企画1:今からでも大丈夫!!

MRI入門part4: Parallel Imaging

SENSE法の基礎と特徴

SENSE:SENSitivity Encoding

東海大学医学部付属病院 放射線技術科 MRI検査室 梶原 直



SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI

Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, and Peter Boesiger*

New theoretical and practical concepts are presented for considerably enhancing the performance of magnetic resonance imaging (MRI) by means of arrays of multiple receiver coils. Sensitivity encoding (SENSE) is based on the fact that receiver sensitivity generally has an encoding effect complementary to Fourier preparation by linear field gradients. Thus, by using multiple receiver coils in parallel scan time in Fourier imaging can be considerably reduced. The problem of image reconstruction from sensitivity encoded data is formulated in a general fashion and solved for arbitrary coil configurations and k-space sampling patterns. Special attention is given to the currently most practical case, namely, sampling a common Cartesian grid with reduced density. For this case the feasibility of the proposed methods was verified both in vitro and in vivo. Scan time was reduced to one-half using a two-coil array in brain imaging. With an array of five coils double-oblique heart images were obtained in one-third of conventional scan time. Magn Reson Med 42:952-962, 1999. © 1999 Wiley-Liss, Inc.

Key words: MRI; sensitivity encoding; SENSE; fast imaging; receiver coil array

Among today's many medical imaging techniques, MRI stands out by a rarely stated peculiarity: the size of the details resolved with MRI is much smaller than the wavelength of the radiation involved. The reason for this surprising ability is that the origin of a resonance signal is not determined by optical means such as focusing or collimation but by spectral analysis. The idea of Lauterbur (1) to encode object contrast in the resonance spectrum by a magnetic field gradient forms the exclusive basis of signal localization in Fourier imaging. However powerful, the

Therefore, samples of distinct information content can be obtained at one time by using distinct receivers in parallel (2), implying the possibility of reducing scan time in Fourier imaging without having to travel faster in k-space.

In 1988 Hutchinson and Raff (3) suggested dispensing entirely with phase encoding steps in Fourier imaging by using a very large number of receivers. Kwiat et al. (4) proposed a similar concept in 1991. In 1989 Kelton et al. (5) suggested staying with phase encoding, yet reducing the number of phase encoding steps by a power of 2 using a corresponding number of receivers. In Kelton et al. (5), as in all later concepts, phase encoding is reduced by increasing the distance of readout lines in k-space such that the sampled area remains unchanged. The Kelton approach was modified by Ra et al. (6) in 1991, allowing the number of coils to be any integer, yet still equal to the factor of scan time reduction.

In all contributions procedures for image reconstruction were derived. However, applications of the concepts noted have not been reported, reflecting the considerable practical challenges of sensitivity based imaging, including the signal-to-noise ratio (SNR) issue, sensitivity assessment, and hardware requirements. Only in 1997 did Sodickson et al. (7) report the first successful experiments using parallel receivers for the purpose of scan time reduction, introducing the SMASH method (SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics). For image reconstruction SMASH relies on the ability to approximate low-order harmonics of the desired field of view (FOV) by linear combination of consitivity functions. The technique is therefore restricted

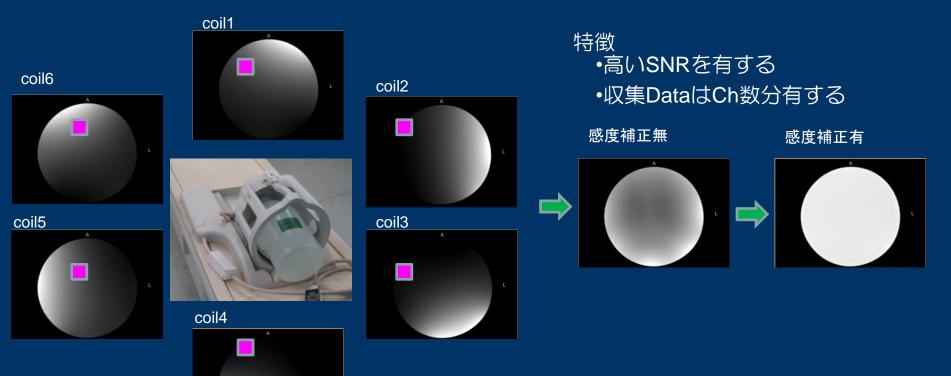
本日の内容

MRIの入門編となるように・・・

- フェイズドアレイコイル
- 簡単なSENSEアルゴリズム
- Parallel imagingにおけるSNR R-factorとg-factor ??
- Reference scan
- SENSE使用時の注意点
- アーチファクト

Parallel Imaging

•フェイズドアレイコイルの各素子の感度情報を利用した高速撮像法の総称



SENSEアルゴリズムにおいて大切なこと

- •コイルの受信感度が距離と共に減衰
- •画像上のあるピクセル1点は各コイルからは異なる信号強度

最終的にはCLEAR等の感度補正技術により処理され表示される

- ・原理的には長方形FOV(RFOV)と同じ
- ・位相エンコードライン数を間引く事で撮像時間の短縮を図る
- ・データを間引くのか?どの程度高速化するか? ⇒ 何倍速? R-factor

撮像時間 = $\frac{\text{位相数} \times \text{TR}}{\text{R - factor}}$

R - factor:Riductionfactor (位相エンコードラインの間引き率)

位相エンコードライン ステップ収集

折り返り画像

申し訳ありません掲載不可

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014 P127 図1

50%収集 (R=2)

nalifuv

TUIIFOV

- ・ナイキスト理論を満たさないため実空間では位相方向に対しての返りを生じる
- ・複数の感度情報の異なる素子を有したCoilを元に本来のfulFOVへの補正を行う

Parallel Imaging方法

名称と詳細な補正処理方法は各装置メーカにより異なる

• SENSE PHILIPS社

• ASSET GE社

• ARC GE社

• SPEEDER TOSHIBA社

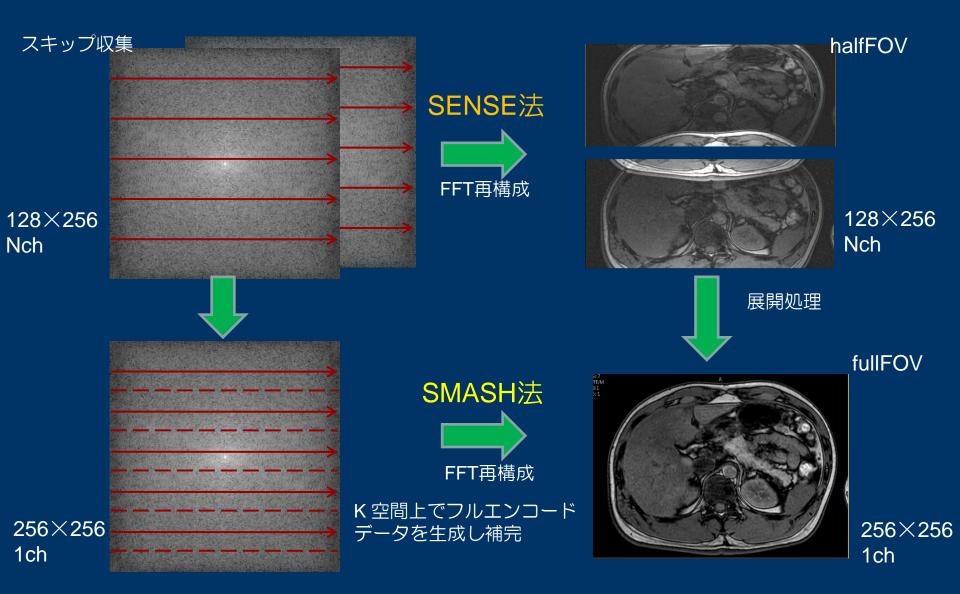
• m-SENSE SIEMENS社

• GRAPPA SIEMENS社

• RAPID HITACHI社

・SENSE法 :実空間上で折り返りデータを展開し補正

・SMASH法: k空間上でフルエンコードデータを生成し補完



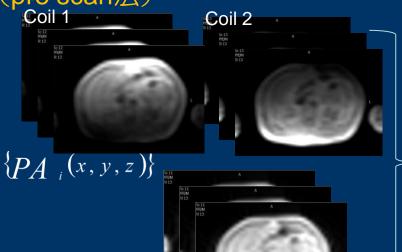
Parallel Imagin処理手順

①Reference Scan (pre scan法)

被検者毎に取得

- ・クアドラチャコイル
- ・フェイズドアレイコイル

 $WB_{i}(x, y, z)$



参照感度マップ作成

$$S_{i}(x,y,z) = \frac{PA_{i}(x,y,z)}{WB_{i}(x,y,z)}$$

複素数データに

3D-GRE法:低分解能画像



- •2CH以上のコイルを使用するため各々のCh間での感度分布の 把握が重要 ⇒ Reference scan
- •QBコイルとPAコイルの各々で同一条件における撮像を行う
- •QBコイルはFOVにおいて均一な感度分布を持ち画像再構成
- •PAコイルで得られたデータとの各ピクセルにおける信号比を 算出し感度mapを作成

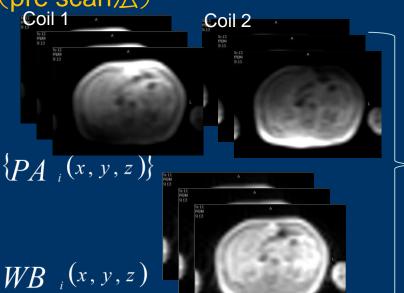
•FOV:530mm×530mm Acq.matix64 Recon.matrix64 Scan percentage 100% TR/TE:4ms/0.65ms FA:7 THK: 3mm/0mm number of slices:50 NSA:8

Parallel Imaging方法

①Reference Scan (pre scan法)

被検者毎に取得

- ・クアドラチャコイル
- ・フェイズドアレイコイル



参照感度マップ作成

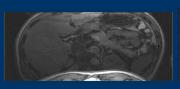
$$S_{i}(x,y,z) = \frac{PA_{i}(x,y,z)}{WB_{i}(x,y,z)}$$

複素数データに

必要断面のSを使用

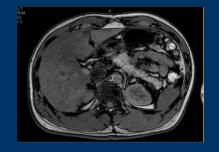
②本撮像

- •Reference dataはボリュームデータとして取得
- •本撮像にて折りかえるpixel値は必要な断面の 感度係数を用いて展開処理される
 - ③Parallel Imagingのデータ処理
 - ・SENSE展開処理
 - ・コイル感度の不均一性の除去



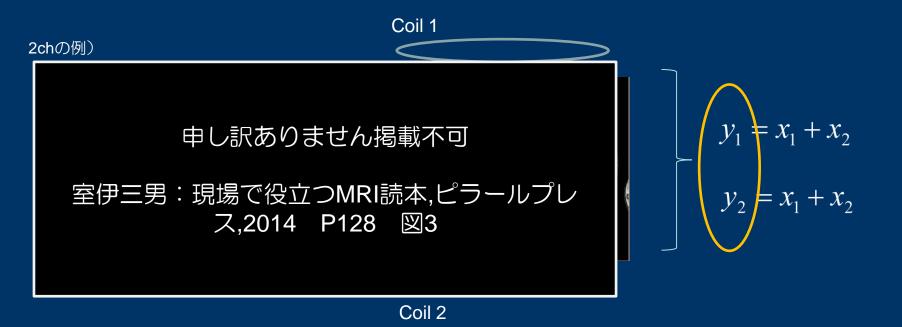
 $\{f_i(m,n)\}$





f(m,n)

折り返り部分の信号強度yは本来の信号強度xとの和



- •この段階では既知な信号強度はこの時点ではy1とy2のみ
- •このままではx1とX2の解は求められない

折り返り部分の信号強度yは本来の信号強度xとの和

Referenceによって既知である各コイルのSijをXに荷重すると連立方程式によって本来の信号強度(X1、X2)が導く事ができる

2chの例)

申し訳ありません掲載不可

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014 P128 図3

SENSE展開アルゴリズム

$$y_1 = S_{11}x_1 + S_{12}x_2$$

$$y_2 = S_{21}x_1 + S_{22}x_2$$

PreScan

Intensity

申し訳ありません掲載不可

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピ ラールプレス,2014 P128 図2 Nch=Rの場合)

$$y = S x$$

Nch>Rの場合)

$$x = \left(S^H S\right)^{-1} S^H y$$

S^H: Sの複素共役転置行列

SENSE法のメリット

適応となる撮像方法に制限が無い

- ① 時間分解能が向上
- ② 撮像範囲の拡大
- ③ モーションアーチファクトの低減
- ④ EPIによる歪みの低減
- ⑤ sshT2WIのブラーリングの低減
- ⑥ SAR低減効果
- ⑦ 撮像時間の短縮

SNR

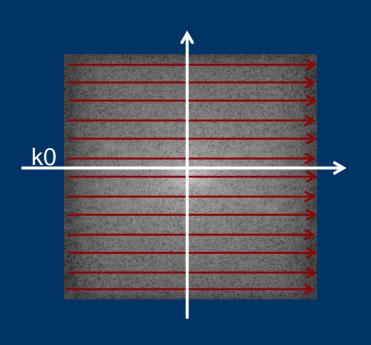
- ・印加する最大傾斜磁場 (Gmax)と中央部の傾斜磁場強度は変化しない
- ・画像の高周波成分はSENSE使用後も保持される
- ・SNRは次式に基づいて変化する

$$SNR_{SENSE} = \frac{SNR_{full}}{g\sqrt{R}}$$

SNR_{SENSE}: SENSEを用いた場合のSNR

SNRfull: SENSEを用いない場合のSNR

g : geometry fator R : reduction Factor



・SNRはR分収集データが削減されるため√R分劣化する。

R-factor :1.5 \Rightarrow SNR : 82%

R-factor :2.0 \Rightarrow SNR : 74%

画像全体が一様に画質が劣化する

相対信号強度の変化の確認は条件をカスタマイズする上で大切

	SameScan	ScanAlign Cancel	Proceed
initial geometry contrast motion dyn/ang postproc offc/ang conflicts			
Coil selection	SENSE-Head-6	Total scan duration	00:17.5
element selection	SENSE	Rel. signal level (%)	73.1
connection	d	Act. TR (ms)	500
Dual coil	no	Act. TE (ms)	14
CLEAR	yes	ACQ voxel MPS (mm)	0.94 / 0.96 / 10.0
body tuned	no	REC voxel MPS (mm)	0.94 / 0.94 / 10.0
FOV (mm)	240	Scan percentage (%)	97.7
RFOV (%)	100	Packages	1
Fold-over suppression	no	Min. slice gap (mm)	10
Matrix scan	256	WFS (pix) / BW (Hz)	0.283 / 765.9
reconstruction	256	Full flow comp.	yes
Scan percentage (%)	100	TSE es / shot (ms)	5.7 / 23
SENSE	yes (no)	Min. TR (ms)	41
P reduction (RL)	2.00 - +	SAR / whole body	< 6%
P os factor	1	Whole body / level	< 0.2 W/kg / normal
k-t BLAST	no	B1 rms	1.13 uT
Stacks	1	PNS / level	54% / normal
type	parallel	Sound Pressure Level (7.7
slices	1		
slice thickness (mm)	10		
slice gap	user defined		
gap (mm)	1		
allaa aulantatlan	tuonallauna	<u> </u>	

当院では70%までの低下を許容度

感覚以上の画質の劣化を招く

SNR

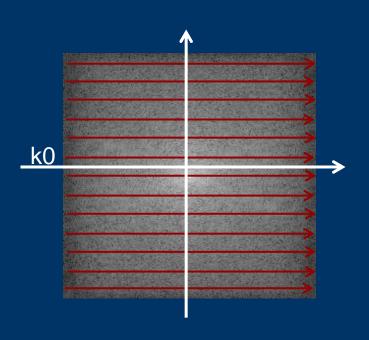
- ・印加する最大傾斜磁場 (Gmax)と中央部の傾斜磁場強度は変化しない
- ・画像の高周波成分はSENSE使用後も保持される
- ・SNRは次式に基づいて変化する

$$SNR_{SENSE} = \frac{SNR_{full}}{g\sqrt{R}}$$

SNR_{SENSE}: SENSEを用いた場合のSNR

SNRfull :SENSEを用いない場合のSNR

g : geometry fator R : reduction Factor



・SNRはR分収集データが削減されるため√R分劣化する。

SENSEのSNRは、g-factorと呼ばれる固有の因子で変化。

コイル配列の幾何学的な要素

g-factor

- ・展開処理におけるNoize成分の増幅度を表す値
- 最低值=1 ~ 最大值=∞
- ・SENSEの計算精度に依存する。

感度マトリクスSから計算された正方行列SHSと逆行列を用いて

$$g_k = \sqrt{\left(S^H S\right)^{-1}_{kk} \left(S^H S\right)_{kk}}$$

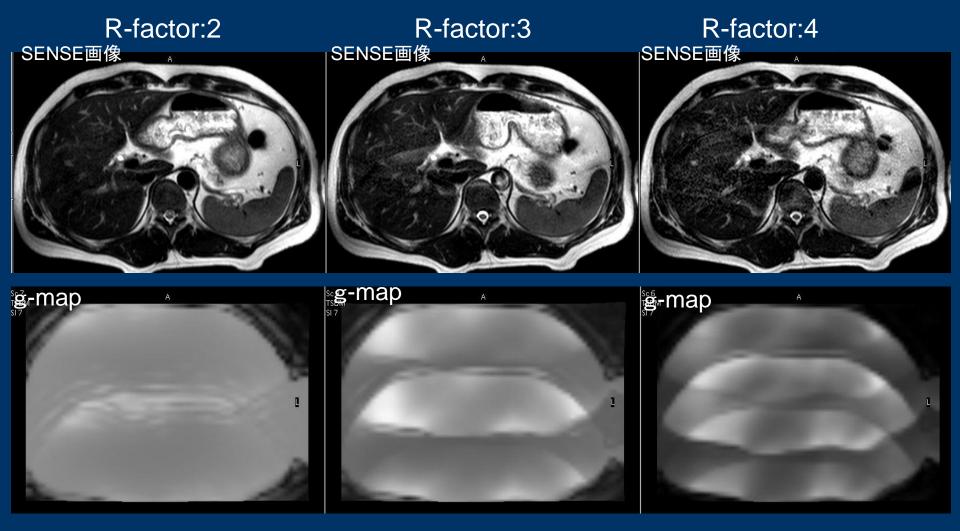
$$S = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix}$$
 としてgを計算 $g = \begin{pmatrix} S_{11} \\ S_{21} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} S_{12} \\ S_{22} \end{pmatrix}$ $/$ $(S$ の行列式)

- ・行列式は変換による一種の拡大率を表す
- ・g値は折り返りという変換処理を表す感度マトリクスSの拡大率の逆数 (つぶれ具合)を表している
- ・逆変換である展開処理では、順変換の折り返りによってつぶれた分を引伸ば すことになるため、gに相当する分だけNoize成分が増幅される

- ・展開処理行為そのものがg値を高くする要因の一つ
- ・常に低下傾向にあることに注意

Coil element:4ch

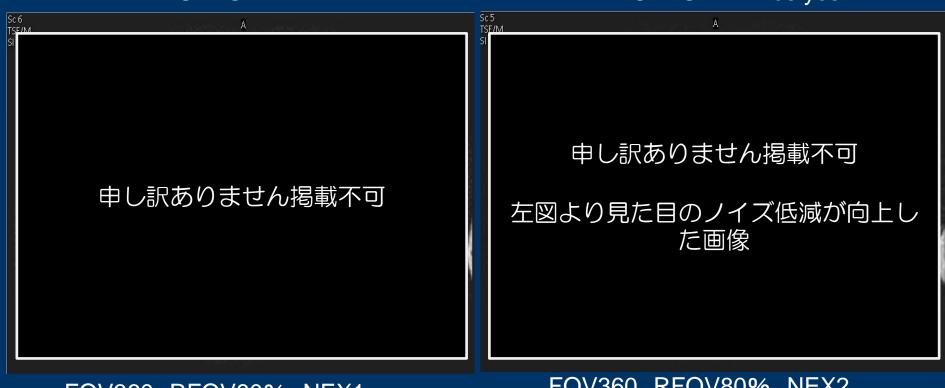
FOVを一定としてR-factorのみを変化



・SNRは空間的に変化する。その位置は一様ではなく部分的に変化する

- ・縮小されるFOVによって折り返るピクセルの展開が原因
- ・R-factorの増加によるSNR低下以上に、gの影響による画質劣化が著しい
- ・gは空間的に変化することに留意する必要がある

SENSE 4 SENSE 4 fos yes



FOV360 RFOV80% NEX1

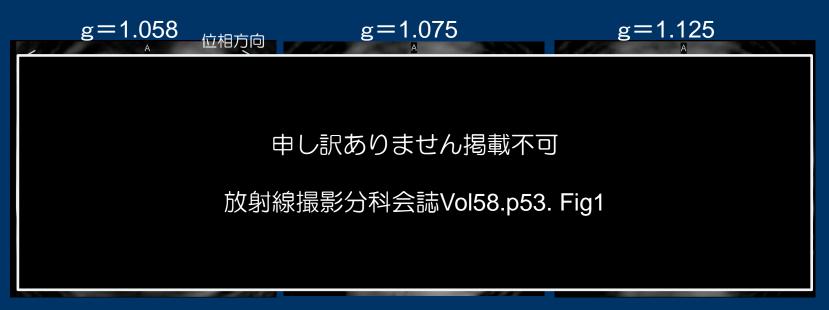
FOV360 RFOV80% NEX2

Over samplingによりFOV中央のgの上昇を回避

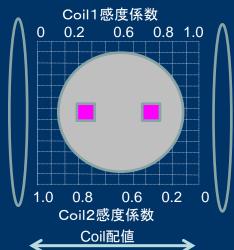
√2倍のSNRの改善どころではない

-被写体サイズの大きさによる違い-

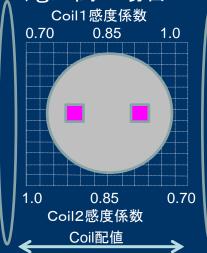
・コイルペア間の独立性が高い事が必須条件







2)gが高い場合



$$\begin{cases} y_1 = S_{11}x_1 + S_{12}x_2 \\ y_2 = S_{21}x_1 + S_{22}x_2 \end{cases}$$

$$S = \begin{pmatrix} \alpha & 1 - \alpha \\ 1 - \alpha & \alpha \end{pmatrix}$$

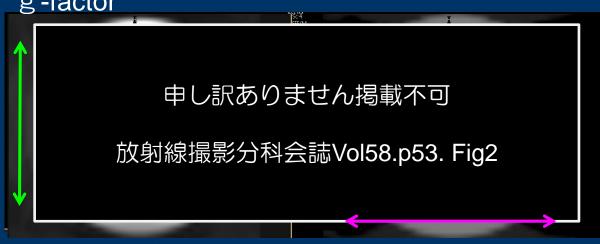
・感度マトリクスの独立性が高い事が望まれる

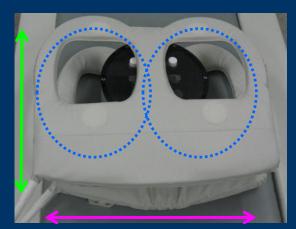
-コイル配置と位相方向の関係-

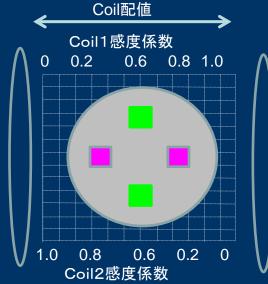
・コイル配列と位相方向の設定によりg値は変化

位相方向FH 位相方向RLg-factor

4ch SENSE coil







- 位相方向RL コイル間の独立性が高いため、 異なる感度係数により 連立方程式が成り立つ
- 位相方向FH Coil間に感度変化を生じないため 連立方程式が成り立たない 導きだす解が存在しない

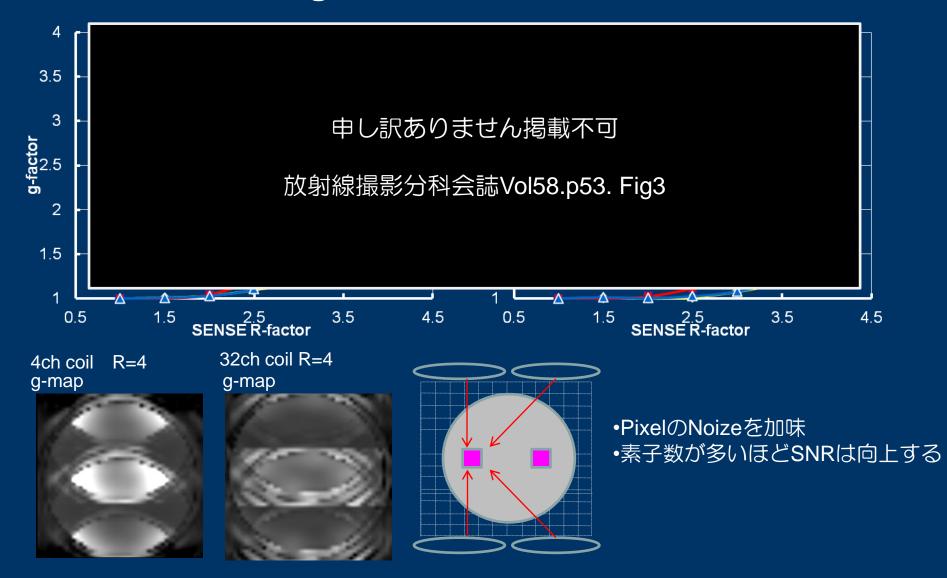
$$S = \begin{pmatrix} \alpha & 1 - \alpha \\ 1 - \alpha & \alpha \end{pmatrix}$$

α=0.5で無限大

・不適切な位相方向の選択はg-factorが高くなる

- コイル素子数による違い -

・コイル数が多いほどg値の上昇率は低い



・各素子の独立性が高まり最適解を導きだす、方程式数が多くなる

•上下左右に多く配列されたマルチコイルであれば影響は軽度



申し訳ありませ ん掲載不可

肘関節CORの図

位相方向RLでは flow artifact

ex)2ch coil



- •使用しているコイルの配列及び位相方向の設定によってはSENSEのon, off
- •R-factorに大きな値を使用しない

折り返りアーチファクト

リップアーチファクト

SENSE no RFOV 50%

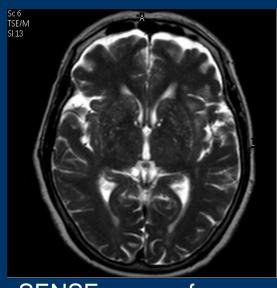
SENSE yes RFOV 50%

SENSE yes RFOV 85%

申し訳ありません掲載不可

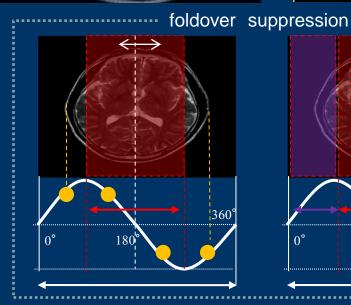
室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレ

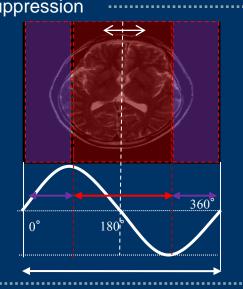
ス,2014 P128 <u>図5</u>



SENSE yes

fos:yes





申し訳ありません掲載不可

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014 P128 図5

申し訳ありません掲載不可

STEE/M

頭部 耳の折り返しが出血と間違えられた1例

騒音対策の一つとしてヘッドホンを使用すると耳の折り返し防止にも役に立つの図



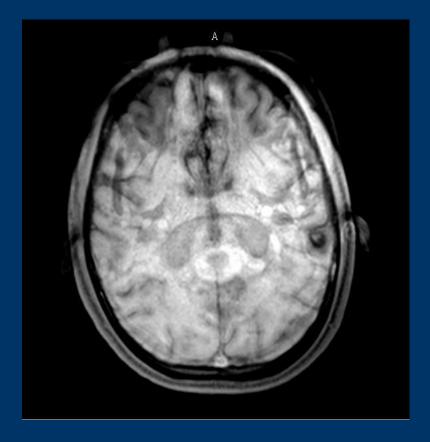
・3D撮像ではslice方向にも折り返りを生じる

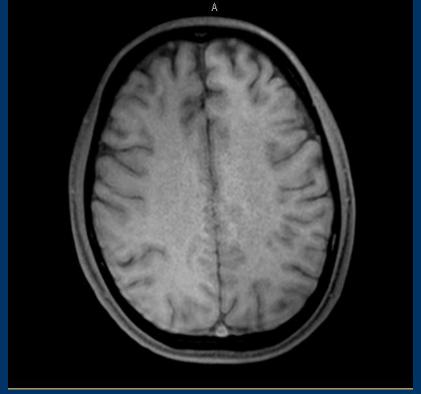
Saggital 撮像 or over sampring

SENSE : yes

SENSE : yes oversampling







被写体を含む範囲では時間的メリットは少ない

ミスストレージレイション

・Referenceで求めた空間感度mapと本撮影との感度領域のミスマッチ

造影前)

造影後)

申し訳ありません掲載不可

体動によるアーチファクト→ ミスストレージレイションの図

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014 P128 図6

・体動やコイルの動き等に起因する

ReferenceScanの再取得を行う

Referenceに必要な撮像条件

SEN

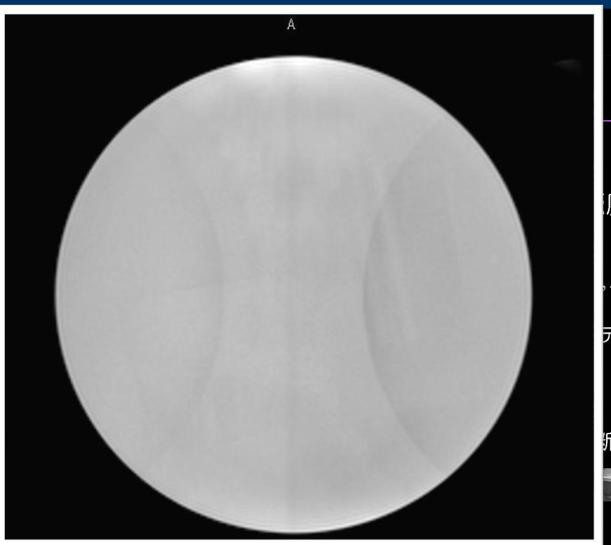
①コイル感

低分解能:

- ・被検者も
- SENSE
- Q-body
- ・ボリュー

②本Scan

- SENSE
- ・位相エン

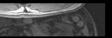


度マップ作成

$$(z) = \frac{PA_i(x, y, z)}{WB_i(x, y, z)}$$

データi

f面のSを使用



均一なファントムでも見られる現象

Reference撮像条件

Reference Scan基本撮像パラメータ

3DT1FFE

- •FOV:530mm×530mm Acq.matix64 Recon.matrix64
- Scan percentage100% TR/TE:4ms/0.65ms FA:7
- •THK: 3mm/0mm number of slices:50 NSA:scan毎に変更



変更パラメータ



・FOVの大きさ





SENSE 画像



申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig4

基準画像T2WI SENSE:no

Reference

・FOVの違いによるSENSE展開精度の違い

基本撮像パラメータ

FOV:530mm×530mm

Acq.matix64

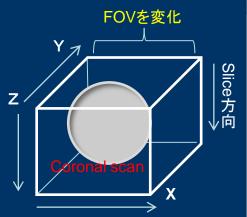
Recon.matrix64

Scan percentage100% TR/TE:4ms/0.65ms

FA:7

THK: 3mm/0mm number of slices :50

NSA:scan毎にか変更



申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig4

申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig5

FOV600×600

FOV450×450

FOV350×350

・ピクセルサイズ、S(m,n)が詳細であるほど精度が高い

Reference

・slice厚の違いによるSENSE展開精度の違い

基本撮像パラメータ

FOV:530mm×530mm

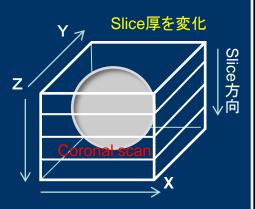
Acq.matix64

Recon.matrix64

Scan percentage100% TR/TE:4ms/0.65ms

FA:7

THK: 3mm/0mm number of slices:50 NSA:scan毎にか変更



申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig4

申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig6

10mm

7.5mm

3_{mm}

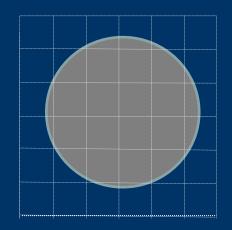
・Slice厚の薄いReference画像である程、計算精度が高い

低分解能ではあるが、感度の座標軸を再現するためにある程度の詳細 は必要とされる

ピクセルサイズの違い

$$S_{i}(x,y,z) = \frac{PA_{i}(x,y,z)}{WB_{i}(x,y,z)}$$





・slice厚の違い

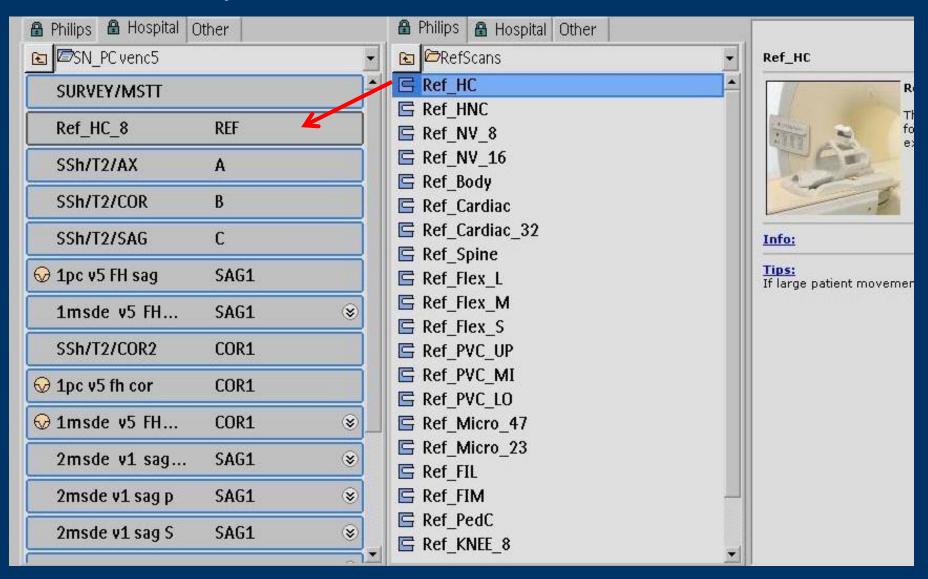


ピクセルが小さい スライス厚が小さい



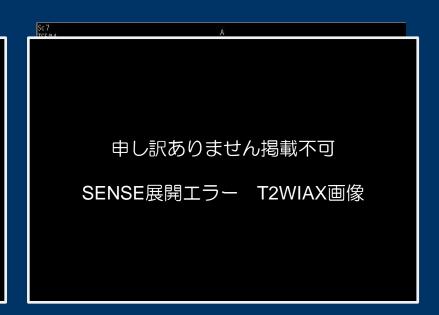
精度が高い

Reference scan OSNR

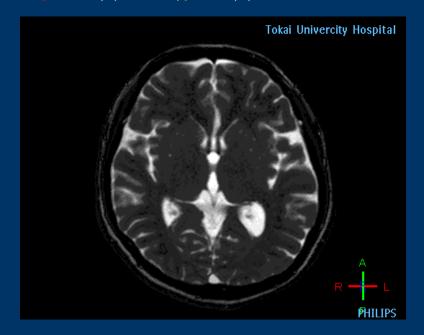


実際によく遭遇するのはこんな画像

申し訳ありません掲載不可 SENSE展開エラー T2WIAX画像



動かない部位と動く部位

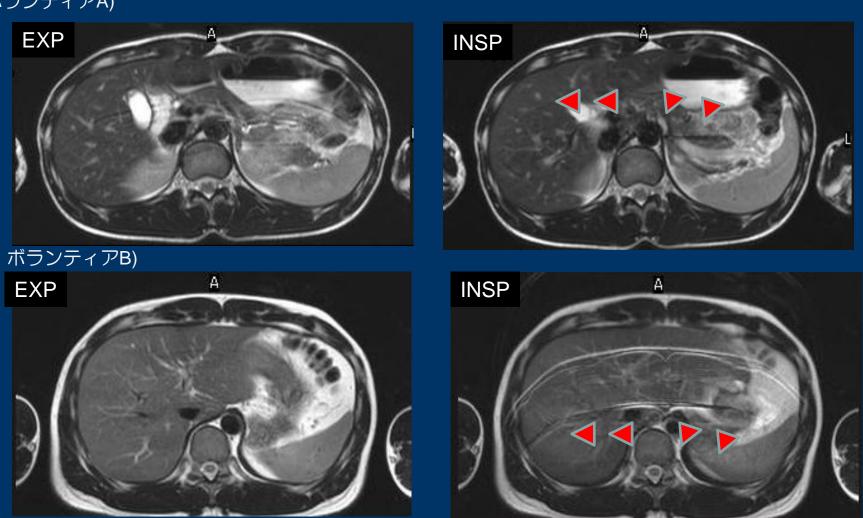




・皮下脂肪と空気の境界面の認識エラーが最も影響する

Ref Scan⇒ 息止め (EXP) 本scan⇒息止め方法を変更

ボランティアA)



特に上腹部ではミスストレージレイションが生じやすい

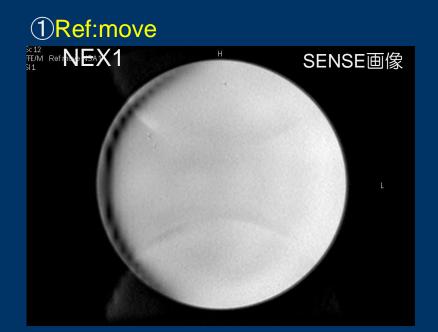
- ・静止した状態でRef Scan
- ・NEXのみ変更し、本スキャン

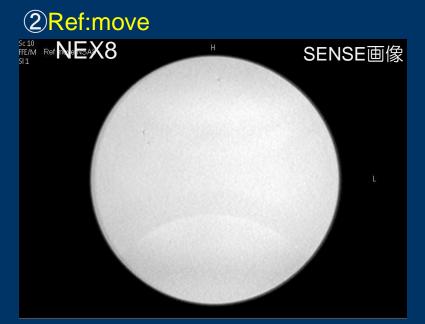




目立ったアーチファクトは見られない

- ・ RefScan ⇒等速往復運動をしている状態で
- ・本スキャン ⇒基準センター

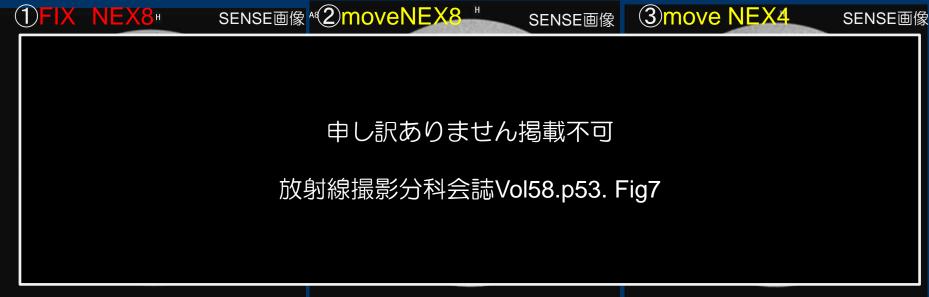




Reference

-静止ファントムと動態ファントム-

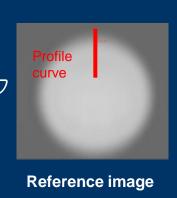
- ・①は基準センターで静止した状態でRef Scan
- ・②は基準センターで往復等速運動中にRef scan
- ・本スキャン ⇒ 基準センターより 1 cm移動させて撮像

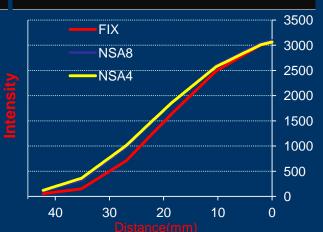


ミスストレージレイションの影響

Referenceではg値を低く抑えるためにバックグラウンドは0と置く

Reference画像自体をSmoothing効果 により展開精度を上げる

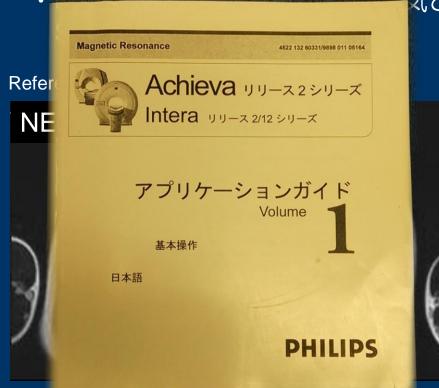




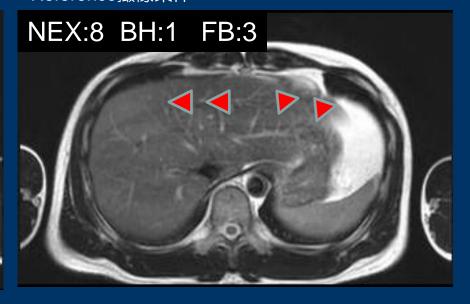
Reference まとめ

・ミスストレージレイションを回避する

ると被写体の境界面をぼかした方が



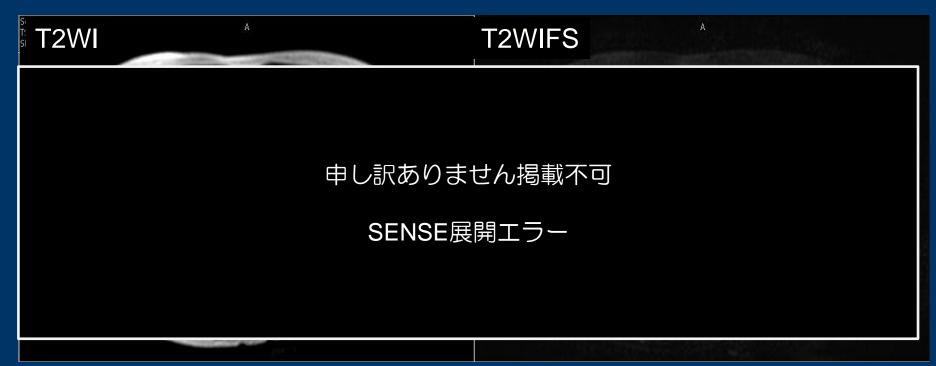
Reference撮像条件



・Ref Scanは複数回に分割し、息止めと自然呼吸下による収集を行う

コイルと被写体の距離

- ・被写体辺縁の局所的な信号上昇による影響
- Quadrupole Artifact



渦電流による脂肪抑制ムラ

- ・コイル配値はSENSEを使用する上で重要
- ・検査においては患者毎の体型を考慮する

コイルと被写体の距離

a)マット無し



b)マット有り



R-factor 2

R-factor 2

申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig9

室伊三男:現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014 P130 図7

- ・局所的な信号上昇が原因
- ・被写体とコイル間の密着度を均一にする

展開エラーをFOV外へ

・R-factorによる展開エラーの位置の違い

R-factor 2

R-factor 1.6

R-factor 1.2

申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig10

・FOVの大きさによる違い

FOV250×250

FOV300×300

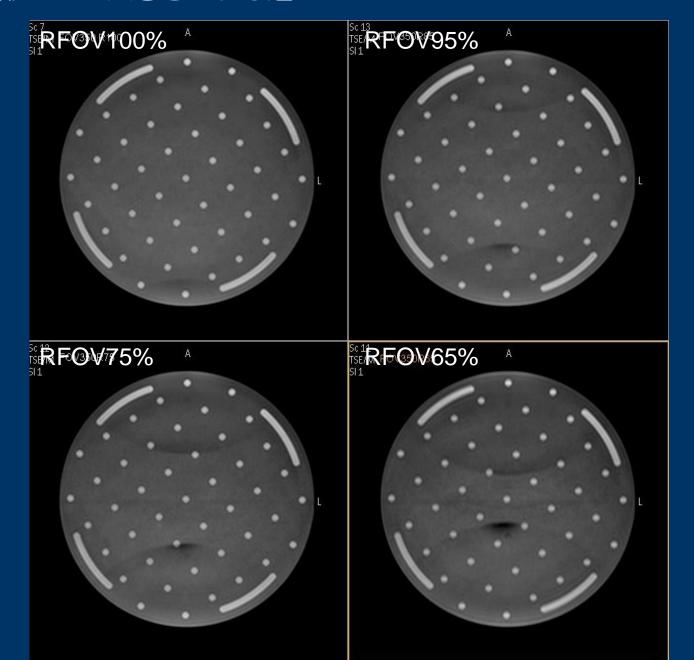
FOV350×350

350 R100

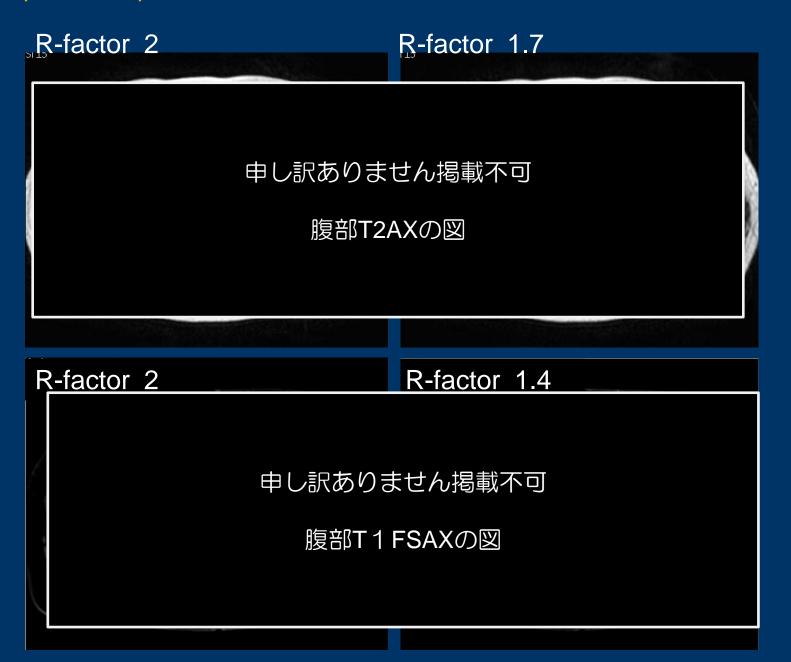
申し訳ありません掲載不可

放射線撮影分科会誌Vol58.p53. Fig11

・長方形FOVの大きさによる違い



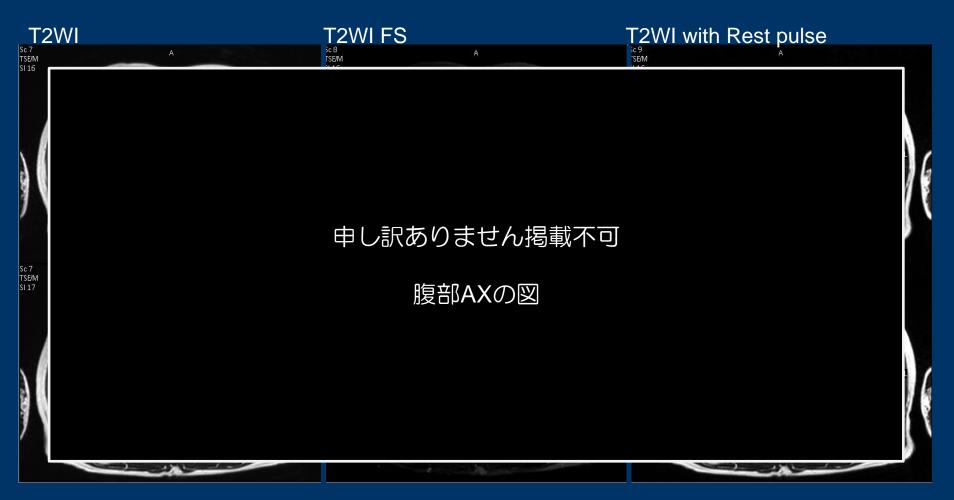
FOV, R-FOV, R-factorのいずれかの設定値を変更



それでも駄目なら リファレンスを取り直す

Rest pulseを使用

それでも駄目なら サチュレーションパルスによって高信号元(脂肪)を叩く



Rest pulseを使用

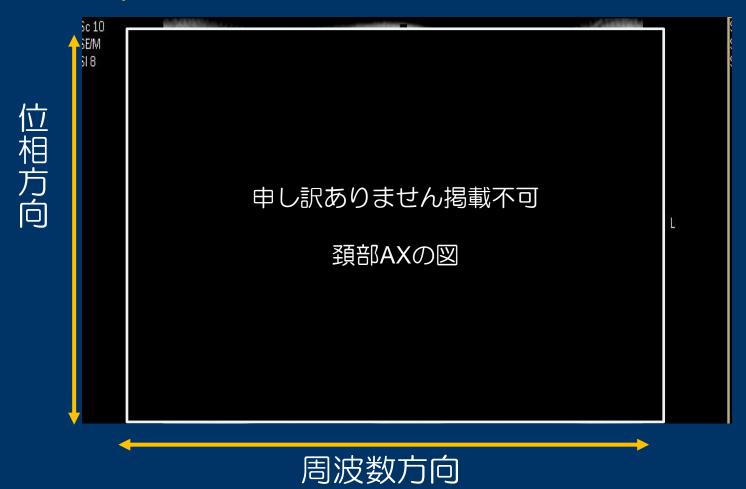
ただし、脂肪抑制法との併用は逆効果

Rest pulse(-) Rest pulse(+) Sc 8 T1TFE/M SI 39 Dt Oms 申し訳ありません掲載不可 腹部AXの図 Mest puise

感度補正技術:CLEAR

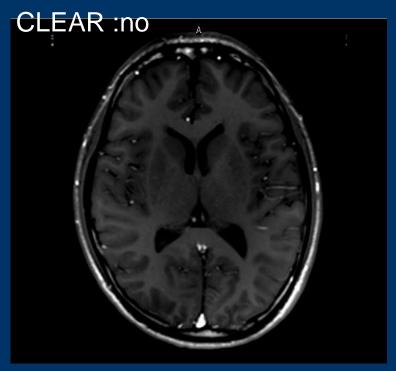
周波数方向には折り返りは生じないはずでは??

SENSE :yes



CLEARとは

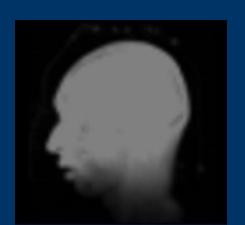
・Refarence画像を元に各コイル素子による感度不均一を補正する技術



・不均一性を除去し感度ムラを抑制



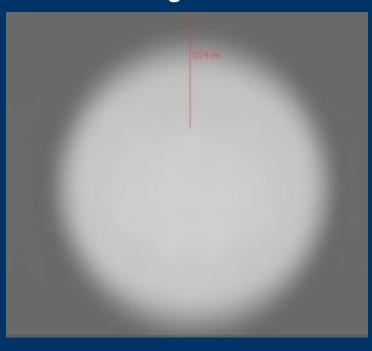
Refarence image



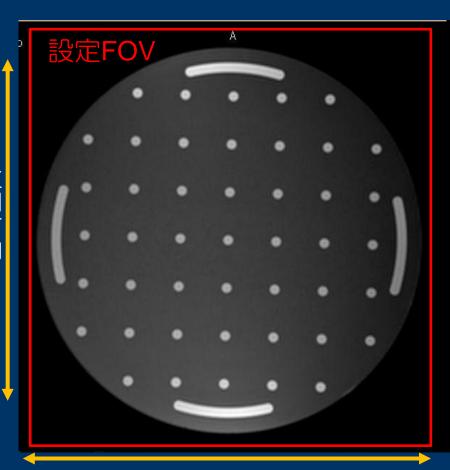
CLEARに求められる条件

- ・参照感度マップを元にした再構成アルゴリズム
- ・RefarenceScanは被写体の感度領域を十分に含む

Reference image

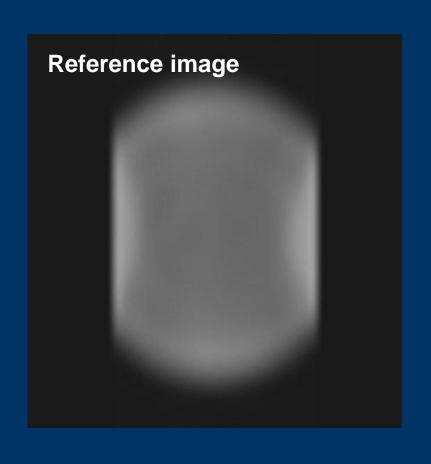


位相方向



周波数方向

・本ScanにてFOVを十分に確保しているにもかかわらず、画像の両端 が表示されない



設定FOV

周波数方向

- ・バックグラウンドはOであるため打ち切られる
- ・Refarenceに含まれないものは計算できない

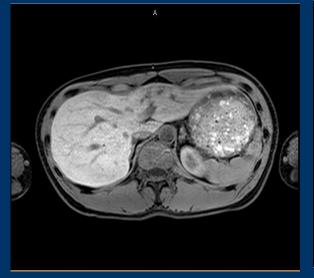
撮像条件はいつもと同じ筈なんですけど・・・ なんとなくSNRが

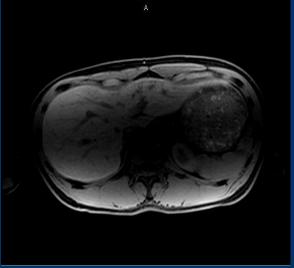
・感度不均一を補正する技術

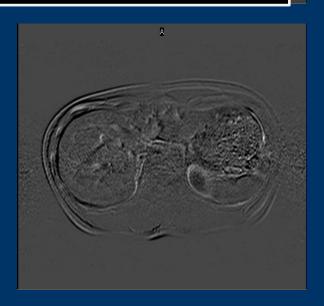
申し訳ありません掲載不可

腹部AXの図

体厚の違いによるMR画像

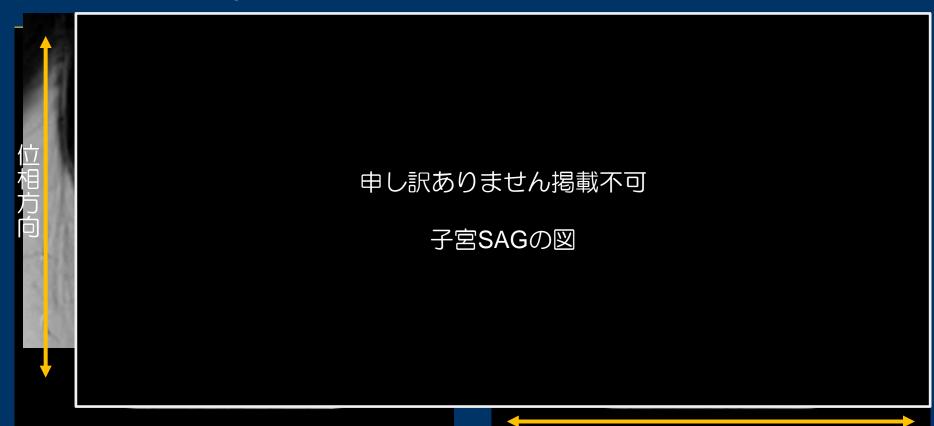






その他のアーチファクト

・フレームアーチファクト over sampling+



位相方向

オーバーサンプリングが十分であるにもかかわらず

両端の磁化率の影響がSENSEを使用する事で中央に折り返る

まとめ

- •MRIでは多くのアーチファクトが出現するため全ての現象について理解するのに時間が必要です。
- •まずは いつもと見慣れない画像出てきた画像に対して

「おや?・・・」と疑問を持つ事が大切だと思います

申し訳ありません掲載不可

頚部画像の図

まとめ

- フェイズドアレイコイル
- 簡単なSENSEアルゴリズム
- Parallel imagingにおけるSNR R-factorとg-factor ??
- Reference scan
- SENSE使用時の注意点
- アーチファクト

本日のお話が、皆様の明日からの検査の一助になれれば幸いです。 ご静聴ありがとうございました。

> ご協力頂きました皆様ありがとうございました 清水俊太郎様、妻神裕真様、小林明日香様、砂村あゆみ様、船登 美岬様

参考文献

- 1)監修:蜂屋順一 編集:高原太郎, 扇和之 改訂版MRI応用自在 メジカルビュー社2004
- 2)M.Weiger,M.B.Scheidegger,P.Boesiger,SENSE:Sensitivity encoding for fast MRI MRM42:952-962
- 3) 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志 医用画像ハンドブック, オーム社2010
- 4) 森一生, 山形仁, 町田好男CTとMRI その原理と装置技術, コロナ社, 2010
- 5) 室伊三男; Body-diffusionにおけるParallel imaging(SENSE)の注意点 放射線撮影分科会誌,2011 (56) 52-56
- 6)編著者:金森勇雄 他, MRの実践-基礎から読影まで- 医療科学社2011
- 7) 荒木力; MRIの基本パワーテキスト 第3版 メディカルサイエンスインターナショナル2010
- 8) 監修: 土屋一洋 編集: 扇和之 MRIデータブック最新用語辞典 メジカルビュー社 2010
- 9) 梶原直; SENSE (Parallel Imaging) 法を中心とした撮影時の注意点,放射線撮影分科会誌 Vol58
- 10) 室伊三男;現場で役立つMRI読本,ピラールプレス,2014
- 11)有泉弘;Gyro News Booklet vol.1,フィリップスエレクトロニクスジャパン,2008