第45回 神奈川MRI技術研究会 2021/2/21(日)
今からでも大丈夫Ⅱ MRI入門part2　テーマ　脂肪抑制の基礎

その他の脂肪抑制法
- Dixon法を中心に -

国家公務員共済組合連合会
横浜南共済病院 放射線科
南 広哲

Yokohama Minami Kyousai Hospital

本発表の内容に関連する利益相反事項は

☑　ありません

脂肪抑制法の種類

表7-3-1　脂肪抑制法

引用：荒木 力. 決定版 MRI完全解説 第2版. (株)学研メディカル秀潤社

1) T_1の差を利用	
非選択性反転パルス	STIR
2) 化学シフト（共鳴周波数）の差を利用	
a）化学シフト選択性飽和パルス	脂肪飽和（CHESS法）
b）位相差	Dixon, 水励起（二項パルス）
c）　a）＋ b）	OP−FS
3) T_1と化学シフトの差を利用	
化学シフト選択性反転パルス	CSS−IR（SPEC IR法）

- Dixon
- 水励起(二項パルス)

Dixon法（位相差を利用）

共鳴周波数に伴う位相差を利用

H_2OとCH_2の化学シフト差は3.5ppm

1.5Tの静磁場における

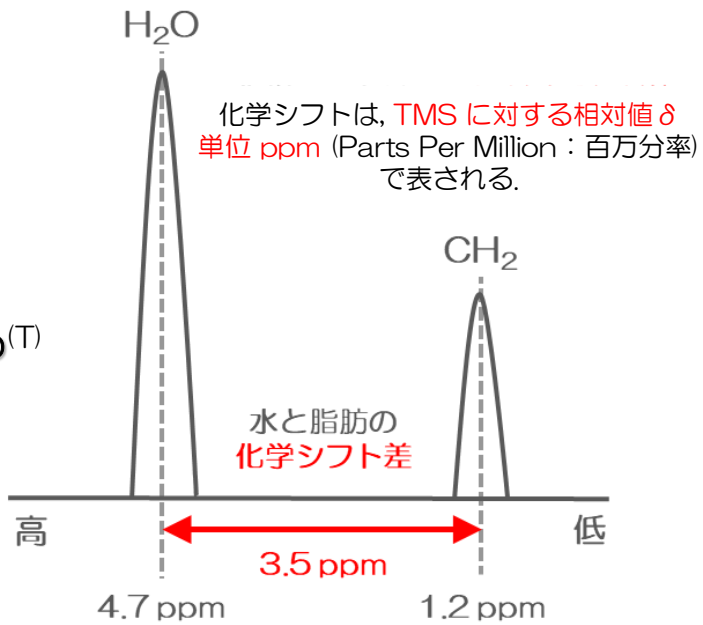
共鳴周波数の差 Δf (Hz)

＝化学シフトδ (ppm)×磁気回転比γ (MHz/T)×静磁場強度B_0(T)

＝3.5(ppm)×42.6(MHz/T)×1.5(T)

$=3.5\times10^{-6}\times42.6\times10^{6}\times1.5$

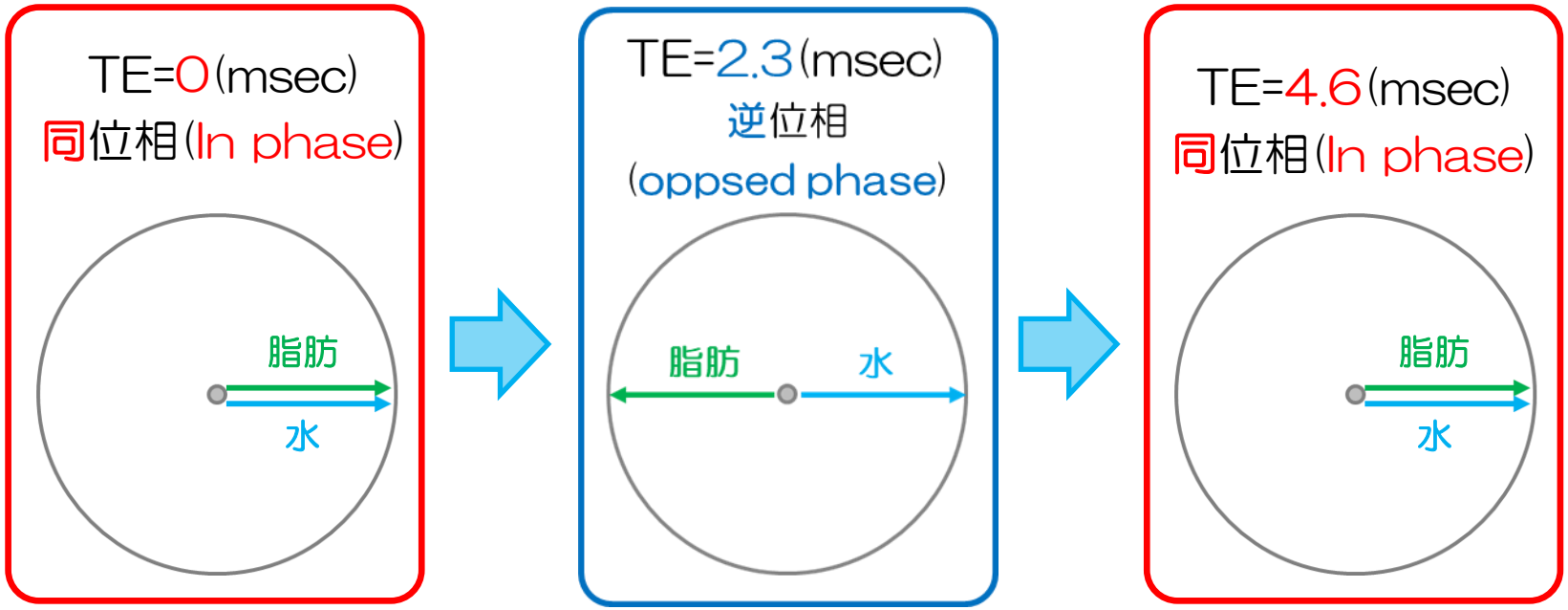
≒220(Hz)



水と脂肪の共鳴周波数の差　220Hz (1.5T)

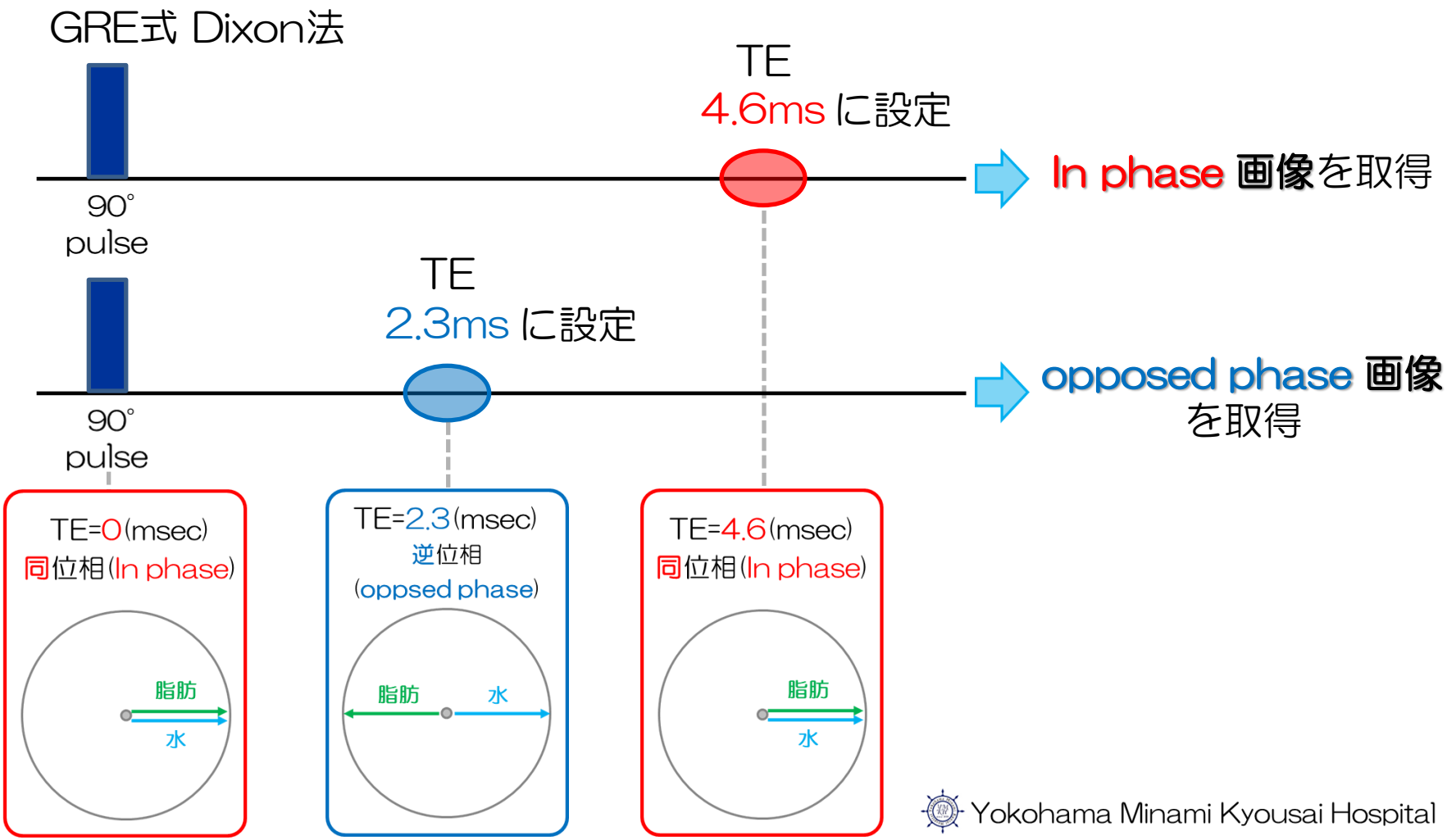
水と脂肪の共鳴周波数の差　220Hz（1.5T）
⇒1.5Tでの歳差運動を想定すると，
水は脂肪よりも速く，1秒間で220回転の差が生じる．

周期(sec)　＝1／周波数
＝1／220(Hz)
≒4.6(msec)



それぞれの画像を取得

FID, GEにおいて, TEを In phase, opposed phaseに設定することで, 各画像を取得できる.

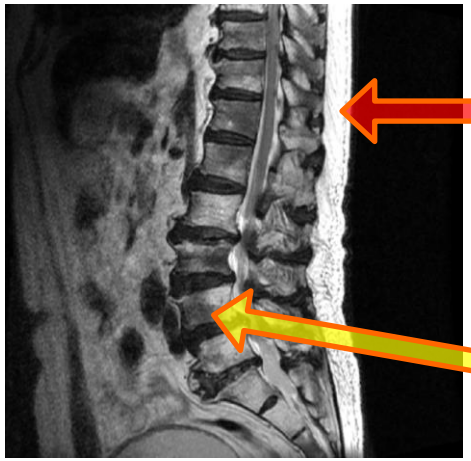


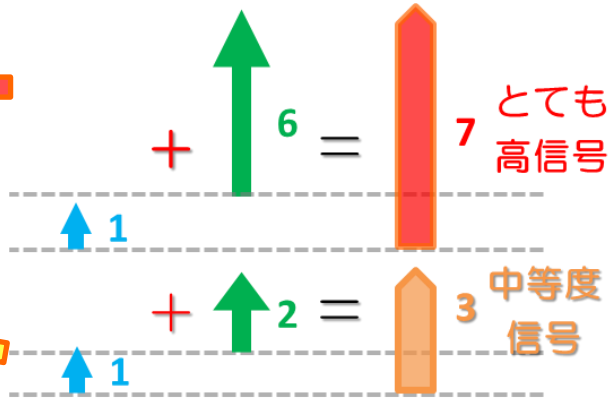
Dixon法 原理

水の信号を$SI_{水}$, 脂肪の信号を$SI_{脂肪}$とすると,

同位相画像； In phase 画像 ＝ $SI_{水}+SI_{脂肪}$

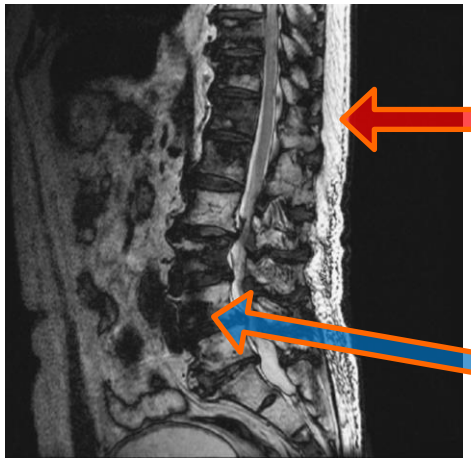
水と脂肪を
足し合わせた
コントラスト

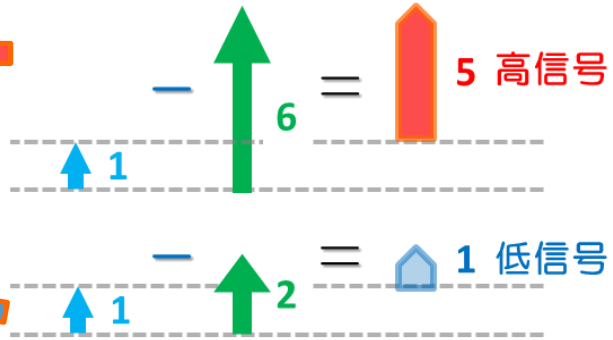




逆位相画像；opposed phase 画像 ＝ $|SI_{水}-SI_{脂肪}|$（絶対値）

水と脂肪を
引き算した
コントラスト
（絶対値表示）





脂肪抑制画像　Dixon法 原理

Water 画像　＝ (In phase ＋ opposed phase)/2

$$= \{(SI_{水} + SI_{脂肪}) + (SI_{水} - SI_{脂肪})\}/2$$

$$= 2 * SI_{水}/2$$

$$= SI_{水}$$

Fat 画像　＝ (In phase － opposed phase)/2

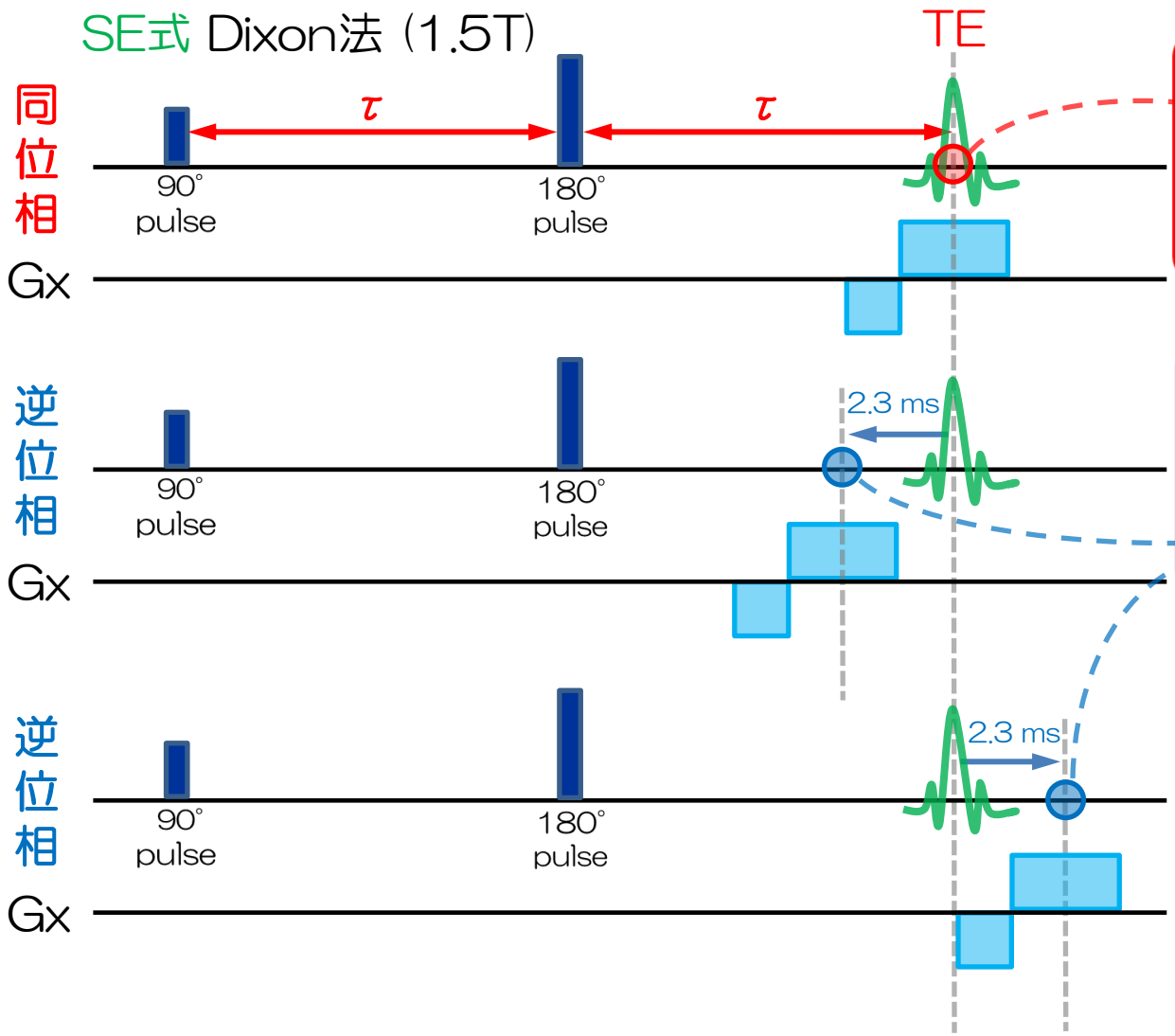
$$= \{(SI_{水} + SI_{脂肪}) - (SI_{水} - SI_{脂肪})\}/2$$

$$= 2 * SI_{脂肪}/2$$

$$= SI_{脂肪}$$

どの教科書にもDixon法を調べると,
この説明書きがある.

SE法におけるTEとは？（1984年 Dixon法）



SE法における同位相
⇩
SE法における “TE”，即ち
90° 励起pulse ～180° 再収束
pulse の時間（τ）の2倍の時点

SE法における逆位相
⇩
SE法における TEから，
2.3msec（1/化学シフトの差(Hz)）
位相をずらした時点

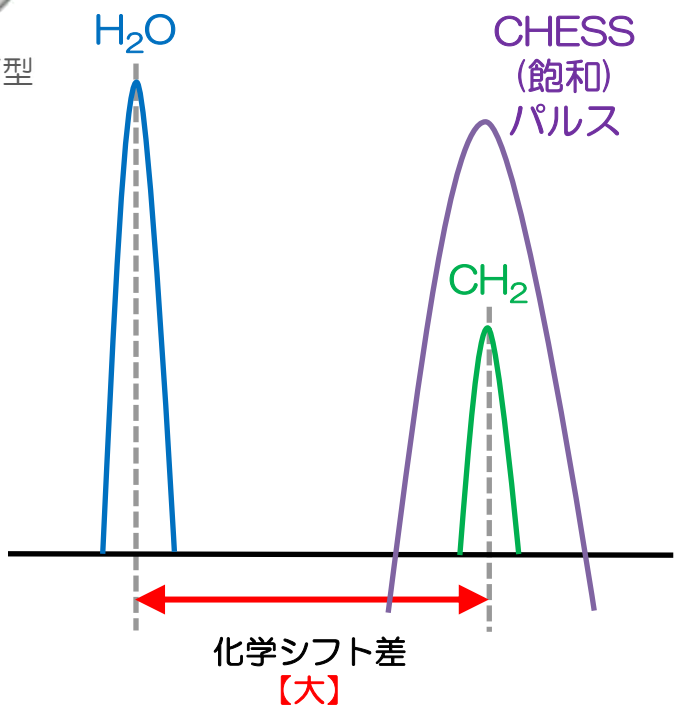
SEのピークからずれる
ため，信号が低下する．
⇒ 脂肪の混在を判定できない．
（水と脂肪の逆位相のためか，
ピークを外れただけか，
判断できない）

引用：Dixon,W.T.: Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 153:189-194(1984)
荒木 力. 決定版 MRI完全解説 第2版. (株)学研メディカル秀潤社

Dixon法の利用のされ方

超電導磁石型
(GE)

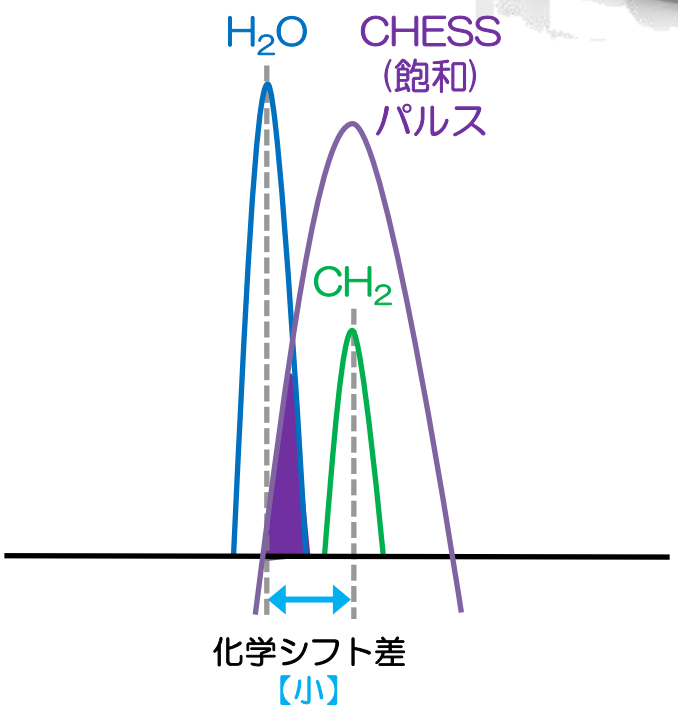
高磁場装置



CHESS(飽和)パルスを使用する際,
水を抑制しないで, 脂肪のみを飽和させる
ことに関して有利に働く.

低磁場装置

永久磁石型
(日立)



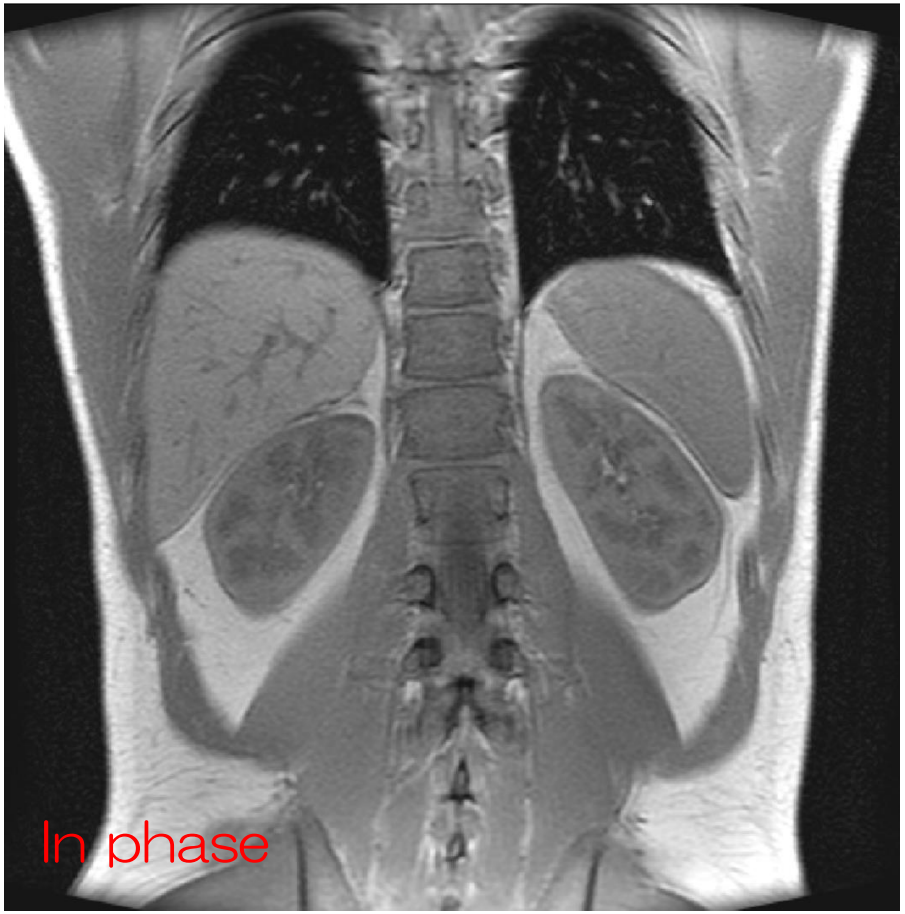
CHESS(飽和)パルスを使用する際,
水も抑制してしまう.

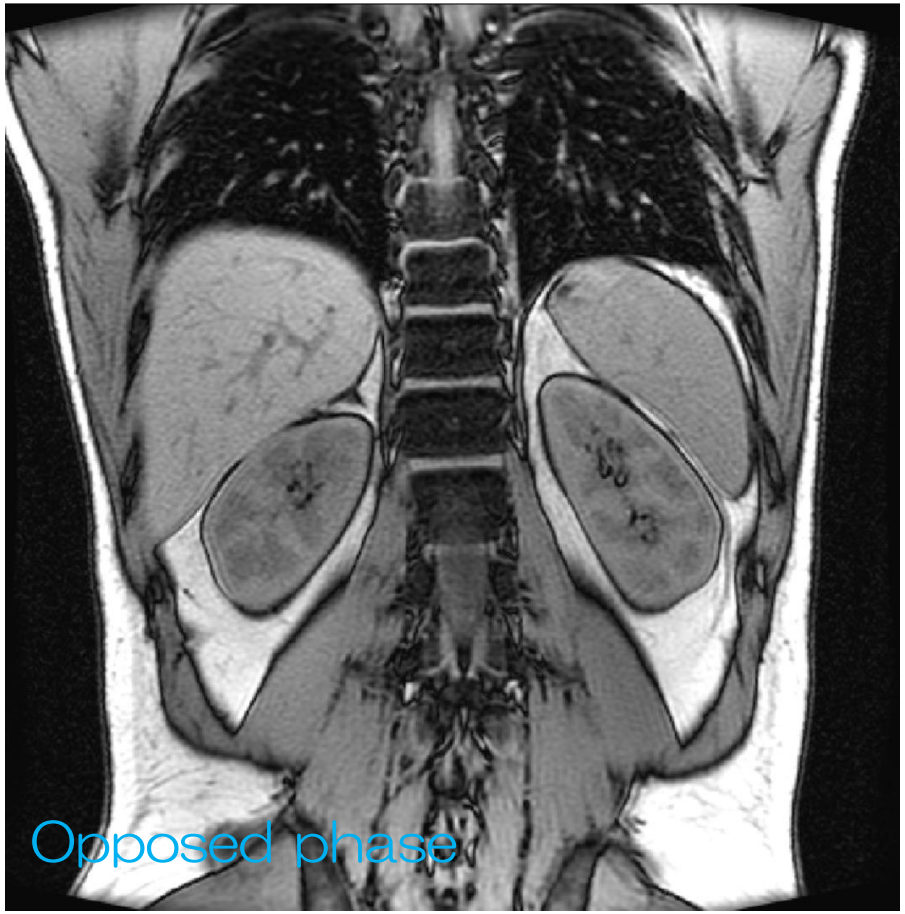
⇩

Dixon法を用いた計算による
脂肪抑制画像(=Water画像)が用いられてきた.

Dixon法は従来は埋もれていた

第2の化学シフトアーチファクト (Chemical shift of the second kind)





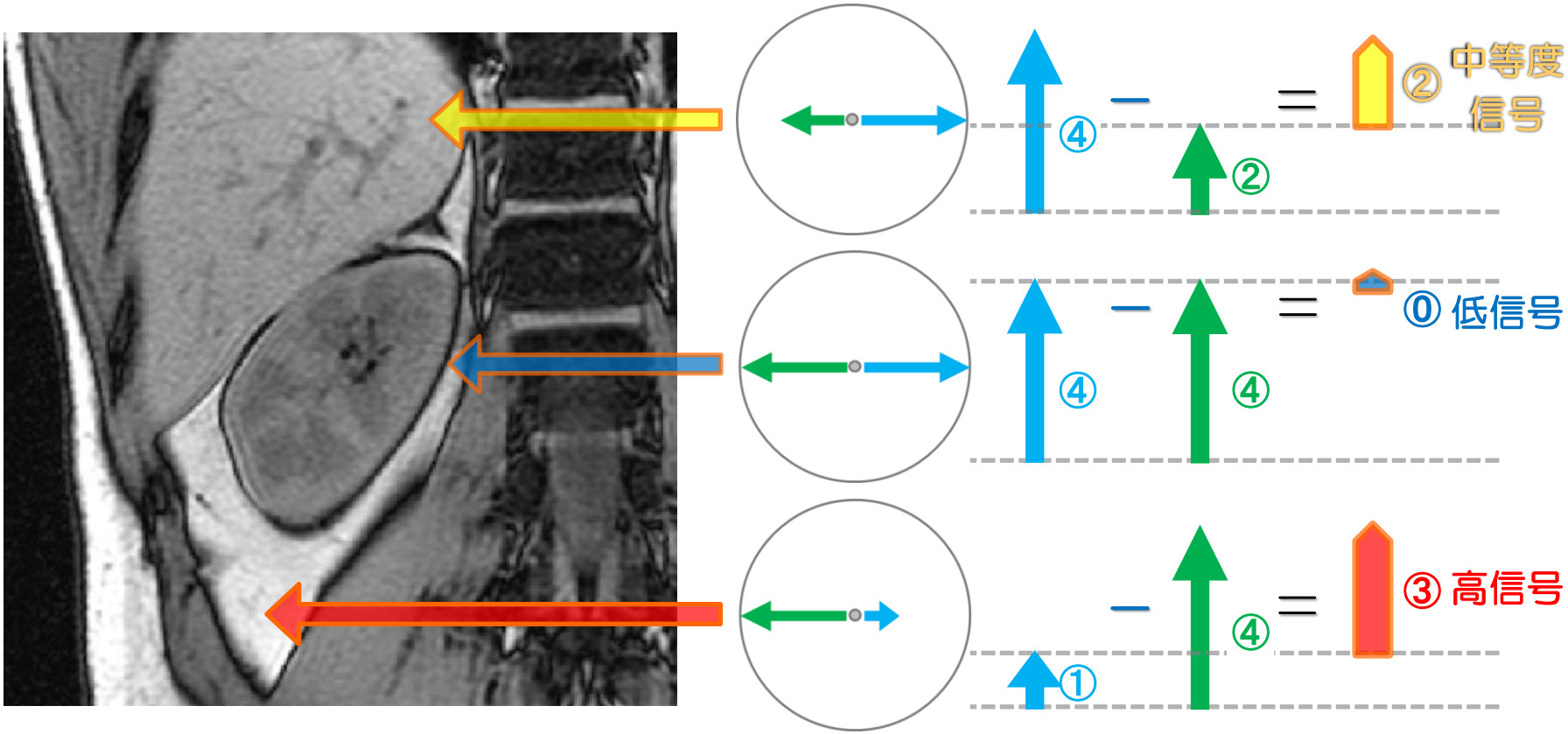
GRE法 (double echo型)

Chemical shift imaging

境界効果 (boundary effect)

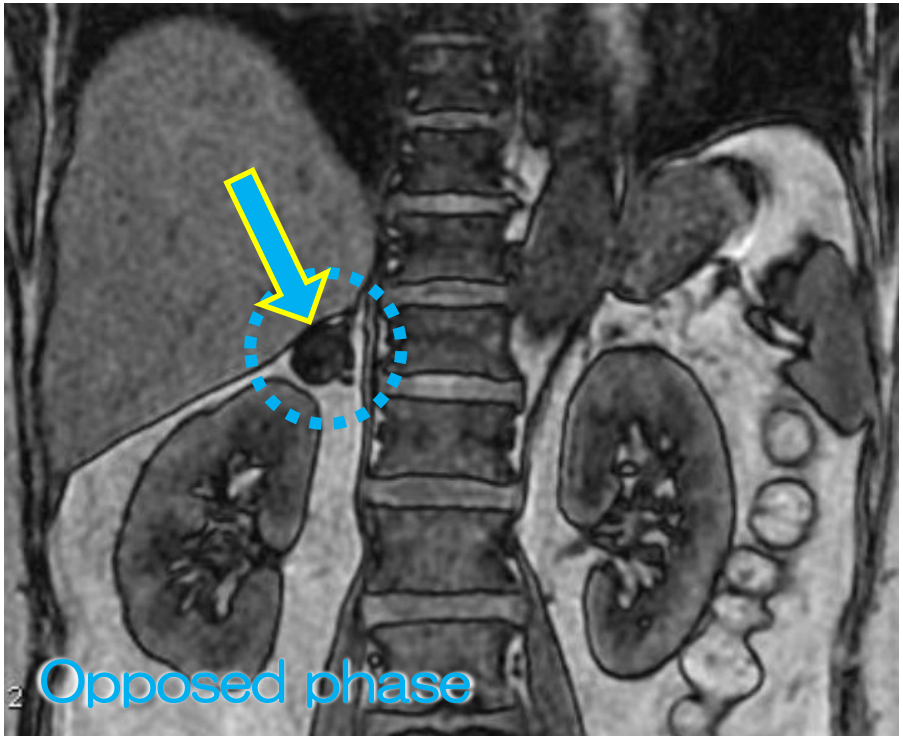
逆位相画像において, 水と脂肪が(同量)共存するボクセルでは信号が低下する.

逆位相画像；opposed phase 画像 ＝ | $SI_{水} - SI_{脂肪}$ | (絶対値)



副腎皮質腺腫症例

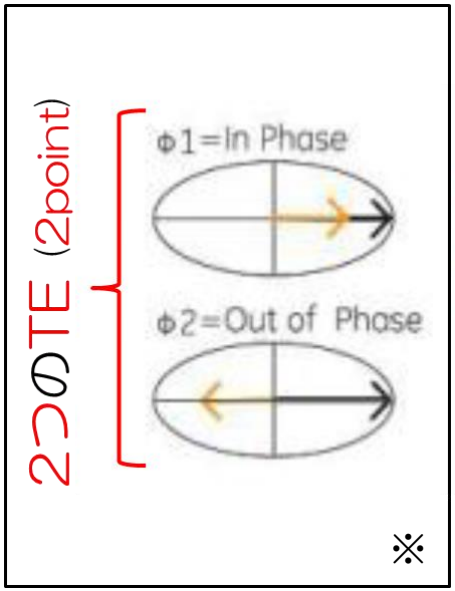
横浜栄共済病院 高橋光幸様ご提供



副腎皮質腺腫には水と共に中性脂肪と同様の化学シフトを持つ^{1}Hが多量に存在するため，逆位相で低信号（↓）を呈する．

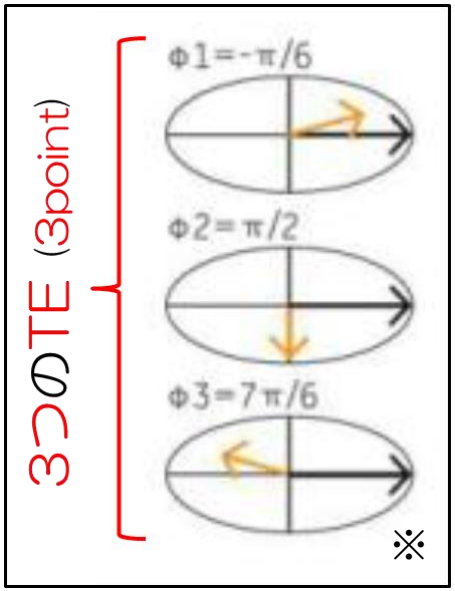
微量な脂肪の検出 ⇒ これも一つの脂肪抑制法(脂肪特定法)

2point Dixon・3point Dixon



2point Dixon

実撮像された
In phase画像・
opposed phase画像
を用いて,
Water画像(脂肪抑制画像)・
Fat画像を, 計算により取得.



3point Dixon

3つのTEで取得した画像を元に
計算によって,

- In phase画像
- opposed phase画像
- Water画像(脂肪抑制画像)
- Fat画像

を取得.

※ Signaるより転載

Dixon法で求めるべきパラメータ

未知のパラメータは5つ

- 水信号の大きさ
- 脂肪信号の大きさ
- 水信号の位相
- 脂肪信号の位相
- 磁場不均一

5つの未知パラメータを,
連立方程式により求めるには,
5つの方程式が必要.

1つのTEで2つの方程式が得られる.

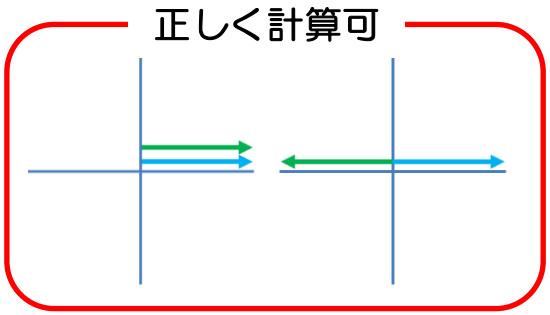
1つのTEで2つの方程式が得られる

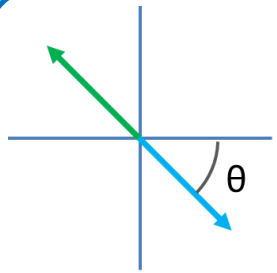
※ Signaるより転載

2point Dixon

2つのTE ⇒ 4つの方程式

- ○ 水信号の大きさ
- ○ 水信号の位相
- ○ 脂肪信号の大きさ
- ○ 脂肪信号の位相
- ✕ 磁場不均一

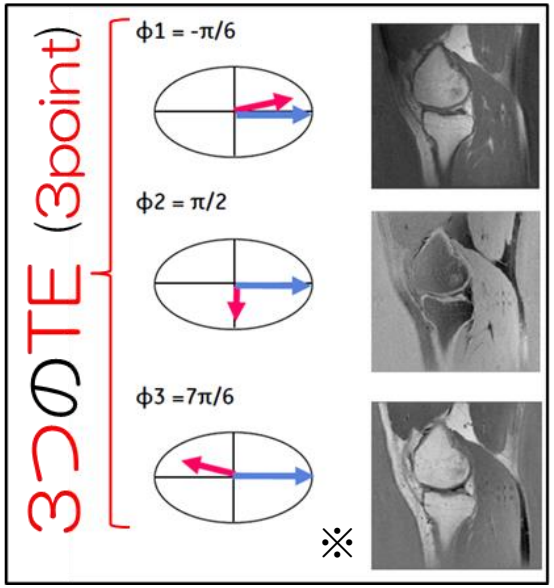




問題

位相 shiftが考慮されておらず水・脂肪分離エラーを生じる.

Yu H, et al. Field map estimation with a region growing scheme for iterative 3-point water-fat decomposition. Magn Reson Med. 2005 Oct;54(4):1032-9.



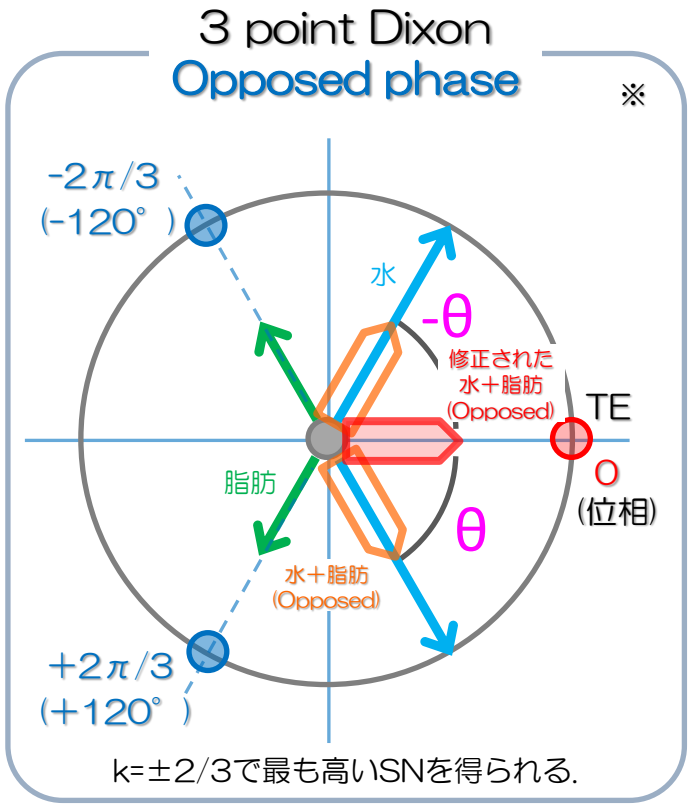
3point Dixon

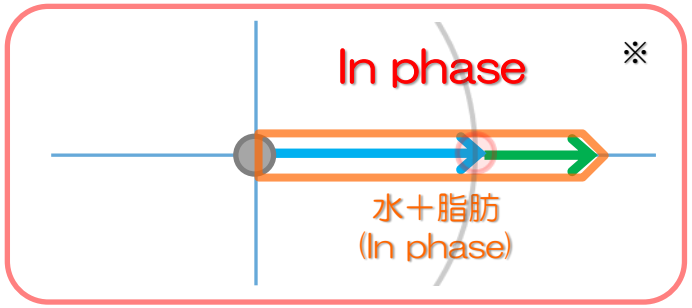
3つのTE ⇒ 6つの方程式

- 水信号の大きさ
- 水信号の位相
- 脂肪信号の大きさ
- 脂肪信号の位相
- 磁場不均一

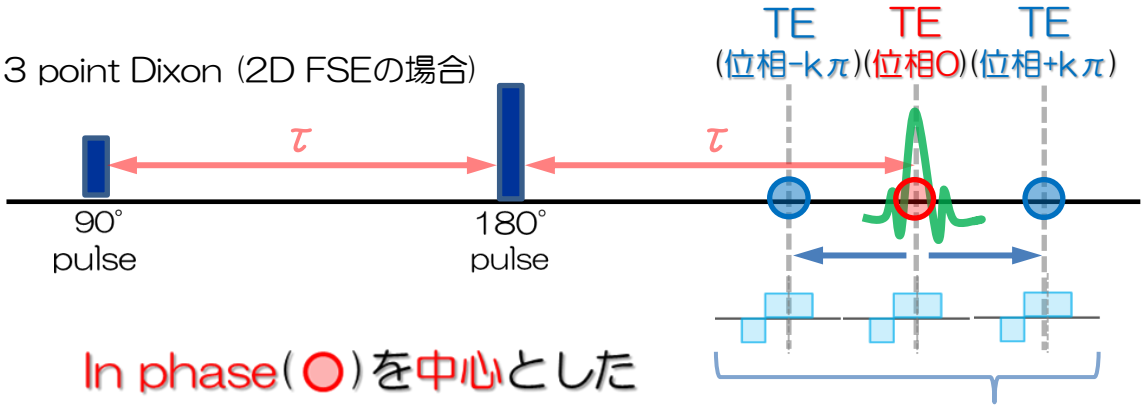
3 point Dixon法

(旧法) Symmetrical(対称) three point Dixon法





3 point Dixon (2D FSEの場合)



In phase(●)を中心とした
2つ の opposed phase(●)から,
位相補正に必要な角度(θ)を算出

⇩

磁場不均一による影響を補正.

G.H. Glover and E. Schneider. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with b0 inhomogeneity correction. Magn Reson Med. 1991 Apr;18(2):371-83.

デメリット

画素内の水と脂肪の割合により, 信号強度が安定せず,
水と脂肪の分離エラーを生じる. (水のみ:NSA3/脂肪のみ:NSA1.4/1:1:NSA0相当)

Lodes CC, et al. Proton MR chemical shift imaging using double and triple phase contrast acquisition methods. J Comput Assist Tomogr. 1989 Sep-Oct;13(5):855-61.

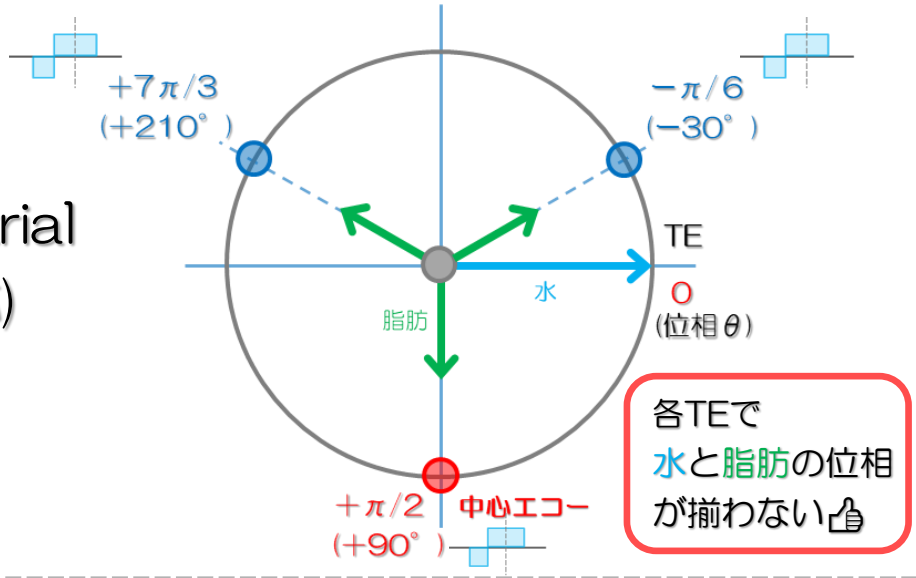
※ 五十嵐太郎. Three point Dixon法 -three point Dixon法の原理とピットホール INNERVISION (28.9) 2013

(新法) Asymmetrical(非対称) three point Dixon法

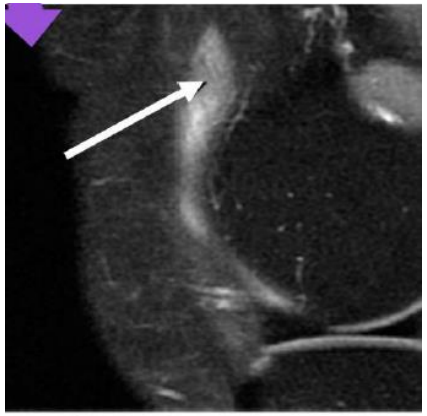
各TE(●●)において，水と脂肪が混在しないため，

画素内の水・脂肪の割合に左右されず，NSA3.0相当の画像を取得可能.

Asymmetrial
(非対称)

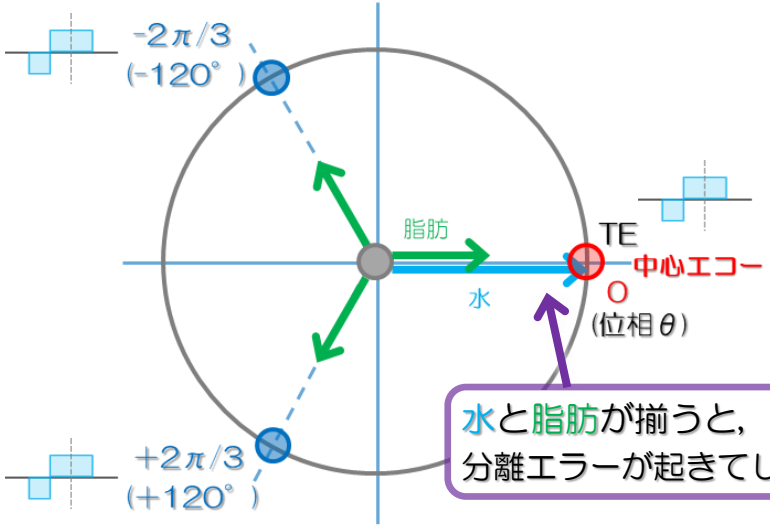


各TEで
水と脂肪の位相
が揃わない👍

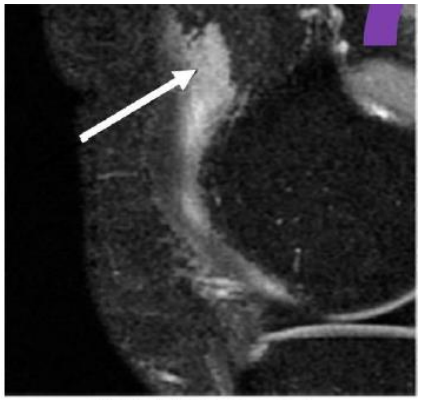


IDEAL (非対称) ※
(-30, 90, 210)

Symmetrial
(対称)



水と脂肪が揃うと，
分離エラーが起きてしまう..



従来法(対称) ※
(-120, 0, 120)

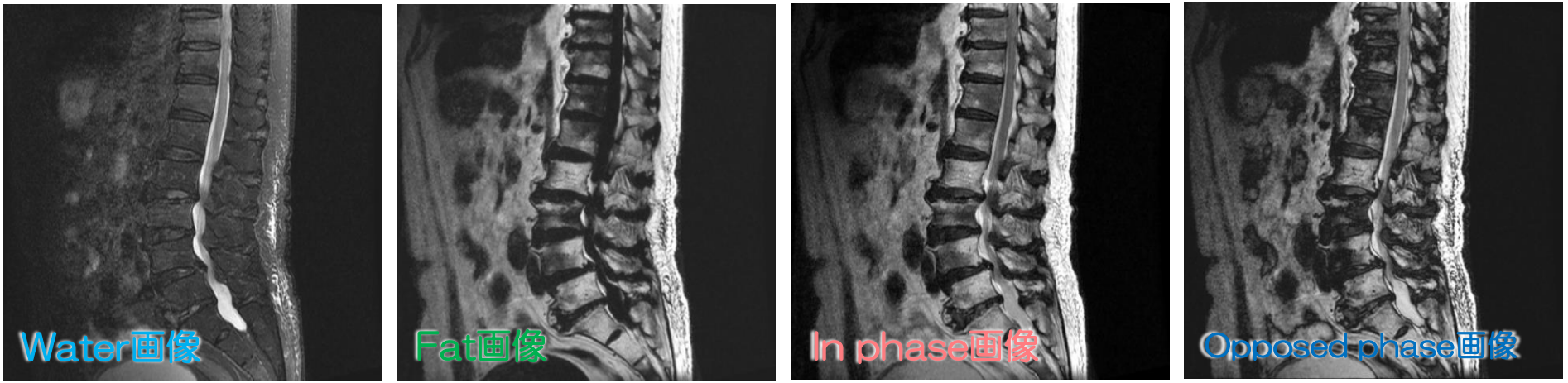
※ Signaるより転載

(新法) Asymmetrical(非対称) three point Dixon法

Iterative decomposition of water and fat with
反復的　分離　水・脂肪
echo asymmetry and least-squares estimation
非対称エコー　最小二乗法

“ IDEAL (GE)”

Reeder, S. B et al. : Iterative Decomposition of water and fat with echo asymmetry And least-squares estimation(IDEAL); Application Fast Spin-Echo Imaging. Magn Reson Med, 54, 636-644, 2005



画素内の水・脂肪の割合に左右されず, 水・脂肪分離画像が作成可能.

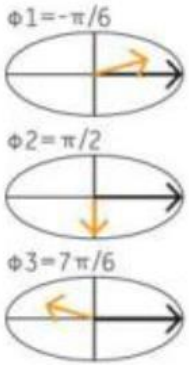
IDEALの概要

IDEAL… 局所磁場不均一の克服

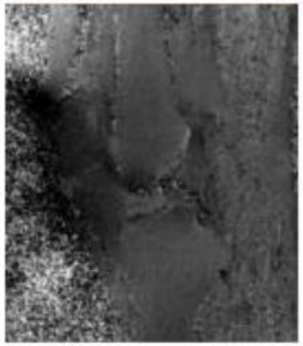
※ Signaるより転載

Fat→
Water→

IDEAL
（3ポイント法）
・FSE（T1W, T2W, ρ）
・3D FGRE/FSPGR



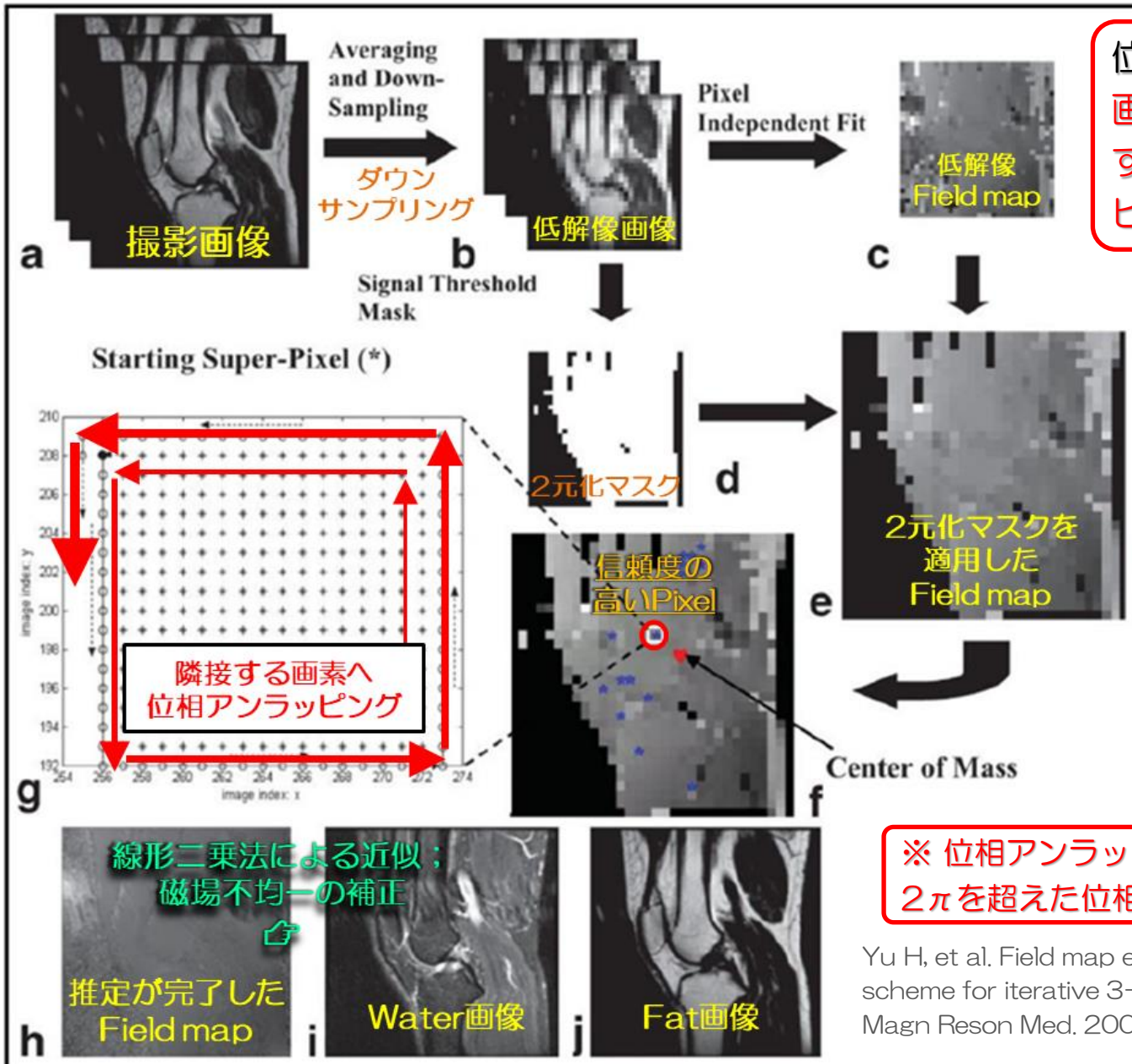
フィールドマップ



全ピクセルにおける
静磁場不均一の計算
（Region Growing）

マルチポイントTE → フィールドマップによる磁場不均一性の計算 → 1回の撮影で4種類の画像を生成

Region Growing法



位相情報の信頼性の高い画素を初期値として，隣接する画素に位相アンラッピング処理を行う．

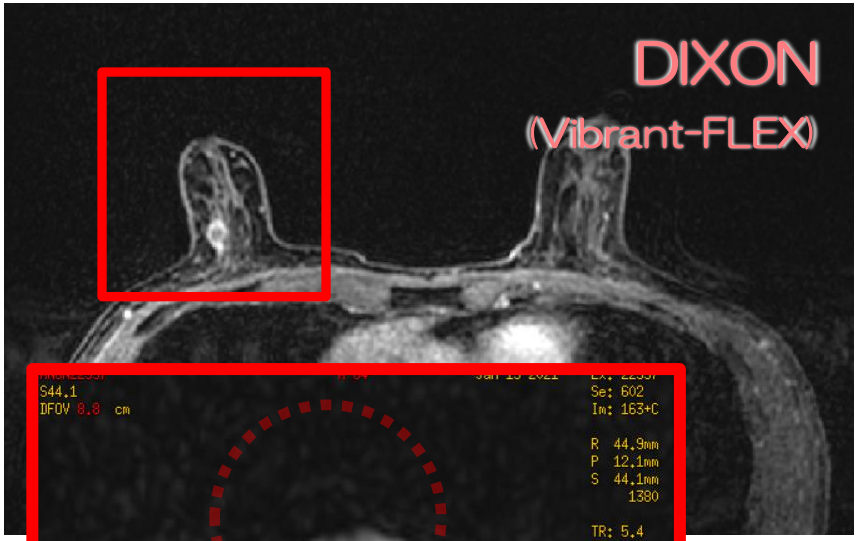
FIG. 2. Illustration of the region growing field map method: (a) source images; (b) low-resolution source images; (c) low-resolution field map; (d) signal threshold mask calculated from source images; (e) low-resolution field map after applying the binary mask; (f) choice of starting super-pixel, the center-of-mass pixel is labeled with ♥ and featured by the arrow, and the median super-pixel neighborhood are represented by *; (g) starting region growing from starting super-pixel; (h) to (j): the resulting field map, water and fat images from the region growing method.

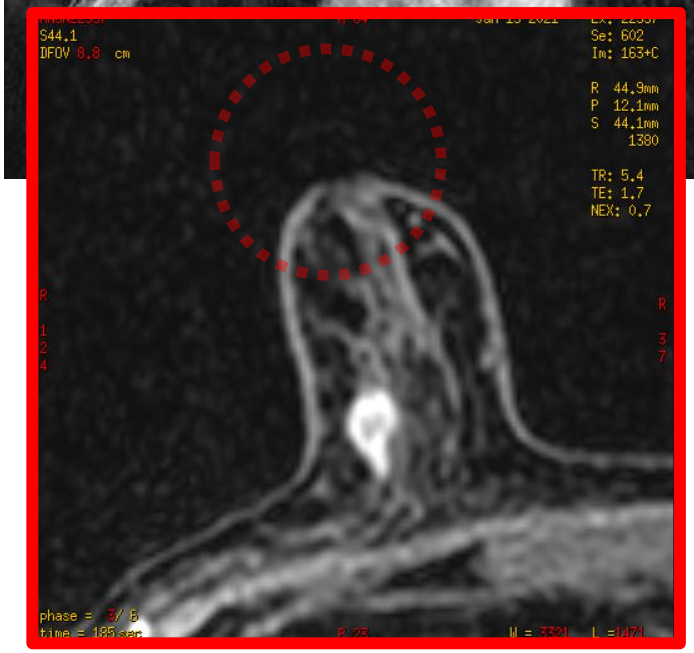
※ 位相アンラッピング
2πを超えた位相特性を連続的に繋ぐ処理.

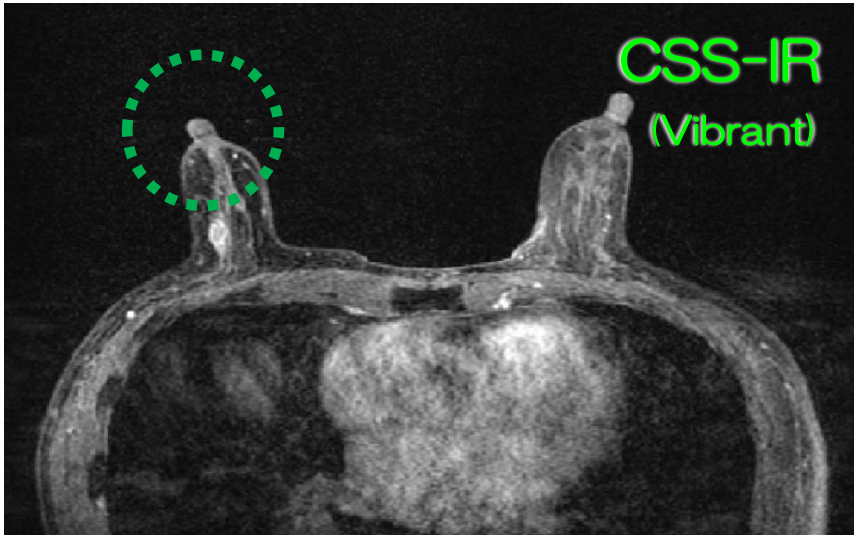
Yu H, et al. Field map estimation with a region growing scheme for iterative 3-point water-fat decomposition. Magn Reson Med. 2005 Oct;54(4):1032-9.

Region growing法の特徴

理論は簡便だが，初期値を信頼性の低い画素に定めてしまうと面内の位相アンラッピングにエラーが生じる．







中心周波数の測定を行う面内中央にAirが占めており，信頼性の低い画素に初期値を設定してしまった可能性がある．

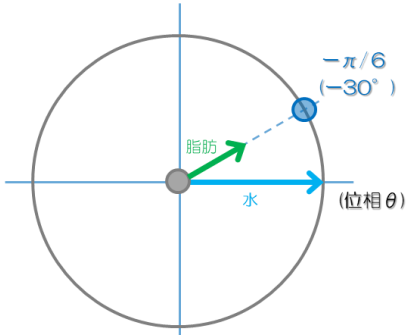
3つのTEの設定法

$$\text{位相差}\,\theta = 2\pi \times \Delta f \times t(TE) \quad \Rightarrow \quad TE = \theta / (2\pi \times \Delta f)$$

水と脂肪の共鳴周波数差 Δf (Hz) ＝化学シフト δ (ppm)・磁気回転比 γ (MHz/T)・静磁場強度 B_0 (T)

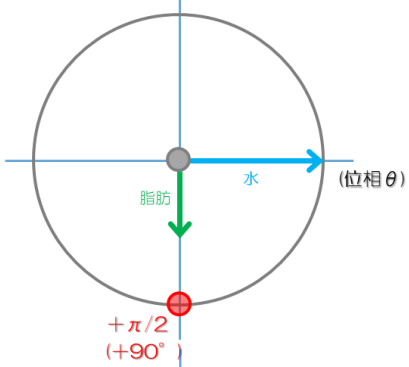
t (sec)：(GRE) 励起Rfpulse印加直後からの相対時間 / (SE) エコーピークからの相対時間

(※) 1.5Tの場合



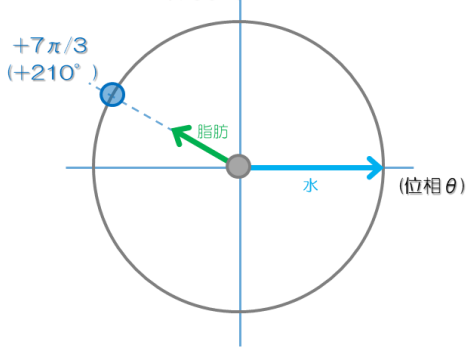
$$TE = (-\pi/6)/(2\pi \times 220) \fallingdotseq -0.37\,(\text{msec})$$

(※)



$$TE = (+\pi/2)/(2\pi \times 220) \fallingdotseq +1.13\,(\text{msec})$$

(※)

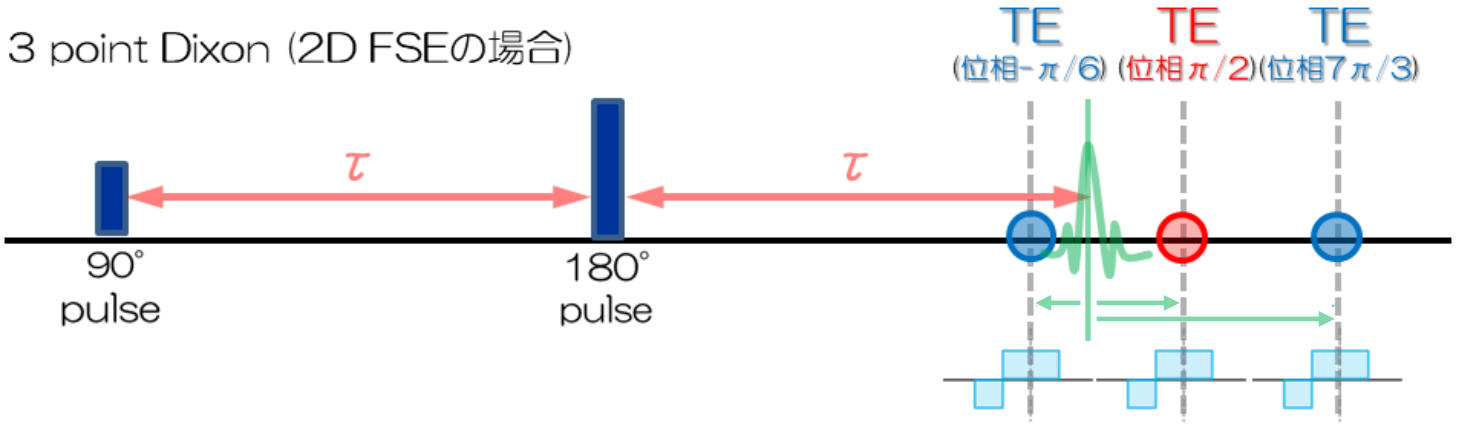


$$TE = (+7\pi/3)/(2\pi \times 220) \fallingdotseq +2.64\,(\text{msec})$$

(※)

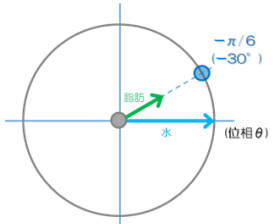
3つのTEの設定法

3 point Dixon (2D FSEの場合)

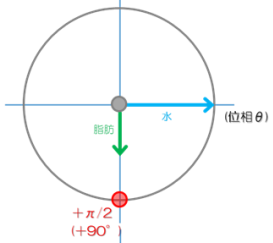


-0.37 (msec)　+1.13 (msec)　+2.64 (msec)

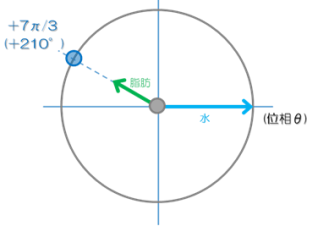
(※) 1.5Tの場合



TE＝(−π/6)/(2π×220) ≒ -0.37(msec)
(※)

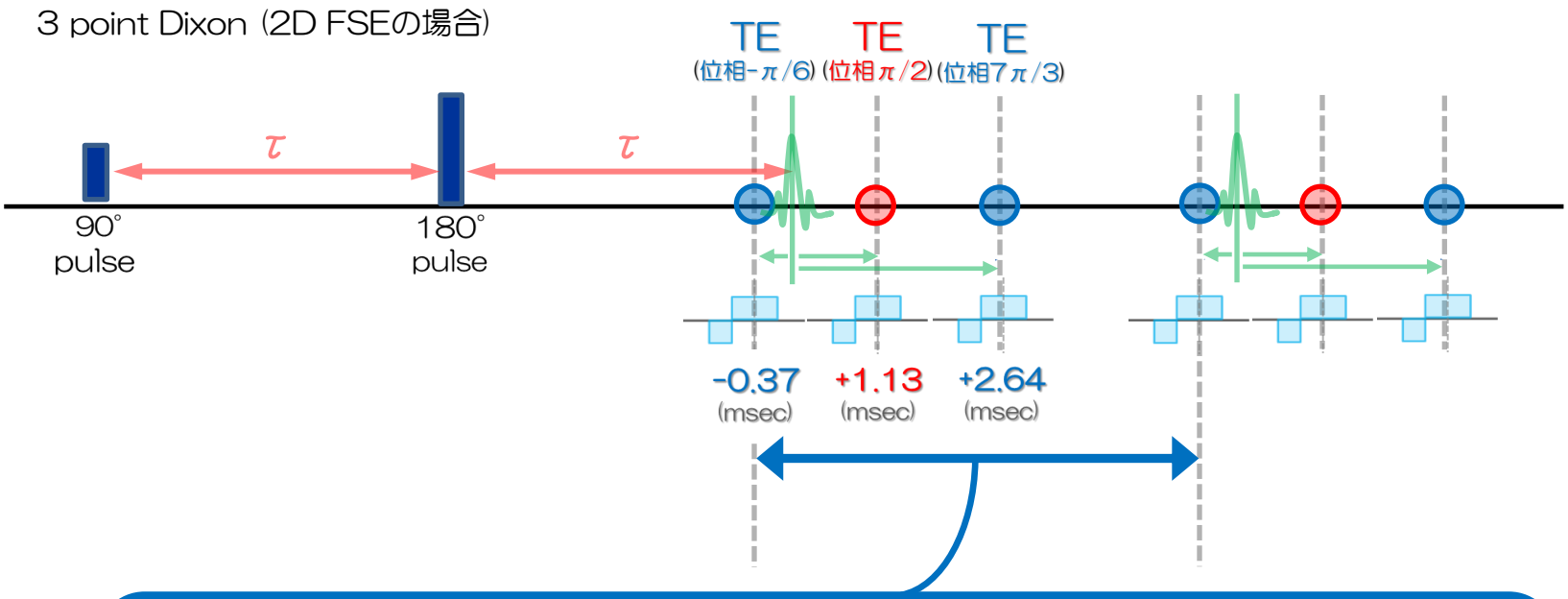


TE＝(＋π/2)/(2π×220) ≒ +1.13(msec)
(※)



TE＝(＋7π/3)/(2π×220) ≒+2.64(msec)
(※)

ESPが長くなる



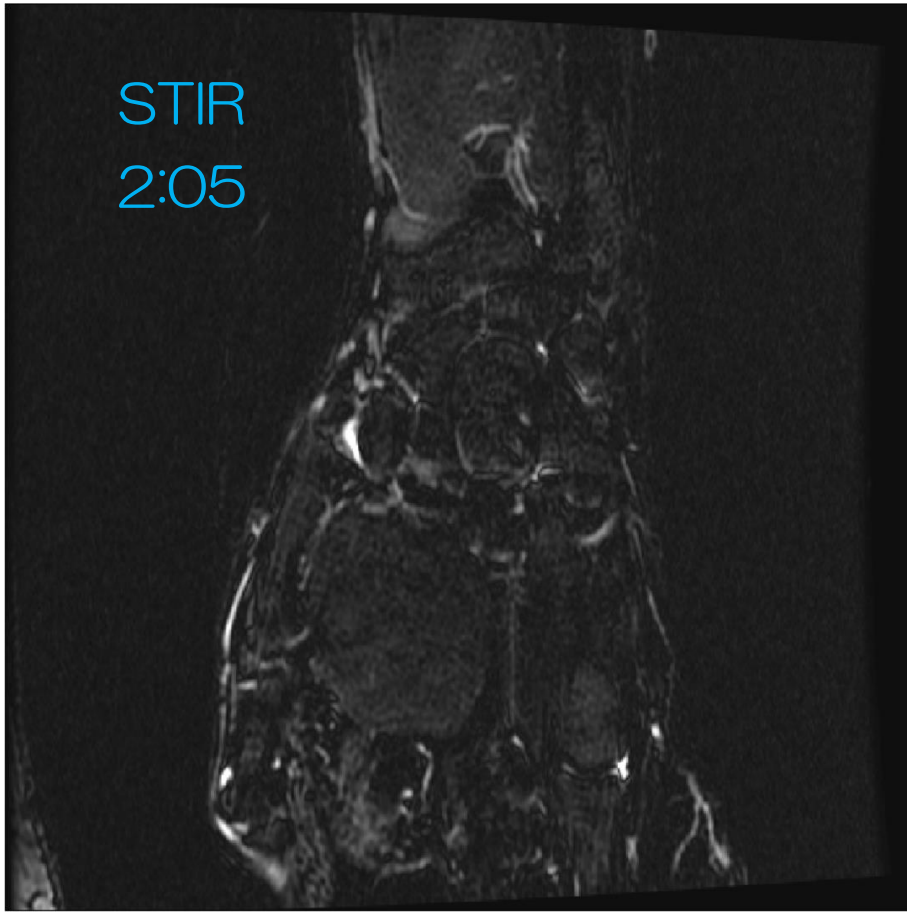
Fast Spin Echo (FSE)の場合, **Echo Space (ESP)**が通常のFSEよりも**長くなる**.

⇩

Blurの問題

対策：IDEAL(GE)では, Maximum TE 180msec以下となるように, ETLやBWで, 調整することが推奨されている.

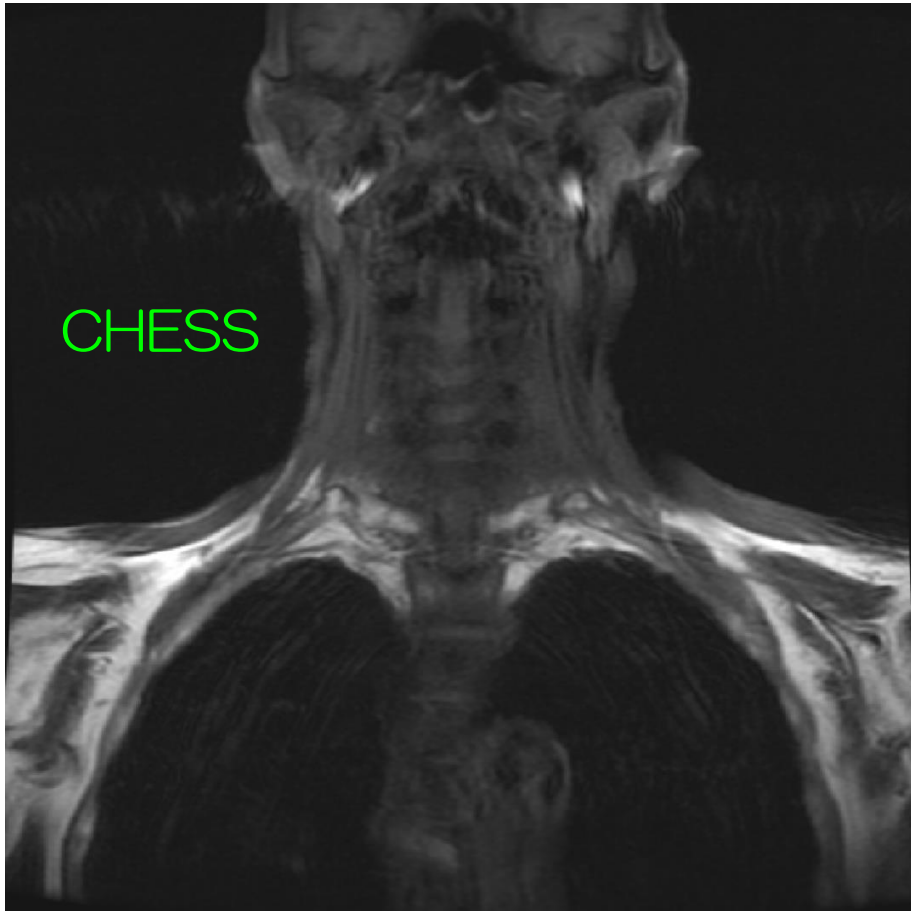
IDEAL法の臨床応用



STIRに比べて，SNの高い脂肪抑制T2強調画像を取得できる.

通常のFSE 1NEXの3倍近くの撮影時間がかかる.

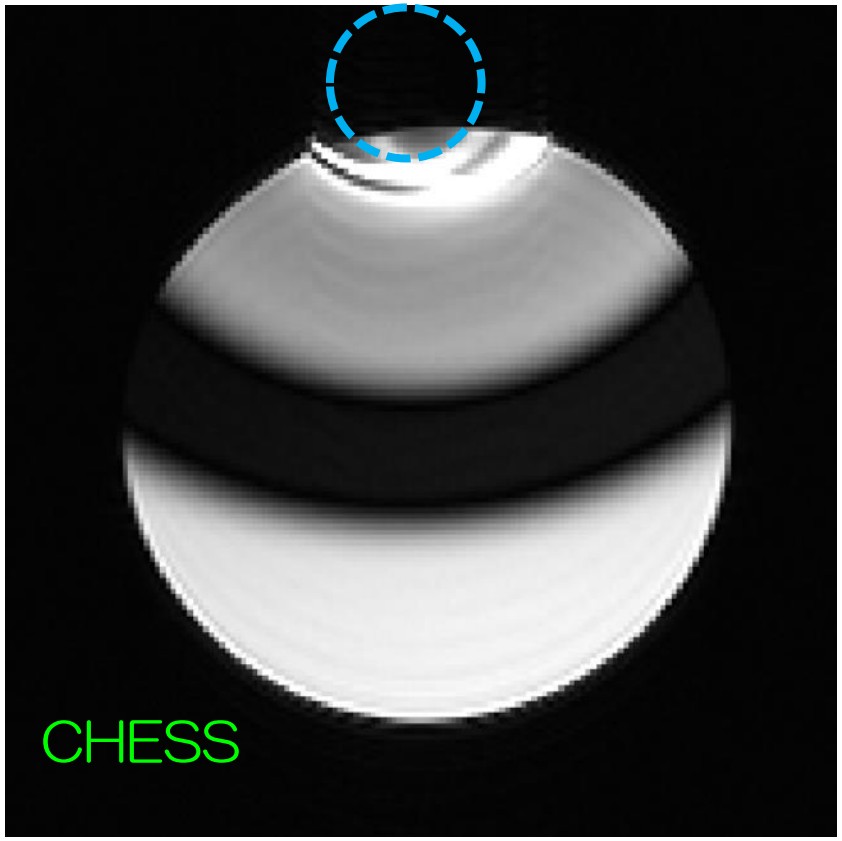
IDEAL法の臨床応用



磁場が不均一な頸部において，均一な
脂肪抑制 T1WIを取得できる.

磁化率アーチファクト
(Susceptibility artifact)

ステンレスねじ
(常磁性体)



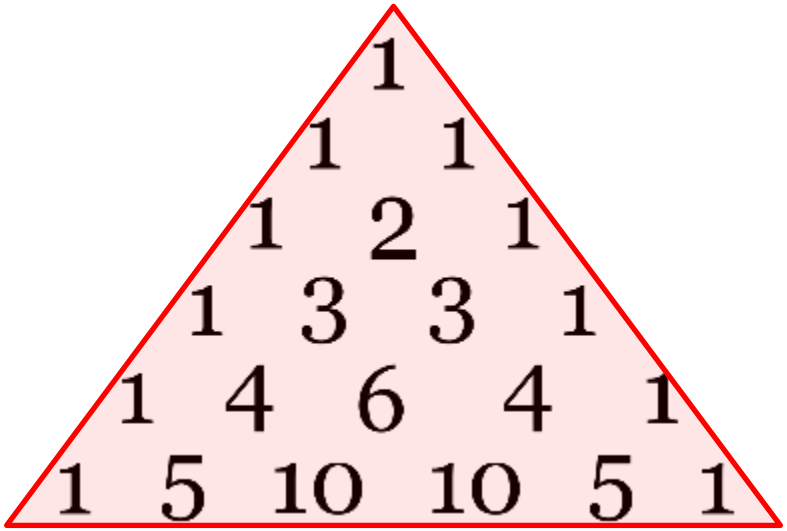
ステンレスねじが磁場を歪めた結果,
飽和パルスに一致する位相となった
^{1}Hのみが飽和され,
低信号帯として描出される.

Field Mapにより,
磁場不均一を補正.

水励起法（2項パルス法）

水と脂肪の位相差を利用して，

水のみを励起する．



パスカルの三角形

通常90°で用いられる

励起RFpulseを

パスカルの三角形(2項係数)の比

（例　1：1（45°－45°），

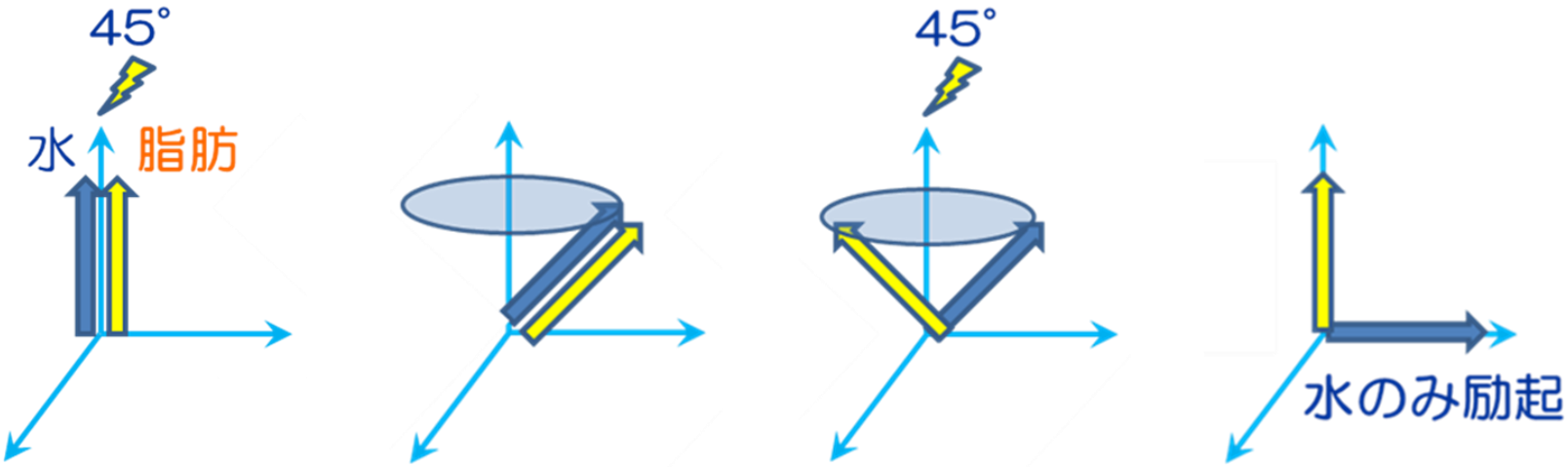
1：2：1（22.5°－45°－22.5°）など）

に分割（＝binominal pulse）して印加する．

2項パルス法（1：1, 45°－45°）

水は脂肪よりも速く, 歳差運動を行う.

励起90° pulseを, 1：1で分割するならば, 45° ×2回となる.



① 励起45° pulseを印加.

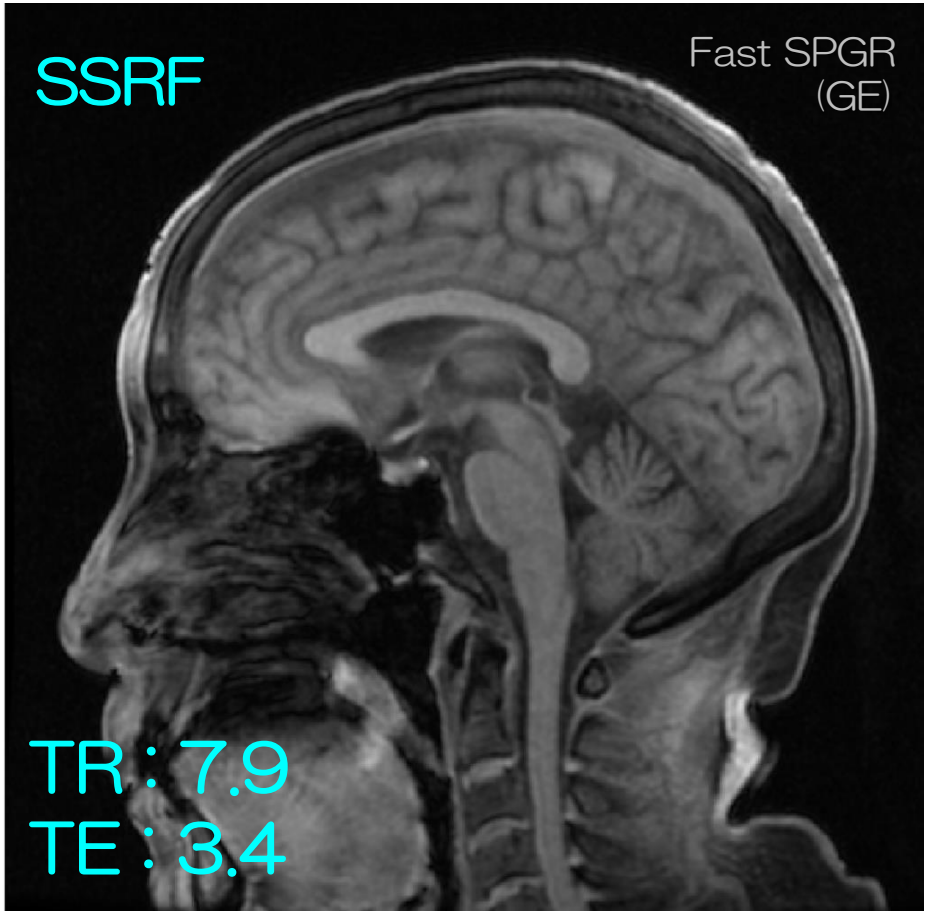
（水と脂肪の^{1}Hが45° 倒れる.）

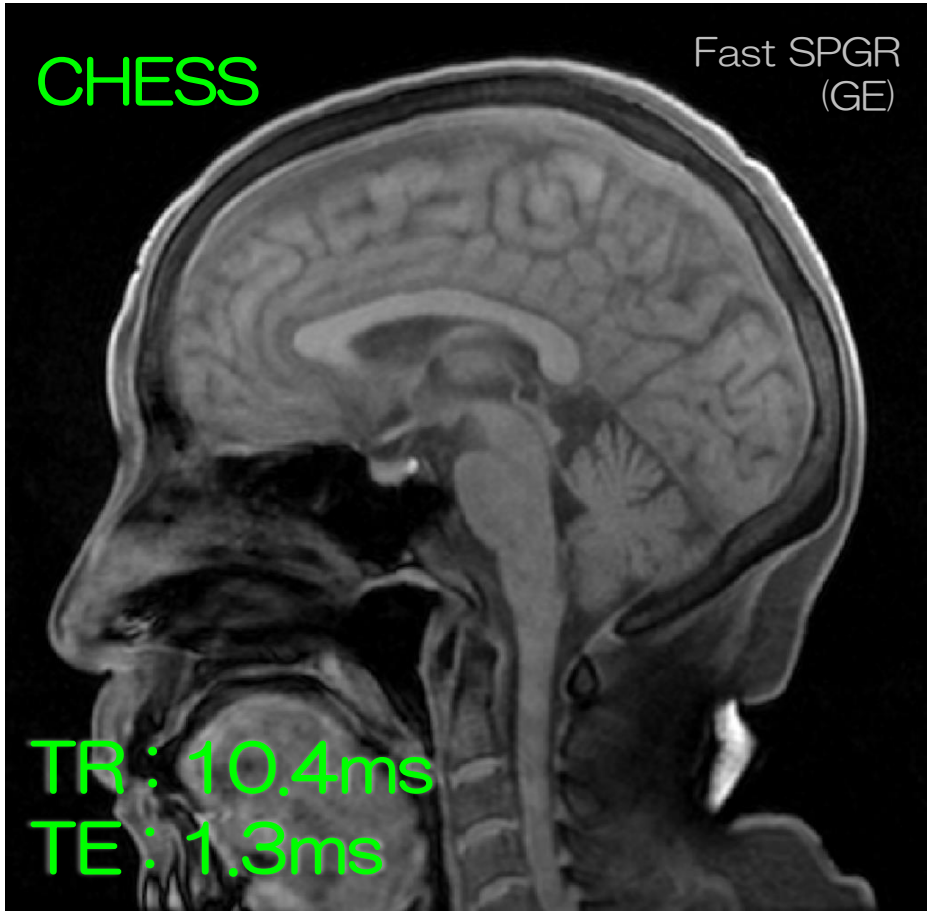
② 水と脂肪の^{1}Hがopposed phaseとなる時点で, 残りの励起45° pulseを印加する.

③ 水の^{1}Hのみが倒れた(励起された)状態となりWater画像(≒脂肪抑制画像)を取得できる.

局所磁場が不均一な場合は成立せず, 水抑制される場合がある.

水選択励起法とCHESS法のTR,TE





TEが長い3.4ms. T2*の影響が含まれる.

励起する時間が長い. そのため, TR, TEとも長い.

前飽和パルスを印加するため, TRが長い.

TEは短い.

まとめ

脂肪抑制法に関して，現在はCHESSやSTIRによる方法が一般的である．

近年，Dixon法が見直され，three point Dixon法であるIDEAL法が活用されている．

より正確な水-脂肪分離を行う計算画像であるIDEAL法は頚部などの磁場不均一な部位の脂肪抑制に，第一選択で用いられるようになった．

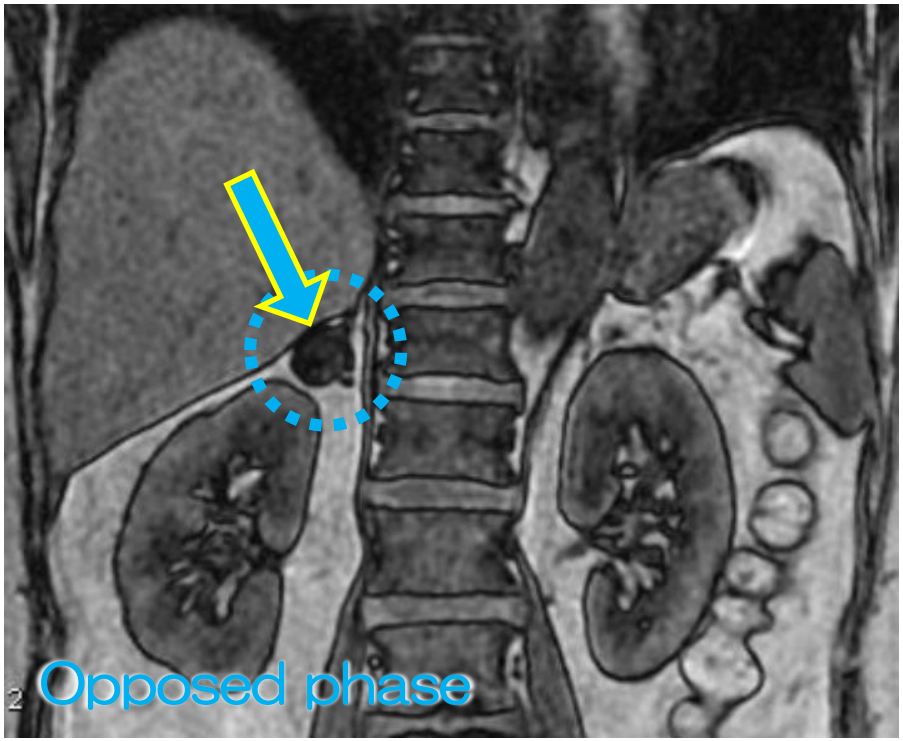
一方で，ESPの延長によるblur，撮影時間の延長などの問題もある．

特徴をよく理解した上で臨床に用いる必要がある．

補足スライド

Opposed phaseの役割
～副腎皮質腺腫症例～

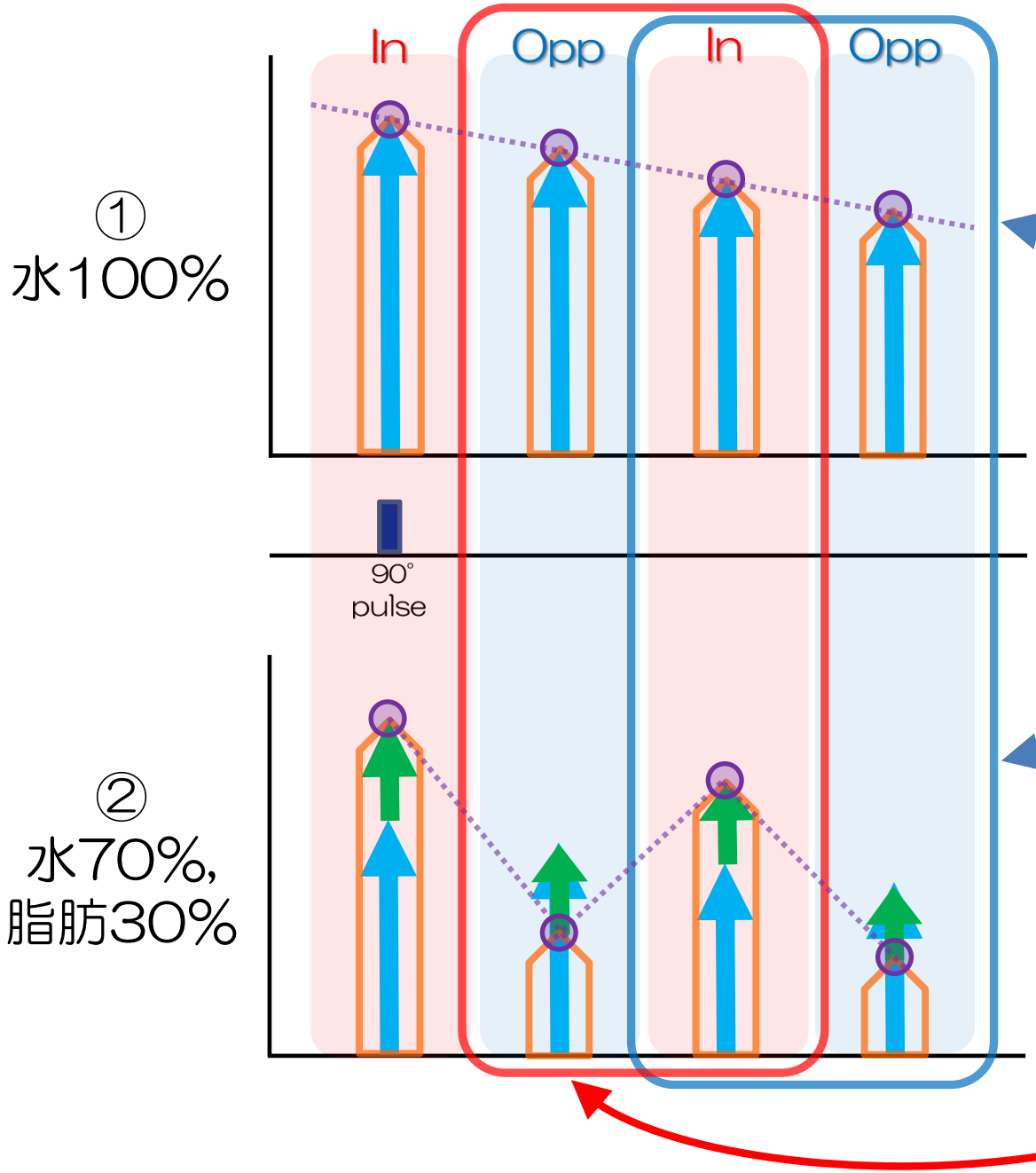
横浜栄共済病院 高橋光幸様ご提供



☞ 微量な脂肪の検出

Opposed phaseで, In phaseより低信号を示す.

GREで, Inより早いOppを使うのはなぜ？→脂肪の混在を判定するため

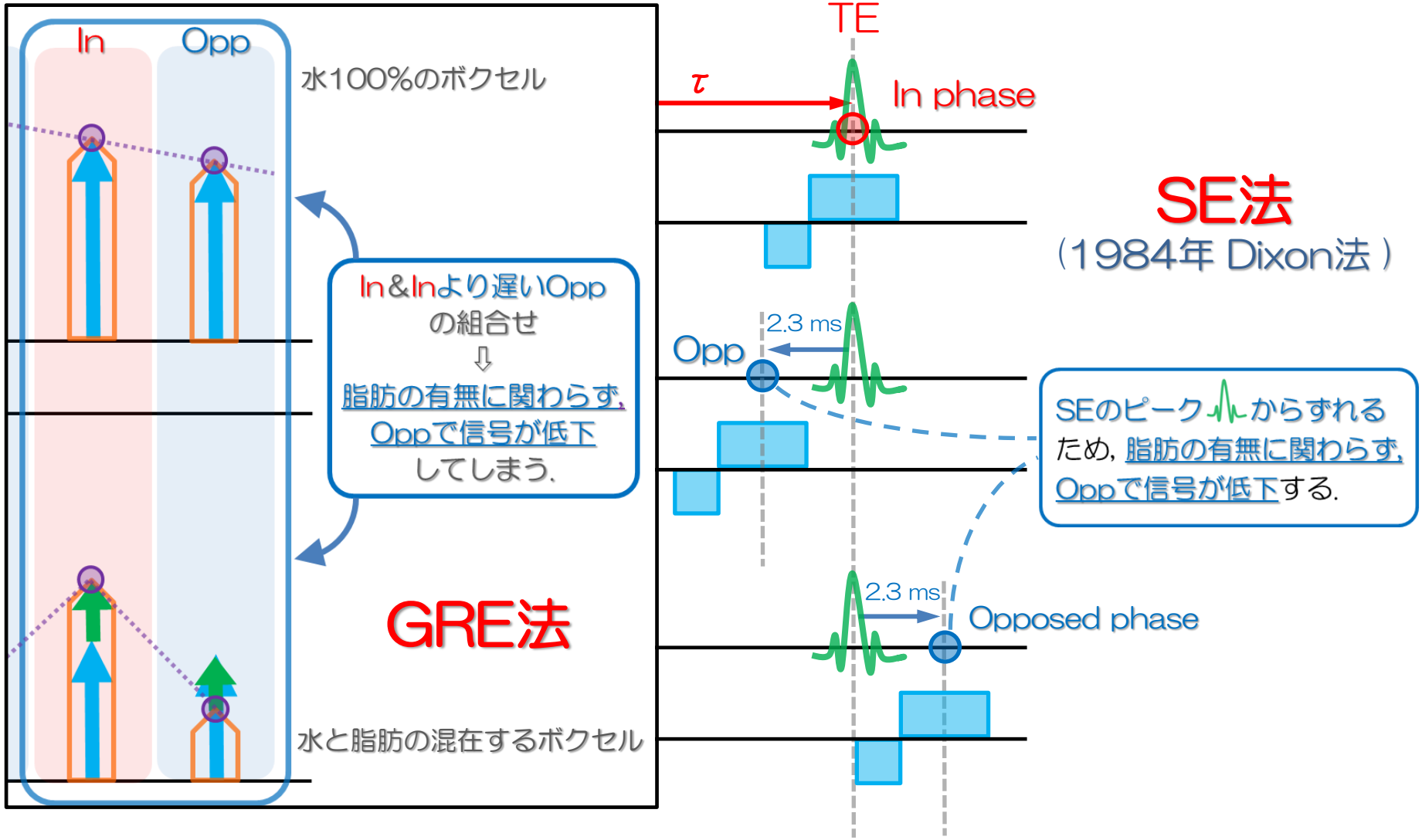


GREはT2*減衰するため
水・脂肪ともに
信号強度は
90° pulse直後から
右肩下がり(◯).

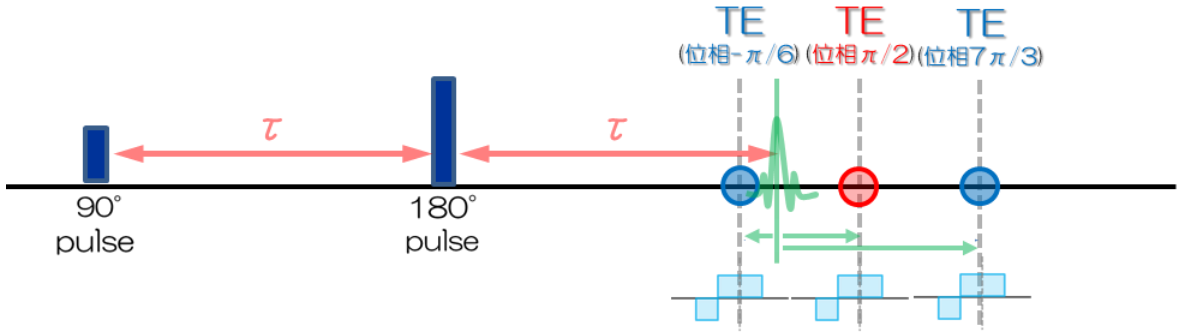
In＆Inより遅いOpp
の組合せ
⇩
脂肪の有無に関わらず,
Oppで信号が低下
してしまう.

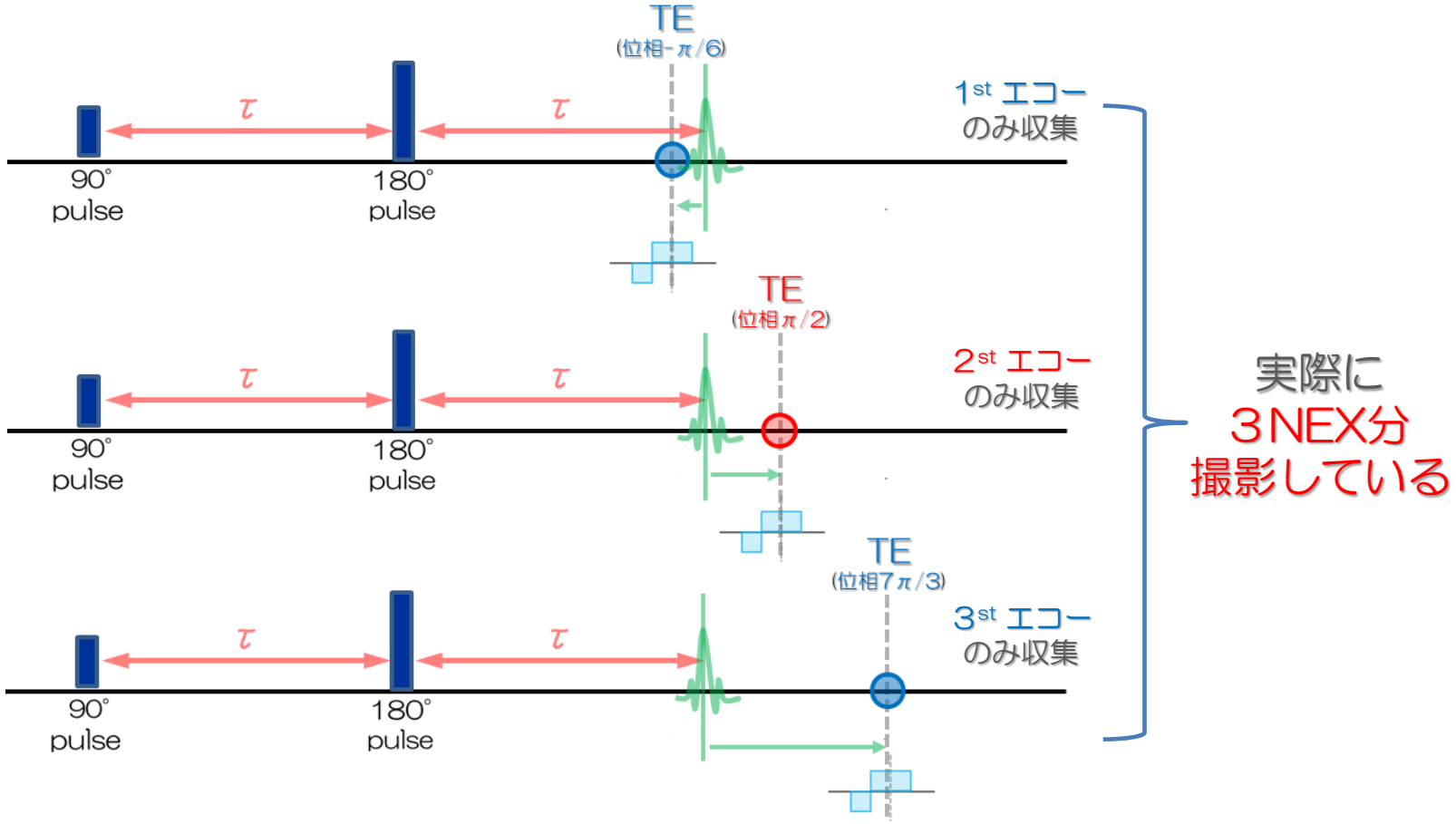
In＆Inより早いOpp
の組合せ
⇩
脂肪を含有する場合のみ,
Oppで信号が低下する.

SE法におけるTEとは？（1984年 Dixon法）



In phaseより信号が低下するOpposed phaseからは,
脂肪の混在が判定できない.



IDEAL
“簡略図”

IDEALの1NEX