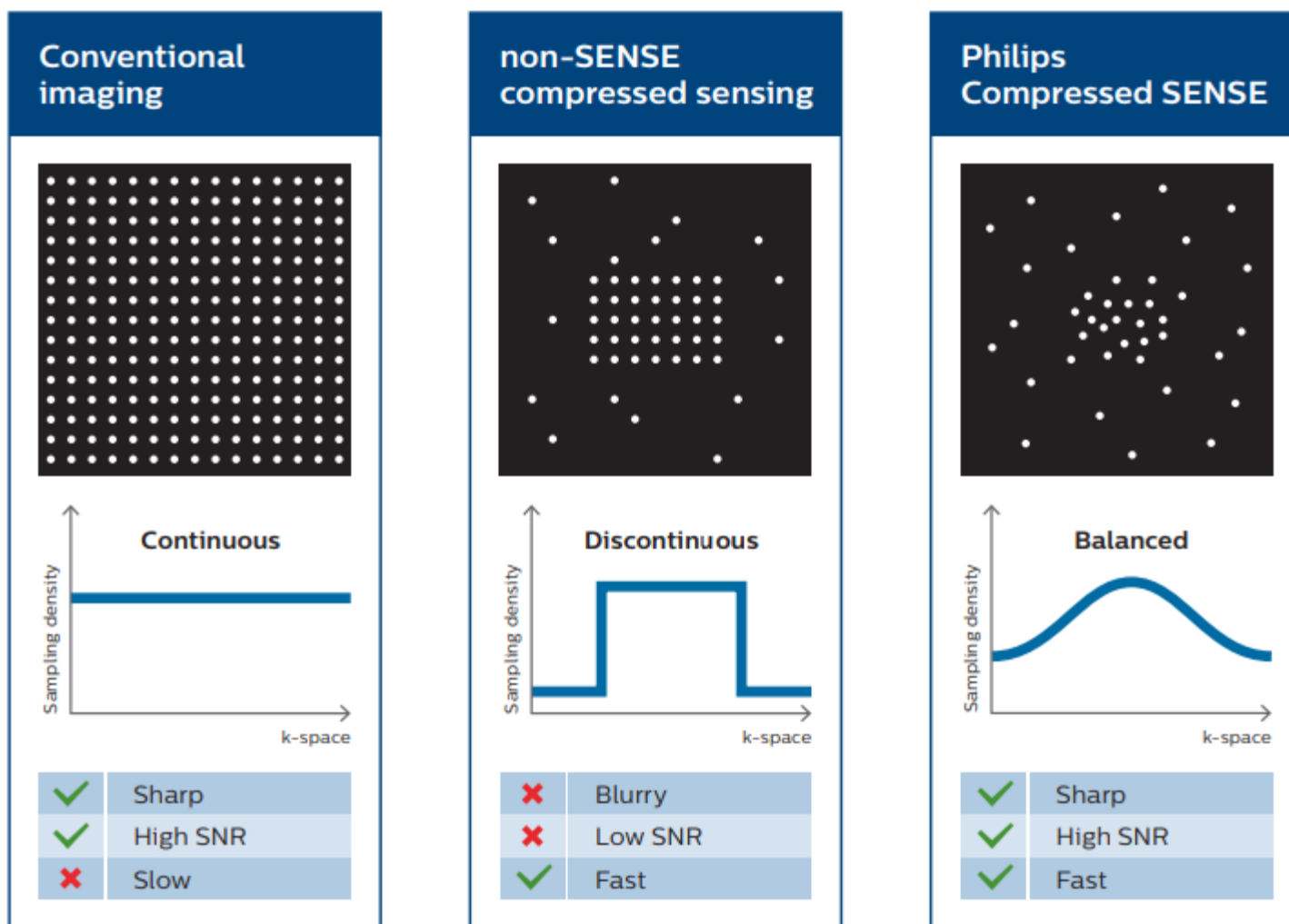
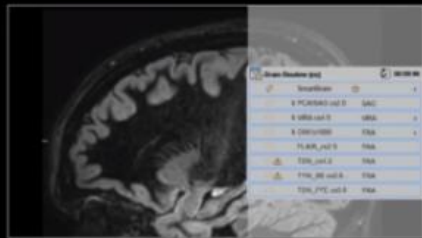


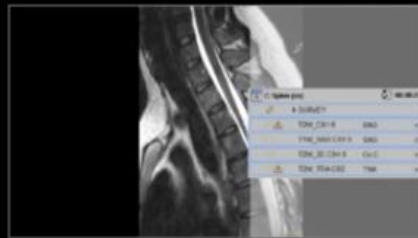
Figure 3. Various acquisition strategies, their sampling density in k-space, and their resulting image quality and scan time characteristics.

<https://www.philips.it/healthcare/resources/landing/the-next-mr-wave/compressed-sense>

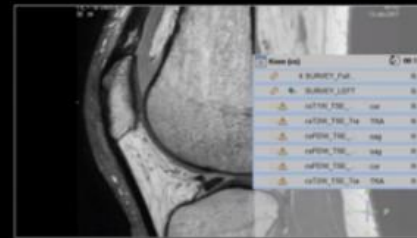
Up to 50% reduction in exam time for all anatomical contrasts in all anatomies and with virtually equal image quality



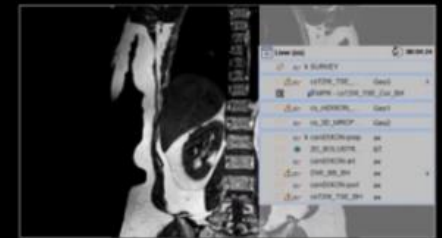
Brain



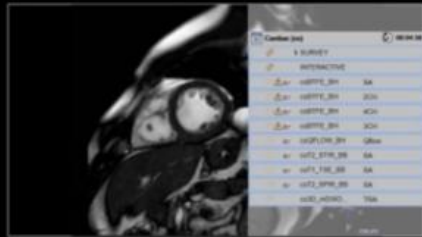
Spine



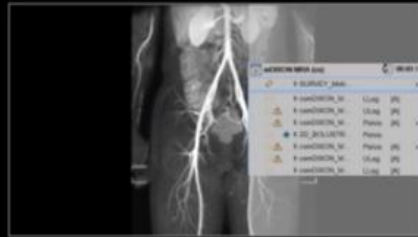
MSK



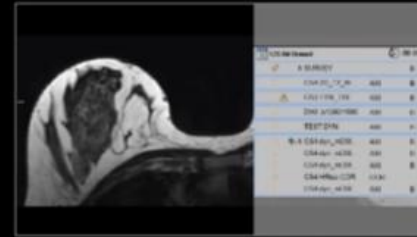
Body



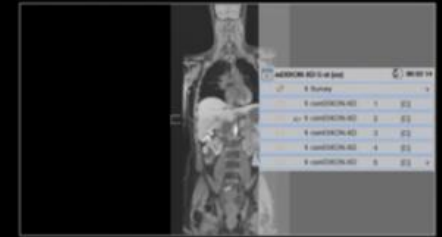
Cardiac



Vascular



Breast



Whole body

Philips Webinar: Compressed SENSE

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

➤ **Compressed Sense (at 3 Tesla)**

- 1. Time saving, up to 30-40-50% compared to scans without Compressed SENSE**
- 2. Image quality improvement**
- 3. Can be applied in all anatomical regions**
- 4. Can be applied on almost all 2D & 3D sequences (exceptions: EPI-DWI, key hole)**
- 5. Breathhold/dynamic faster → better quality, artefacts ↓**
- 6. New applications become possible in the skull base region: high resolution black blood + Compressed SENSE**

Compressed Sense



Understanding how **Compressed SENSE** makes MRI faster

Compressed SENSE is the latest Philips MRI acceleration method, based on our industry leading dStream architecture. Compressed SENSE further expands the performance of dS SENSE, making MRI scans up to an additional 50% faster*, with virtually identical image quality. Alternatively, Compressed SENSE can increase the image resolution up to 40% within the same scan time. Compressed SENSE can be applied to all anatomies and works for both 3D as well as for 2D MRI acquisitions, making it a powerful asset for almost all clinical MRI exams.

Compressed Sense

Compressed sensing vs other acceleration methods

Compressed sensing is a term from the field of digital signal processing. When a signal is digitally sampled, like it happens in an MRI scanner, the signal is not recorded continuously (like old cassette players used to do) but at intervals. A famous theorem from digital signal analysis, the Nyquist theorem, states that for constructing a perfect MR image of 256 x 256 pixels, it is required to sample 256 lines in k-space, each sampled in 256 positions. By doing less, the acquisition will be faster, but the reconstructed image will always be distorted one way or another.

This is exactly what happens with traditional acceleration techniques in MRI, such as halfscan, radial, spiral, increased voxel size and parallel imaging. All of these methods skip parts of k-space during acquisition in order to reduce acquisition time.

However, there will always be a penalty: either a reduced signal-to-noise ratio (halfscan, parallel imaging), lower image resolution (increased voxel size) or image artifacts (spiral, radial).

Compressed sensing is not different, but in practice it is often more forgiving than other acceleration techniques in terms of image distortion and SNR, because it can be designed to primarily sample the MR signals that matter most, while leaving out the rest. A unique aspect about compressed sensing is that it can bypass the aforementioned Nyquist theorem: although not enough samples are taken for perfect image reconstruction, a good compressed sensing reconstruction can successfully remove the inherent artifacts and produce excellent diagnostic images.

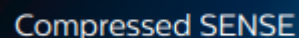
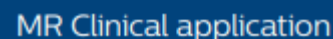
Compressed Sense

Philips Compressed SENSE for faster MRI without sacrificing image quality*

Compressed SENSE is the Philips implementation of the compressed sensing principle. It combines dS SENSE, our industry leading parallel imaging method, with compressed sensing. As a result, it can reduce the scan times by up to 50% compared to current examinations without Compressed SENSE.

Philips Compressed SENSE is unique for various reasons:

- Compressed sensing reconstructions can be done in many different ways. Our algorithm uses a priori information from system calibration data, anatomical knowledge and general MRI principles. All of this information is carefully balanced to reconstruct the best possible MRI image quality, whilst keeping it consistent with the measured MRI data.
- Traditionally, the time gained with a compressed sensing acquisition is lost again during image reconstruction, which is typically very long, and requires careful parameter optimization by the user. Not so for Compressed SENSE, which typically reconstructs under a minute, without the need for complex user interactions, nor dedicated reconstruction hardware. This pulls it out of the research realm straight into clinical practice.
- Thanks to our unique dS SENSE infrastructure we have full k-space sampling flexibility for our compressed sensing algorithms. This means that Compressed SENSE, unlike other solutions on the market, has the full freedom to optimize k-space sampling for excellent SNR and sharpness, without any restrictions whatsoever.
- As a result of this flexibility, Philips Compressed SENSE can be applied to both 3D and 2D MRI acquisitions, making it applicable to most clinical routine MRI scans.

The logo features the word "PHILIPS" in a bold, blue, sans-serif font. Below it, the words "Magnetic Resonance" are written in a smaller, white, sans-serif font on a dark blue rectangular background.The logo features the word "PHILIPS" in a bold, blue, sans-serif font. Below it, the words "Compressed SENSE" are written in a smaller, white, sans-serif font on a dark blue rectangular background.The logo features the words "Compressed SENSE" in a white, sans-serif font on a dark blue rectangular background.The logo features the words "MR Clinical application" in a white, sans-serif font on a dark blue rectangular background.

Compressed Sense

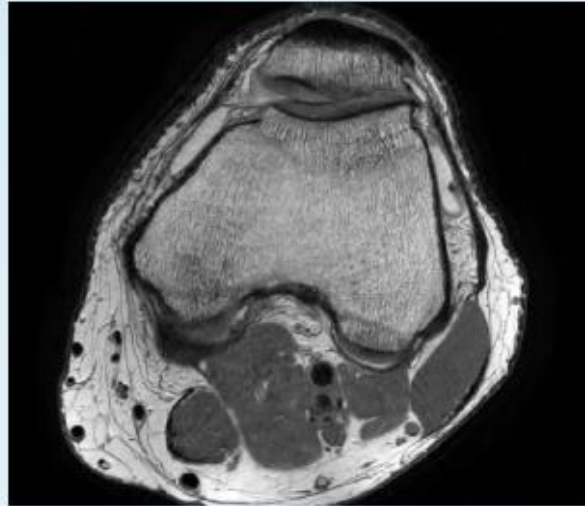
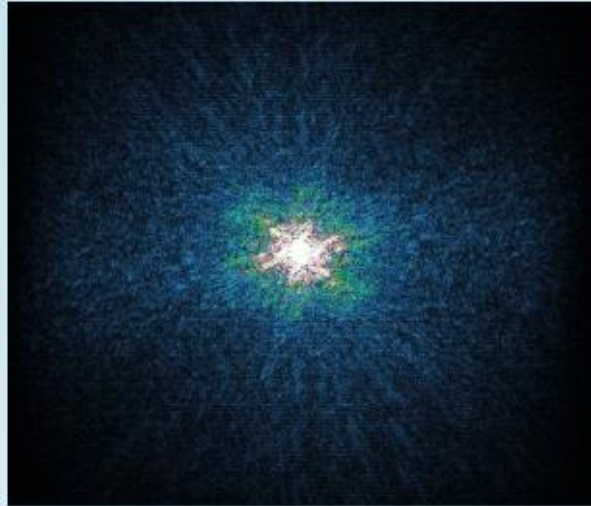
The Compressed SENSE principle in pictures

In the example below, only one fifth of the required MR radiofrequency signals is recorded. This results in a five times faster acquisition, with a subsampled k-space (top left) and inherent image artifacts after standard reconstruction (top right).

Basic compressed sensing principle



Philips Compressed SENSE



The Compressed SENSE reconstruction then uses iterative, knowledge-based algorithms to fill in the empty lines in k-space (bottom left). This removes the artifacts while keeping the final image fully consistent with the acquired data (bottom right).

Compressed SENSE (CS-SENSE)

Proprietà	Descrizione
Sequenza di impulsi	Compressed SENSE è una tecnica di accelerazione meno sensibile alla propagazione del rumore rispetto a SENSE con fattori di riduzione elevati. Consente di aumentare la risoluzione e/o la copertura senza ripercussioni sul tempo di scansione.
Proprietà	- Rispetto alle scansioni simili con (dS-)SENSE, ma senza Compressed SENSE: - Tempi di scansione più brevi o - Rapporto segnale/rumore più alto oppure - Risoluzione spaziale o copertura più alte. - Utilizzabile con tutte le soluzioni bobina SENSE compatibili.
Applicazioni	Tutte le aree cliniche.
Limitazioni	- Non può essere usata in scansioni EPI e TSE multistrato con NSA parziale attivo. - Non può essere usata in scansioni non cartesiane, ad esempio MultiVane. - Non può essere usata con OMAR se impostato su SEMAC+VAT. - Non può essere usata nella spettroscopia RM. - Non può essere usata con metodi di sottocampionamento temporale dedicati (ad esempio k-t BLAST).
Il contrasto è determinato da	Parametri di contrasto della sequenza di imaging combinata con Compressed SENSE.
Modalità di scansione	3D, MS, 2D, M2D Compressed SENSE consente di usare la massima accelerazione nelle scansioni 3D.

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

Compressed SENSE accelera l'imaging, poiché sottocampiona lo spazio k e consente di conseguenza di risparmiare tempo. Il sottocampionamento dello spazio k causa aliasing incoerente nel dominio dell'immagine. Questo aliasing viene risolto con Compressed SENSE, una tecnica di ricostruzione iterativa non lineare

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

Compressed Sense

Confronto tra sottocampionamento incoerente di densità variabile e altre strategie di campionamento

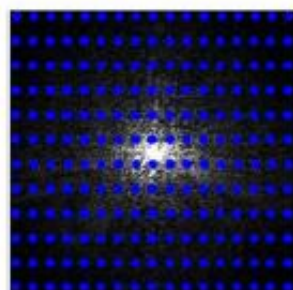
Campionamento uniforme	Sottocampionamento uniforme	Sottocampionamento incoerente di densità fissa	Sottocampionamento incoerente di densità variabile
Campionamento uniforme dello spazio k.	Campionamento regolare dello spazio k con densità fissa.	Campionamento casuale dello spazio k con densità fissa.	- Campionamento casuale dello spazio k con densità variabile. - Creazione di un'immagine con aliasing incoerente simile al rumore

PHILIPS

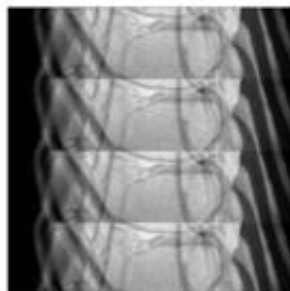
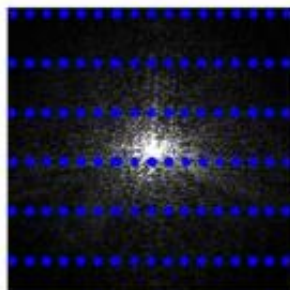
Compressed SENSE

MR Clinical application

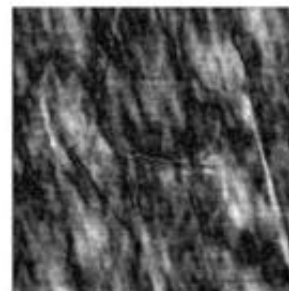
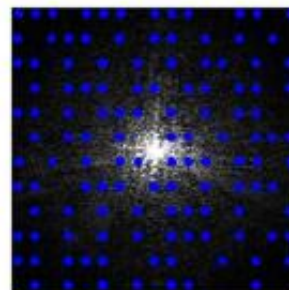
Spazio K e immagine corrispondente:



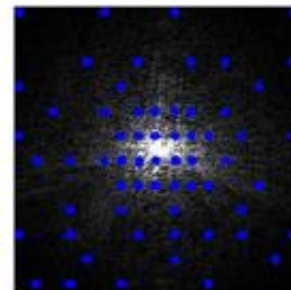
Spazio K e immagine corrispondente:



Spazio K e immagine corrispondente:



Spazio K e immagine corrispondente:



Compressed Sense

Ricostruzione iterativa (non lineare)

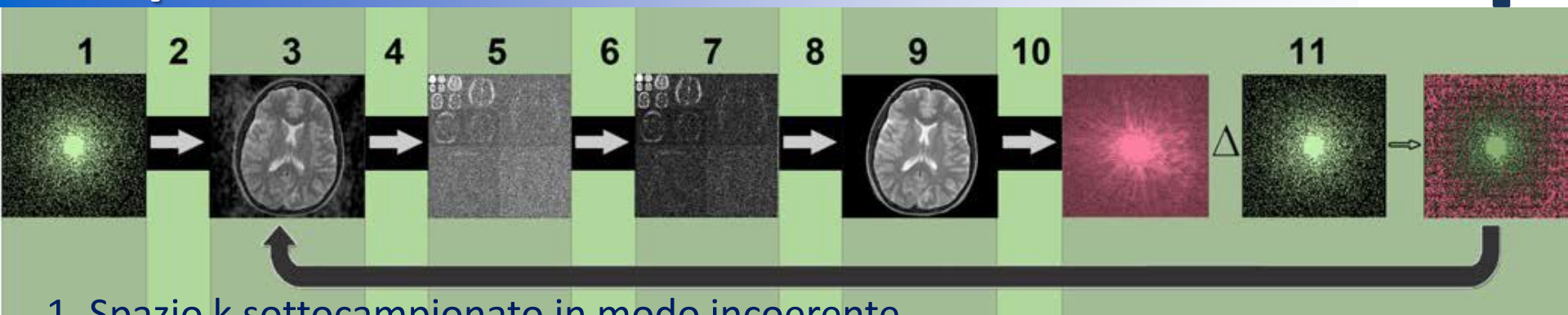
Lo scopo della ricostruzione iterativa non lineare è eliminare l'aliasing incoerente simile al rumore per produrre un'immagine pulita e priva di artefatti.

Per questo motivo, è necessario che l'immagine venga trasformata nello spazio wavelet. Le informazioni relative all'immagine RM nello spazio wavelet sono sparse e ciò consente di identificare abbastanza facilmente il rumore e di conseguenza di rimuoverlo. Dopo la rimozione del rumore, i dati vengono ritrasformati nello spazio immagine, quindi nello spazio k e infine verificati a fronte dei dati dello spazio k inizialmente misurati. Questa procedura viene ripetuta in loop (diapo successiva)

PHILIPS



Compressed Sense



1. Spazio k sottocampionato in modo incoerente
2. Trasformata di Fourier (spazio k-immagine) utilizzando i dati di sensibilità della bobina e le informazioni di regolarizzazione
3. Immagine ricostruita (corrispondente allo spazio k sottocampionato in modo incoerente)
4. Trasformata wavelet (immagine-sparsità)
5. Presentazione della sparsità corrispondente
6. Rimozione del rumore
7. Presentazione della sparsità privata del rumore
8. Trasformata wavelet inversa (sparsità-immagine)
9. Immagine ricostruita (dopo la rimozione del rumore)
10. Confronto con lo spazio k inizialmente acquisito
11. Il risultato del confronto viene utilizzato come input per il ciclo di ricostruzione successivo.

PHILIPS

Compressed SENSE

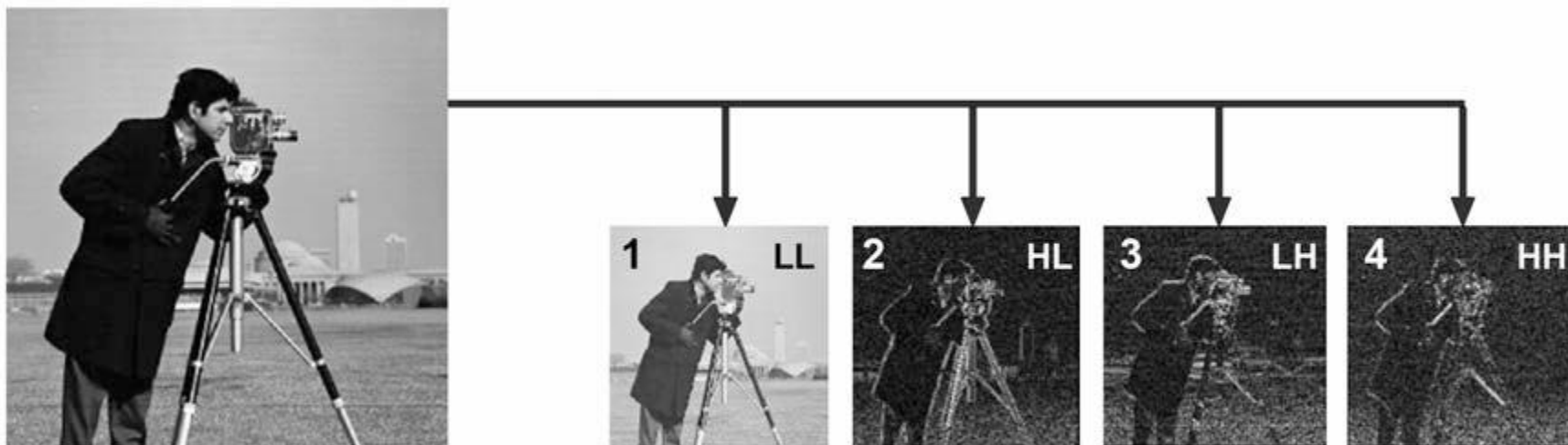
MR Clinical application

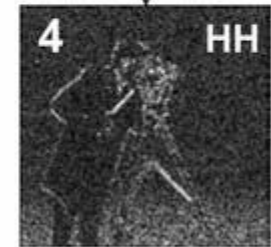
Compressed Sense

Trasformata wavelet e sparsità: dall'immagine allo spazio wavelet

La trasformata wavelet trasforma l'immagine nello spazio wavelet. La trasformata wavelet è equivalente a una serie di speciali filtri passa-alto e passa-basso seguita da sottocampionamento, lungo le righe e le colonne. In questo modo i dettagli vengono estratti su diverse scale wavelet.

L'immagine completa viene suddivisa in quattro tipi di immagine di un quarto della dimensione dell'immagine originale:





1. Un'immagine a bassa risoluzione o immagine media (filtro low-low **LL**).
2. Immagine con dettagli verticali per la scala dell'immagine originale (filtro high-low **HL**).
3. Immagine con dettagli orizzontali per la scala dell'immagine originale (filtro low-high **LH**).
4. Immagine con dettagli diagonali per la scala dell'immagine originale (filtro high-high **HH**).

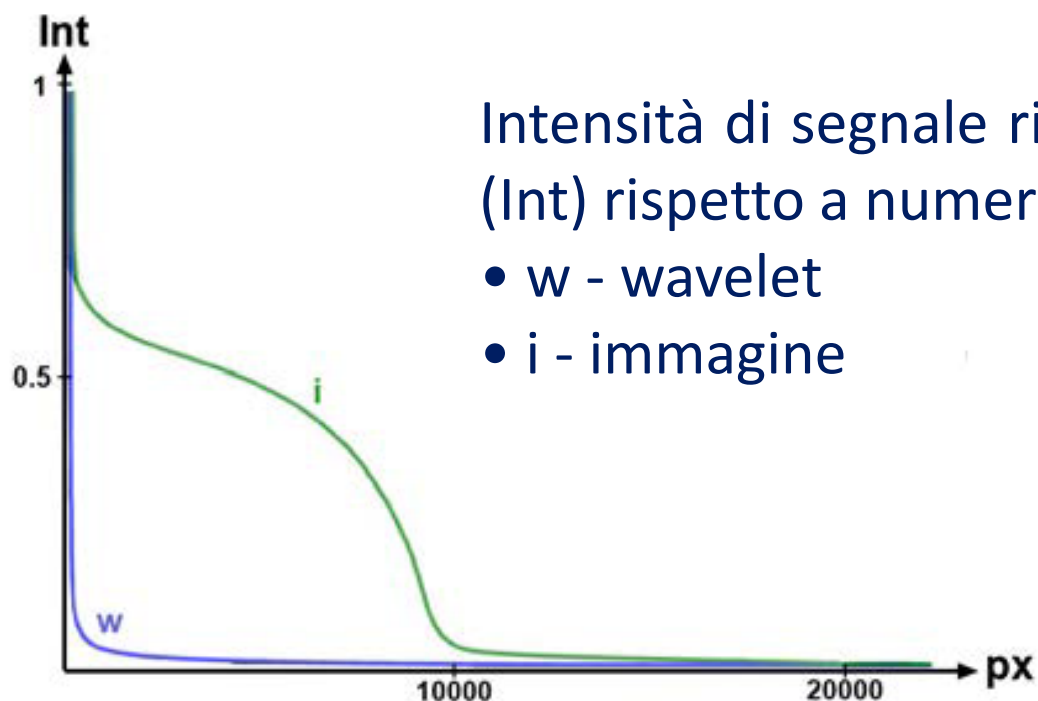
Compressed Sense

L'immagine a bassa risoluzione (**LL**) viene ulteriormente suddivisa nei relativi coefficienti medio, orizzontale, verticale e diagonale. Anche le informazioni dell'immagine vengono suddivise in dettagli e informazioni di contrasto su più scale. Si tratta di un'analisi multirisoluzione.



Compressed Sense

La maggior parte dei "pixel" di valore alto (correttamente coefficienti wavelet) di questo schema dello spazio wavelet si trova in alto a sinistra e gran parte dello schema è scuro. La rappresentazione è sparsa. Lo schema dello spazio wavelet possiede la stessa quantità di informazioni dell'immagine, ma tali informazioni sono contenute in un numero inferiore di valori.



Intensità di segnale ridimensionato
(Int) rispetto a numero di pixel (Px)

- w - wavelet
- i - immagine

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

Poiché l'aliasing distribuito (in quanto risultato di un sottocampionamento casuale dello spazio k) è simile al rumore in questo dominio, è possibile rimuoverlo applicando una soglia. Con tale soglia, alcuni valori vengono meno e parallelamente vengono eliminati anche gli artefatti a bassa intensità derivanti dal sottocampionamento casuale, senza che si verifichi un'eccessiva perdita di informazioni dell'immagine.

Se la soglia è troppo bassa, l'aliasing non viene rimosso completamente. Se la soglia è troppo alta, il segnale dall'oggetto potrebbe essere soppresso. In entrambi i casi, potrebbero prodursi artefatti nelle immagini risultanti. La soglia viene automaticamente derivata e ottimizzata sulla base di ogni singola scansione.

Compressed SENSE e SENSE funzionano in modo molto simile in relazione ad accelerazione, movimento del paziente e artefatti di aliasing.

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

Compressed Sense

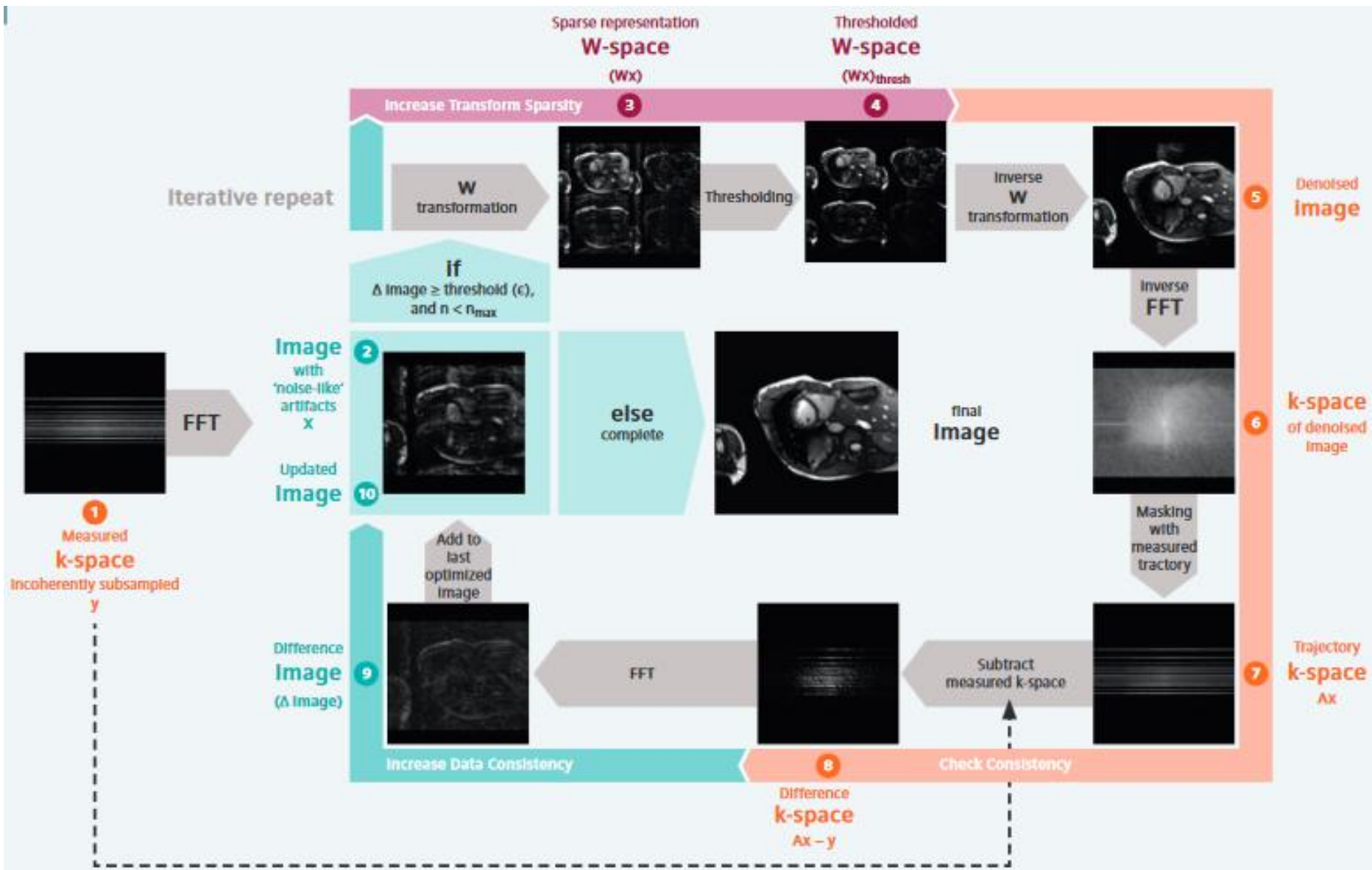
3D_Brain_FLAIR		Voxel	Sag		
05:02 ↓		1.09 x 1.10 x 1.10			
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Pos
Recon voxel size FH (mm)		0.556			
AP (mm)		0.556			
RL (mm)		0.55			
Fold-over suppression		oversampling			
P (mm)		0			
A (mm)		30			
Slice oversampling		user defined			
oversample factor		1			
Reconstruction matrix		432			
SENSE		yes			
P reduction (AP)		2.59			
S reduction (RL)		2			
CS-SENSE		no		▼	
k-t Acceleration		no			
Stacks		yes			
slices		290 (333)			
slice orientation		sagittal			
fold-over direction		AP			
fat shift direction		F			
Multi-chunk		no			

SENSE	no (yes)
CS-SENSE	yes (no)
reduction	2.5 (2)
denoising	strong (system def..)

PHILIPS

Compressed SENSE

MR Clinical application

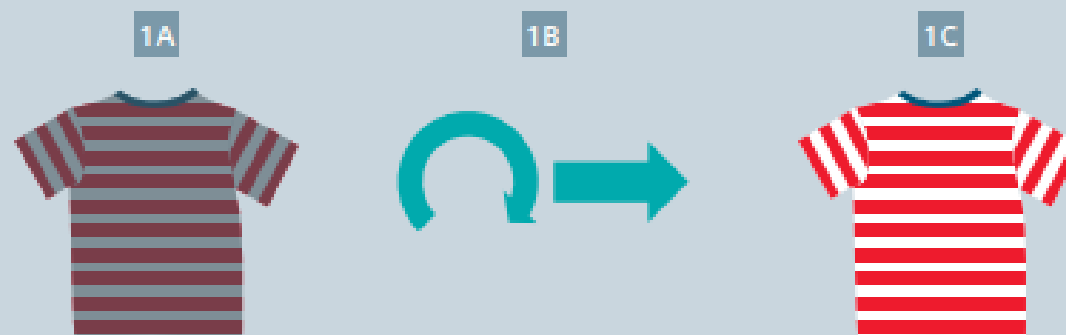


Compressed Sensing (CS) is an exciting new method with the potential to accelerate MR scans beyond what is possible with any other method.

The three key components of CS:

1. incoherent sub-sampling,
2. transform sparsity, and
3. iterative reconstruction

The goal of Compressed Sensing is to remove the (noise-like) aliasing artifacts from the image (that are due to the incoherent sub-sampling of the measured k -space) while ensuring that the reconstructed image is still consistent with the measured data.



1 Goal of Compressed Sensing

(1A) MRI: We measure only a part of k -space (sub-sampling) in an incoherent ('random') way. This results in an image with noise-like aliasing artifacts.

Metaphor: We have a dirty T-shirt¹. The dirt is homogeneously grey.

(1B) MRI: By maximizing transform sparsity², we remove the noise (= the aliasing artifacts) from the image. We take care that we keep the reconstructed image consistent with the measured data. The simultaneous improvement of sparsity and data consistency is done in an alternating fashion, iteratively until the optimum is achieved.

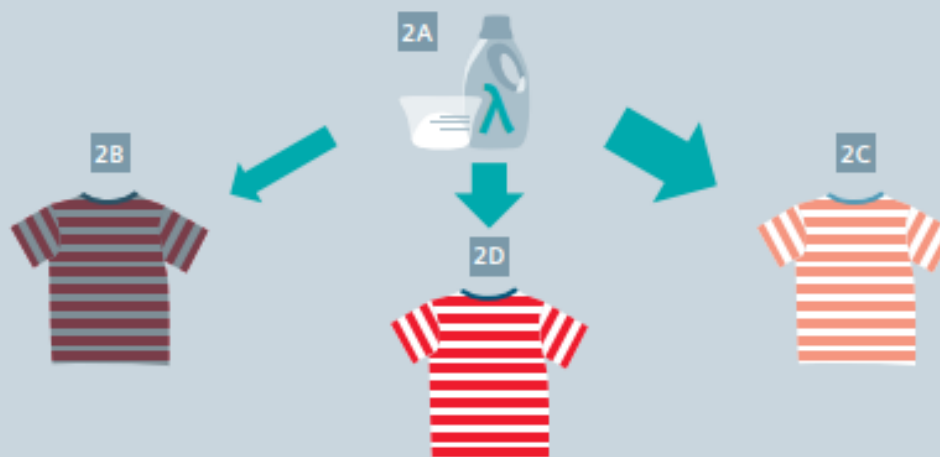
Metaphor: We wash the T-shirt in the rotating tub of the washing machine to remove the grey dirt. We take care not to wash out the colors.

(1C) MRI: The result is an anatomically correct image without aliasing artifacts (noise). The image looks virtually identical to an image with a completely measured k -space – but at much shorter scan time.

Metaphor: The T-shirt is clean, and the colors have been preserved. The T-shirt looks like new.

Siemens: Compressed sensing

In order to achieve the optimal result, the sum of sparsity and data consistency is maximized. This corresponds to a minimization of noise (= aliasing artifacts) while keeping anatomical accuracy. The sparsity needs to be optimally balanced with respect to the data consistency.



2 Sparsity vs. Data Consistency

(2A) MRI: For optimal balancing between sparsity and data consistency, the correct weighting factor λ needs to be applied. λ is application dependent and is optimized during the application development.²

Metaphor: The right amount of detergent has to be used.

(2B) MRI: If the sparsity weighting is too low (λ too small), there is still noise (aliasing artifacts) in the image.

Metaphor: With too little detergent, we will not remove the dirt on the T-shirt.

(2C) MRI: If the sparsity weighting is too high (λ too large), we will lose data consistency. The image is noise free but it does not show the true anatomy.

Metaphor: Using too much detergent, the dirt will be gone – but also the colors.

(2D) MRI: The right balance between sparsity and data consistency (optimal λ) results in the anatomy being depicted correctly, without noise (aliasing artifacts). The image looks as if we had measured k -space completely – but at much shorter scan time.

Metaphor: With the right amount of detergent, the dirt can be removed without affecting the colors. The T-shirt looks like new.

² To avoid misunderstandings: λ is preset, it is optimized for the application. It is not changed in the iterative reconstruction. Rather, the iterative reconstruction improves data consistency and sparsity in an alternating fashion, based on the preset λ .

Finally, we want to emphasize again the importance of incoherent ('random') scanning for a successful CS reconstruction.



3 The Importance of Incoherent Scanning

(3A) MRI: In case we do not sample k -space 'randomly enough', the aliasing artifacts will appear in a discrete way and not noise-like. Without this critical prerequisite for CS, the reconstruction will fail*.

Metaphor: If we have concentrated stains instead of 'homogeneous dirt', it will not be possible to wash the stains off without destroying the colors.

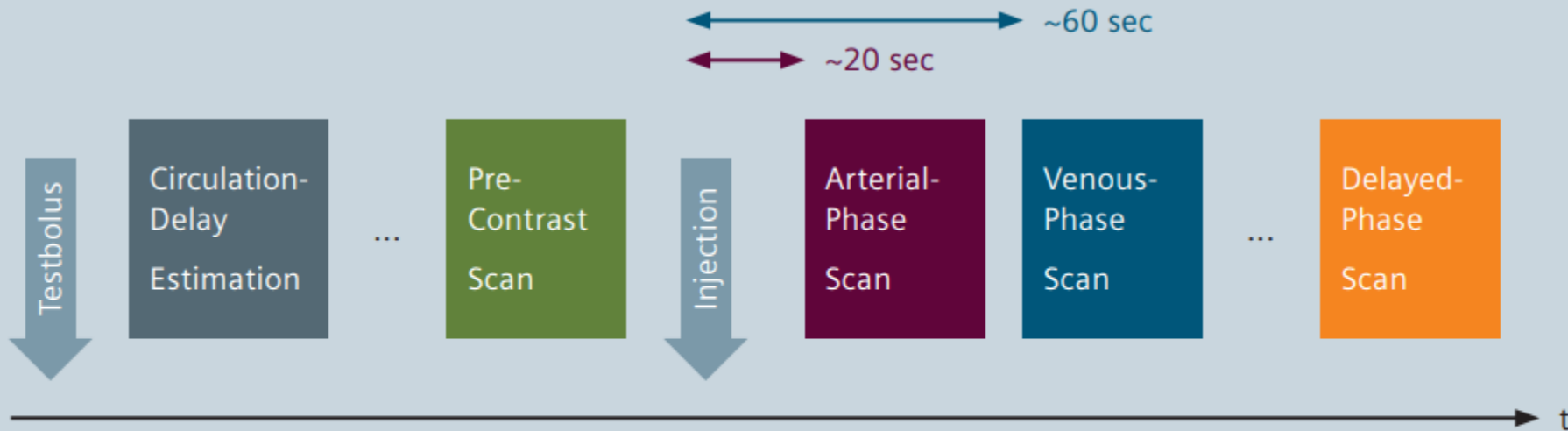
(3B) MRI: If we concentrate on data consistency, we will not get rid of the artifacts (which are not noise-like but discrete).

Metaphor: If we concentrate on not washing off the colors (by using a low amount of detergent), we will not succeed in removing the concentrated stains completely.

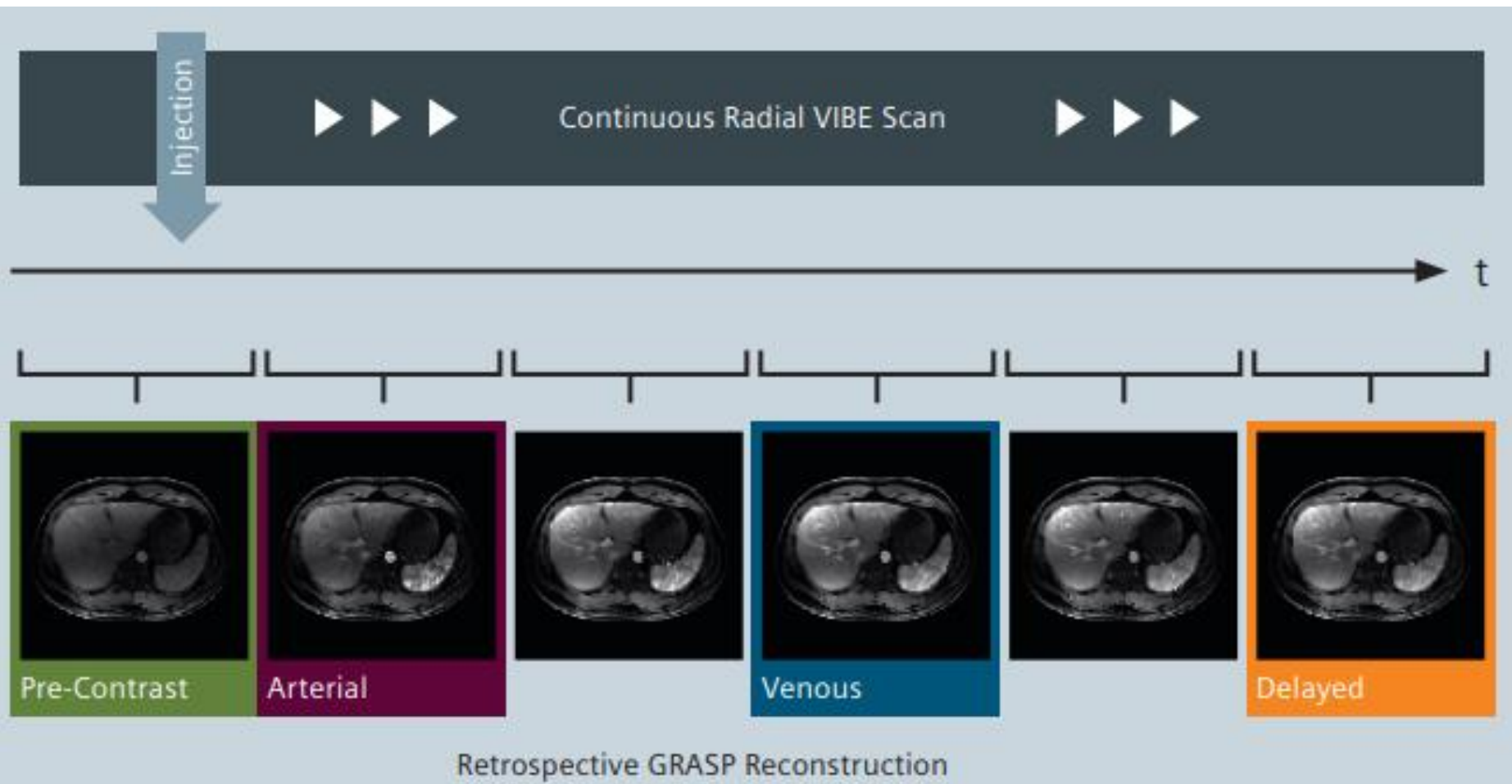
(3C) MRI: If we emphasize sparsity (complete removal of the discrete high-intensity aliasing artifacts which are not noise-like), this will go at the expense of data consistency. The anatomy is not depicted correctly.

Metaphor: If we use enough detergent to wash off the stains, the colors will also fade out.

* For the sake of simplicity, we are discussing a pure CS reconstruction without the combination with parallel imaging. The combination with parallel imaging would also address discrete aliasing artifacts to a certain degree.



- 1 Conventional scheme for abdominopelvic DCE-MRI exams, starting with the injection of a test bolus to determine the circulation delay. Afterwards, a pre-contrast image is acquired as well as images in arterial, venous, and delayed phases of contrast enhancement. The acquisitions must be properly timed relative to the injection and accounting for the circulation delay, which makes the procedure prone to timing errors. Furthermore, the scans need to be performed during breath holding.



2

GRASP scheme for DCE-MRI, which uses a single continuous acquisition while the contrast agent is injected. Because radial sampling of k-space is used, the data can be acquired during free-breathing. Images are calculated from the continuous data using an iterative reconstruction that allows selecting the desired time points and temporal resolution retrospectively. This eliminates the possibility of timing errors and leads to significant simplification of the workflow.

Simultaneous Multi-Slice is an exciting new technique designed for unprecedented speed in imaging to shorten patient's table time. Developed under collaboration between Siemens and several partners including Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital/Harvard Medical School and the Centre for Magnetic Resonance Research (CMRR), University of Minnesota, SMS significantly speeds up imaging and circumvents the SNR loss associated with conventional parallel imaging (iPAT) techniques such as SENSE and GRAPPA.

Siemens: CAIPIRINHA

2

$\Delta = 0$

$\Delta = 1$

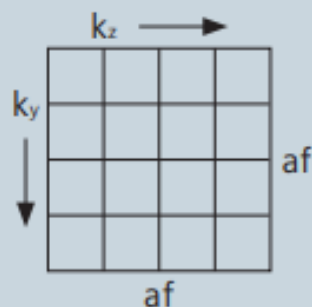
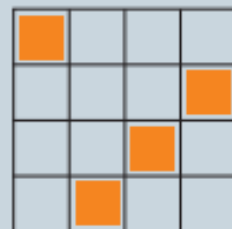
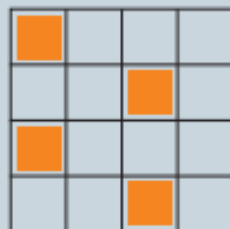
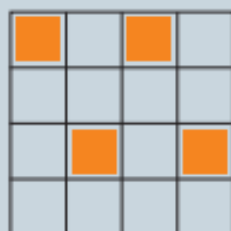
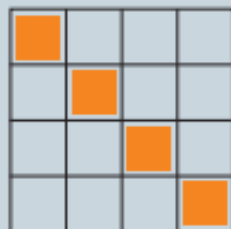
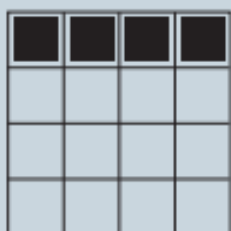
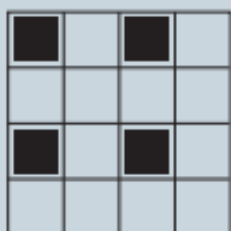
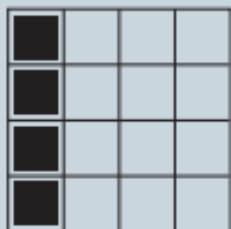
$\Delta = 2$

$\Delta = 3$

1 x 4

2 x 2

4 x 1



$$af_{CAIPI} = af_y \times af_z^{(\Delta)}$$

2D CAIPIRINHA

2

Procedure of generating 2D-CAIPIRINHA sampling patterns for a given total acceleration factor, here $PAT = 4$. All possible sampling schemes can be represented by a $PAT \times PAT$ elementary cell with PAT sampling positions to fill. For each undersampling rate in the k_y direction (PAT_y), multiple patterns can be created by shifting sampling positions at row k_y in the k_z direction by a different amount Δ , whereas Δ runs from 0 to PAT_{z-1} , and $PAT_z = PAT / PAT_y$. Sampling patterns without shift ($\Delta = 0$) are 2D PAT standard acquisitions, while all the other patterns are represented by 2D-CAIPIRINHA-type acquisitions ($PAT = PAT_y \times PAT_z (\Delta)$) indicated by the red sampling positions.

Siemens: Simultaneous Multi-Slice

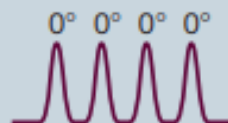
5A

Set of multi-band RF-pulses



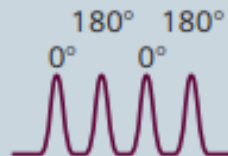
5B

No alternation



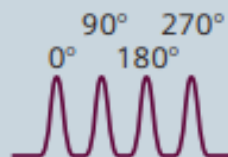
5C

Alternation of 1 & 3



5D

Alternation of 1, 2, 3 & 4



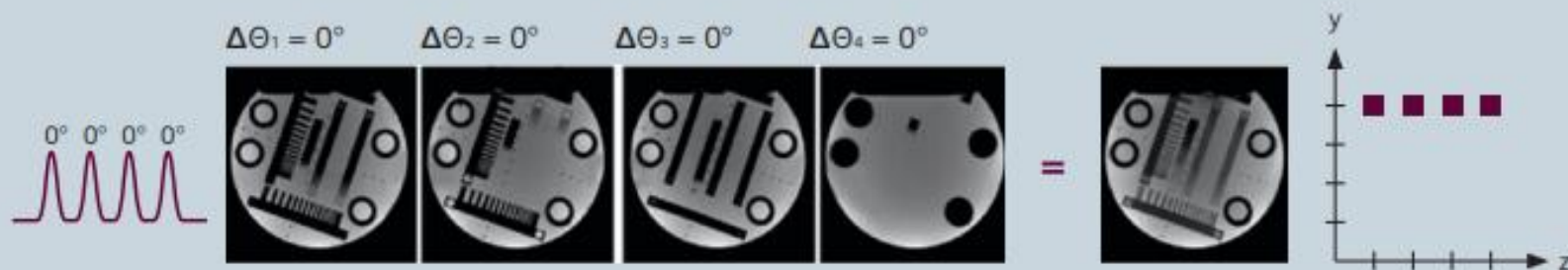
5

Multi-slice excitation with alternating RF pulses taken from (5A) a set of 4 RF pulses with different phase modulations (pulse 1 to 4) allows one to provide the individual slices with well defined phase-cycles along the phase-encoding direction. The real part (red) and imaginary part (green) of the pulses are plotted. (5B) Using only one pulse (e.g. pulse 1), no phase-cycle is provided ($0^\circ, 0^\circ, 0^\circ, 0^\circ$). (5C) Alternation between pulses 1 and 3 yield no phase-cycle for slice 1 and 3 and an 180° phase cycle for slices 2 and 4 ($0, 180^\circ, 0, 180^\circ$). (5D) Alternation of all 4 pulses allows one to provide all the individual slices with an individual phase-cycle ($0, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$).

Siemens: Simultaneous Multi-Slice

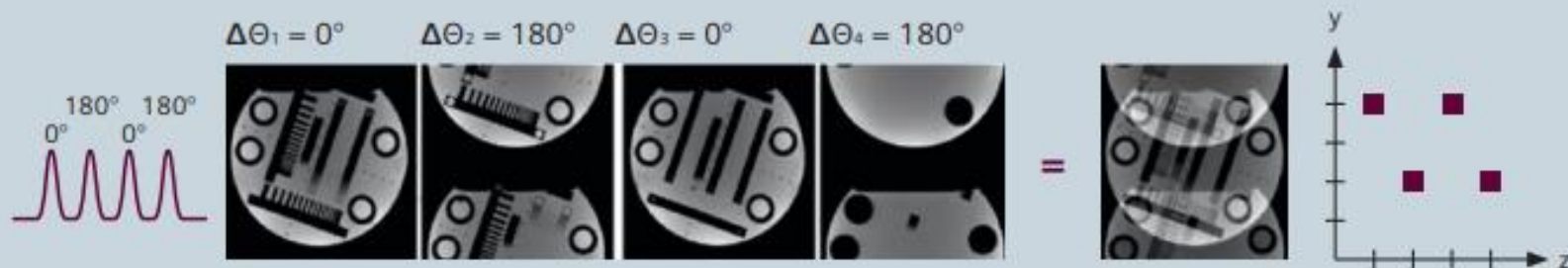
6A

Standard 4-slice-excitation (SMS = 4): RF pulse 1



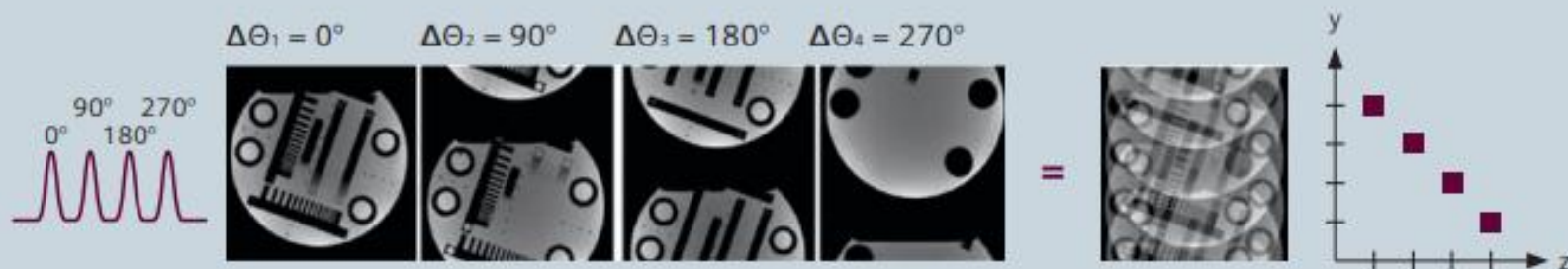
6B

CAIPIRINHA 4-slice-excitation (SMS = 4): 2 alternating RF pulses (1 & 3)



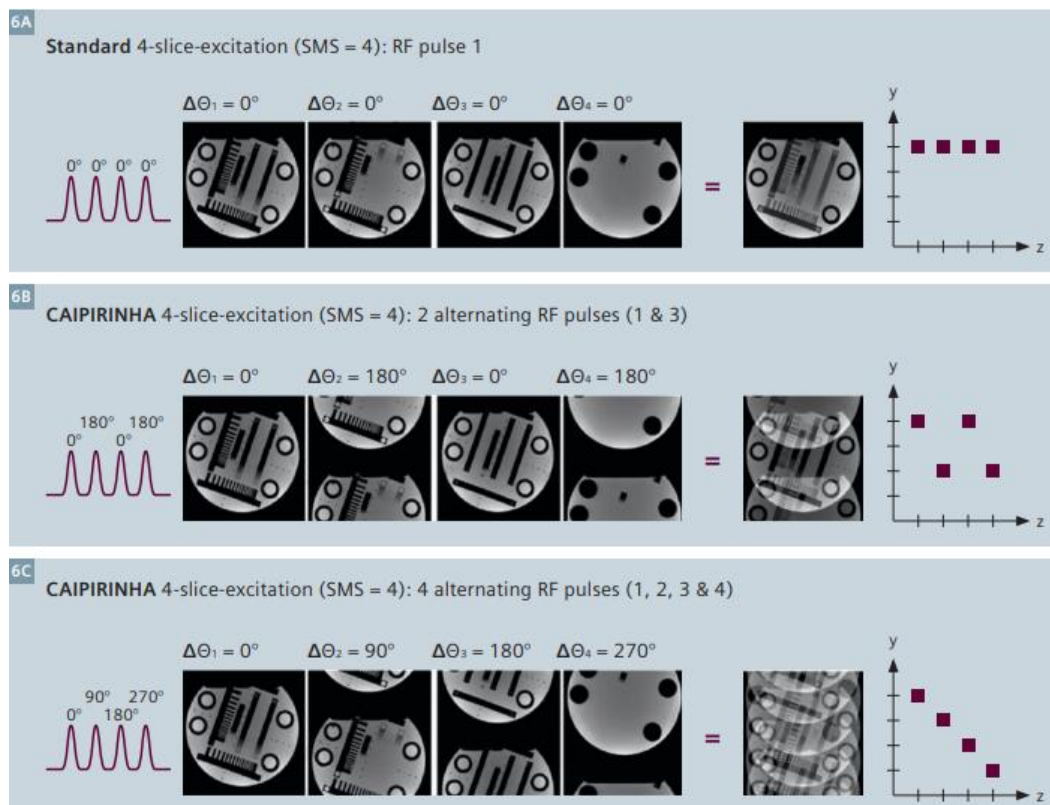
6C

CAIPIRINHA 4-slice-excitation (SMS = 4): 4 alternating RF pulses (1, 2, 3 & 4)



Siemens: Simultaneous Multi-Slice

- 6** **(6A)** Standard 4-times-accelerated simultaneous 4-slice experiment. The same pulse is applied for subsequent excitations (phase-encoding lines), resulting in all 4 slices projected onto each other. **(6B)** CAIPIRINHA 4-times accelerated simultaneous 4-slice-experiment alternating between e.g. pulses 1 and 3 for subsequent excitations, thereby providing slice 2 and slice 4 with a 180° phase cycle. According to the Fourier Shift Theorem, slices 2 and 4 appear shifted by half of the FOV with respect to slices 1 and 3 in the resulting folded image. **(6C)** CAIPIRINHA 4-times-accelerated simultaneous 4-slice experiment alternating between pulse 1, 2, 3 and 4 for subsequent excitations, thereby providing each slice with a different phase-cycle (0° , 90° , 180° , 270°). Each slice appears shifted by $\text{FOV}/4$ with respect to their adjacent slice in the folded image.



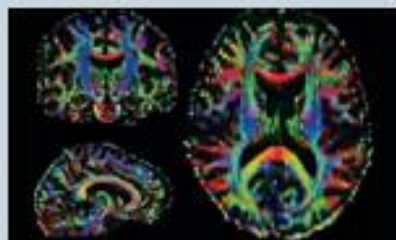
Siemens: Simultaneous Multi-Slice

5

3x Faster brain dMRI

Q-ball: 12 min → 4 min

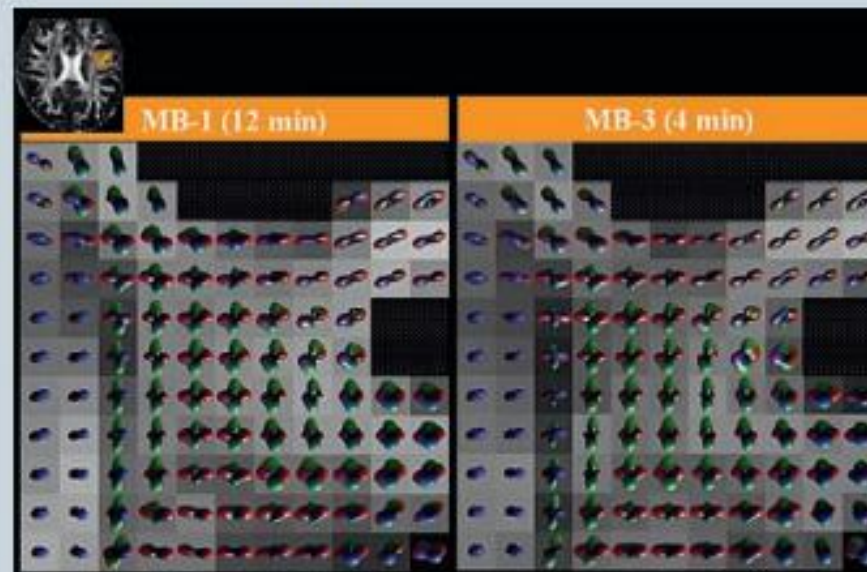
DTI: 10 min → 3 min



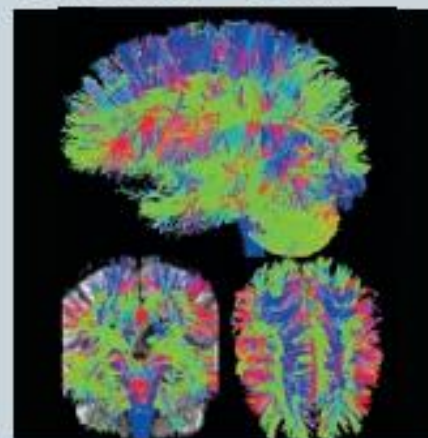
1x Aquisition



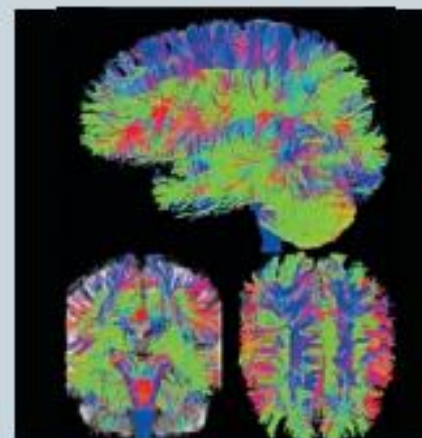
3x Aquisition



DSI: 45 min → 15 min



MB-1 DSI (45 min)



MB-3 DSI (15 min)

5

Diffusion Tensor Imaging, Q-ball, and Diffusion Spectrum Imaging are compared using standard SMS 1 and blipped-CAPIRINHA SMS 3 acquisitions at 3T using Siemens' 32-channel head coil. The high level of similarities in color FA, Orientation Distribution Function, and the fiber tracking results can be clearly seen.



Philips SmartSpeed*

SmartSpeed³ is the next generation fast imaging technology that delivers speed and image quality without compromise. It utilizes our state-of-the-art speed engine Compressed SENSE and an award-winning AI reconstruction technology² delivered at the source of the MR signal to ensure no data loss.

Philips SmartSpeed: the next generation in acceleration

Philips SmartSpeed builds upon Philips' track record in acceleration techniques. It leverages the strengths introduced with SENSE (coil sensitivity and background information) and Compressed SENSE (sparsity constraint) explained in figure 1. It brings them to the next level by expanding the proven Compressed SENSE technology, broadening its scope to previously untouched imaging protocols, and enhancing it with AI that is applied early on in the reconstruction process.

With the introduction of Philips SmartSpeed non-Cartesian sampling strategies can be combined with a reconstruction that take sparsity constraining into account. Furthermore, for 2D and 3D Cartesian acquisitions deep learning is integrated in the iterative reconstruction, namely during the coil element combination step.

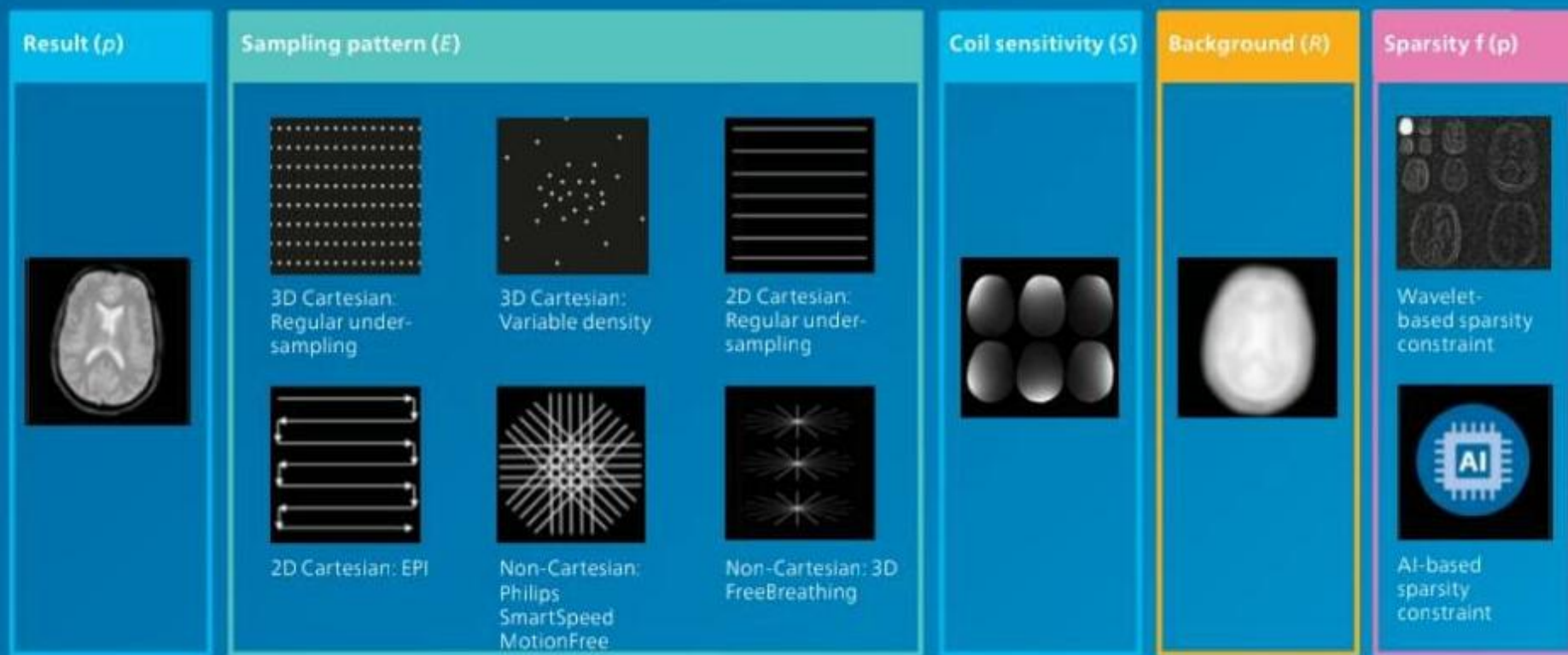
The Philips SmartSpeed engine has a modular framework with two key ingredients to accelerate:

- Acquisition of less data using dedicated data sampling patterns
- Smart reconstruction technology that allows the image quality from such a limited amount of data to be regained.

Using this technology, Philips SmartSpeed brings the following capabilities:

- **Philips SmartSpeed** integrates deep learning technology early on in the reconstruction pipeline for most of the commonly used sequences in all application domains
- **Philips SmartSpeed MotionFree** provides MultiVane multi-slice scanning for all contrasts across multiple anatomies
- **Philips SmartSpeed 3D FreeBreathing** applies to free breathing 3DT1w scans
- **Philips SmartSpeed Diffusion** implements sparsity constraining in diffusion-weighted imaging
- **Philips SmartSpeed Implant** enables imaging around metallic implants.

Philips SmartSpeed engine



$$p = \min_p \left(\sum_{l=1}^{\#colls} \|W(m_{d,l} - ES_l p)\|_2^2 + \lambda_1 \|R^{-1/2} p\|_2^2 + \lambda_2 \|f(p)\|_1 \right)$$

The modular Philips SmartSpeed framework is explained here graphically, as well as mathematically. The final image [p] (dark blue) is constructed based on the measured k-space information per coil element [$m_{d,l}$] (using the selected sampling pattern, green). Prior information from the SENSE reference scan, such as the coil sensitivity profiles of the receiver elements [S_l] (green) and a low-resolution background information [R] (orange), is used in combination with data consistency weights [W] measuring data reliability.

The final piece of the solution is the application of the sparsity constraint which can either be wavelet based (Compressed SENSE) or Deep Learning based (AI).

For SENSE an analytical solution can be reached by fixing the regularization term (λ_1 , optimized per scan) as the sparsity constraint is not applied. For both Compressed SENSE and Philips SmartSpeed AI the sparsity constraint is balanced with a second regularization term (λ_2) that is automatically optimized during the iterative reconstruction.

<https://eurradioexp.springeropen.com/articles/10.1186/s41747-023-00372-7>

Complexities of deep learning-based undersampled MR image reconstruction

[Constant Richard Noordman](#) , [Derya Yakar](#), [Joeran Bosma](#), [Frank Frederikus Jacobus Simonis](#) & [Henkjan Huisman](#)

[European Radiology Experimental](#) **7**, Article number: 58 (2023) | [Cite this article](#)