

PHILIPS

sense and simplicity

第36回 MRI部会研修会

脂肪抑制技術について

～基礎から最新技術まで～

Yukiko Fukuma

Application Specialist
CS & Operation Div. Healthcare
Philips Electronics Japan, Ltd.

Today's content

脂肪抑制の意義

脂肪抑制法の種類

頸部における脂肪抑制の注意点



Today's content

脂肪抑制の意義

脂肪抑制法の種類

頸部における脂肪抑制の注意点




脂肪抑制の意義

なぜ脂肪抑制が必要なのでしょう？

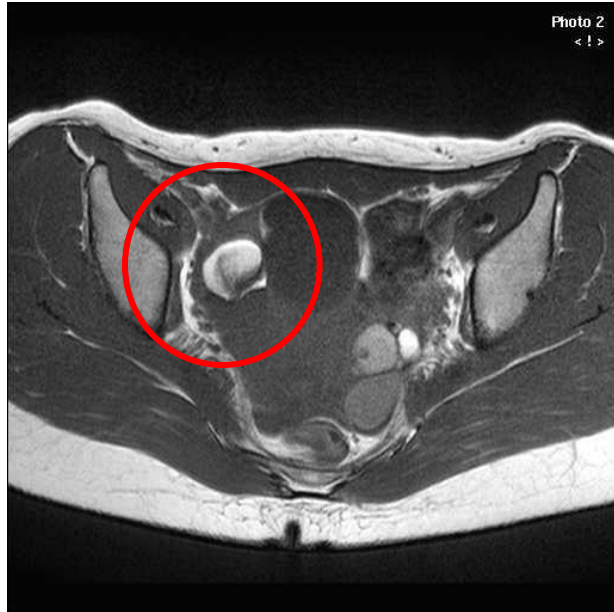


脂肪抑制の意義

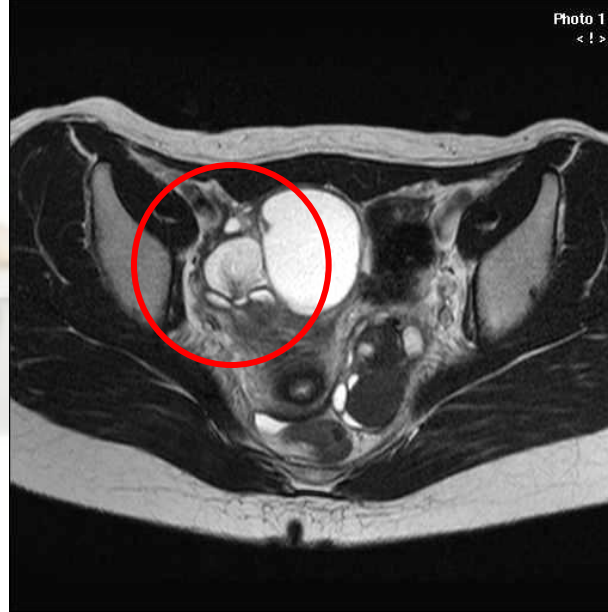
1. 脂肪組織の有無
 2. 脂肪周辺にある病変の同定
 3. 動きのアーチファクトを抑制
 4. ケミカルシフトアーチファクトの除外
- 

1. 脂肪組織の有無

T1W



T2W



T1W+FS

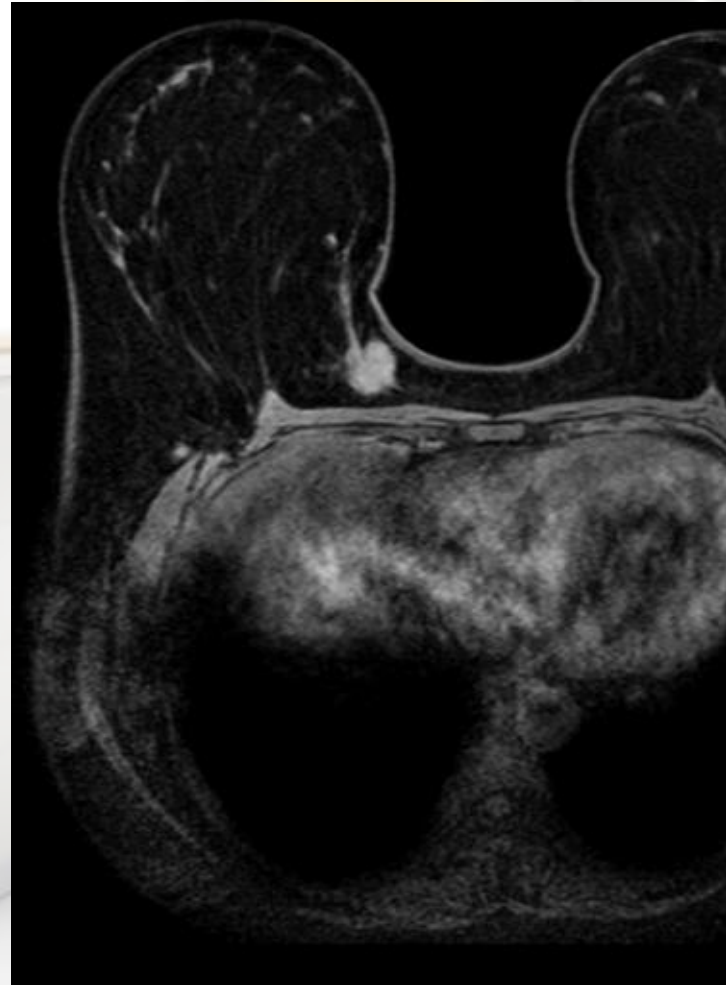


2. 脂肪周辺にある病変の同定

T1W

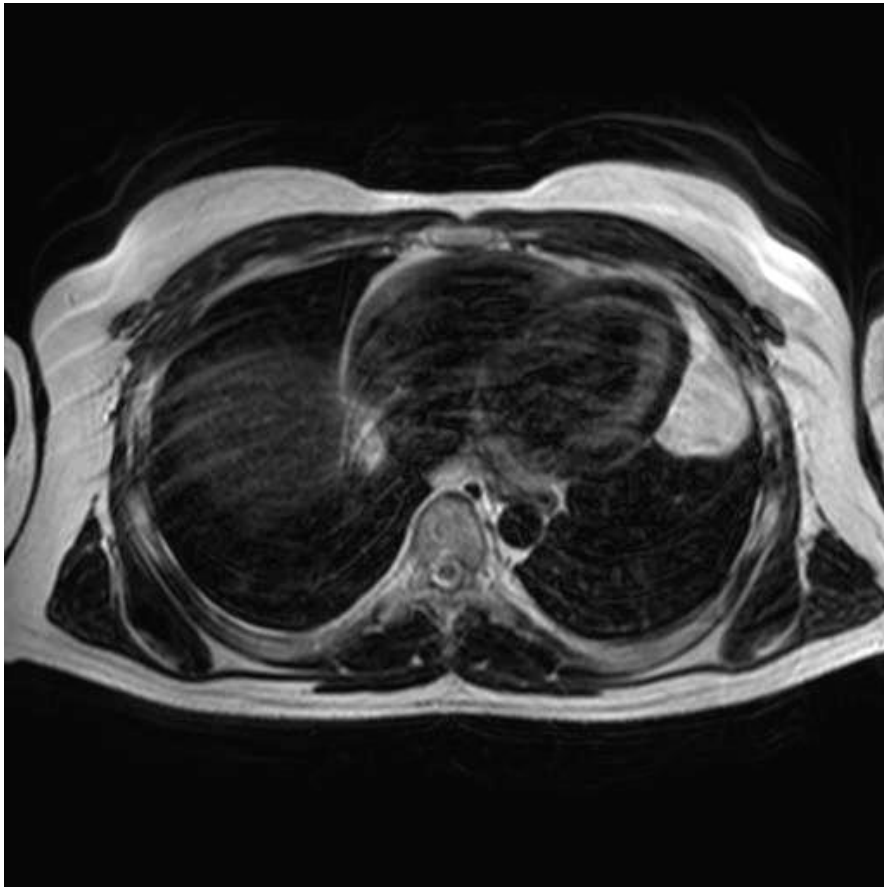


T1W+FS, CE

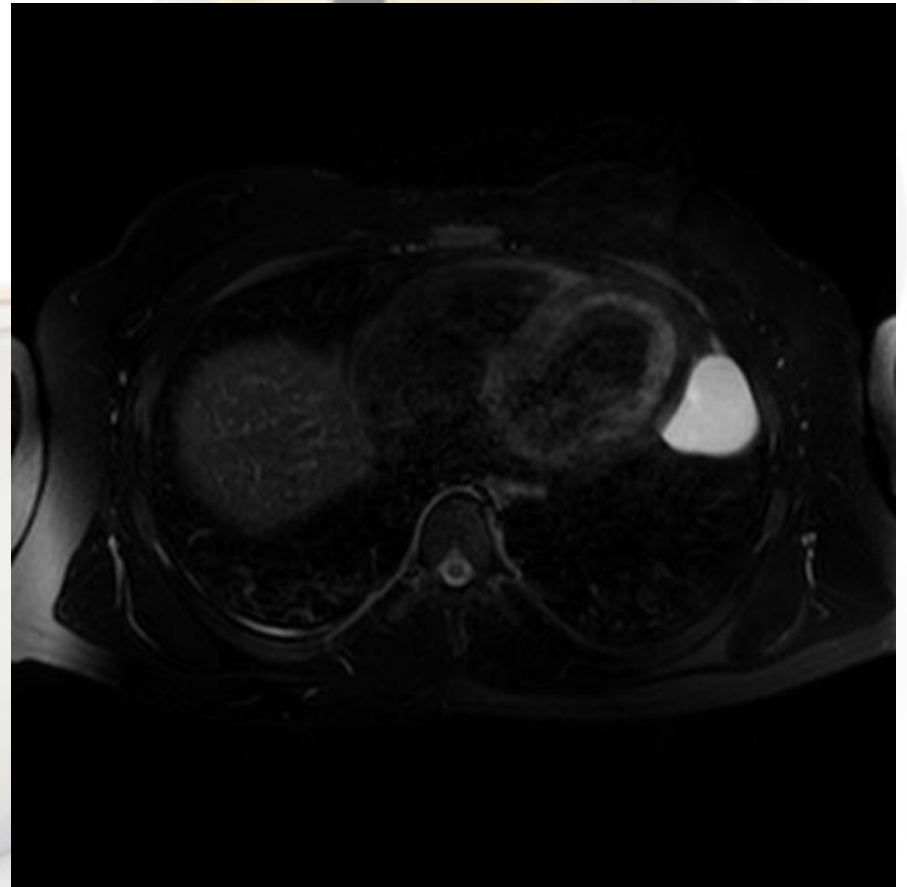


3. 動きのアーチファクトを抑制

T2W

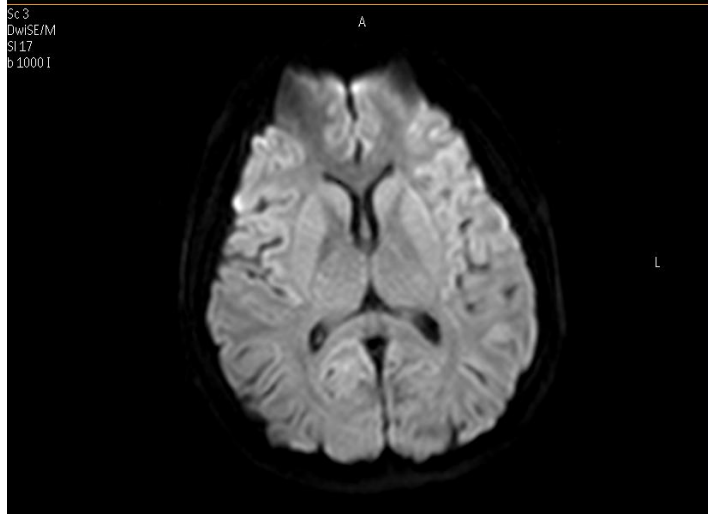
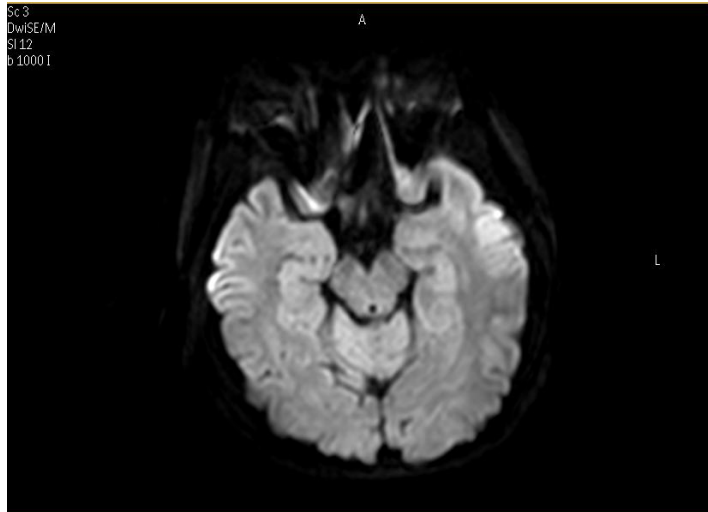


T2W+FS

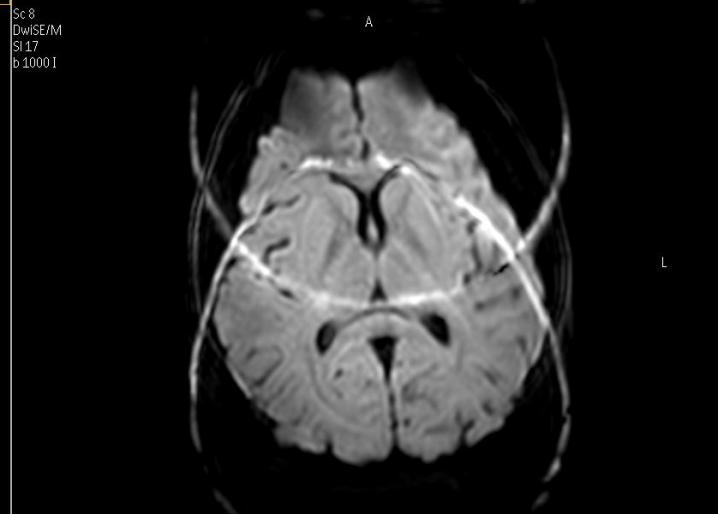
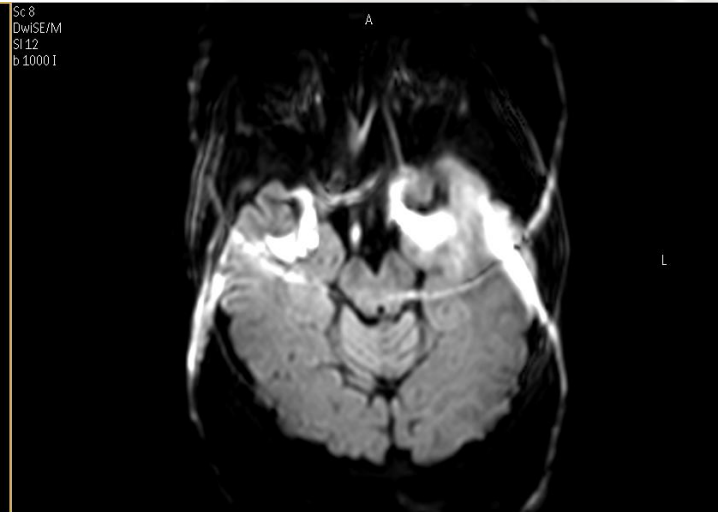


4. ケミカルシフトアーチファクトの除外

DWI + FS



DWI



Today's content

脂肪抑制の意義

脂肪抑制法の種類

頸部における脂肪抑制の注意点



脂肪抑制法の種類

1. 緩和時間(T1)の差を利用した方法
STIR ←非選択的脂肪抑制

2. 周波数の差を利用した方法
CHESS法 ←周波数選択的脂肪抑制
(**SPIR/SPAIR**)

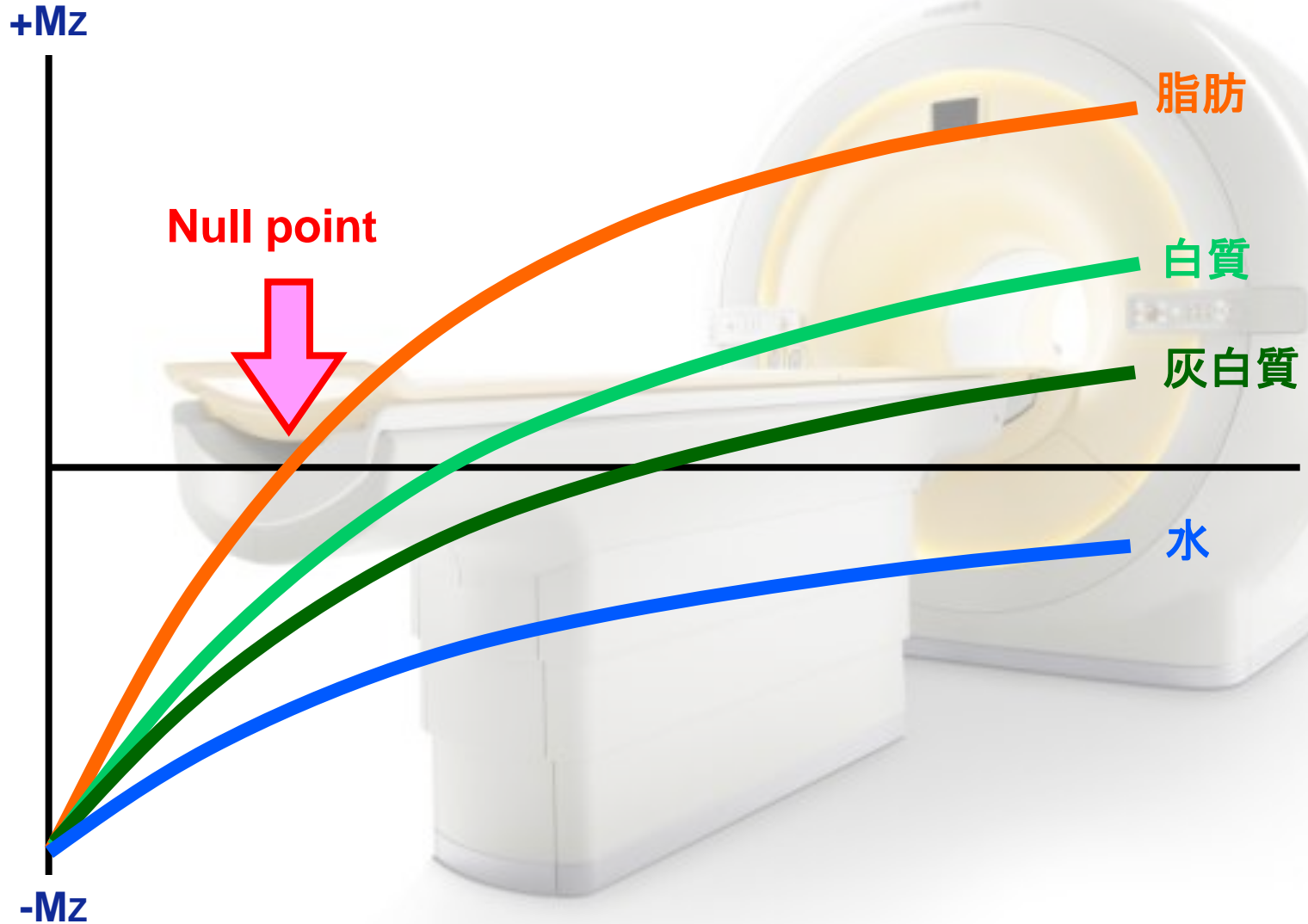
3. 位相の差を利用した方法
逆位相法(in-out)
PROSET
DIXON

STIR

Short TI Inversion Recovery



STIR: 緩和時間の差を利用した方法



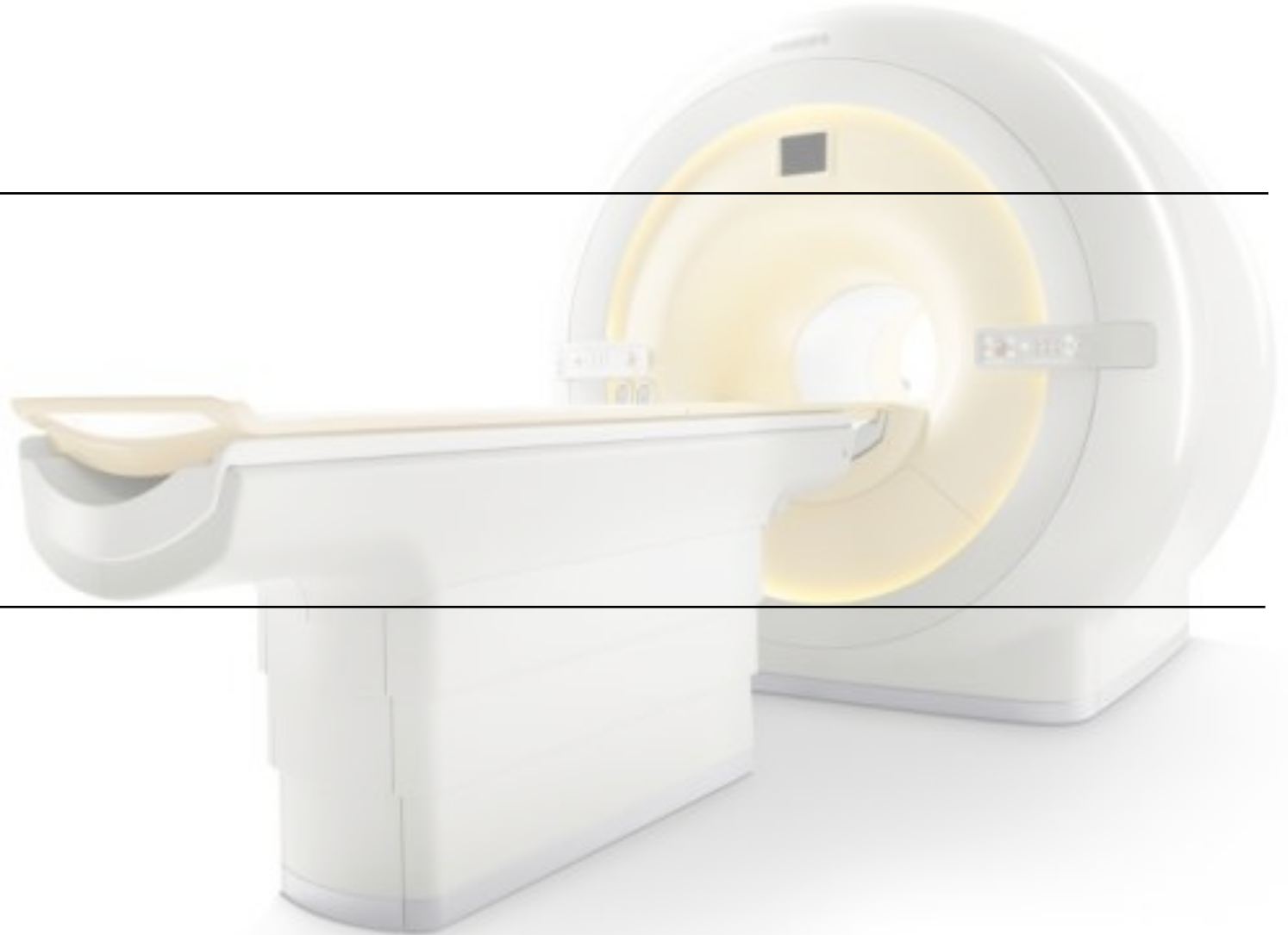
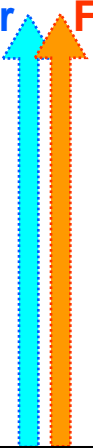
PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



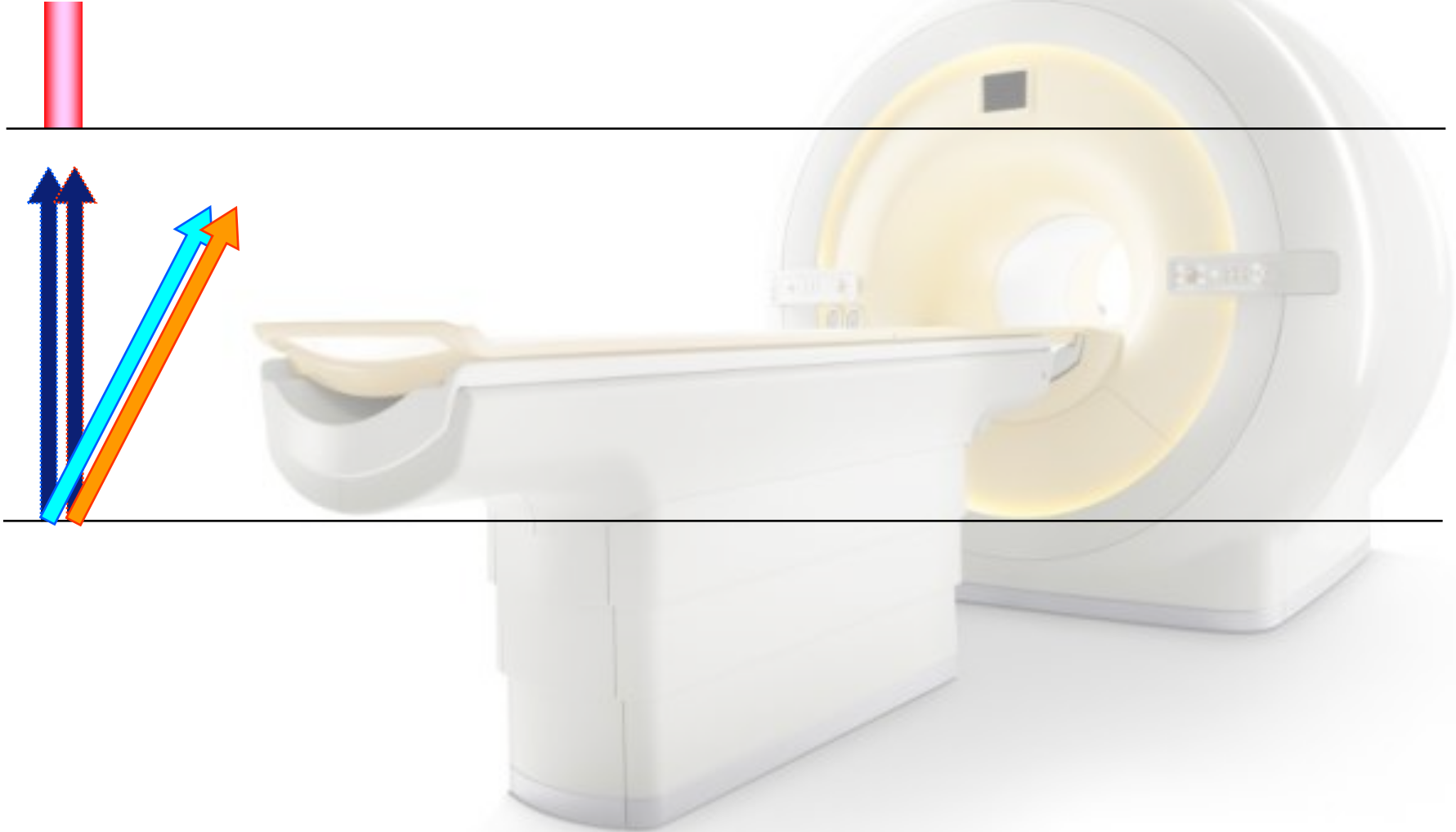
Water Fat



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

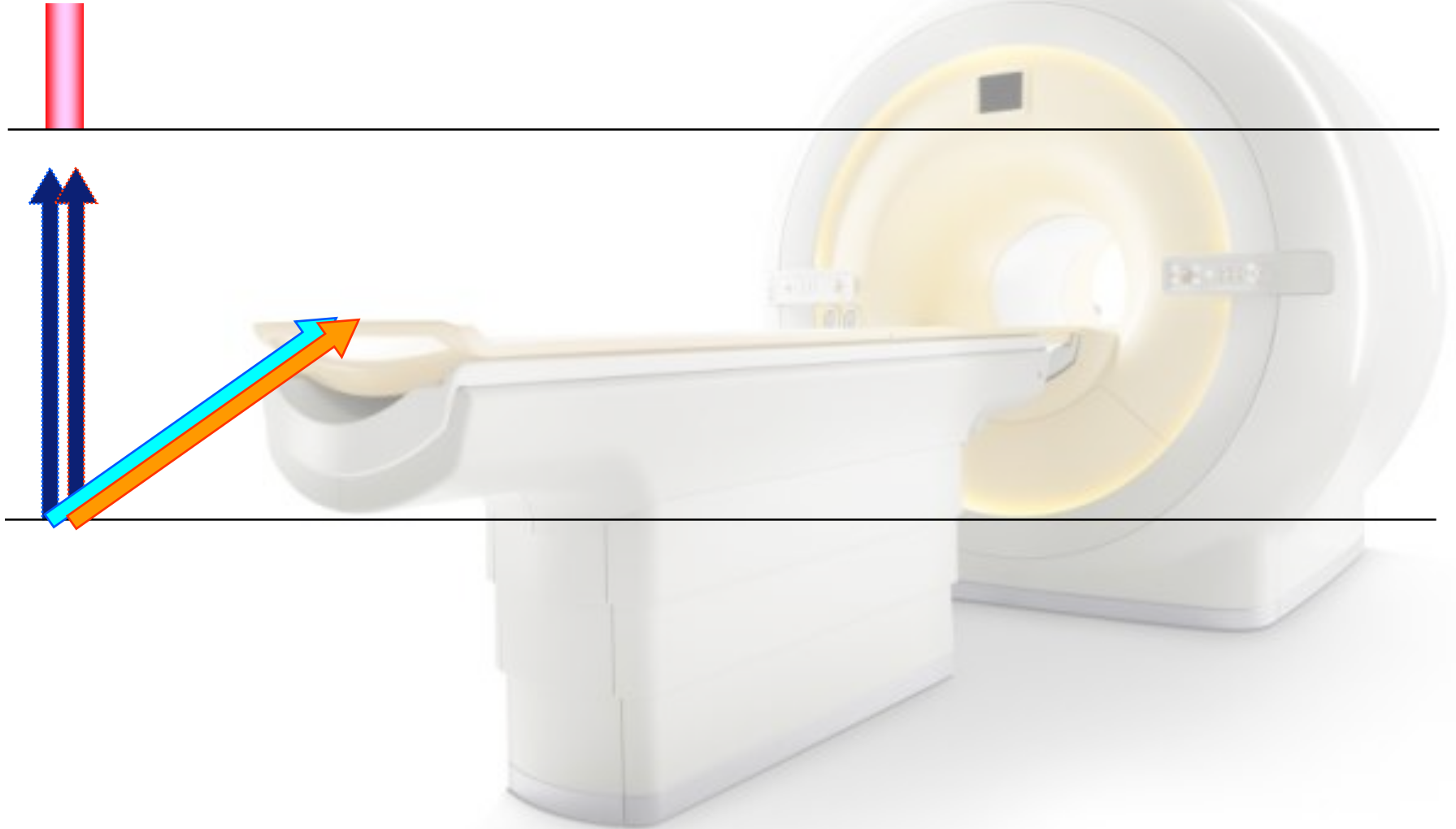
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

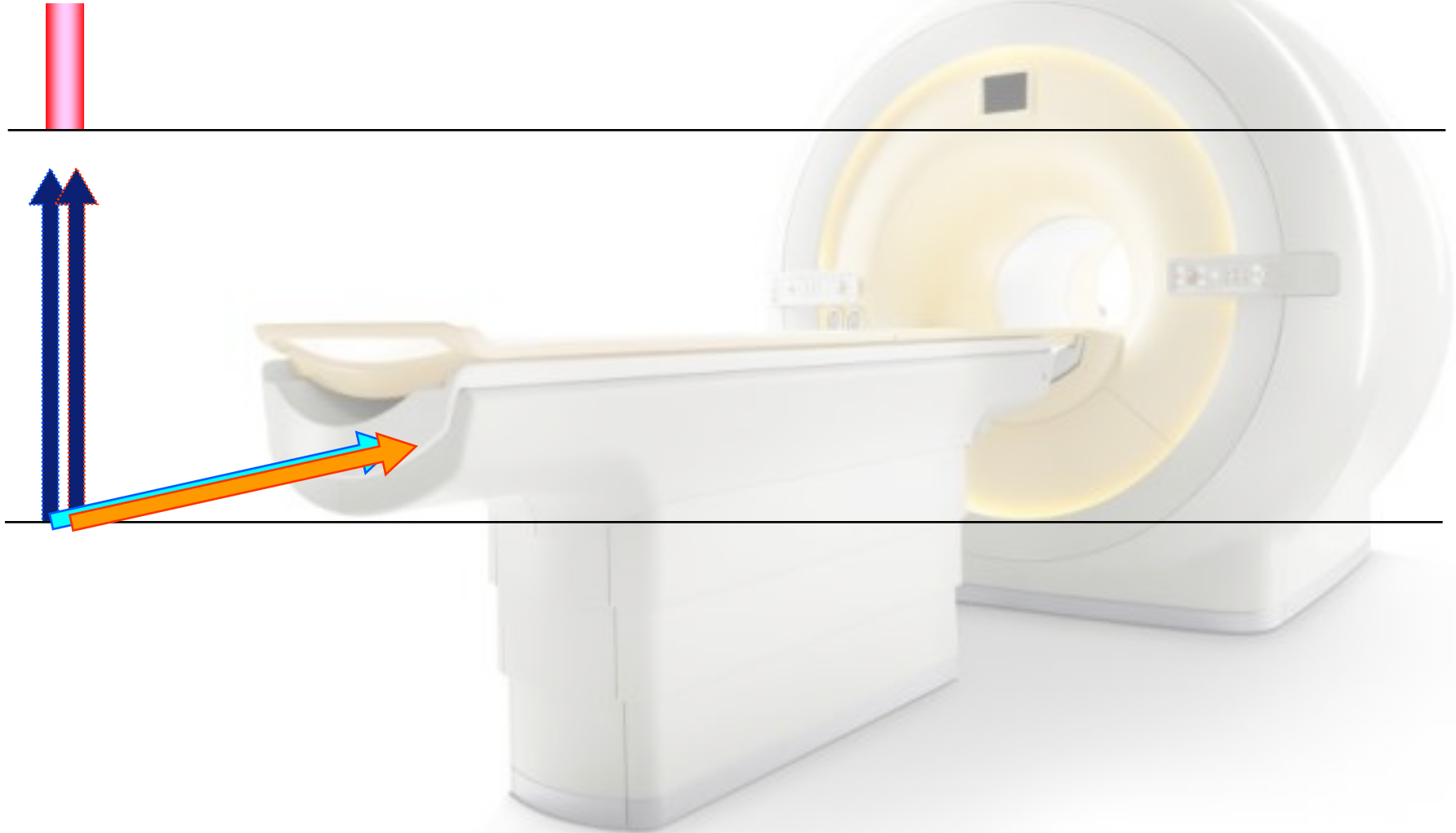
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

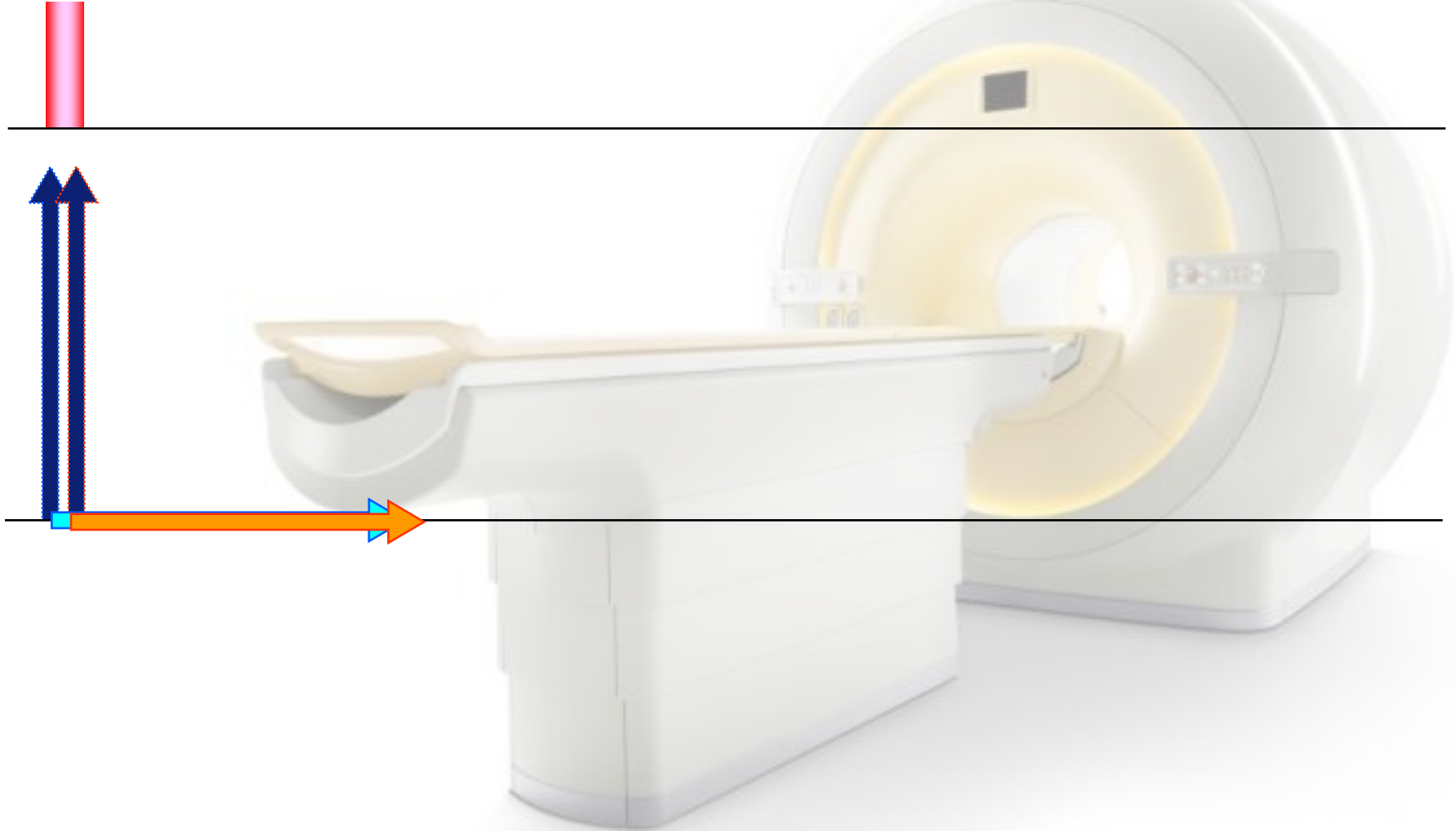
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

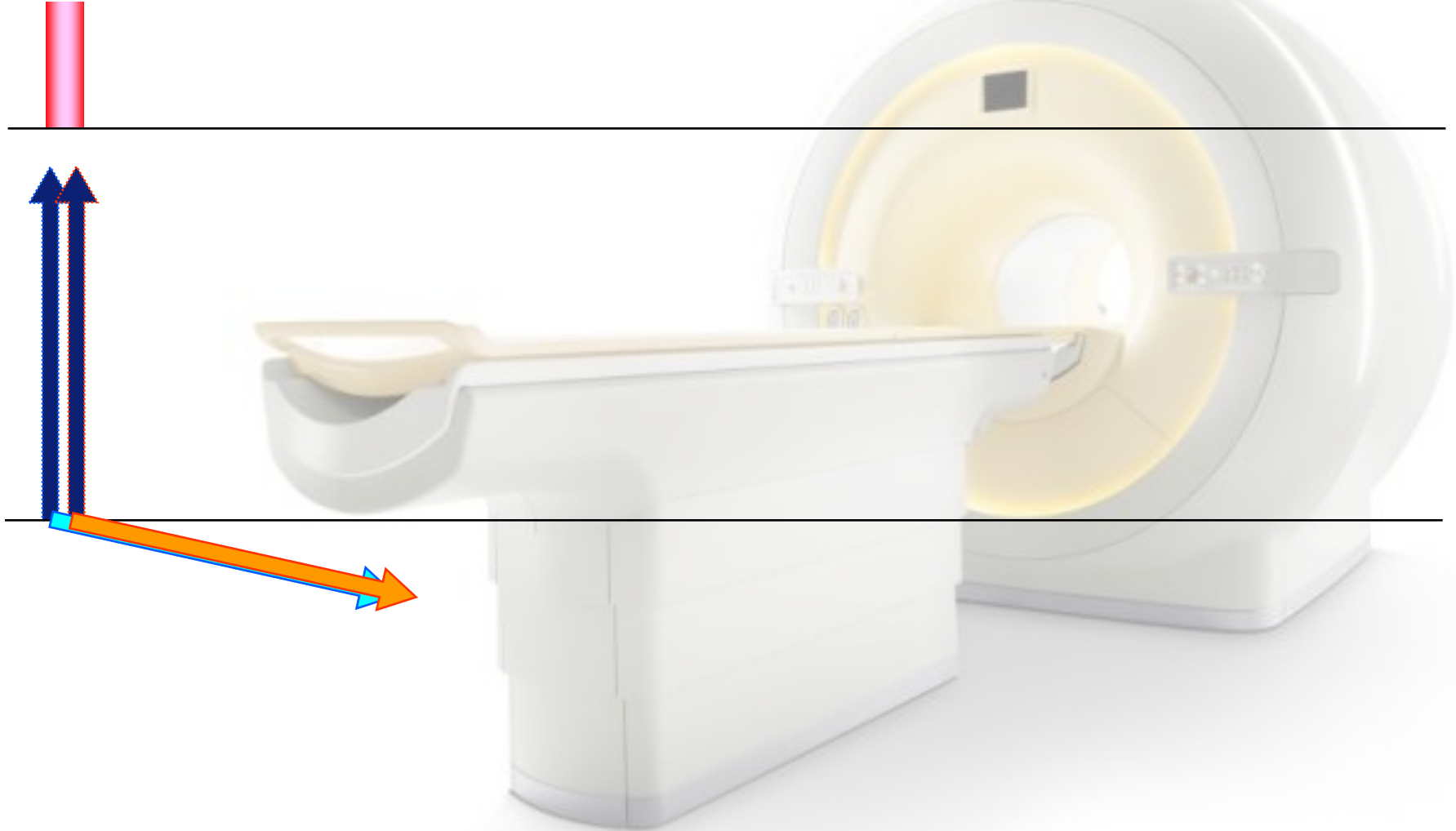
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

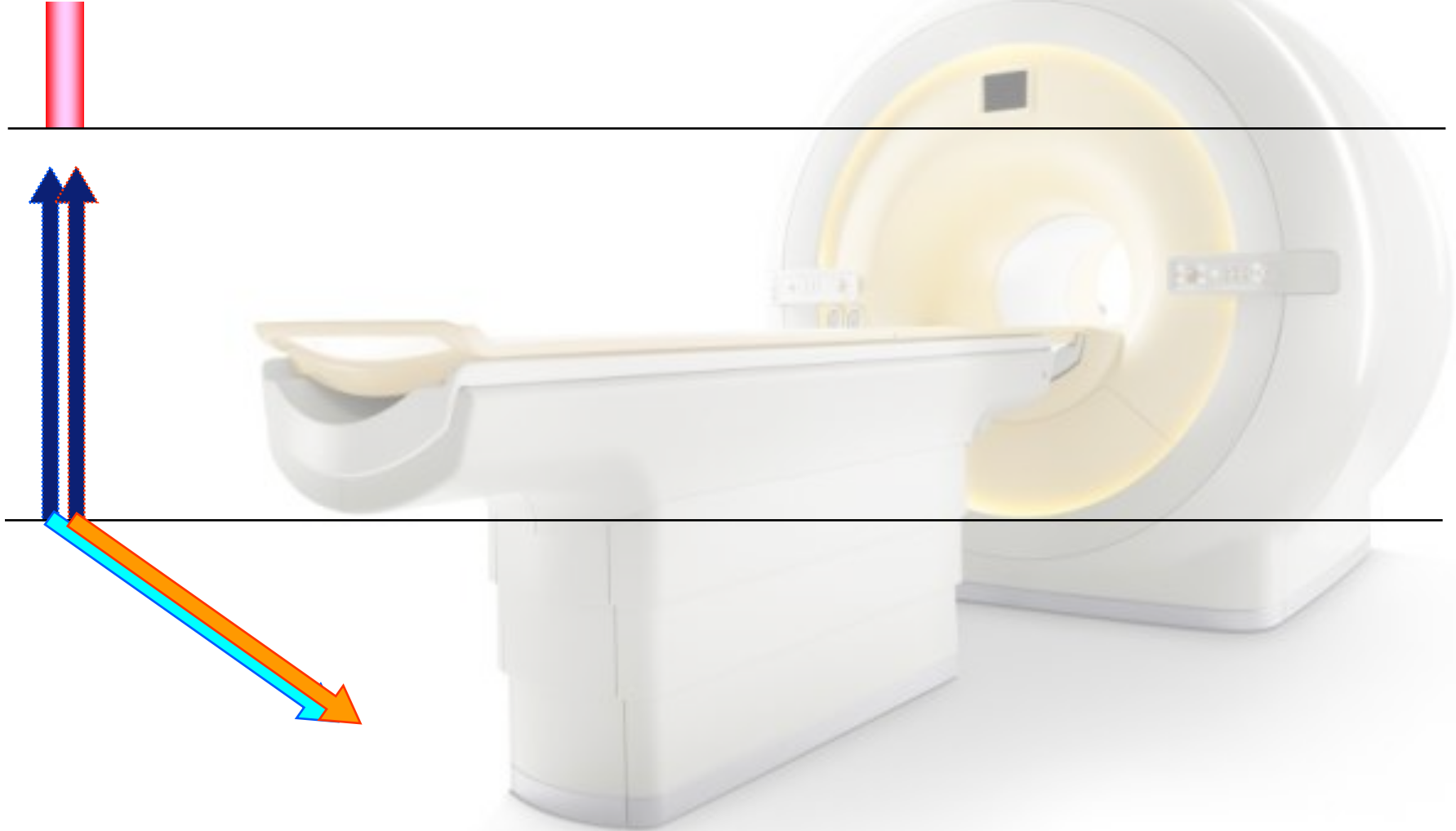
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

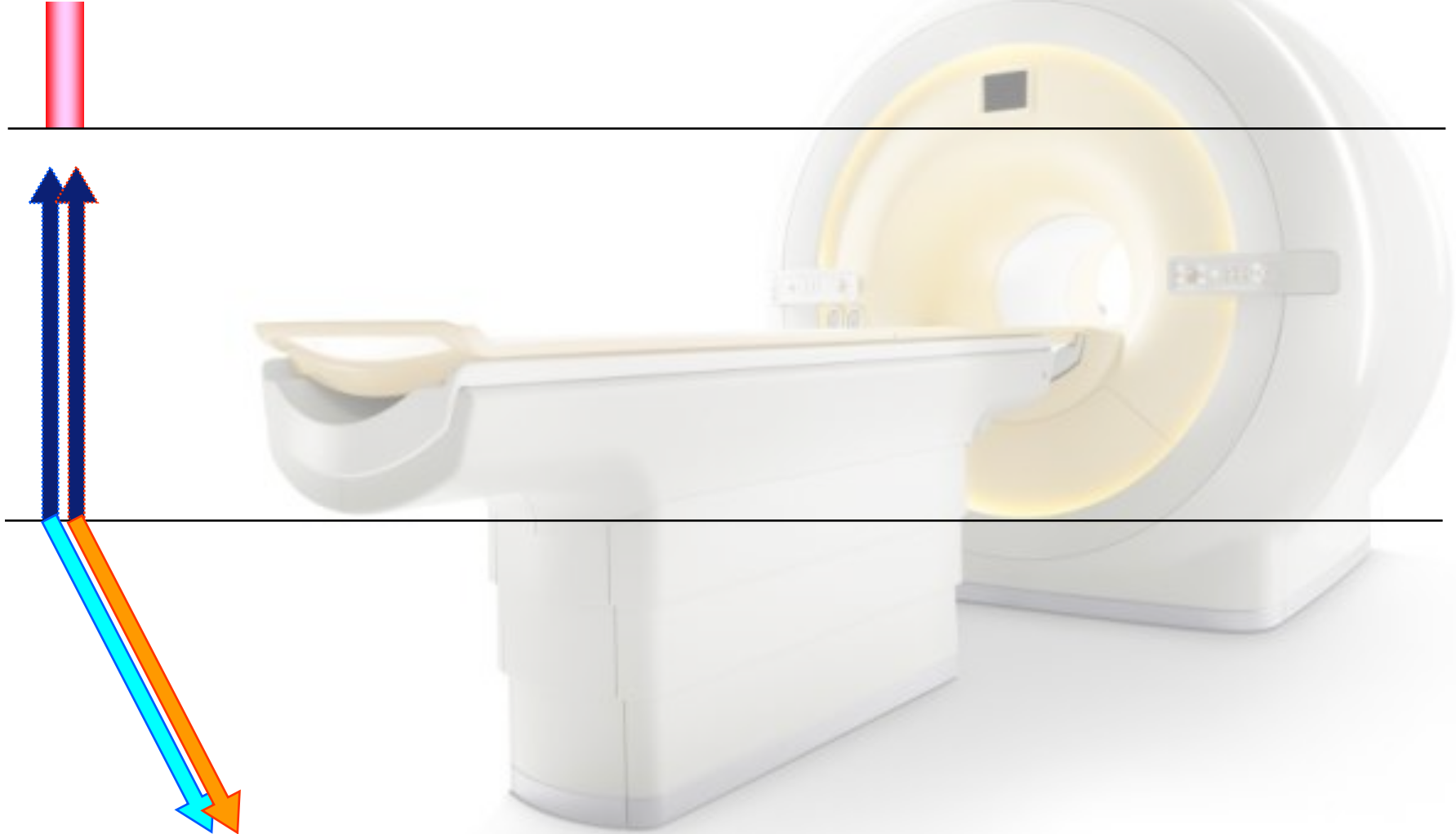
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

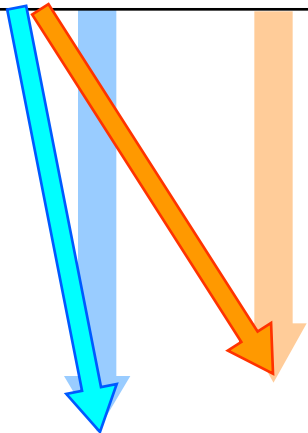
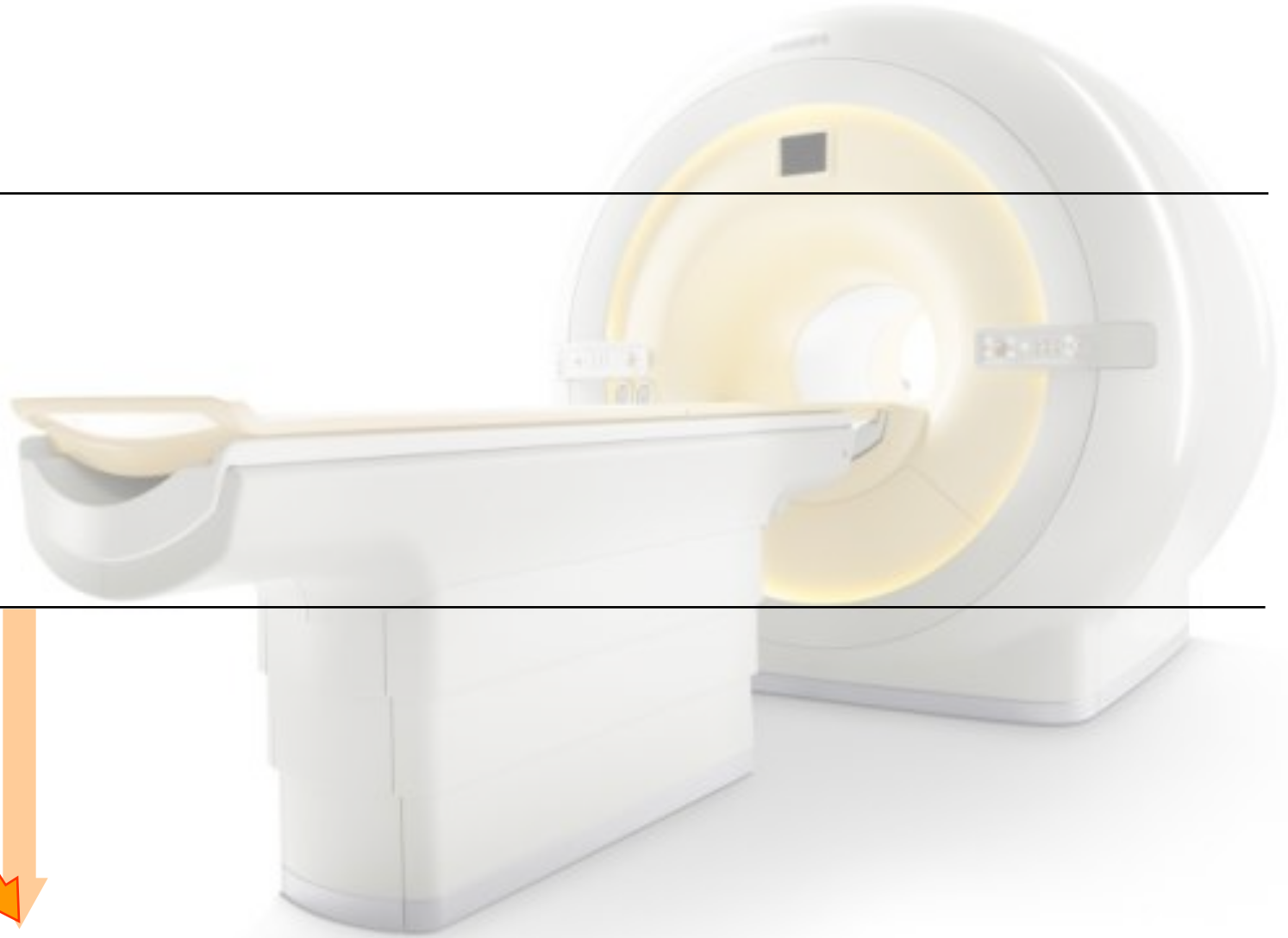
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

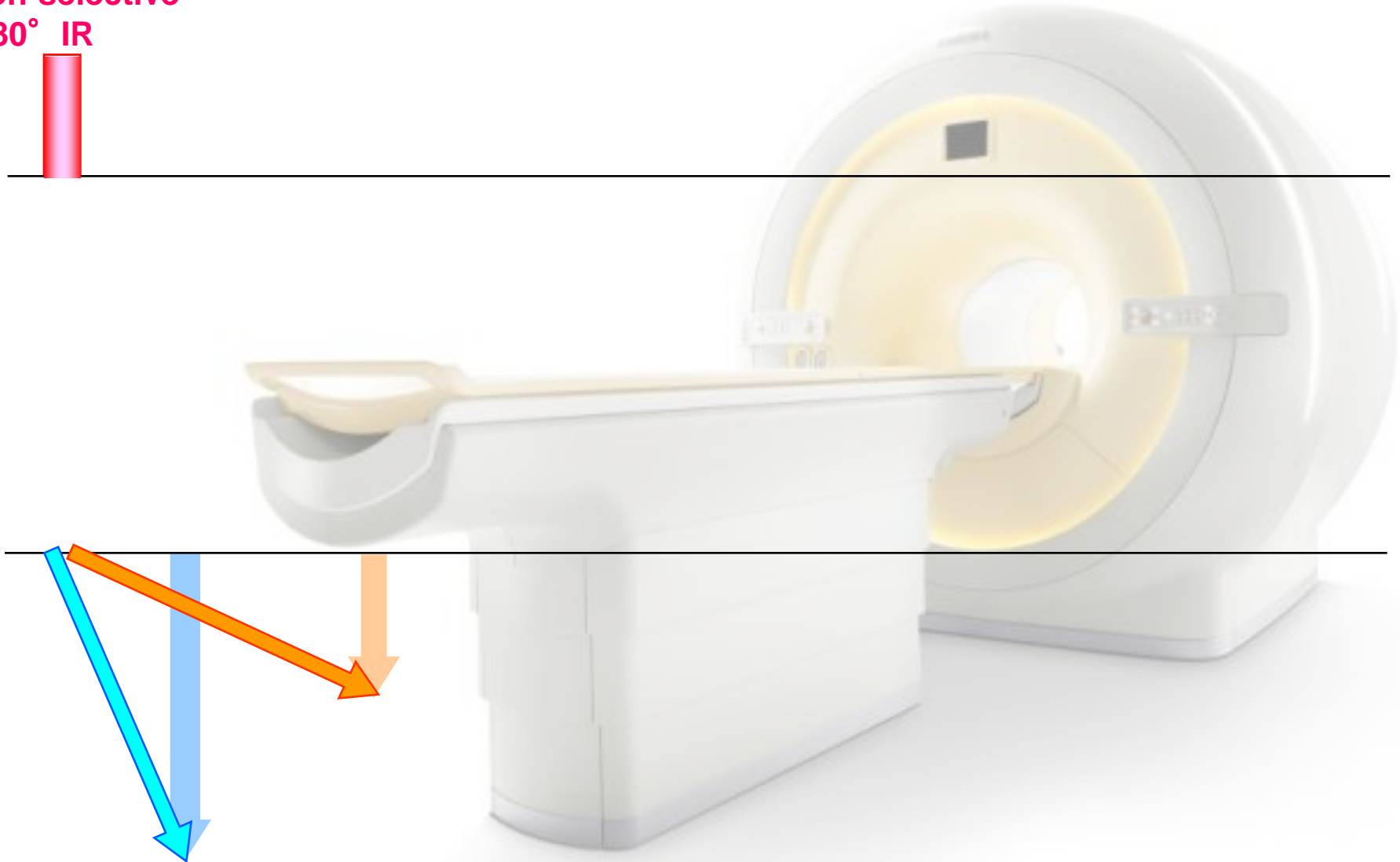
Non-selective
180° IR



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



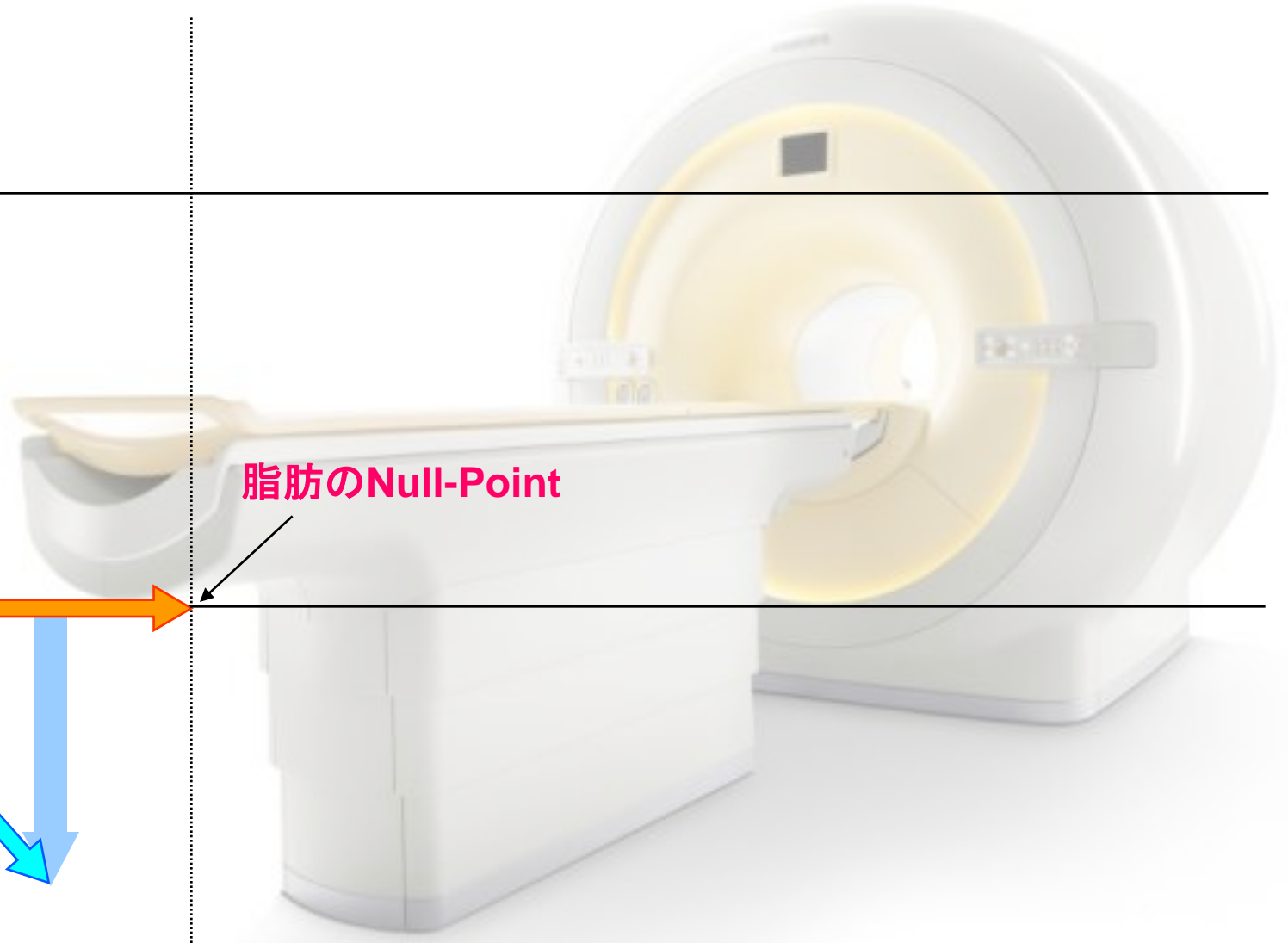
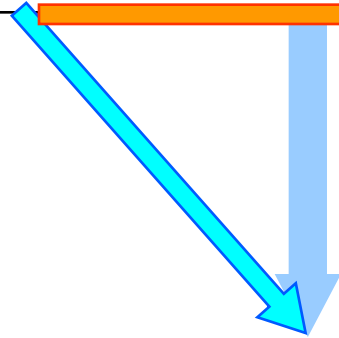
PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



脂肪のNull-Point



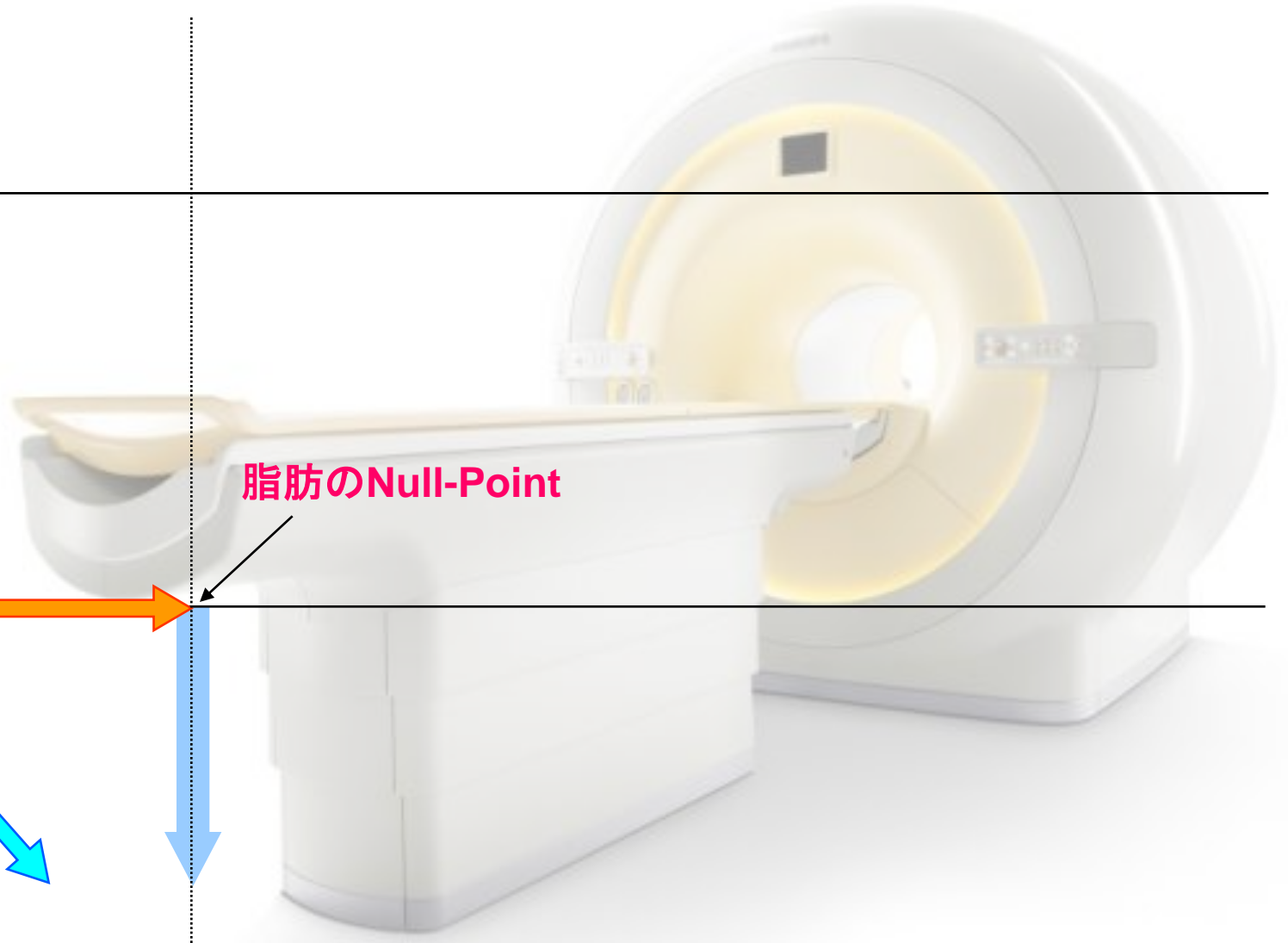
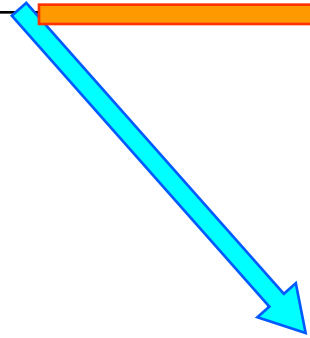
PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



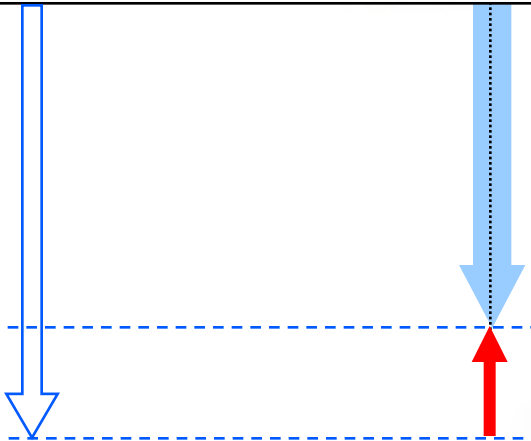
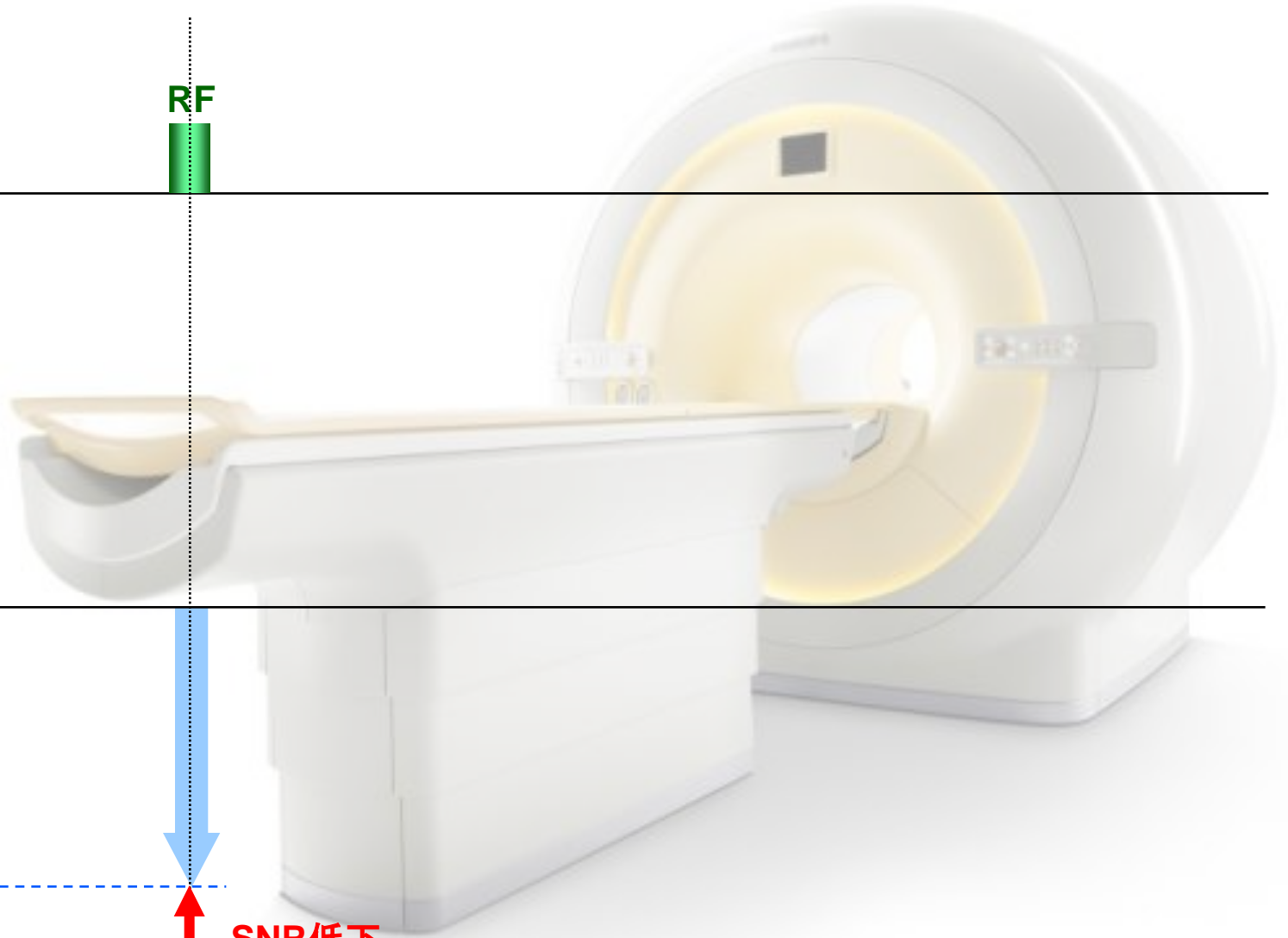
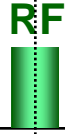
脂肪のNull-Point



PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR

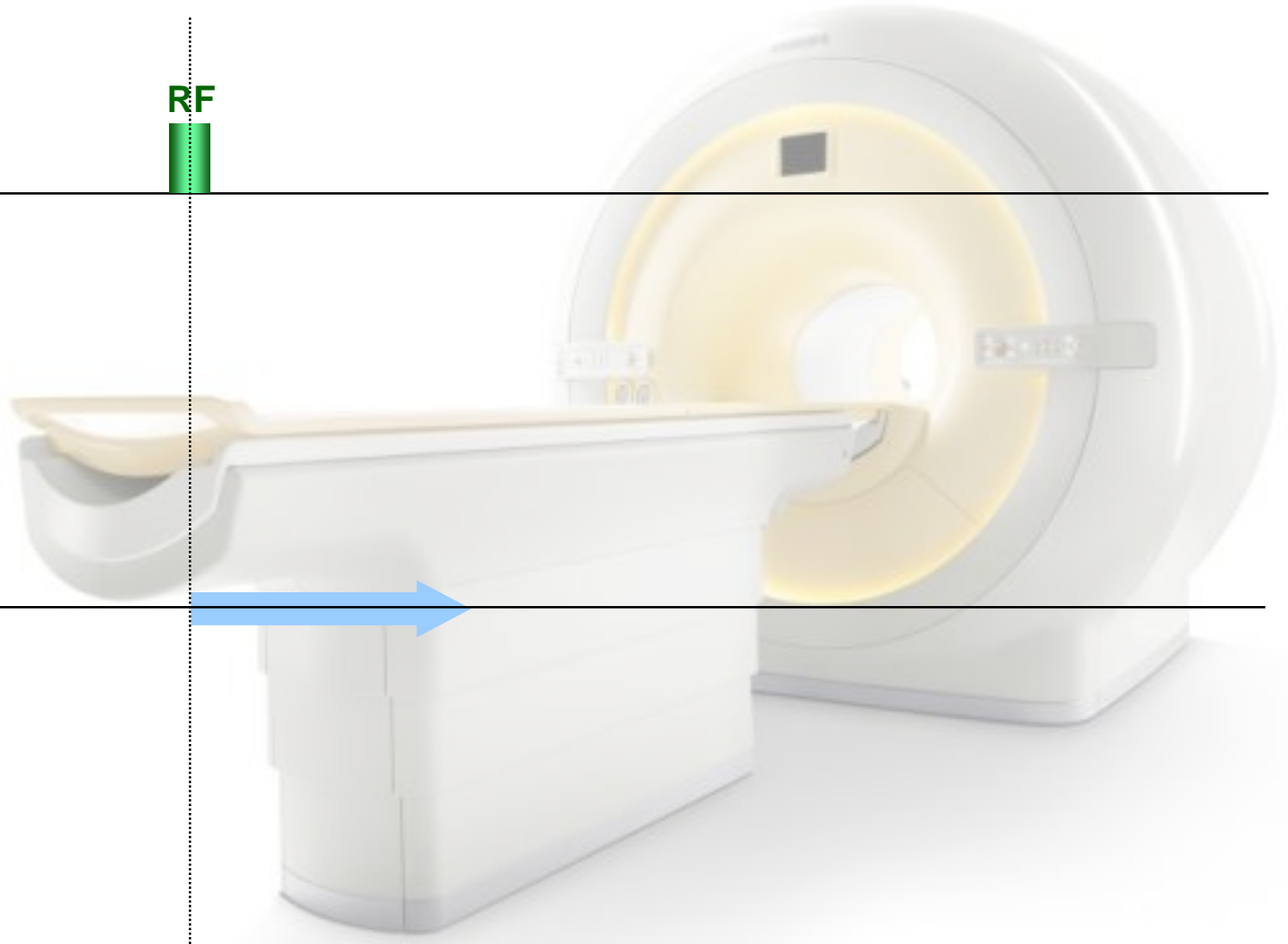
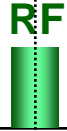


SNR 低下

PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



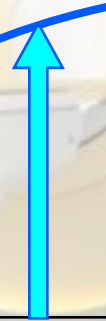
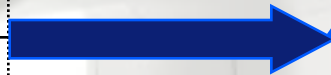
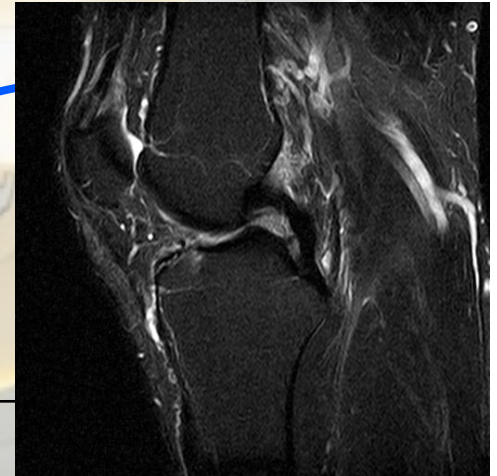
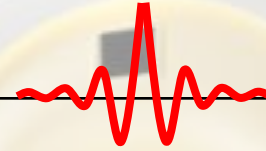
PHILIPS

STIR (Short T1 Inversion Recovery)

Non-selective
180° IR



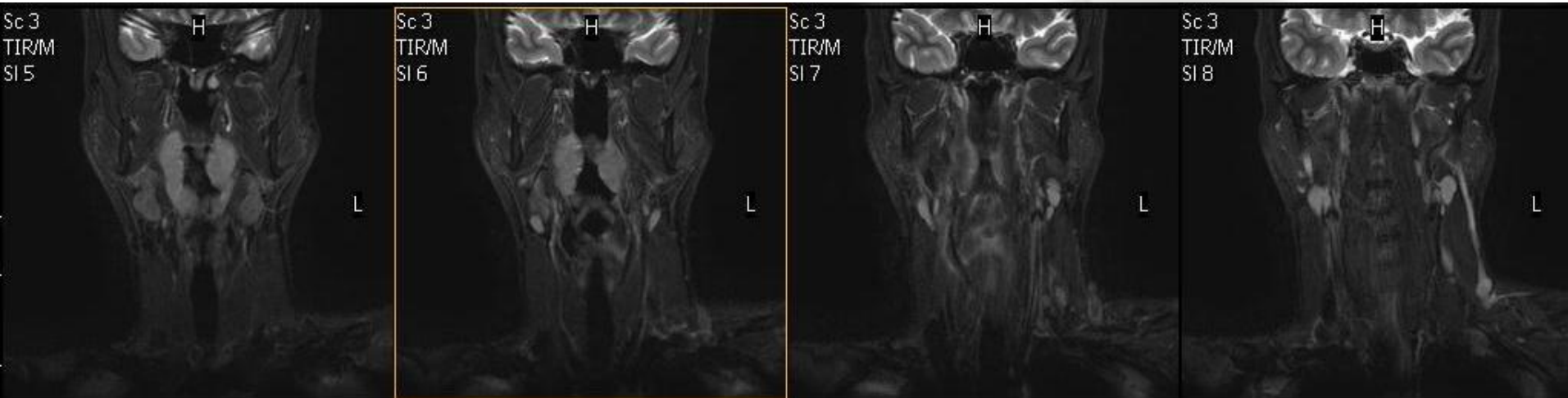
RF



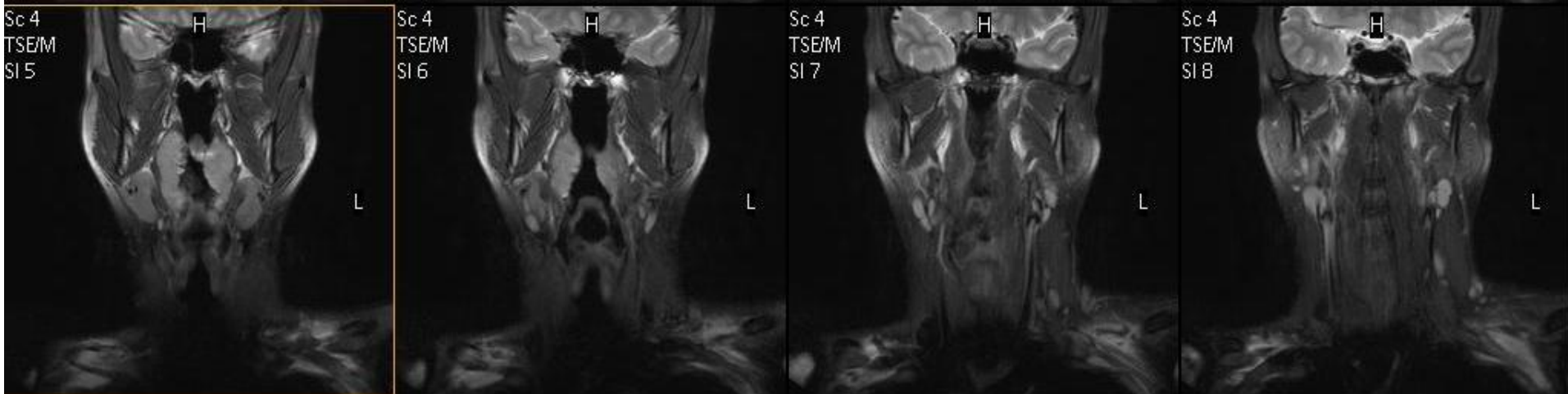
均一な脂肪抑制が可能

GOOD!

STIR



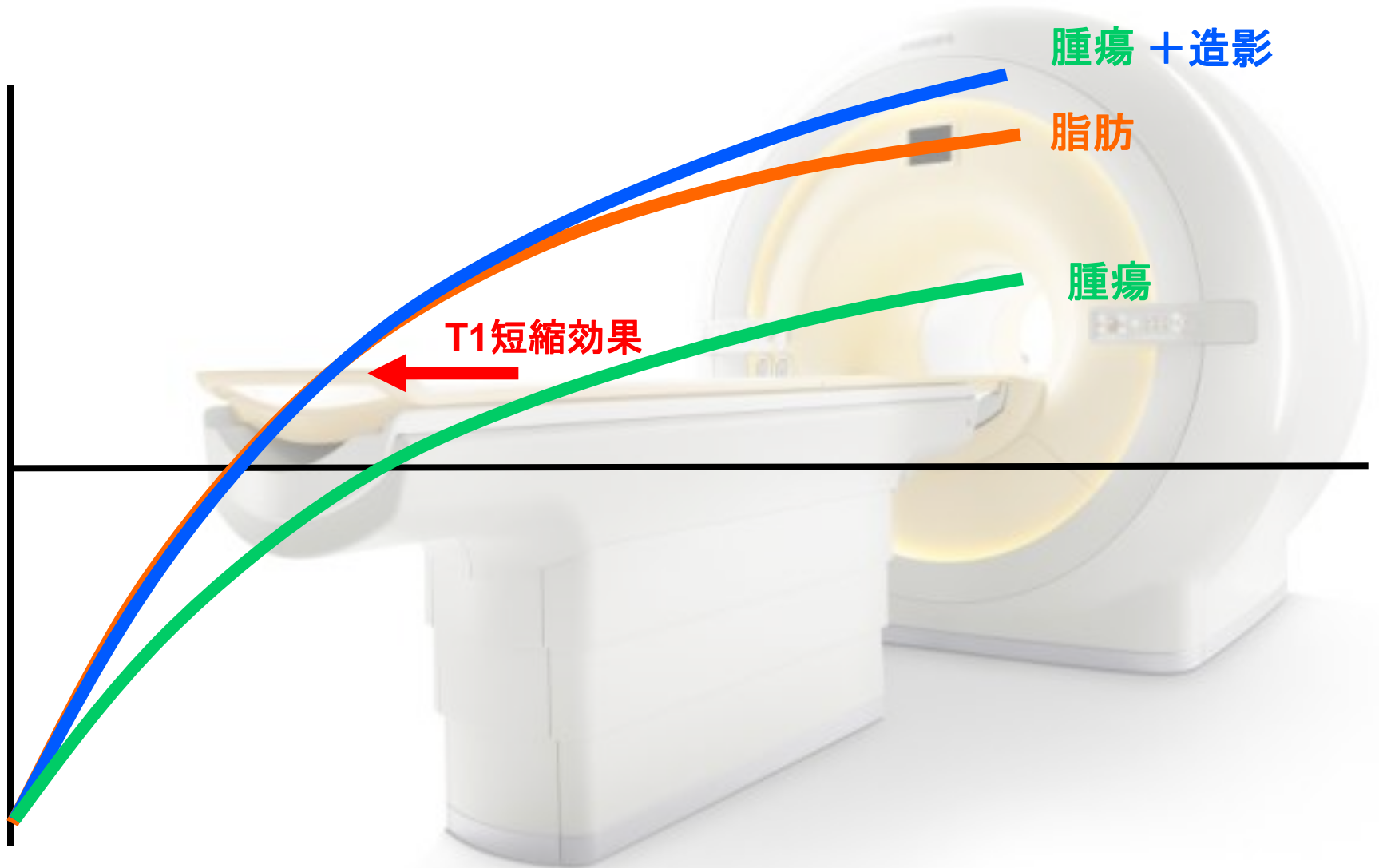
SPIR



造影剤投与後はSTIRは不適切

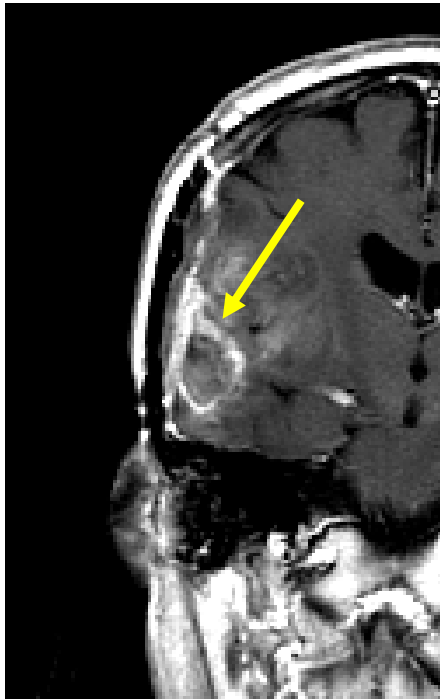


造影剤投与後はSTIRは不適切

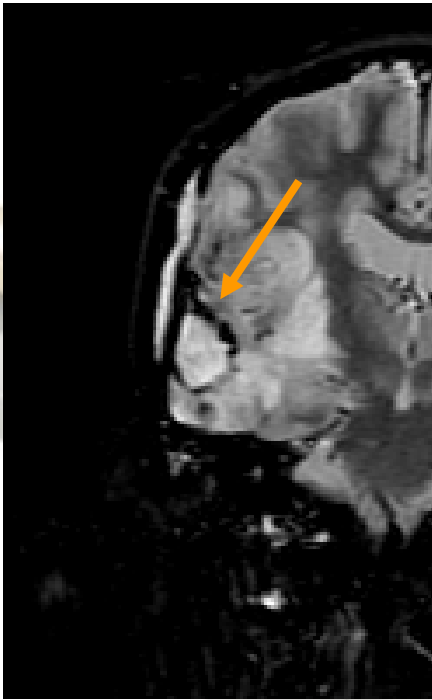


造影剤投与後はSTIRは不適切

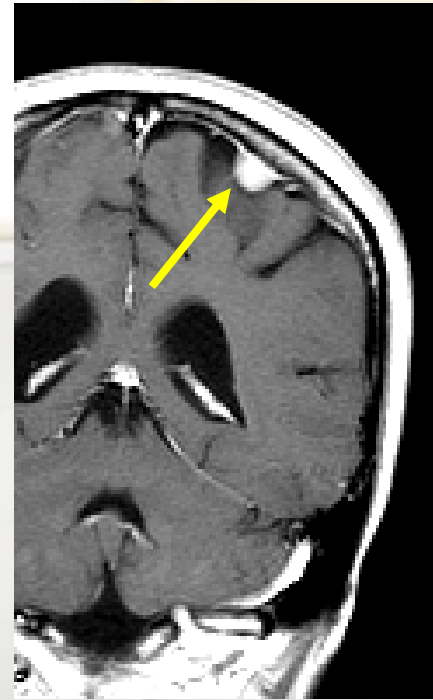
T1W + CE



STIR + CE



T1W + CE



STIR + CE

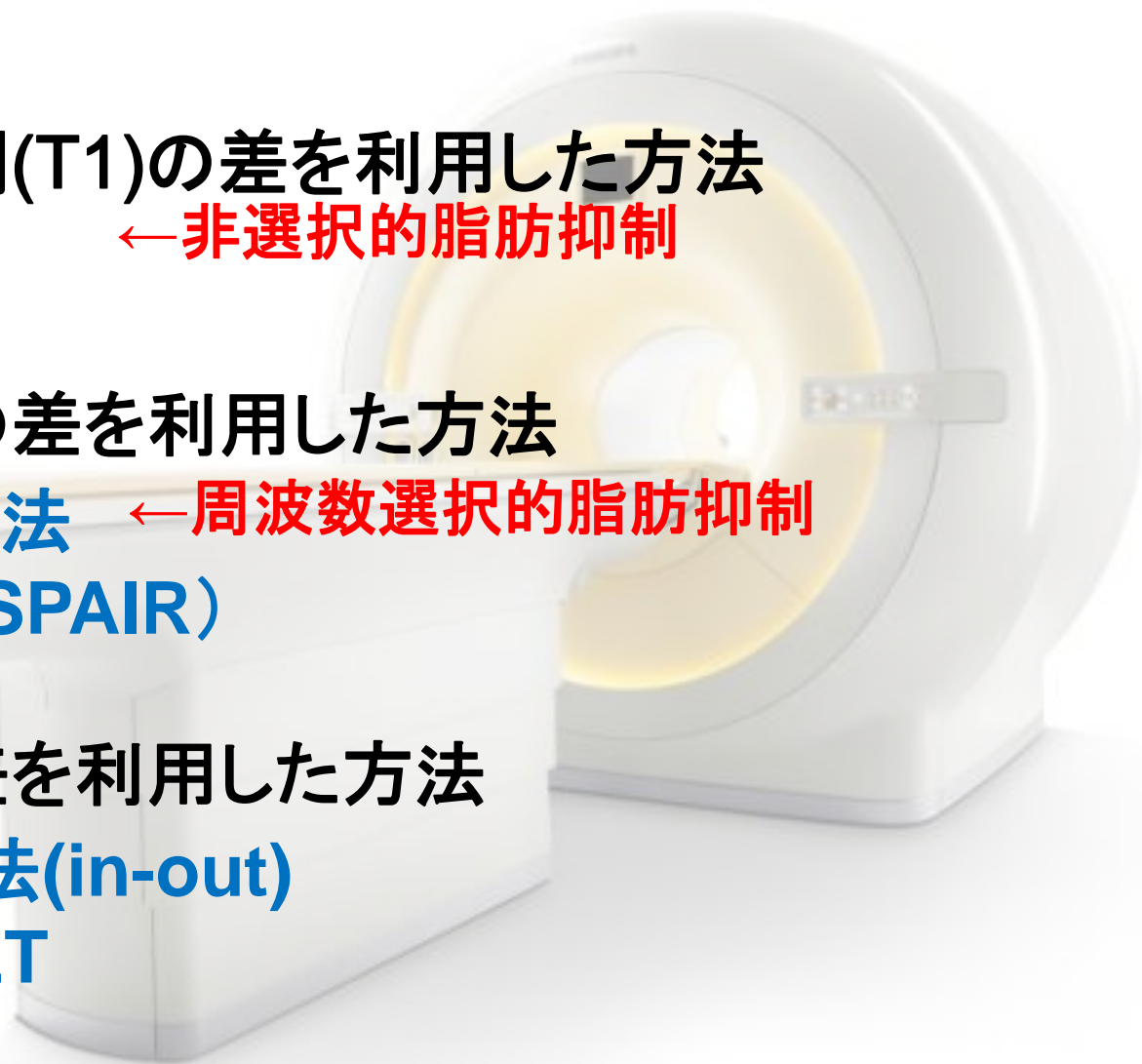


脂肪抑制法の種類

1. 緩和時間(T1)の差を利用した方法
STIR ←非選択的脂肪抑制

2. 周波数の差を利用した方法
CHESS法 ←周波数選択的脂肪抑制
(SPIR/SPAIR)

3. 位相の差を利用した方法
逆位相法(in-out)
PROSET
DIXON



周波数の違いを利用した方法

CHESSE ← 周波数の違いを利用

Saturation pulse ($=90^\circ$)

ChemSAT: **C**hemical **SAT**uration (GE)

FatSat: **F**at **S**aturation (TOSHIBA) (SIEMENS)

周波数選択的 IR ← 周波数の違い + T1 の差を利用

Inversion pulse ($>90^\circ$)

SPEC-IR: **S**PECtral **I**R (GE)

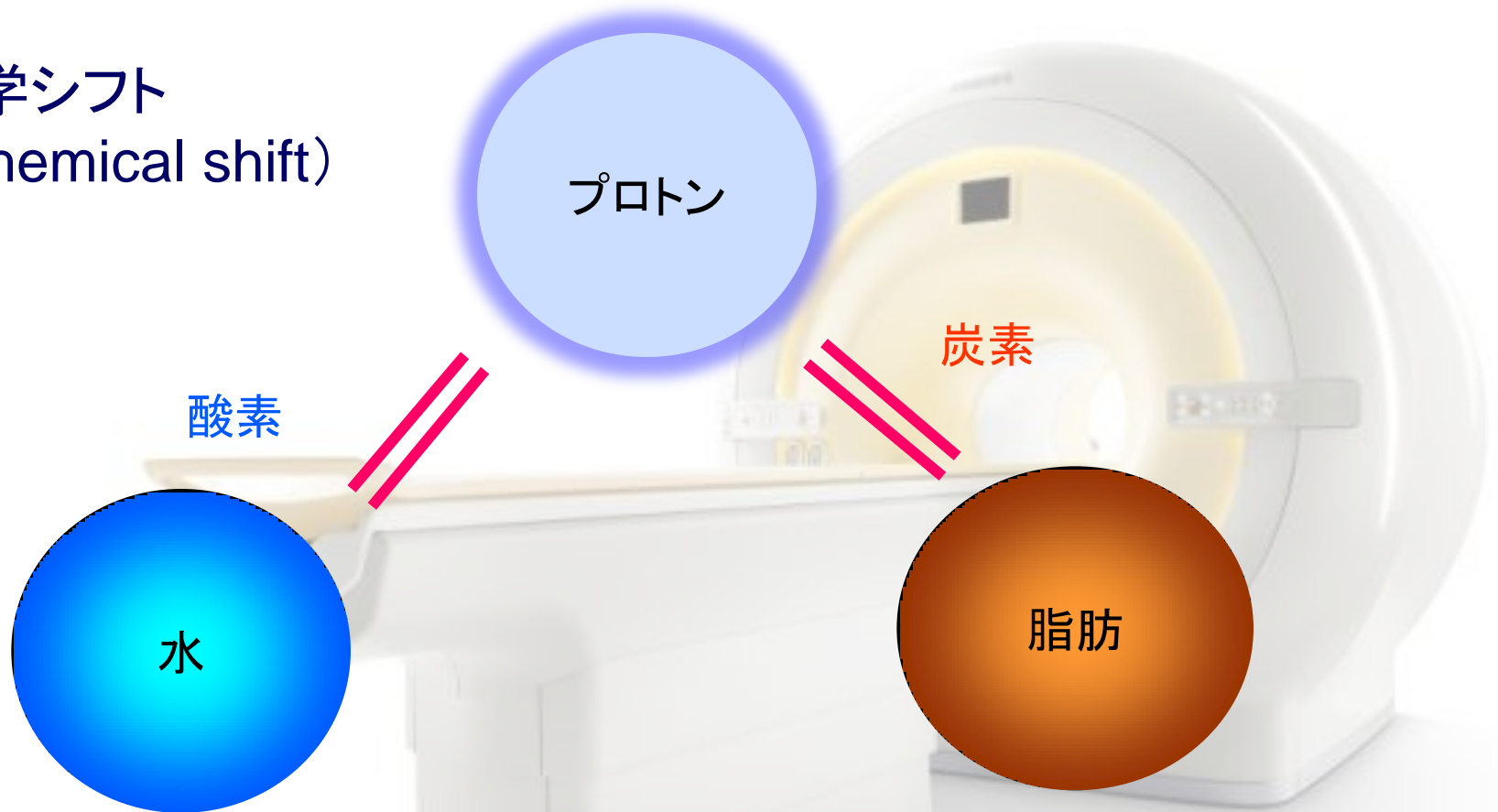
SPECIAL: **S**PECtral **I**r **A**ttenuation of **L**ipid (GE)

SPIR: **S**pectral **I**nversion **R**ecovery (PHILIPS)

SPAIR: **S**pectral **A**ttenuated **I**nversion **R**ecovery (PHILIPS)

SPIR・SPAIR:周波数の差を利用した方法

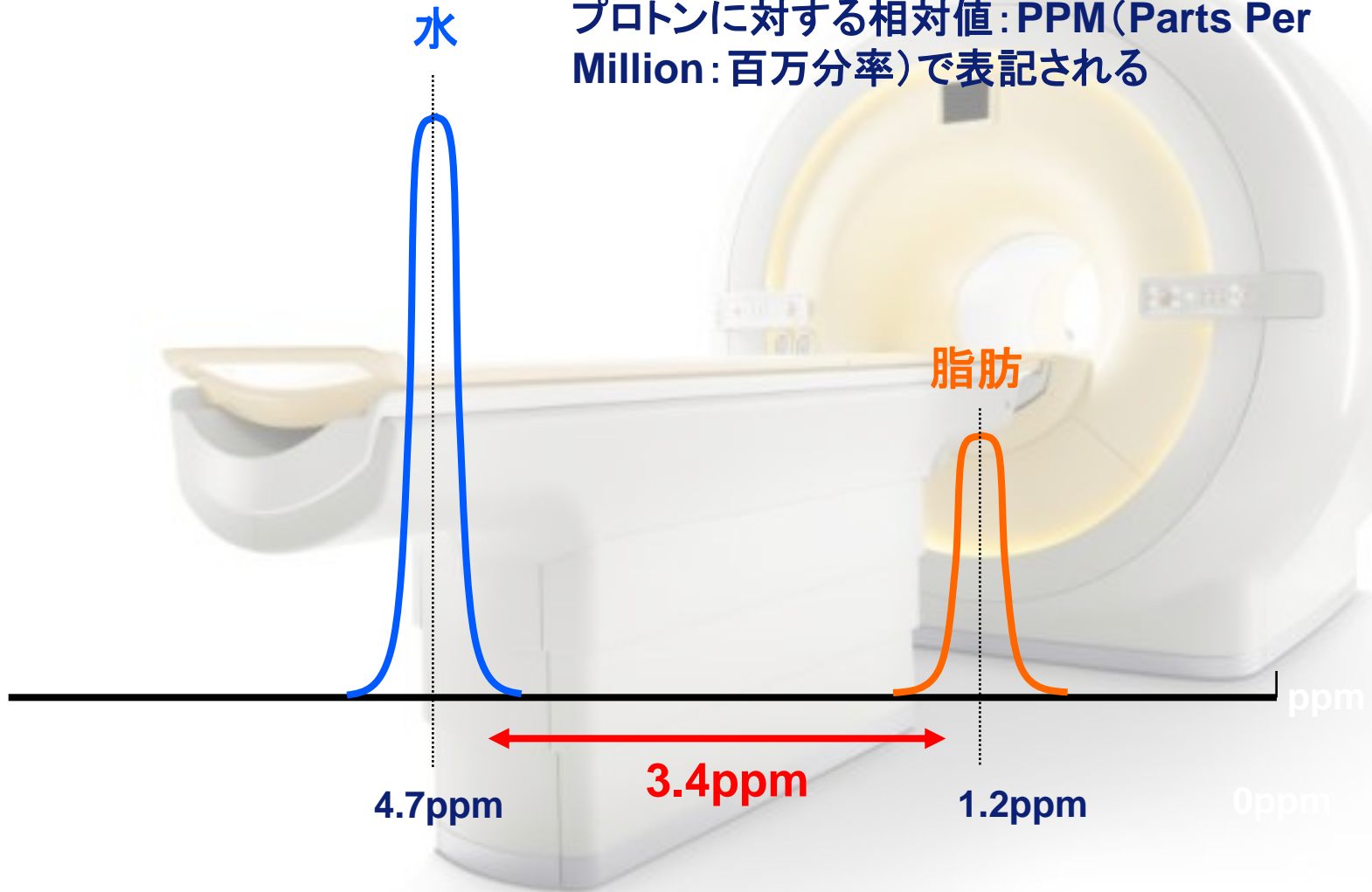
化学シフト
(Chemical shift)



同じ核種であっても化学的環境によって
共鳴周波数が異なる

SPIR・SPAIR:周波数の差を利用した方法

化学シフトは、外部磁場の強さに比例するため、
プロトンに対する相対値: PPM (Parts Per Million: 百万分率) で表記される



SPIR・SPAIR:周波数の差を利用した方法

化学シフトは、外部磁場の強さに比例するため、
プロトンに対する相対値:PPM(Parts Per Million:百万分率)で表記される

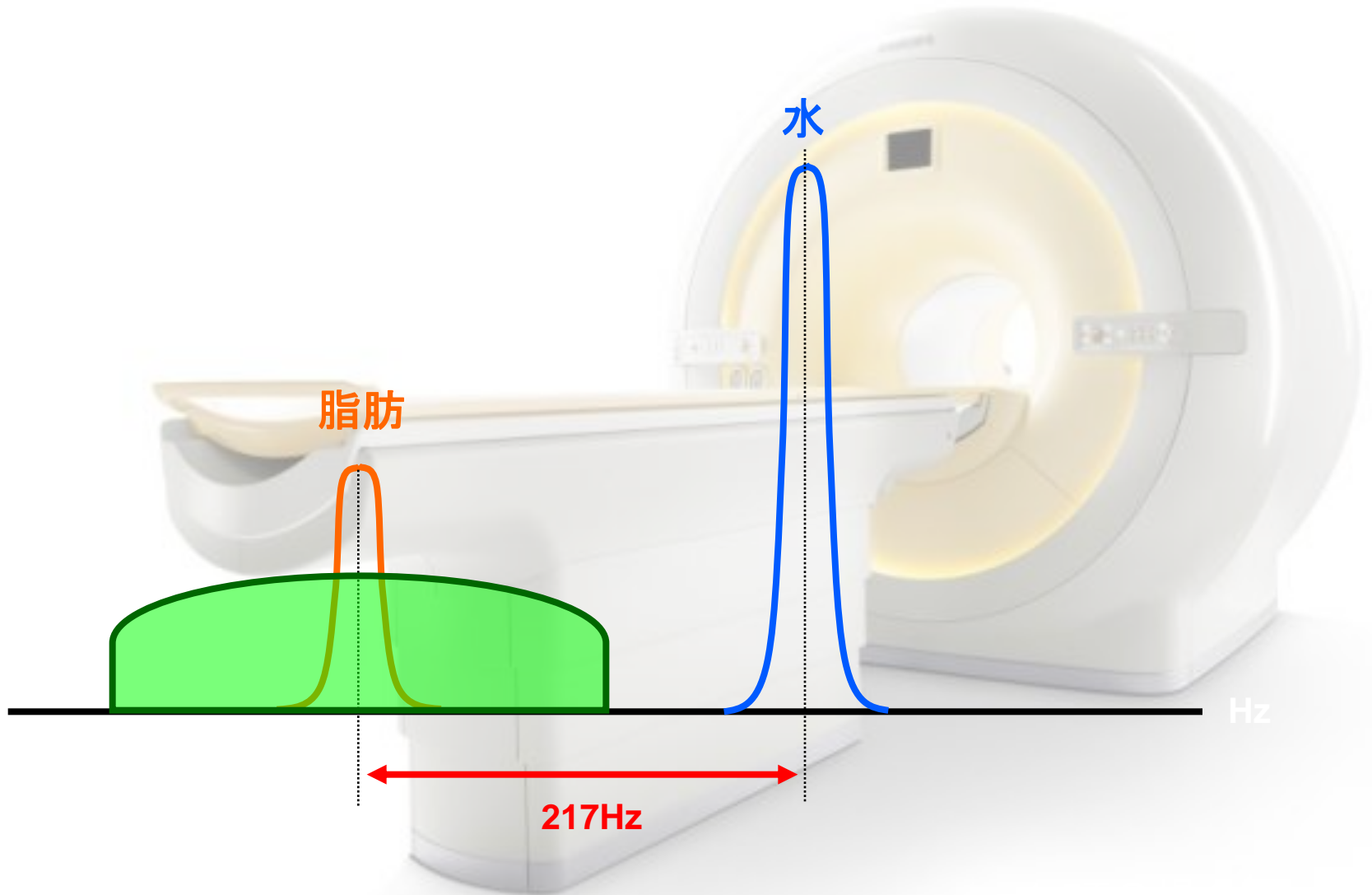
共鳴周波数の差は、

$$3.0\text{T} = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5\text{T} = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0\text{T} = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

SPIR・SPAIR:周波数の差を利用した方法



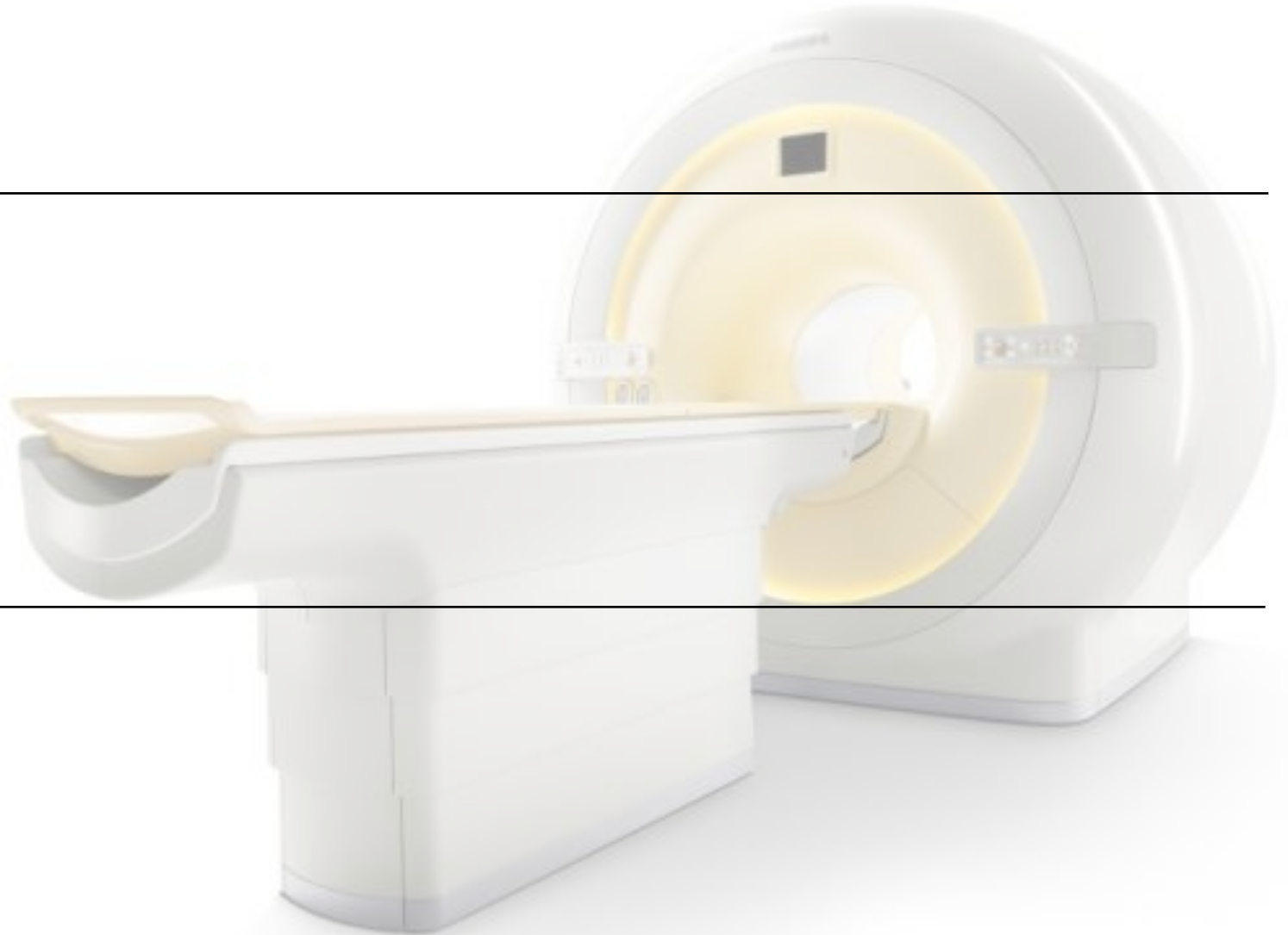
PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

Fat-selective
100~110° IR



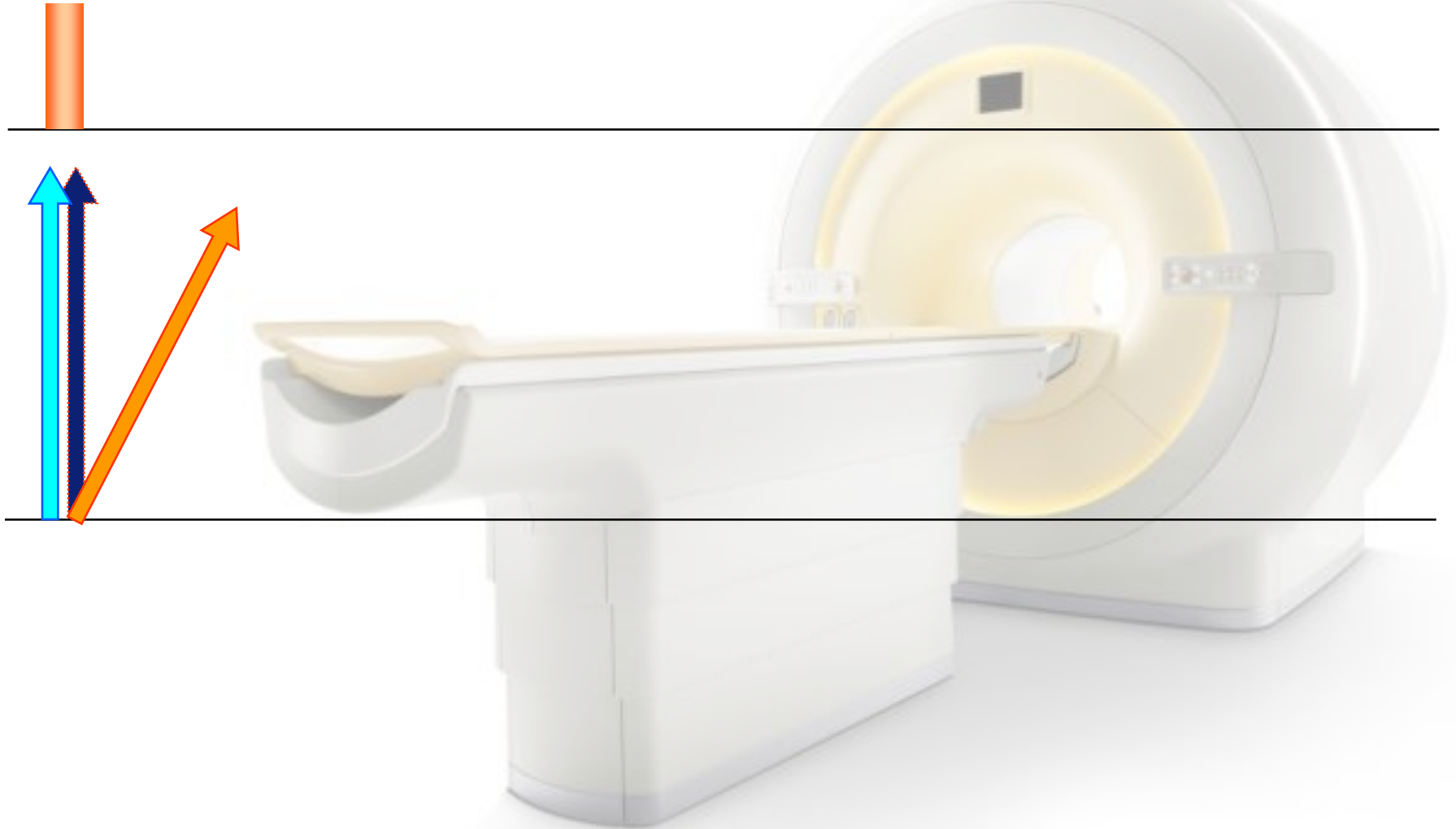
Water Fat



PHILIPS

SPIR (S**P**ectral **I**nversion **R**ecovery)

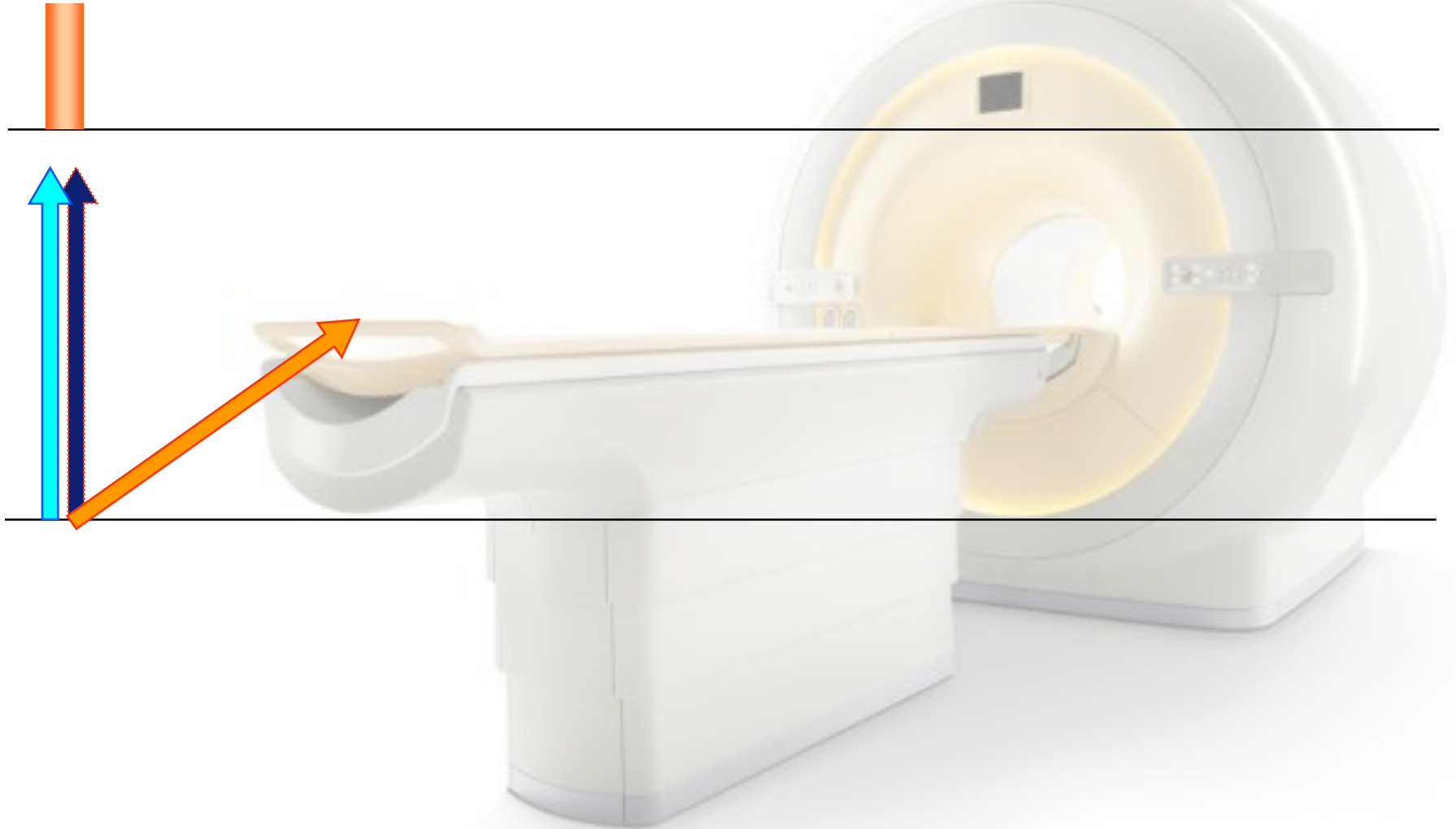
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

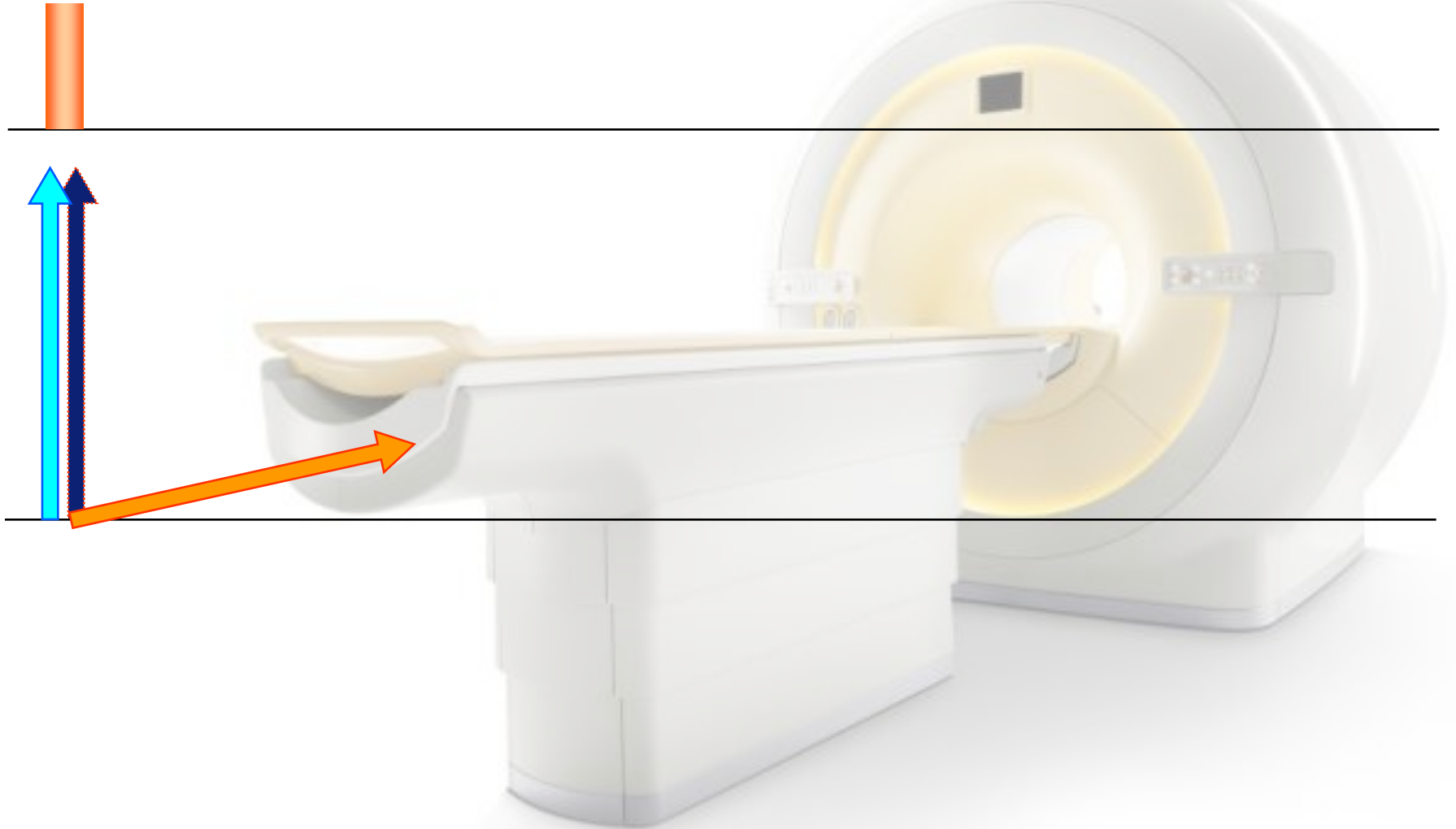
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

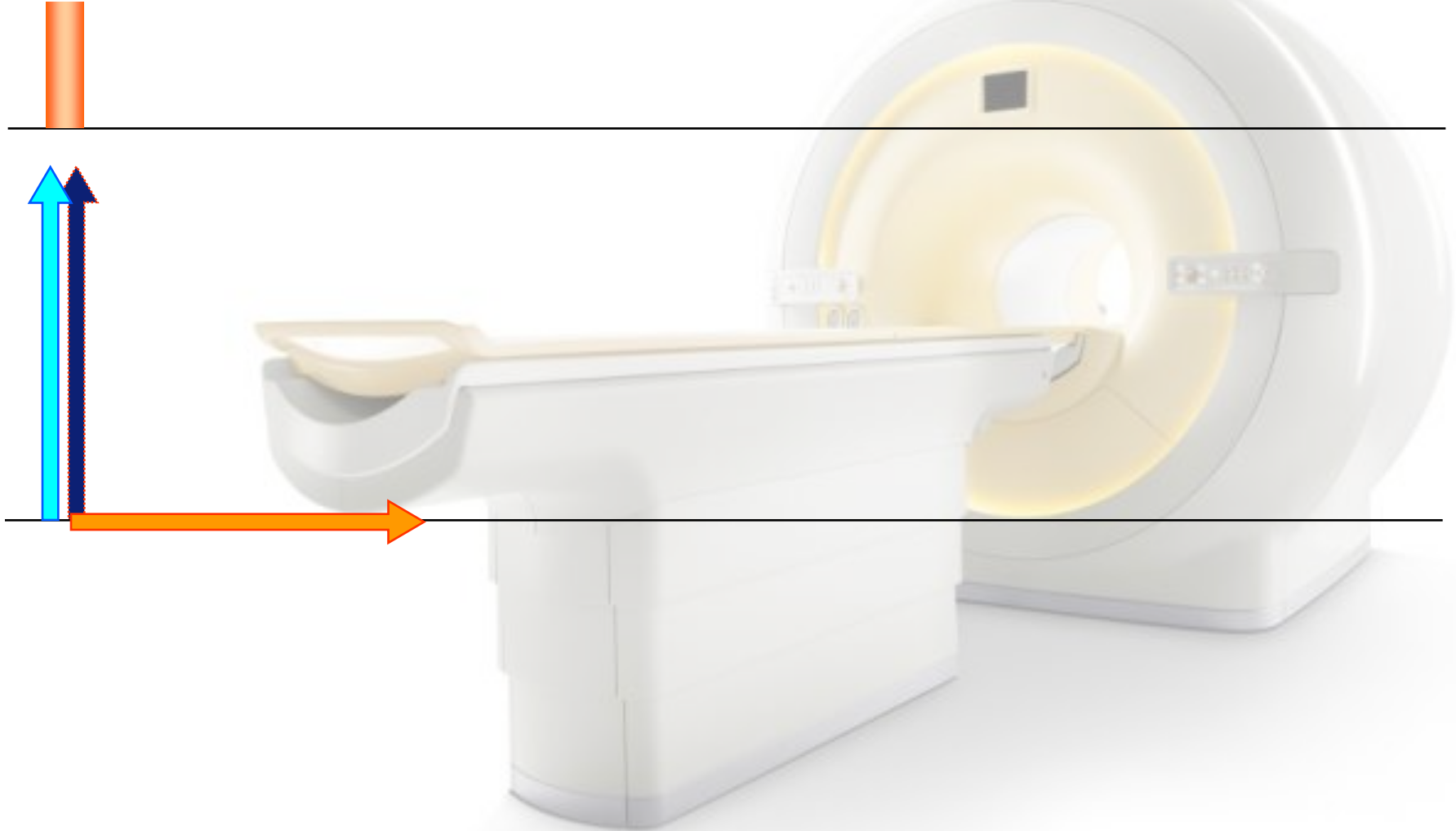
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (S**P**ectral **I**nversion **R**ecovery)

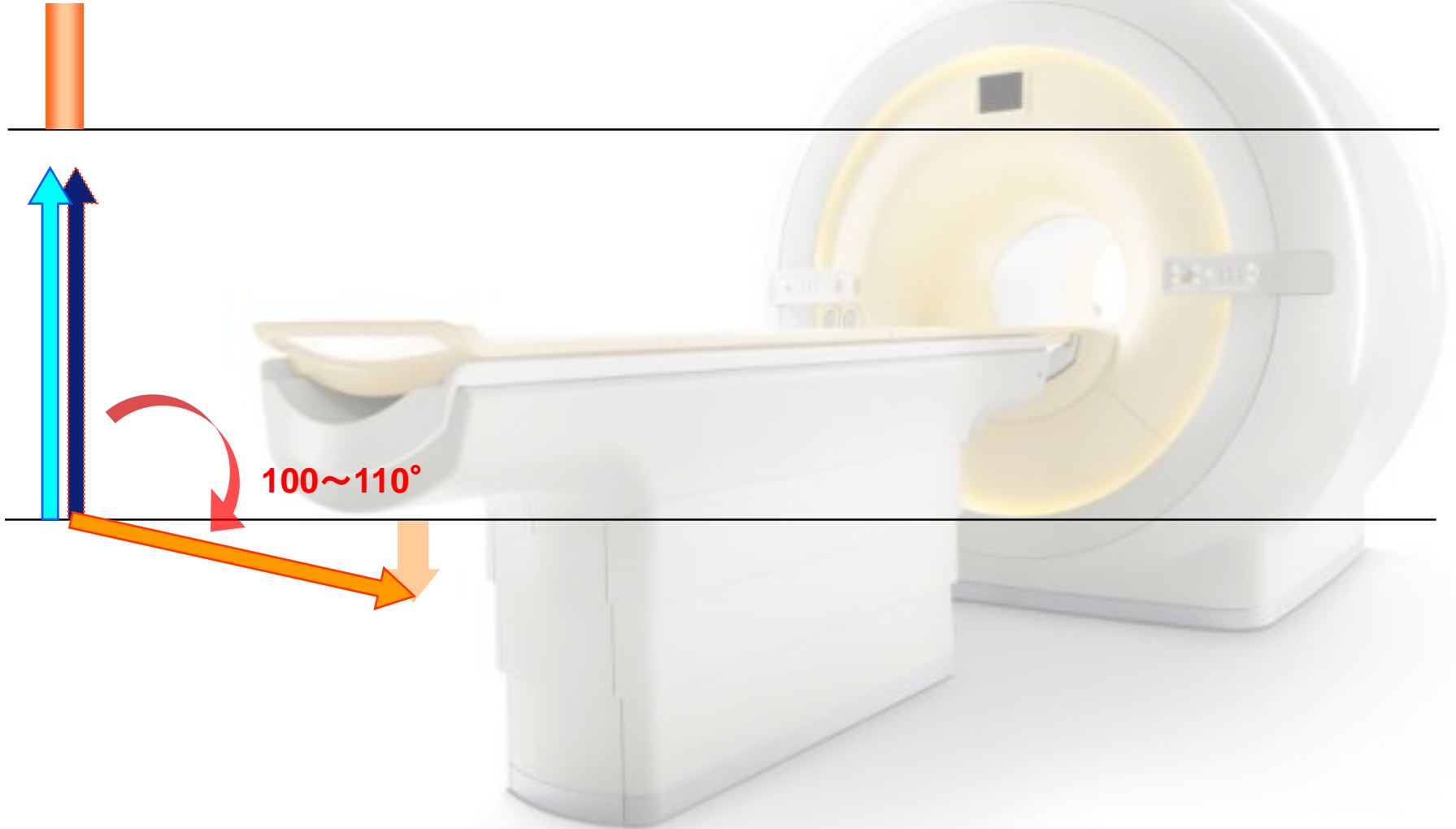
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

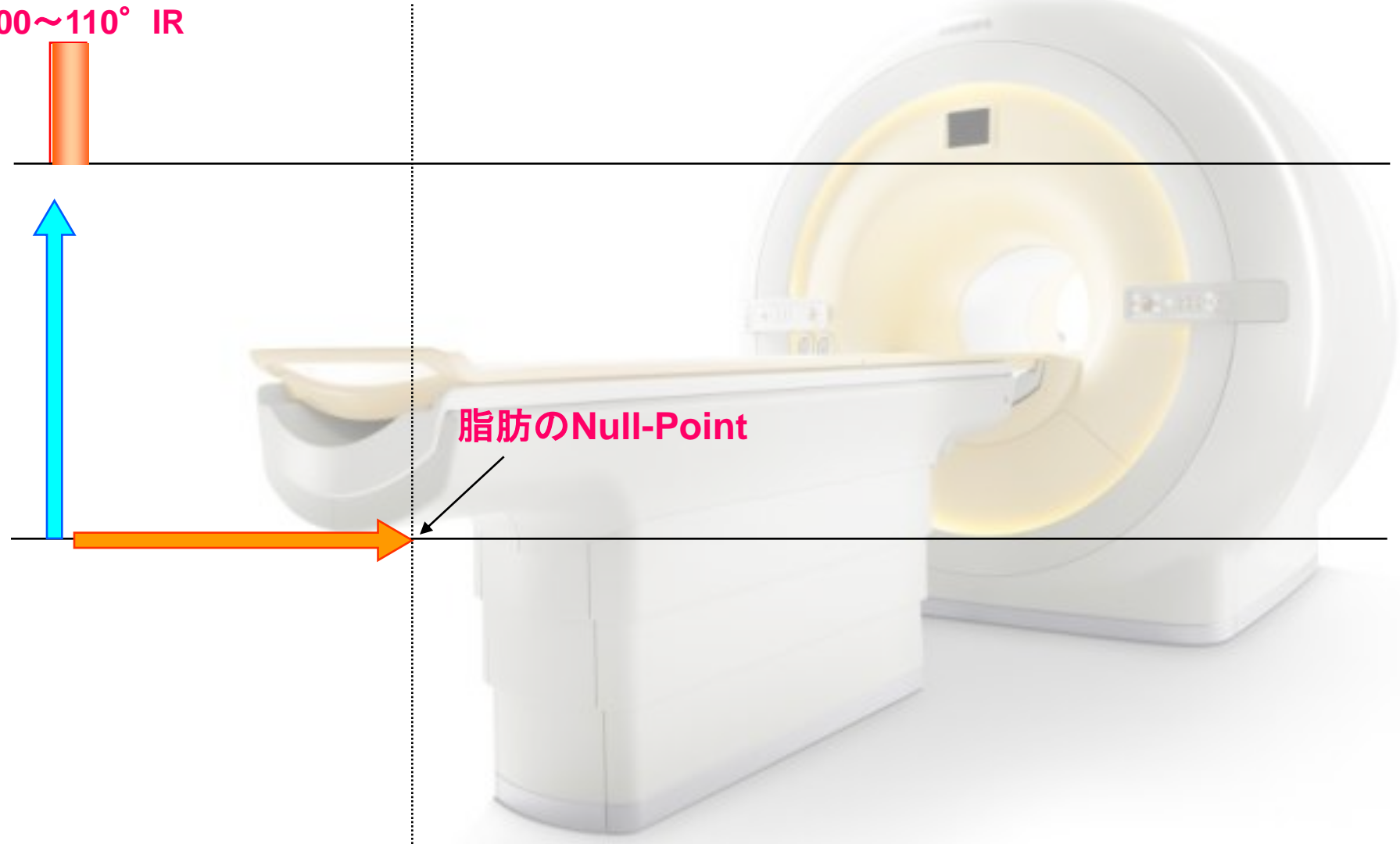
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (S**P**ectral **I**nversion **R**ecovery)

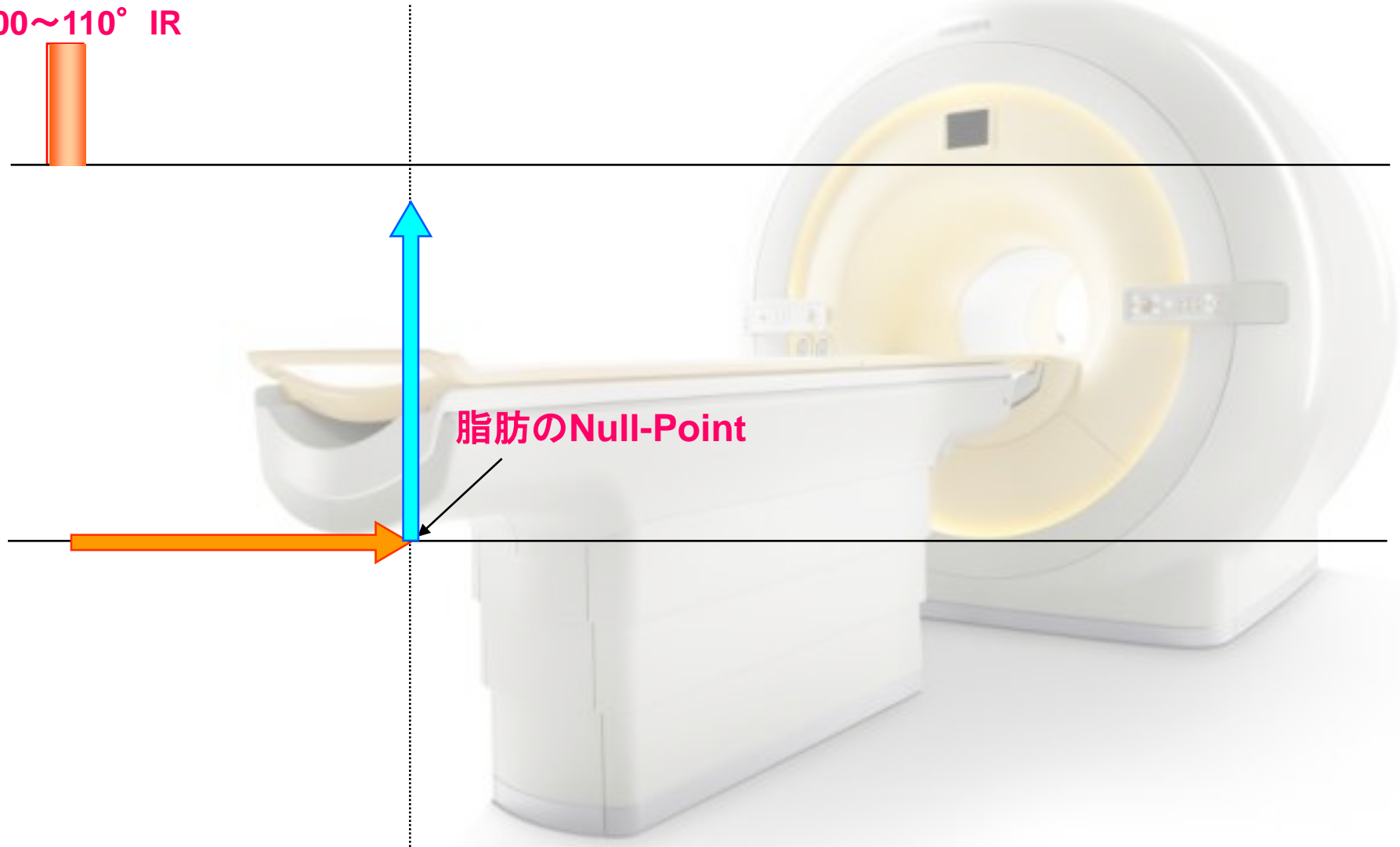
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

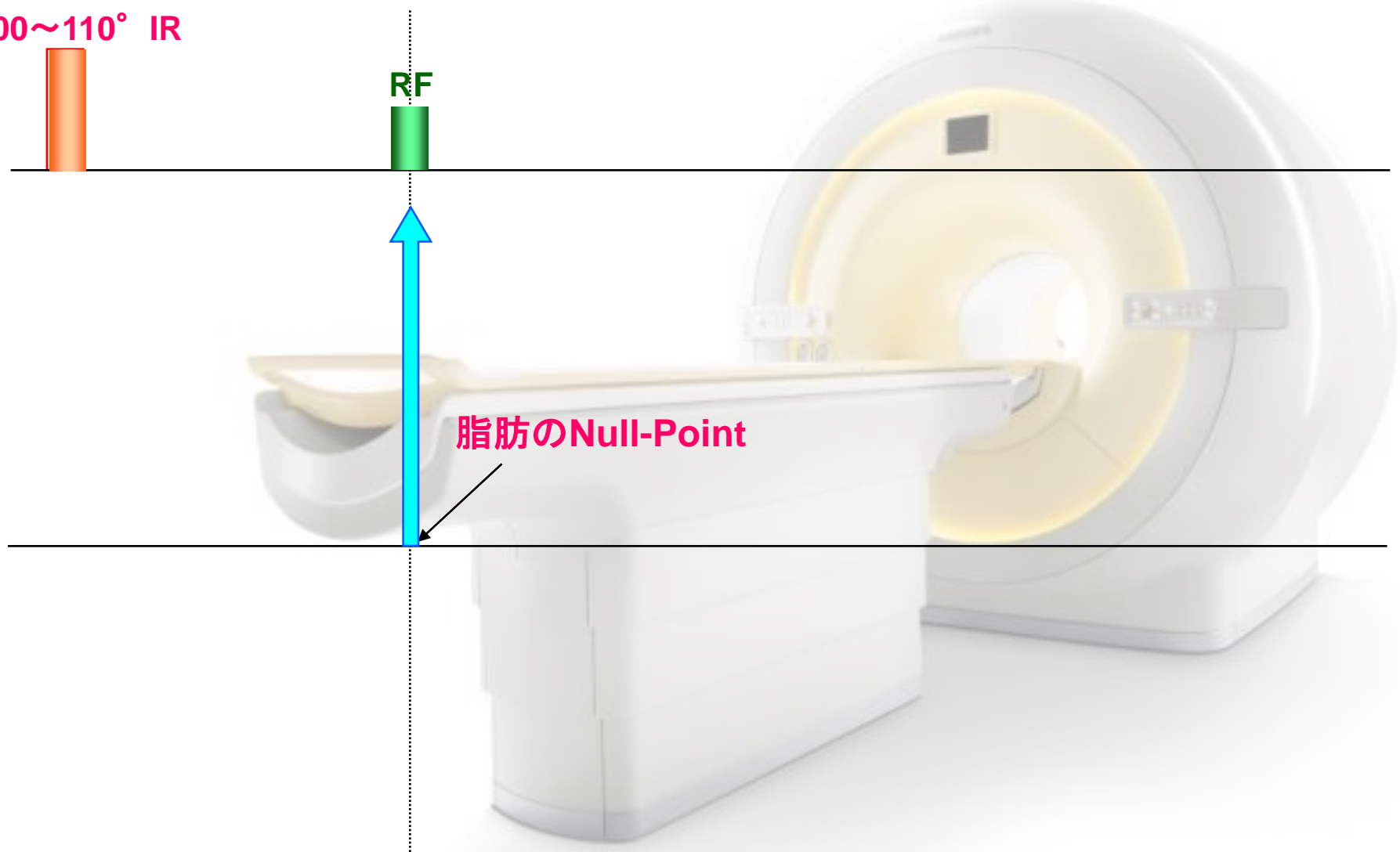
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (S**P**ectral **I**nversion **R**ecovery)

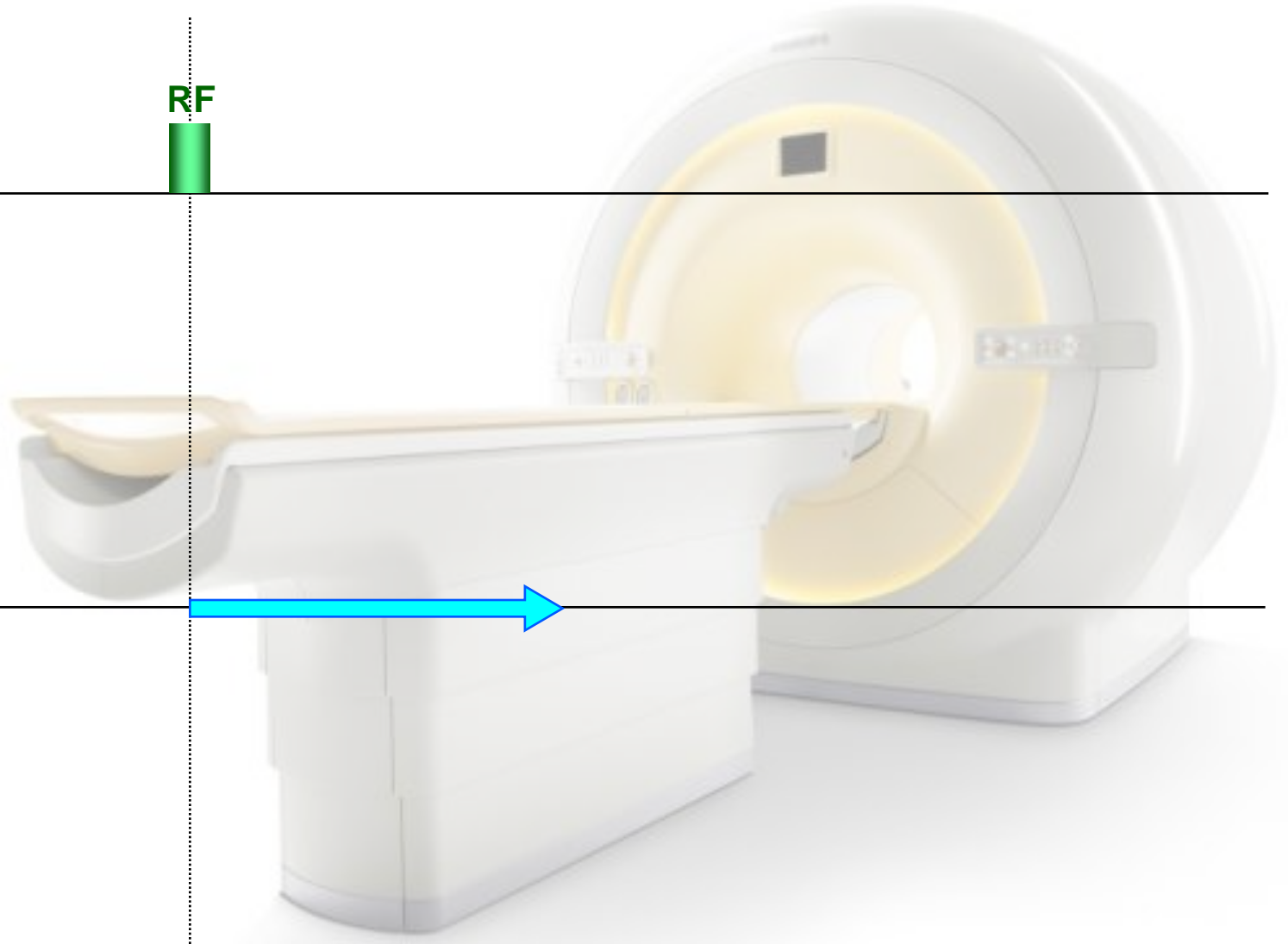
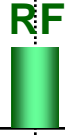
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (S**P**ectral **I**nversion **R**ecovery)

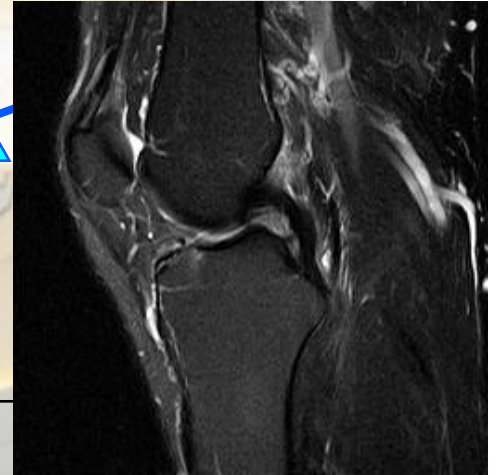
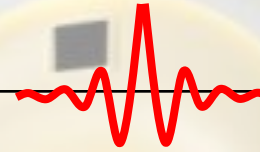
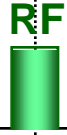
Fat-selective
100~110° IR



PHILIPS

SPIR (SPectral Inversion Recovery)

Fat-selective
100~110° IR

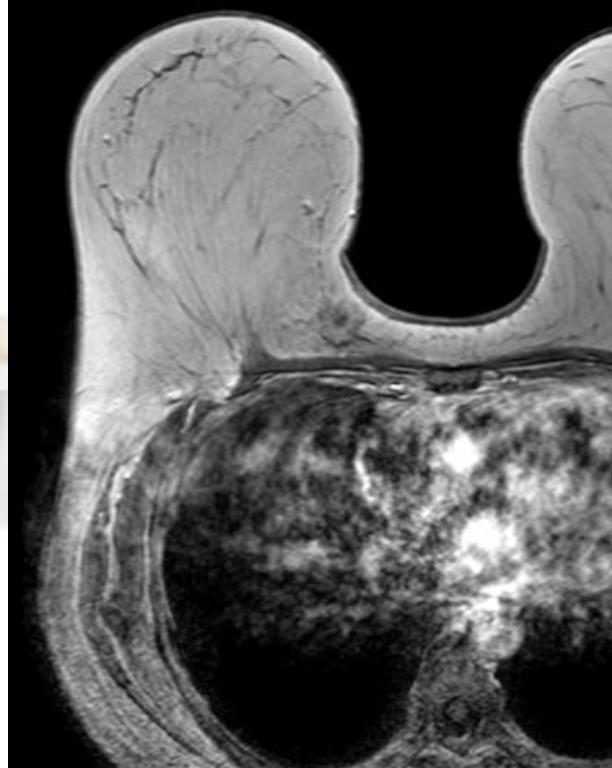


造影剤投与後の脂肪抑制は可能

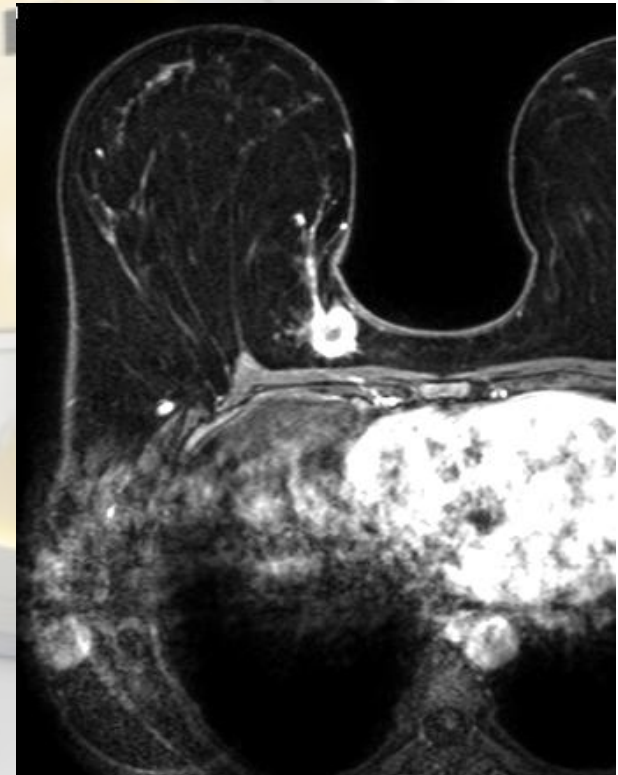
T1W



CE Fatsat (-)

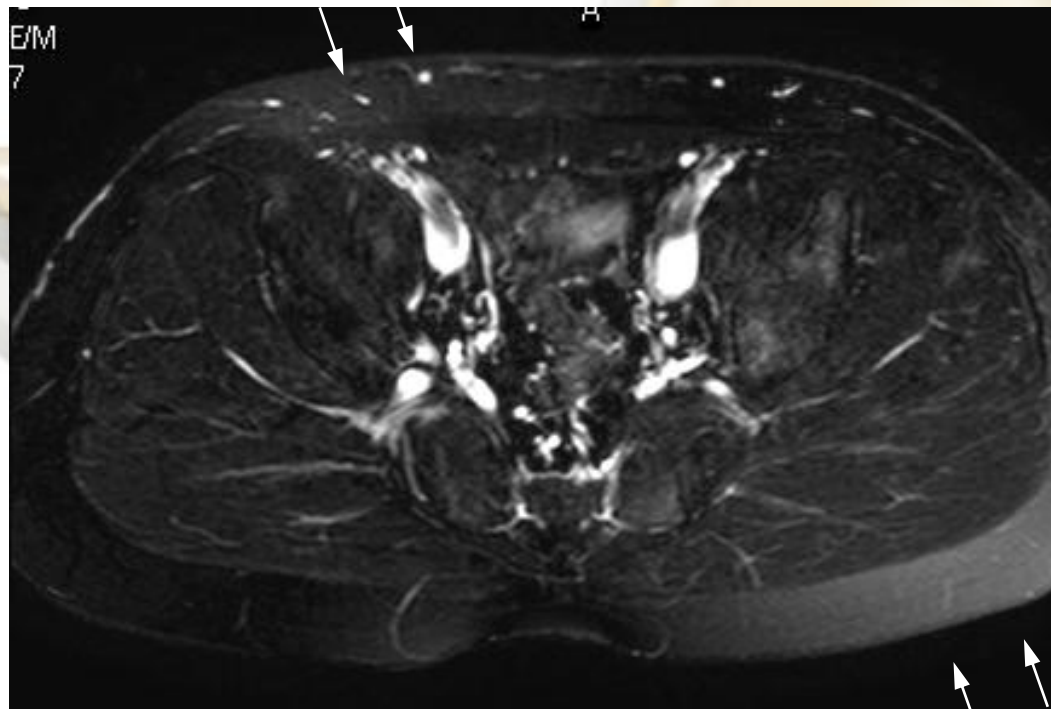


CE Fatsat (+)

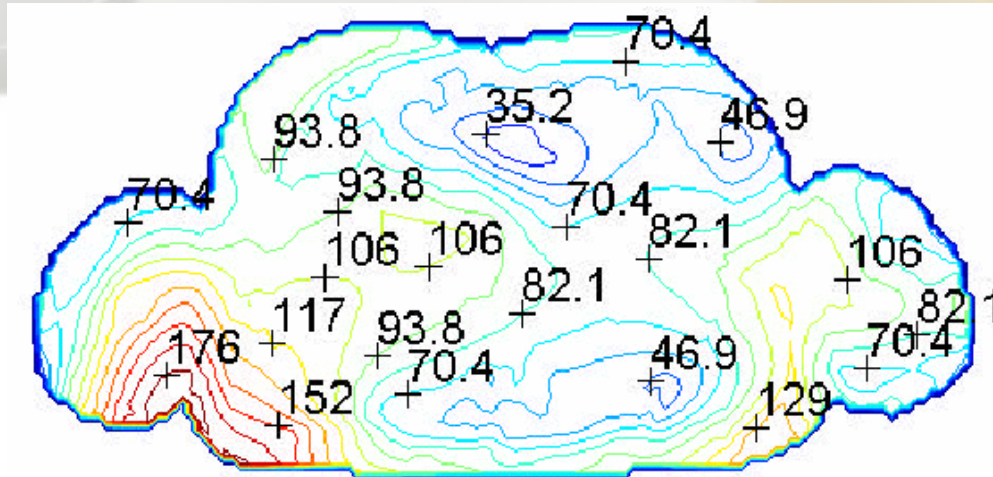
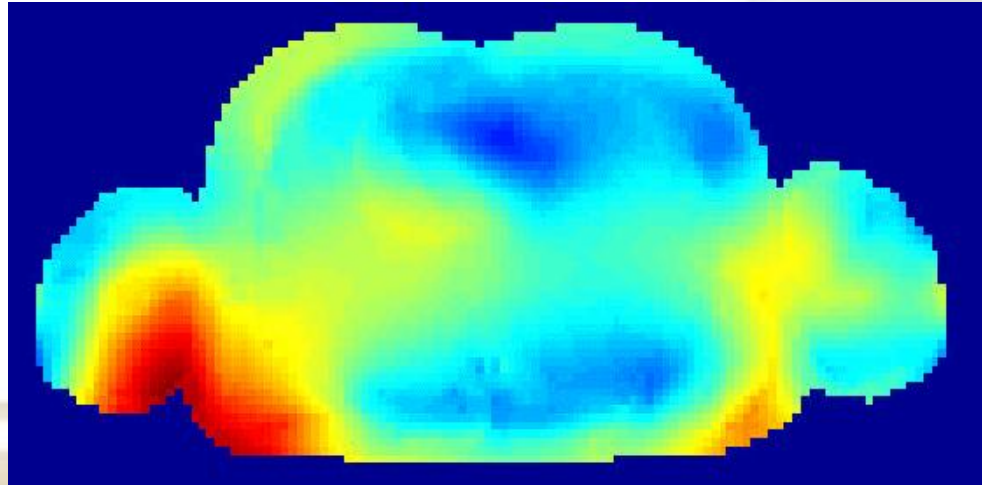


広範囲領域の撮像では、脂肪抑制の不均一性が目立つことがある

SPIR



撮像範囲内でRF pulseにより均一に倒れていないことが原因

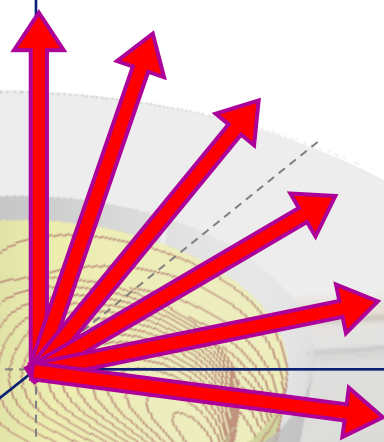


SPAIR

SPiR pulse

B₀

z



SPAIR pulse

B₀

z



SPAIR

SPiR pulse

B₀

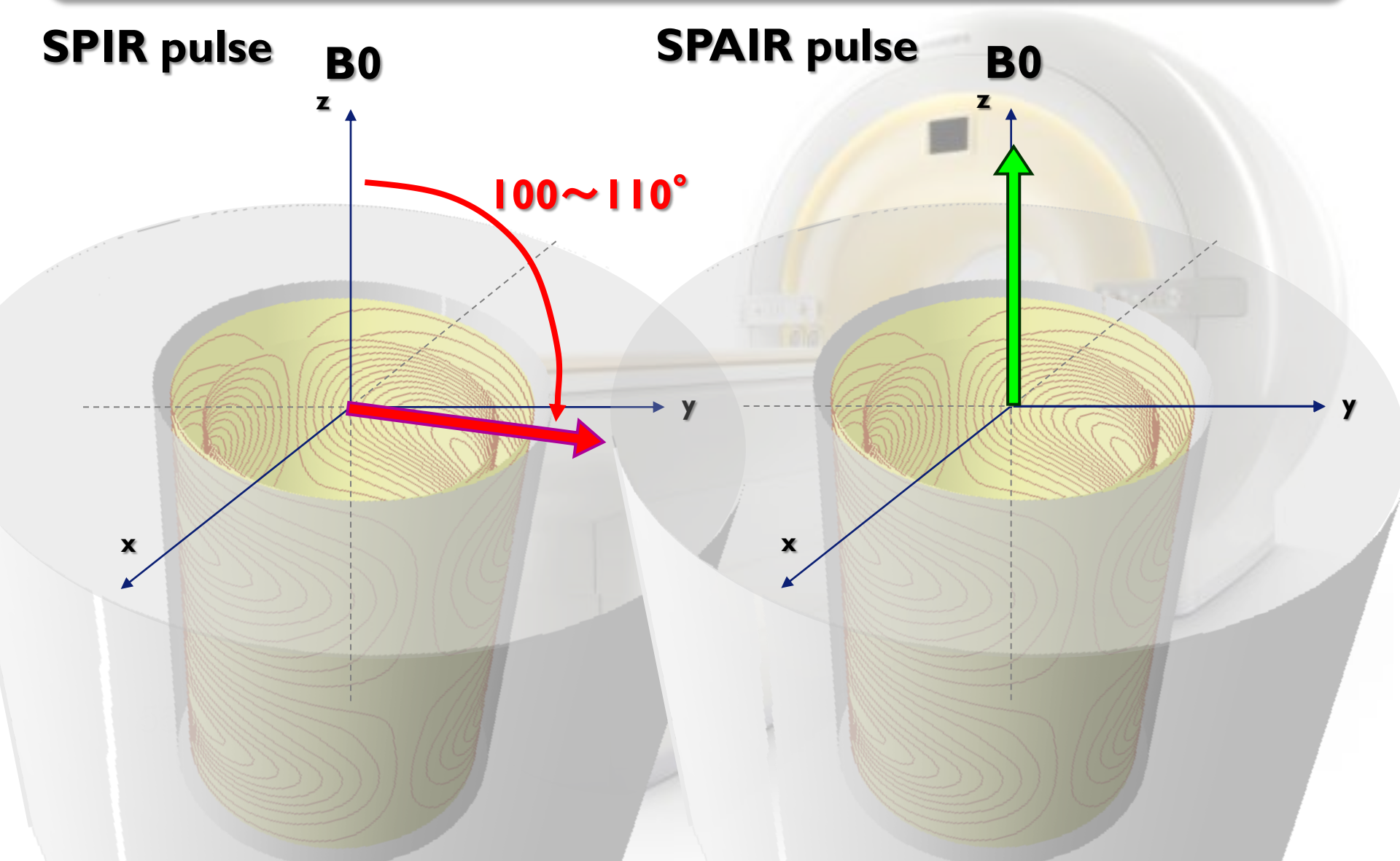
z

100~110°

SPAIR pulse

B₀

z



SPAIR

SPiR pulse

B₀

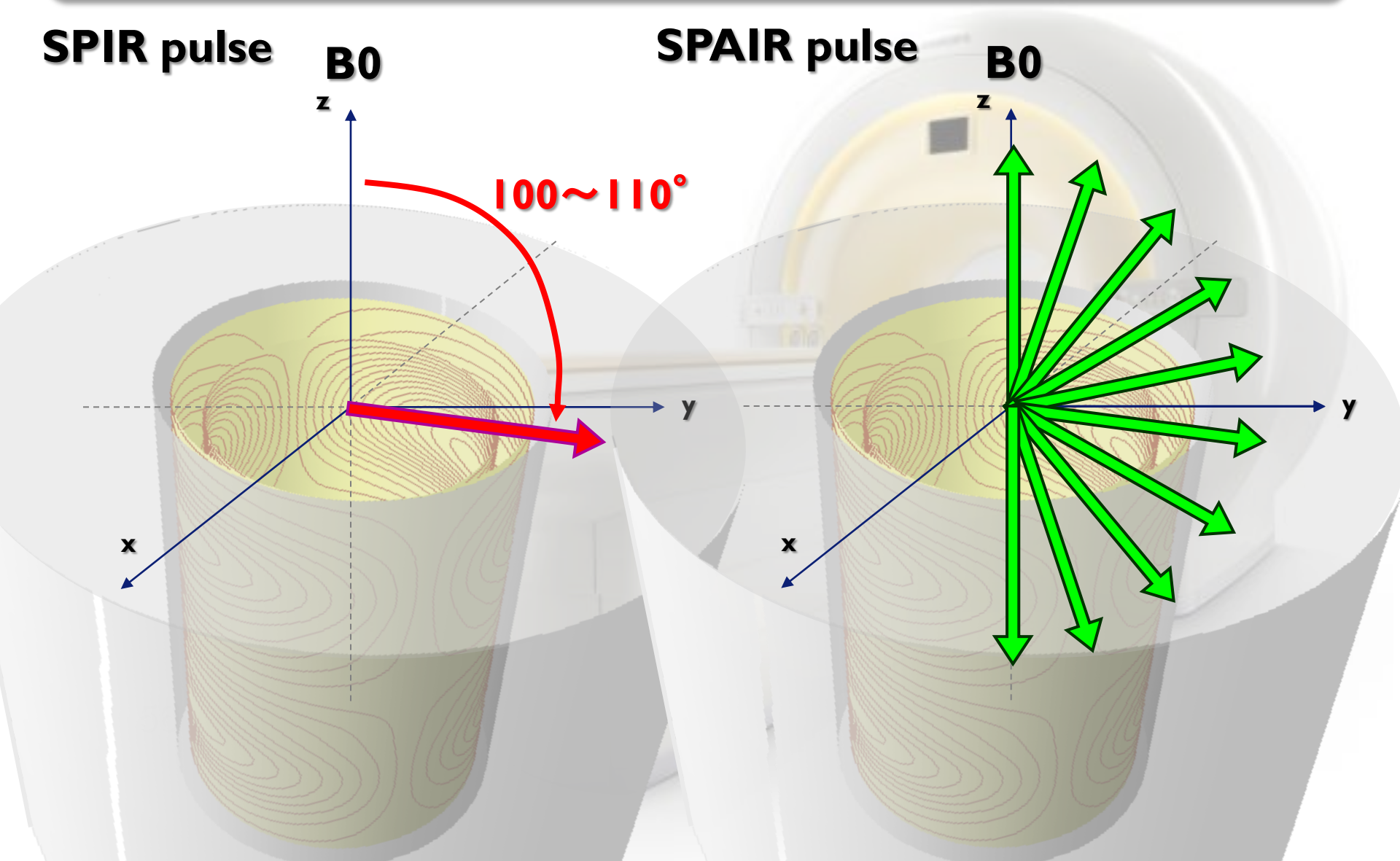
z

100~110°

SPAIR pulse

B₀

z



SPAIR

SPiR pulse

B₀

z

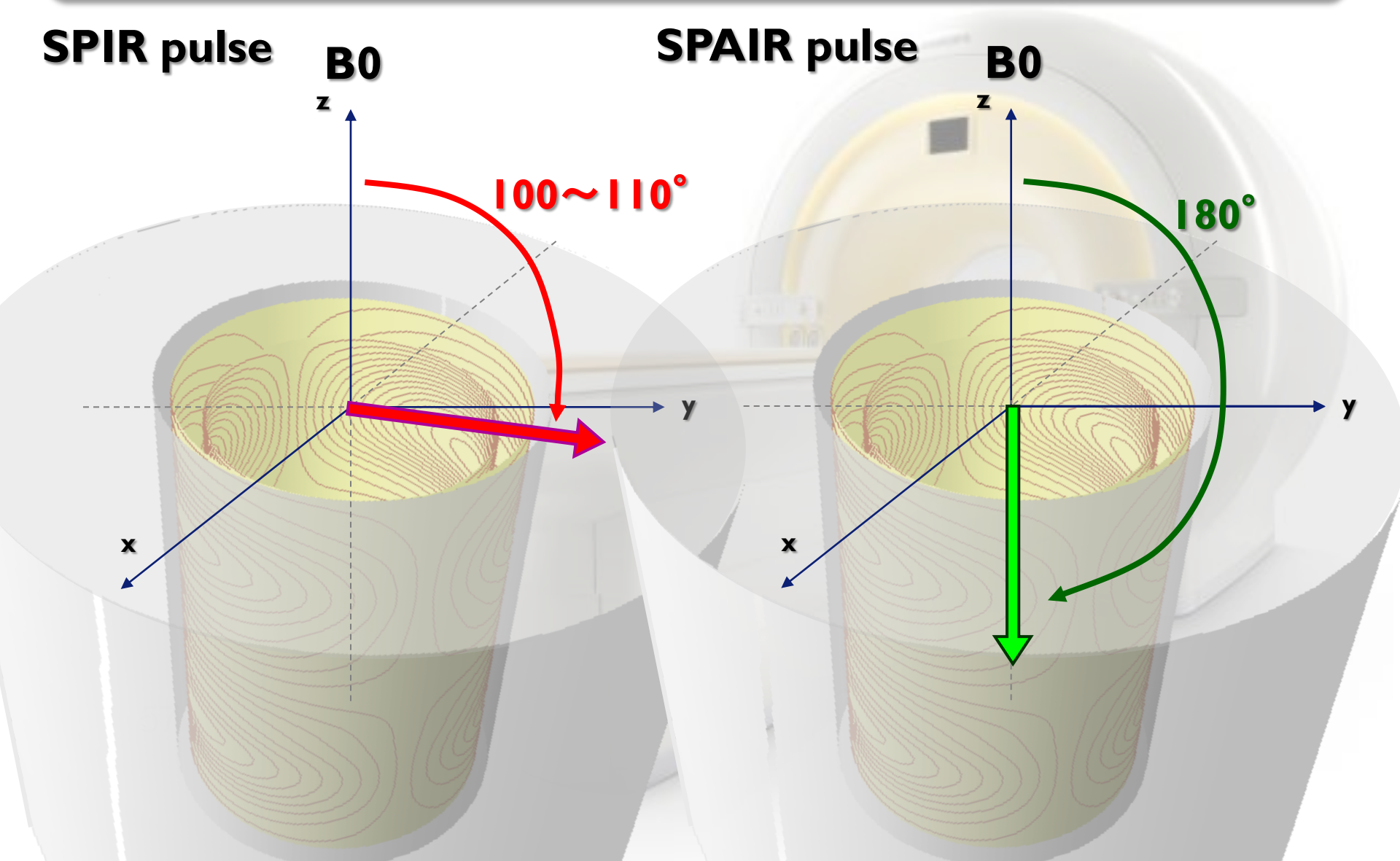
100~110°

SPAIR pulse

B₀

z

180°

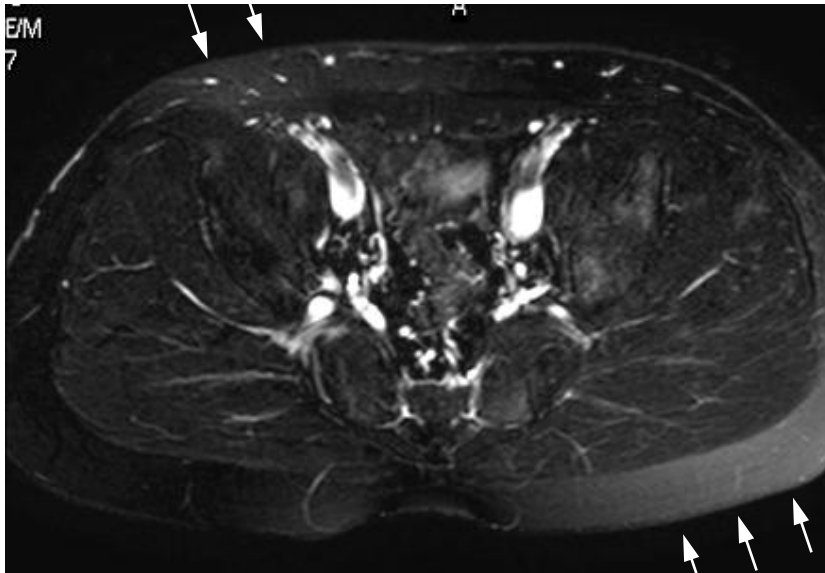


PHILIPS

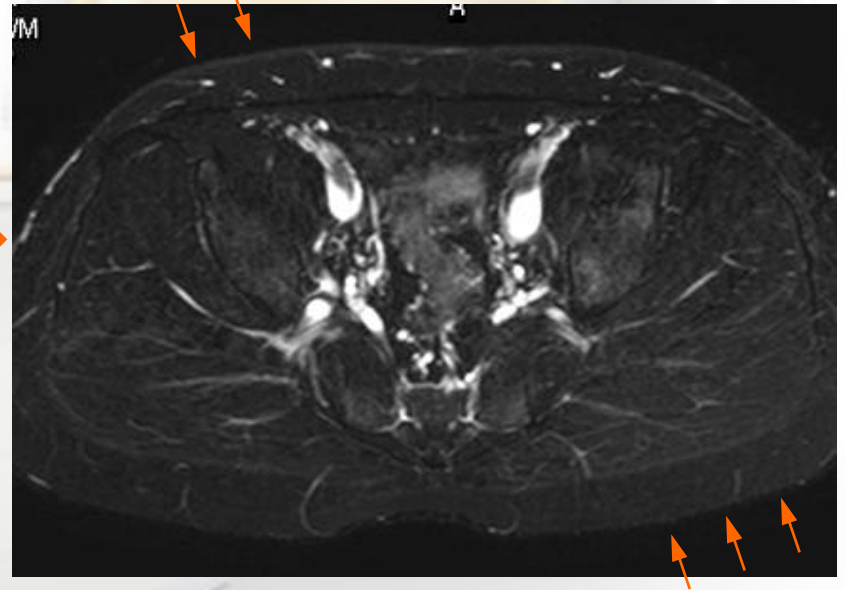
SPAIR (SPectral Attenuated Inversion Recovery)

脂肪抑制ムラを解消

SPiR



SPAIR

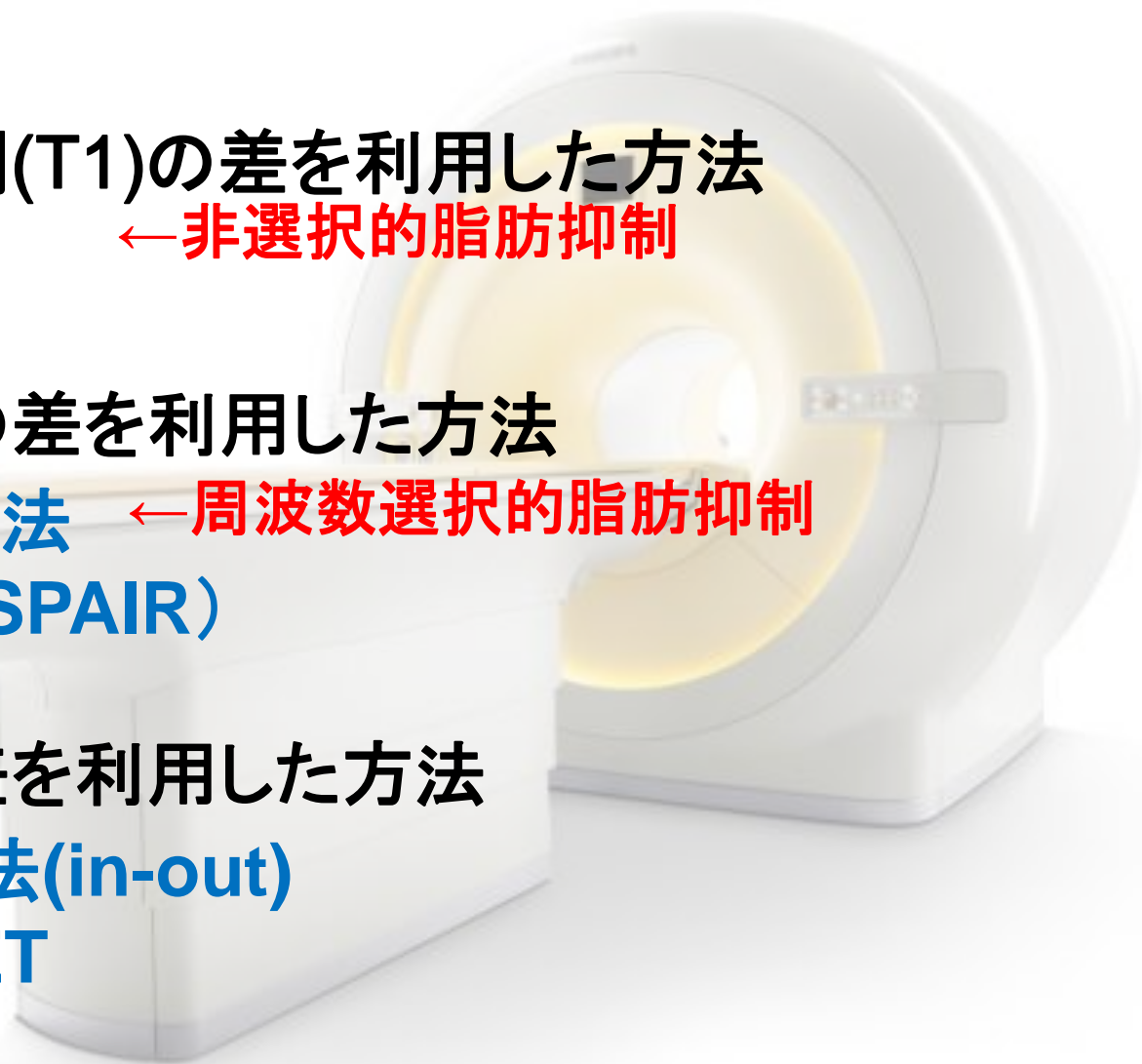


脂肪抑制法の種類

1. 緩和時間(T1)の差を利用した方法
STIR ←非選択的脂肪抑制

2. 周波数の差を利用した方法
CHESS法 ←周波数選択的脂肪抑制
(SPIR/SPAIR)

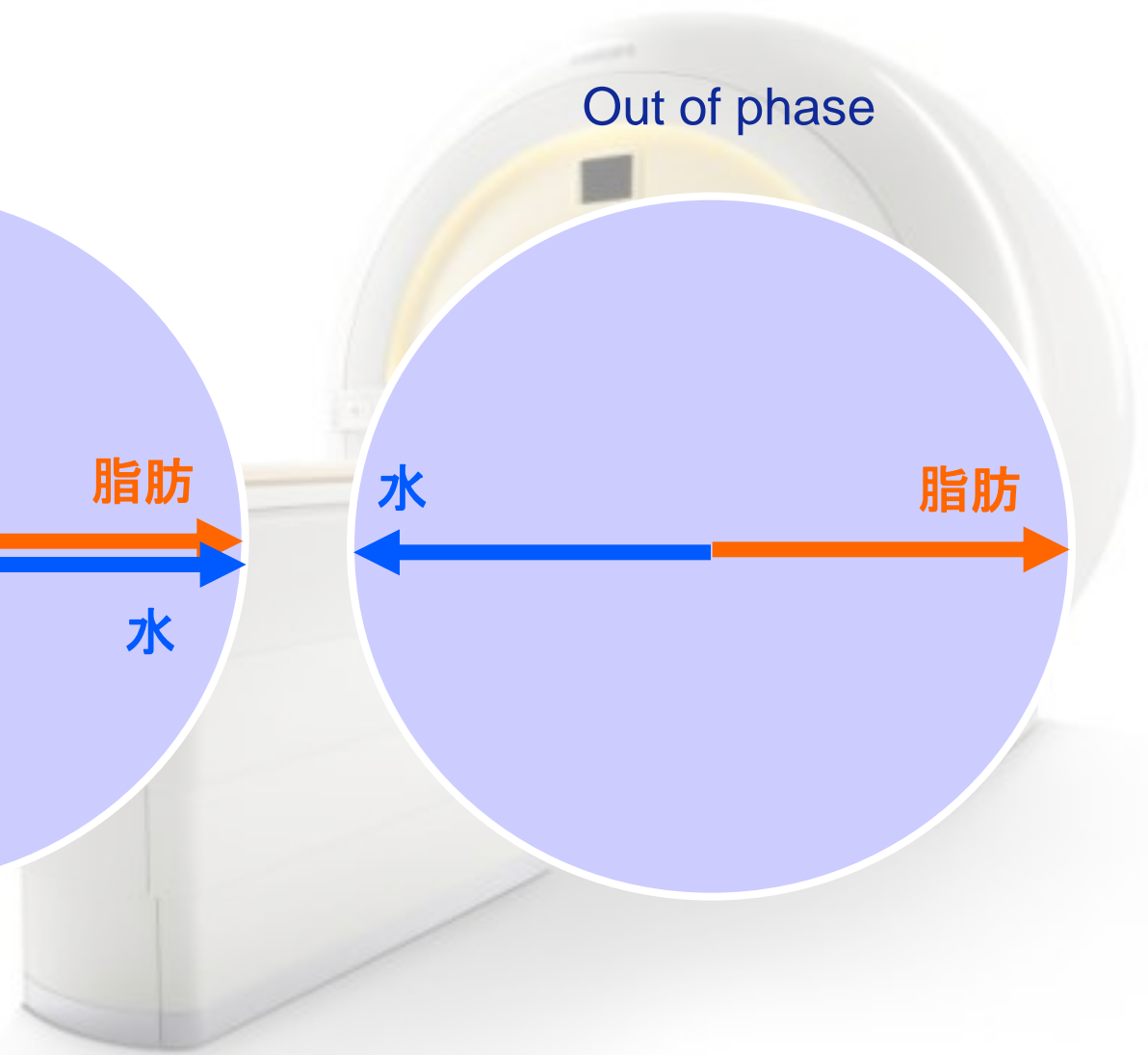
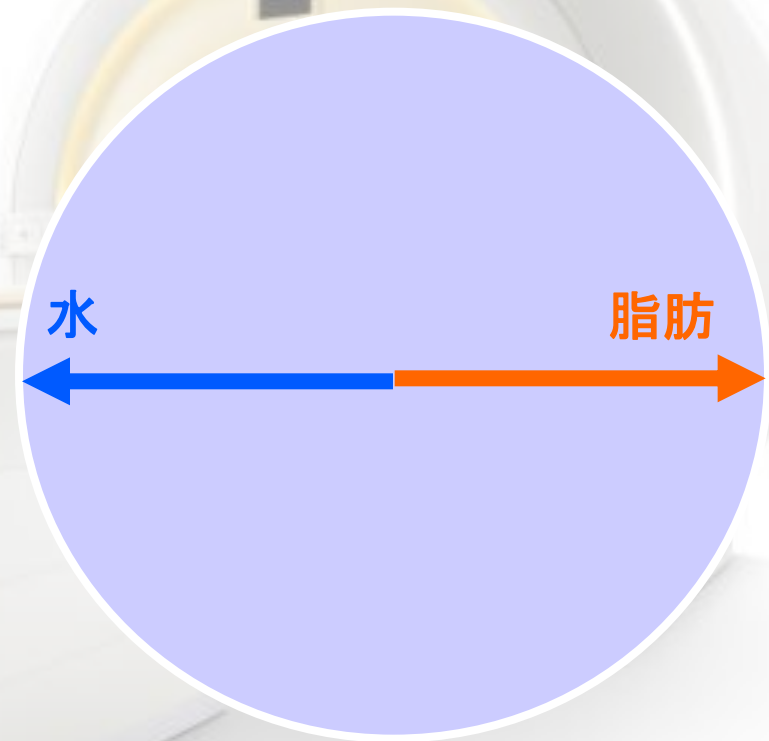
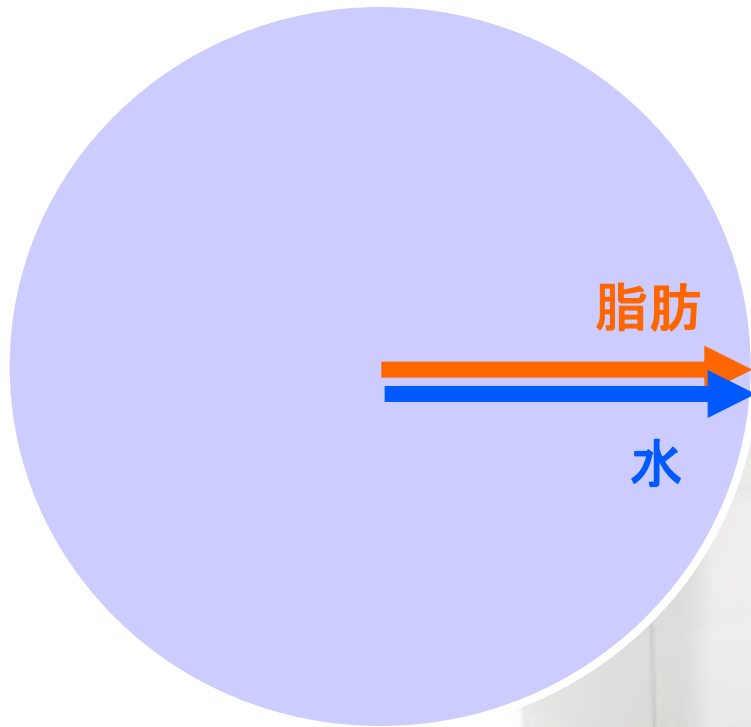
3. 位相の差を利用した方法
逆位相法(in-out)
PROSET
DIXON



In phase, Out of phase: 位相の差を利用した方法

In-phase

Out of phase



共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

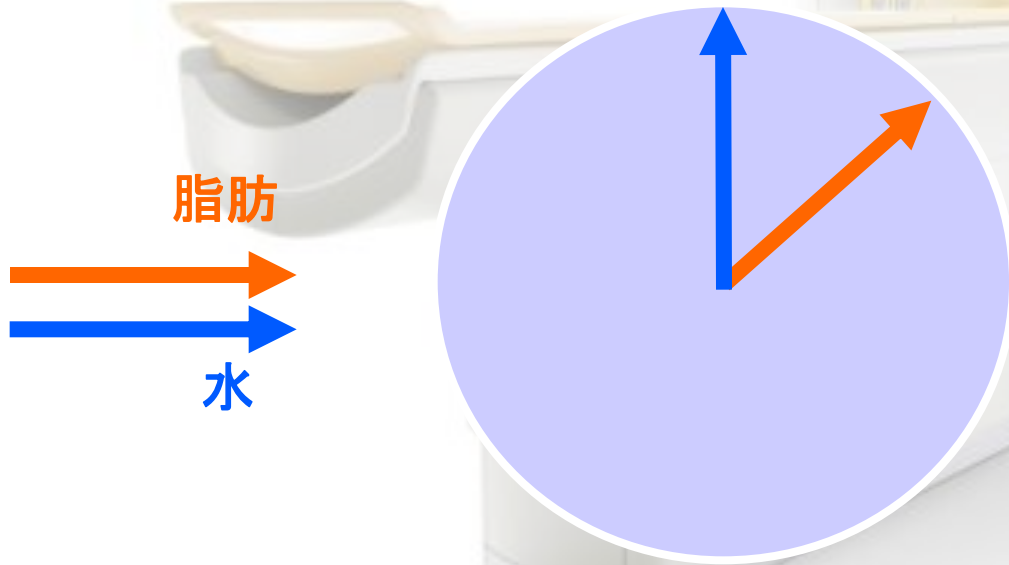
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

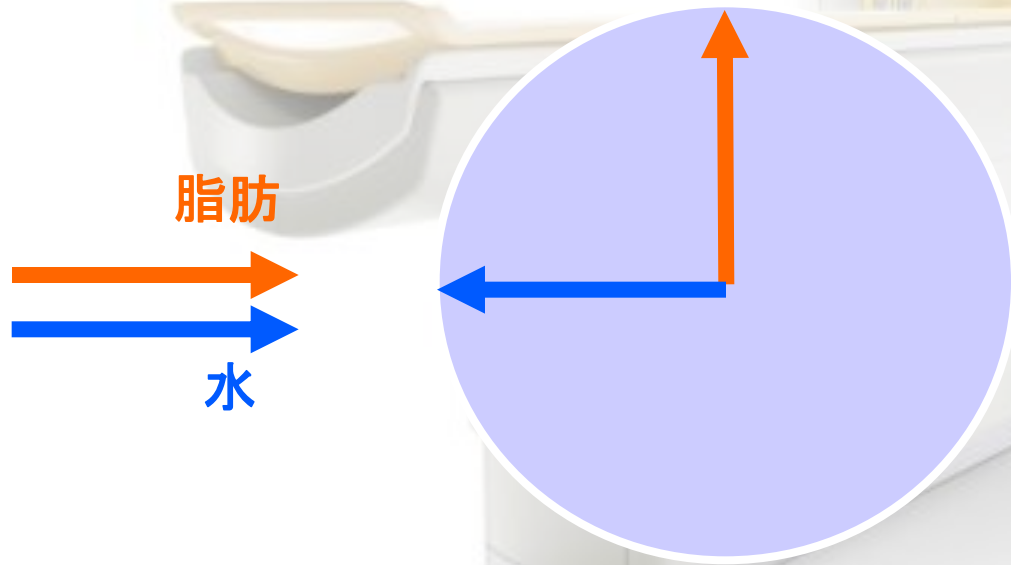
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

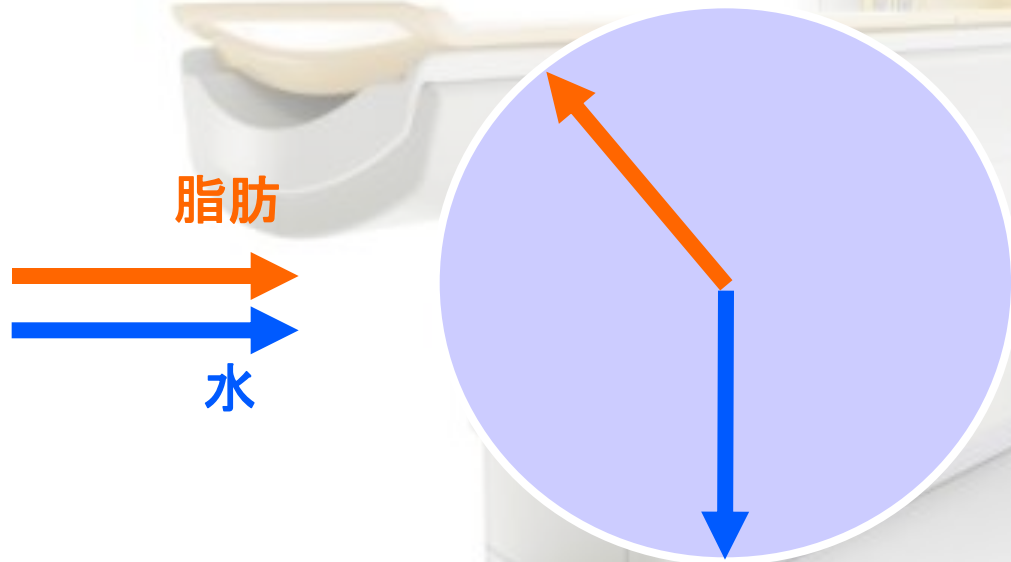
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

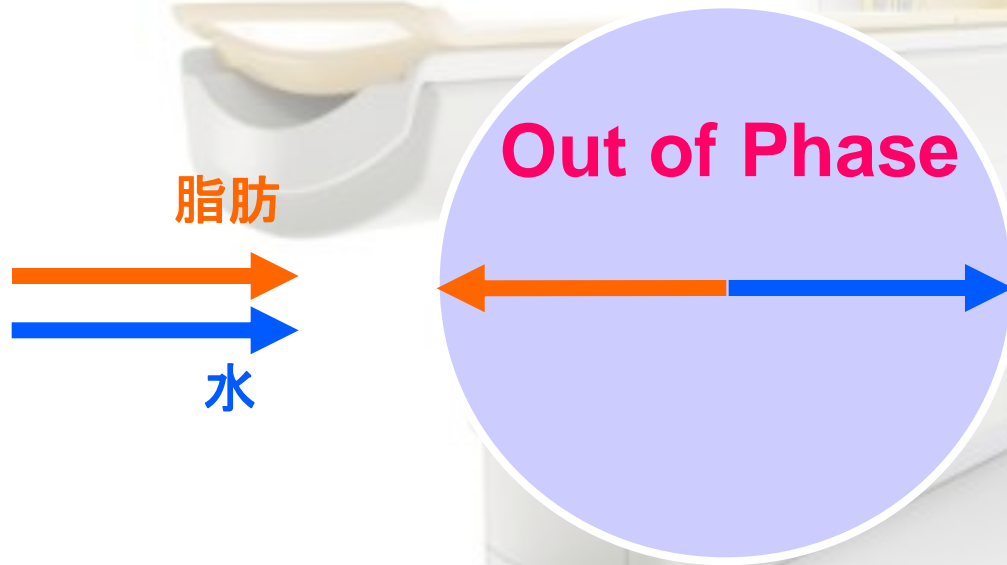
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

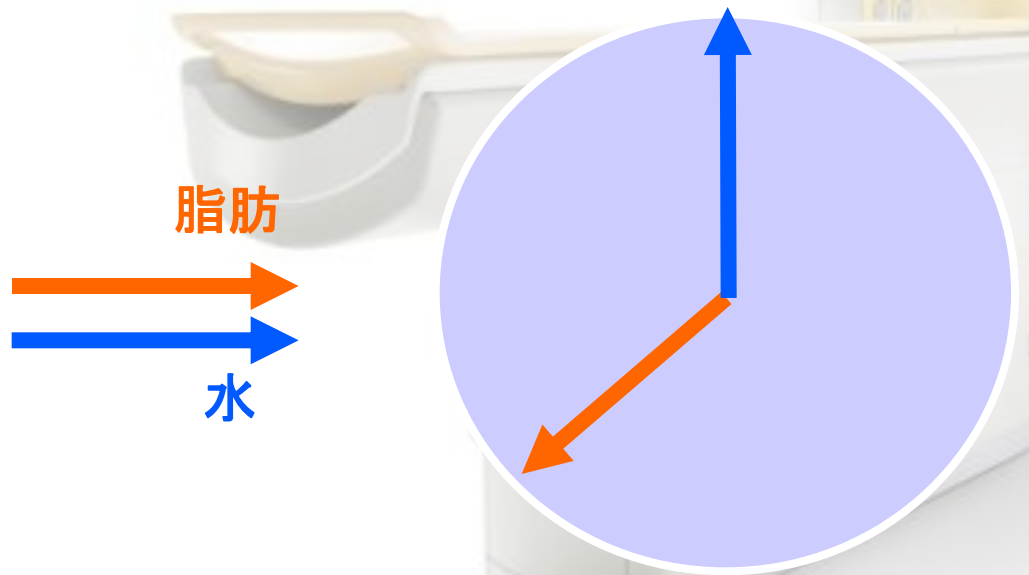
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

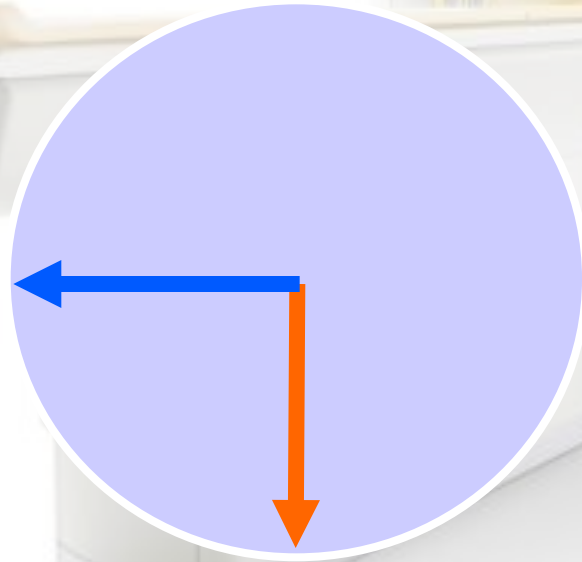
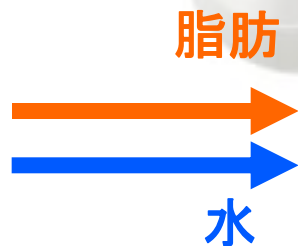
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

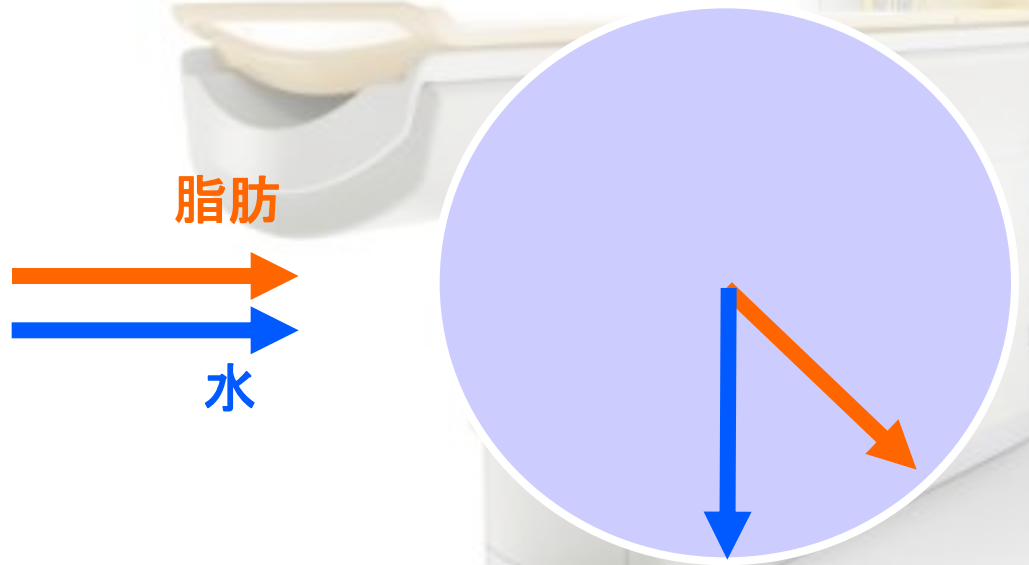
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

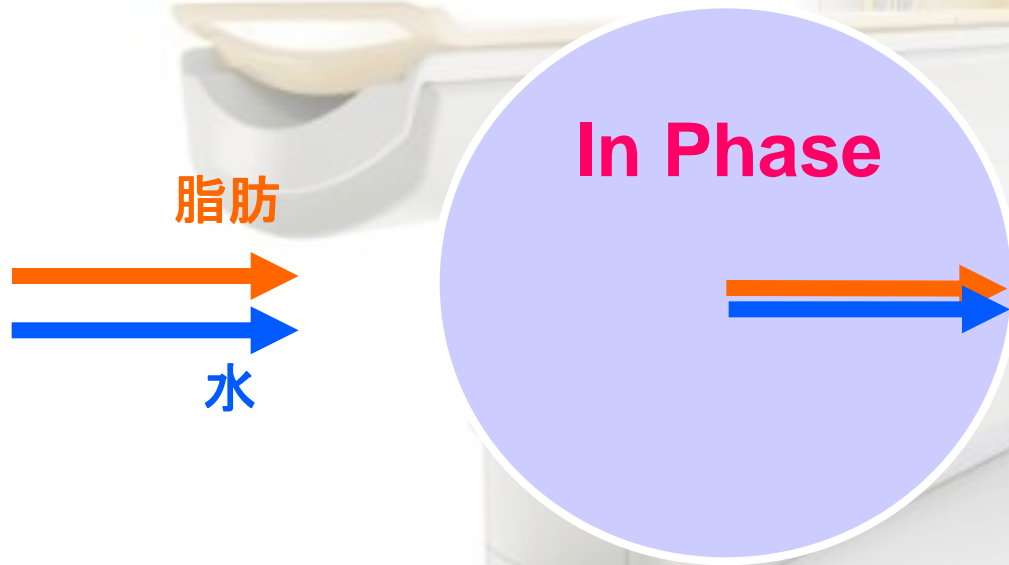
共鳴周波数の差は、

$$3.0T = 127.8\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 434.5\text{Hz}$$

$$1.5T = 63.9\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 217.3\text{Hz}$$

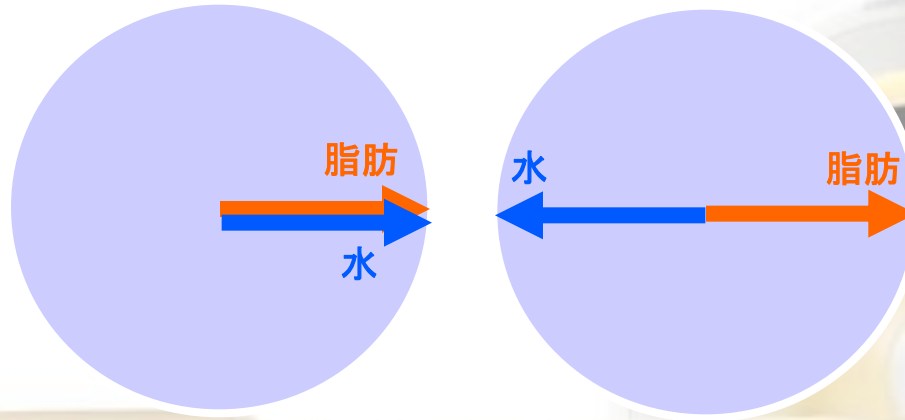
$$1.0T = 42.6\text{MHz} \times 3.4\text{ppm} = 144.8\text{Hz}$$

1.5Tの場合、脂肪が水よりも遅いので、1秒間に217.3回転の差が生じる



1回転の差が生じるには、 $1s / 217.3 = 4.6\text{ms}$ かかる

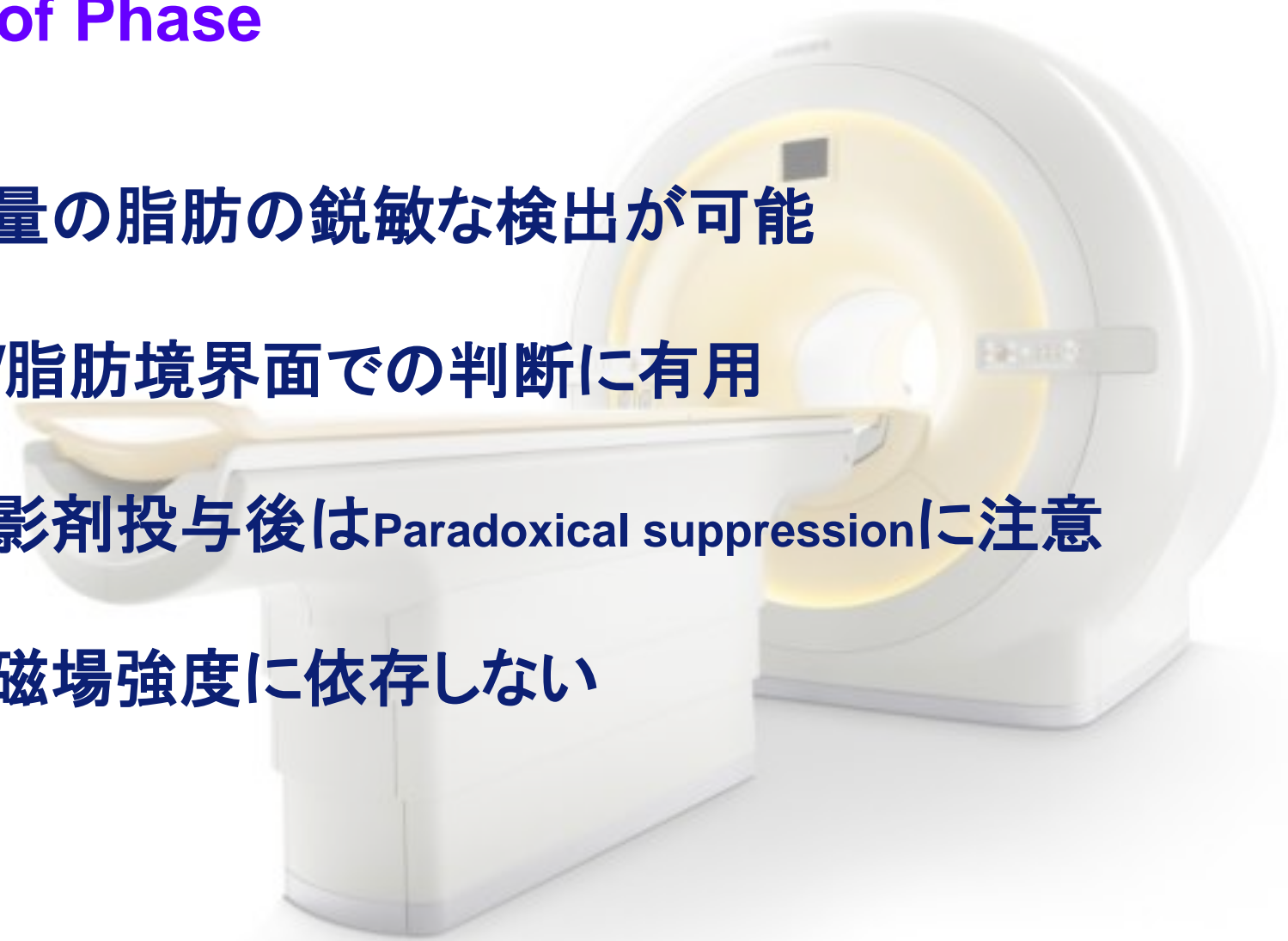
In phase, Out of phase : 位相の差を利用した方法



	Out of Phase	In Phase	Out of Phase	In Phase
3.0T	1.15msec	2.3msec	3.45msec	4.6msec
1.5T	2.3msec	4.6msec	6.9msec	9.2msec
1.0T	3.45msec	6.9msec	10.35msec	13.8msec

位相差を利用した方法

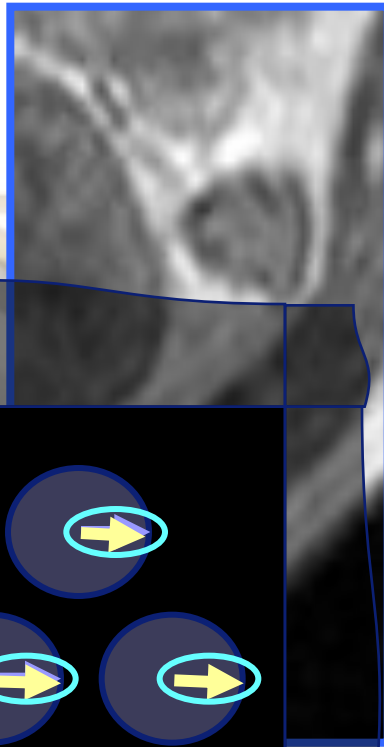
Out of Phase

1. 微量の脂肪の鋭敏な検出が可能
 2. 水/脂肪境界面での判断に有用
 3. 造影剤投与後はParadoxical suppressionに注意
 4. 静磁場強度に依存しない
- 

Out of Phase

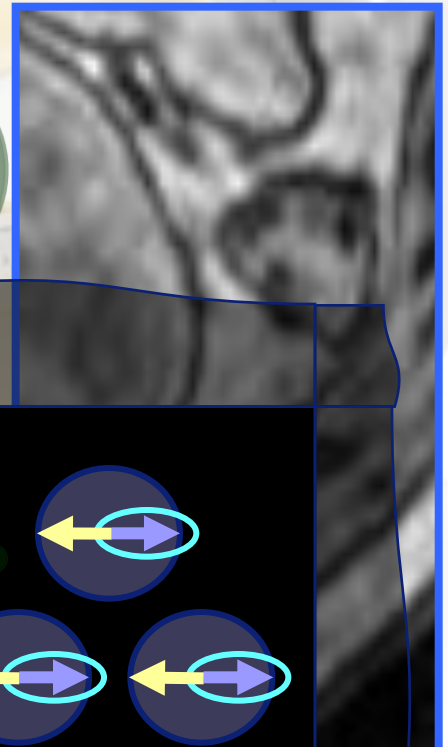
TE = 4.6

In Phase



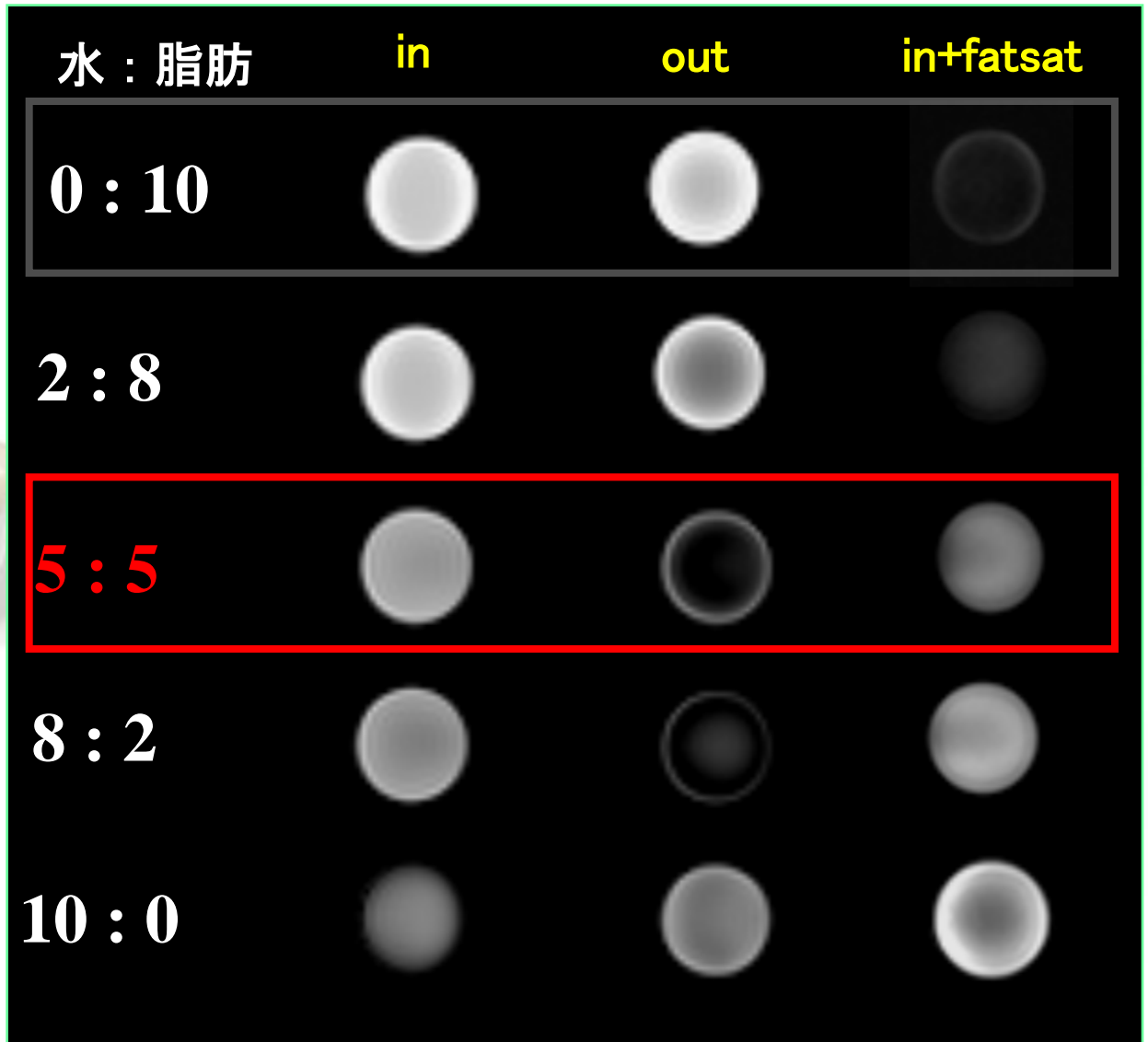
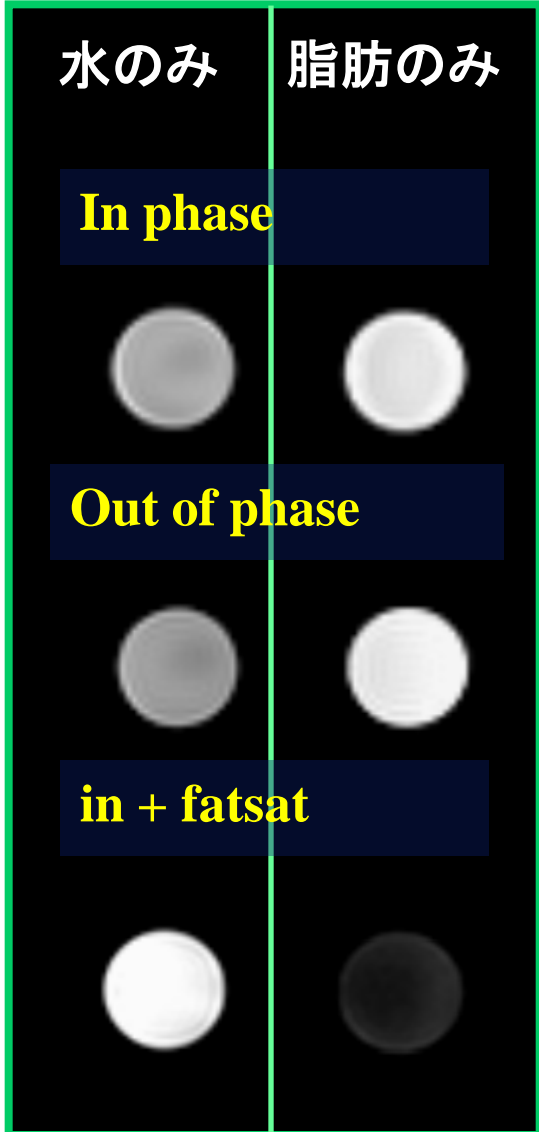
TE = 6.9

Out of Phase



1pixel内に
水と脂肪が
同量の場合
に生じる現象

Out of Phase



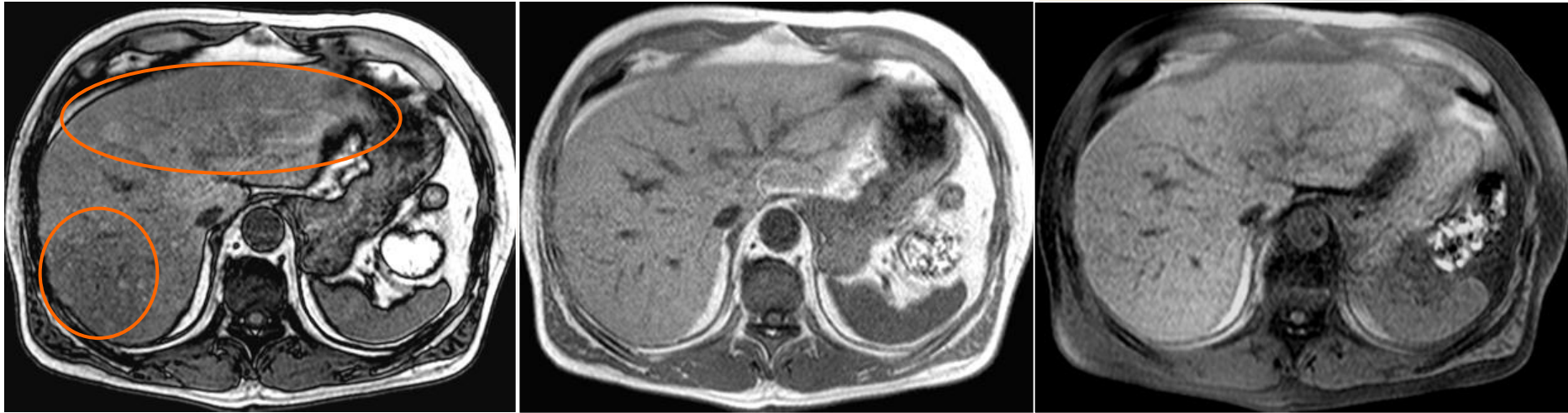
微量の脂肪の鋭敏な検出が可能

脂肪肝

out of phase

in phase

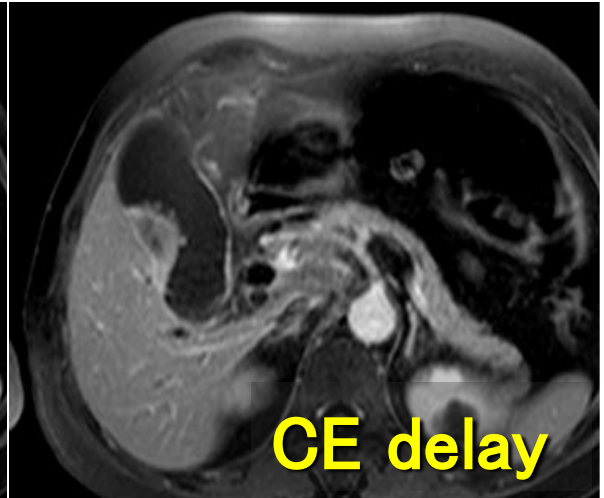
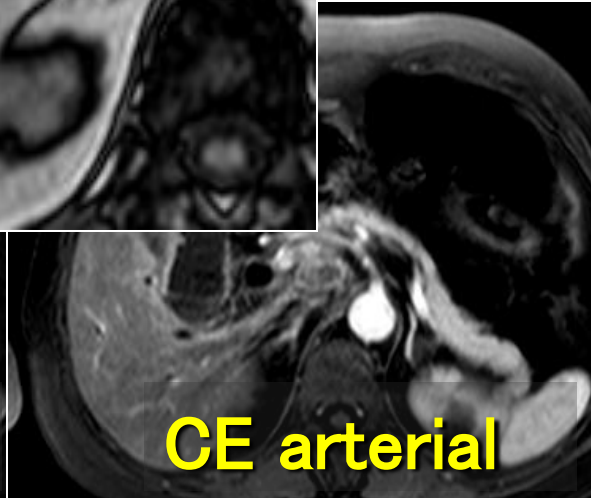
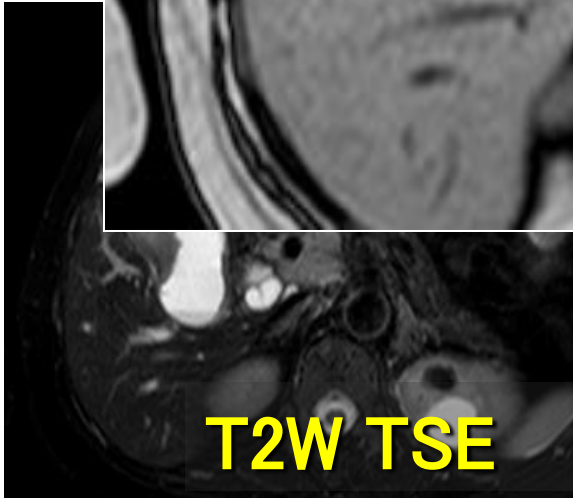
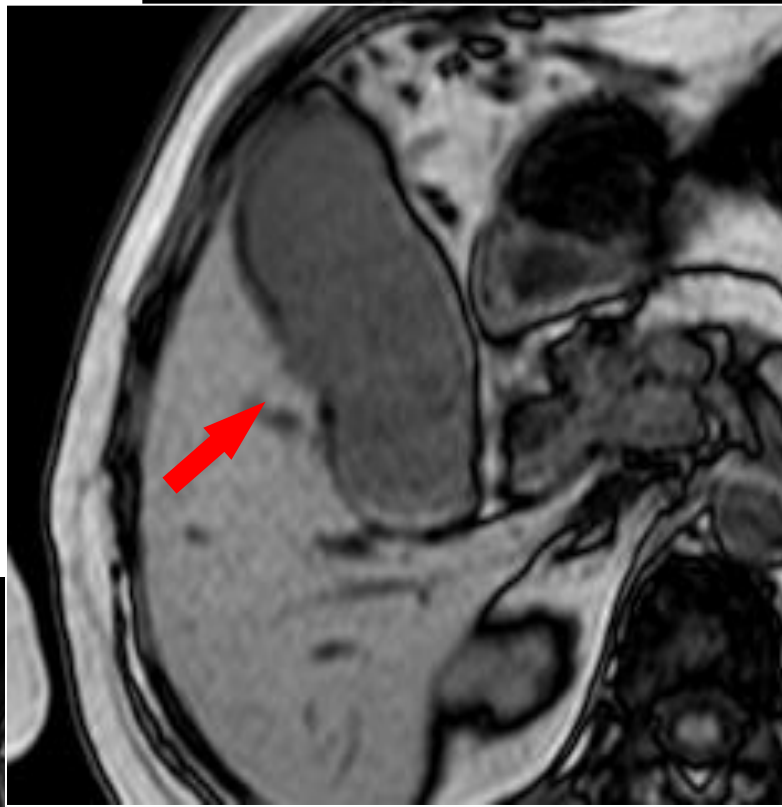
In + fat sat



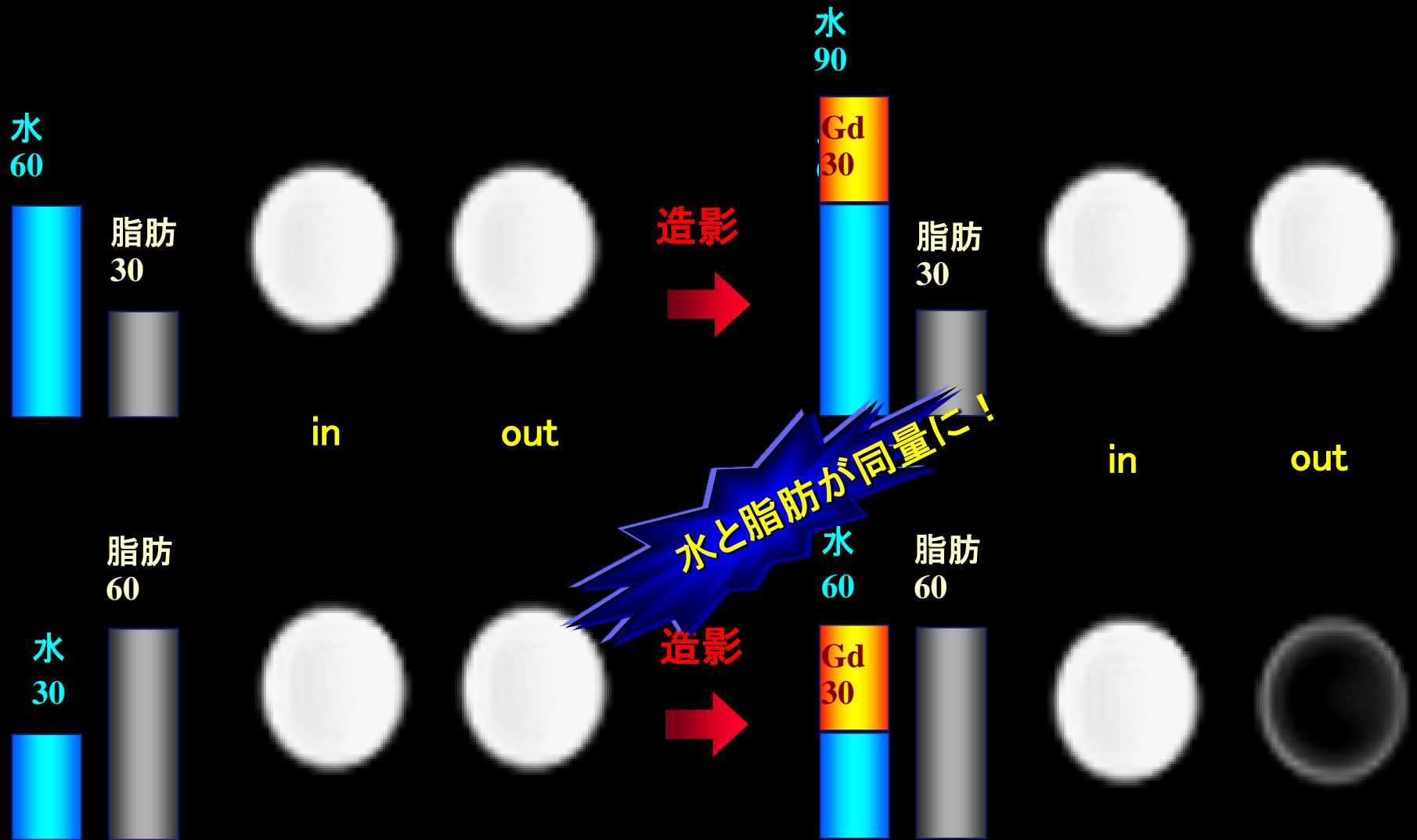
In-phase + Fat satでは、体表の脂肪は抑制されているが、
Out of phaseでは抑制されていない

肝臓の脂肪沈着している部分は信号低下している

水/脂肪境界面での判断に有用



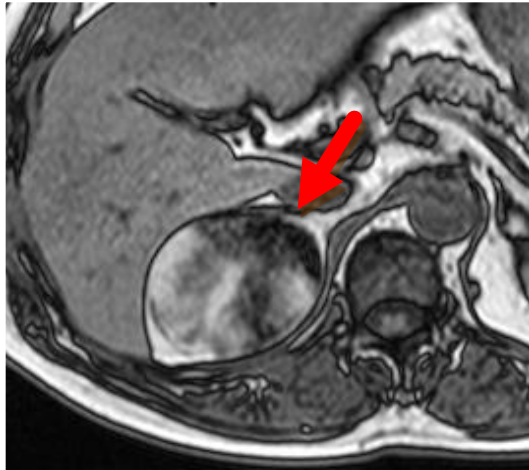
造影剤投与後はParadoxical suppressionに注意



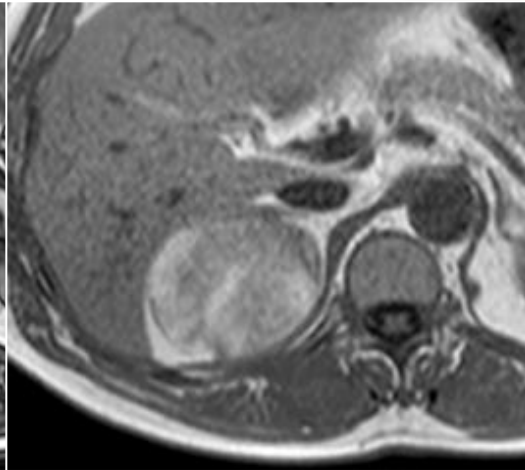
造影剤投与後はParadoxical suppressionに注意

副腎の骨髄脂肪腫 (MYELOLIPOMA)

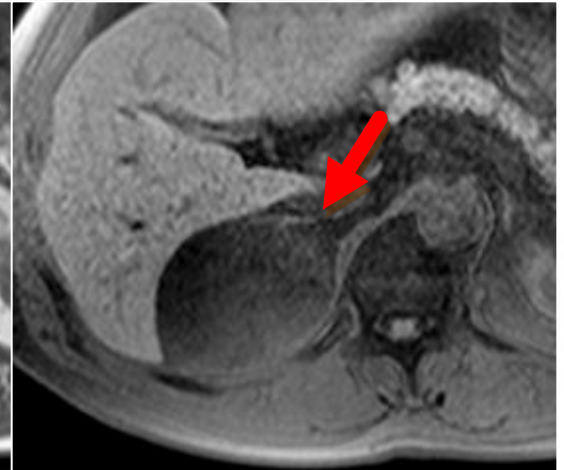
造影前



out of phase

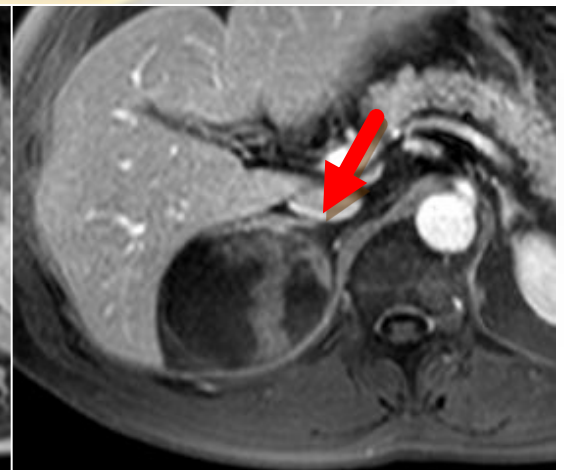
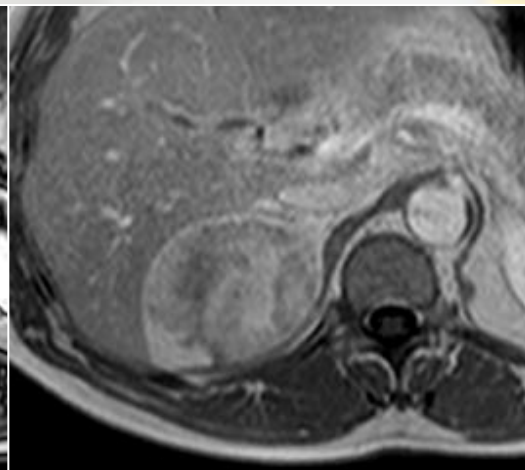
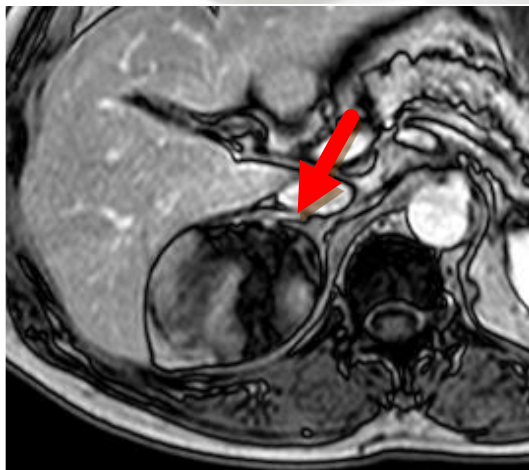


in phase



in phase + fatsat

造影後



位相差を利用した方法

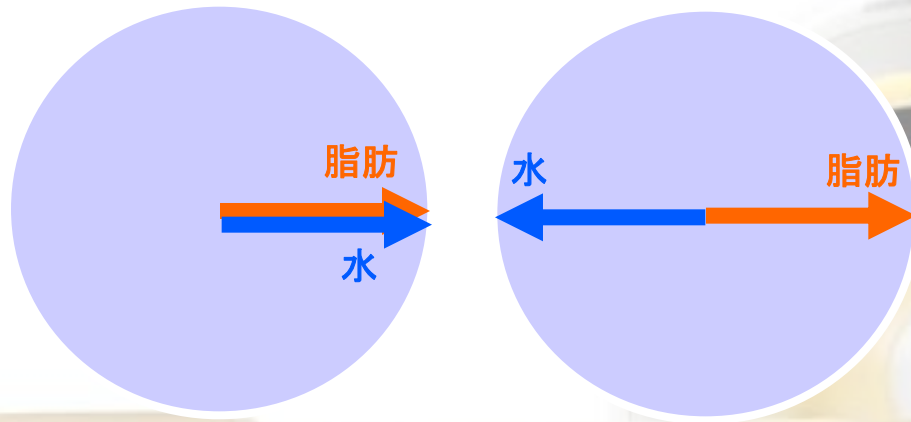
Binomial pulse ←水選択的励起

Binomial pulse(TOSHIBA)

Water Excitation(SIEMENS)

PROSET: **P**inciple **O**f **S**elective **E**xcitation **T**echnique (PHILIPS)
(**WATS**: **WATER** **S**elective)

Proset: 位相の差を利用した方法



	Out of Phase	In Phase	Out of Phase	In Phase
3.0T	1.15msec	2.3msec	3.45msec	4.6msec
1.5T	2.3msec	4.6msec	6.9msec	9.2msec
1.0T	3.45msec	6.9msec	10.35msec	13.8msec

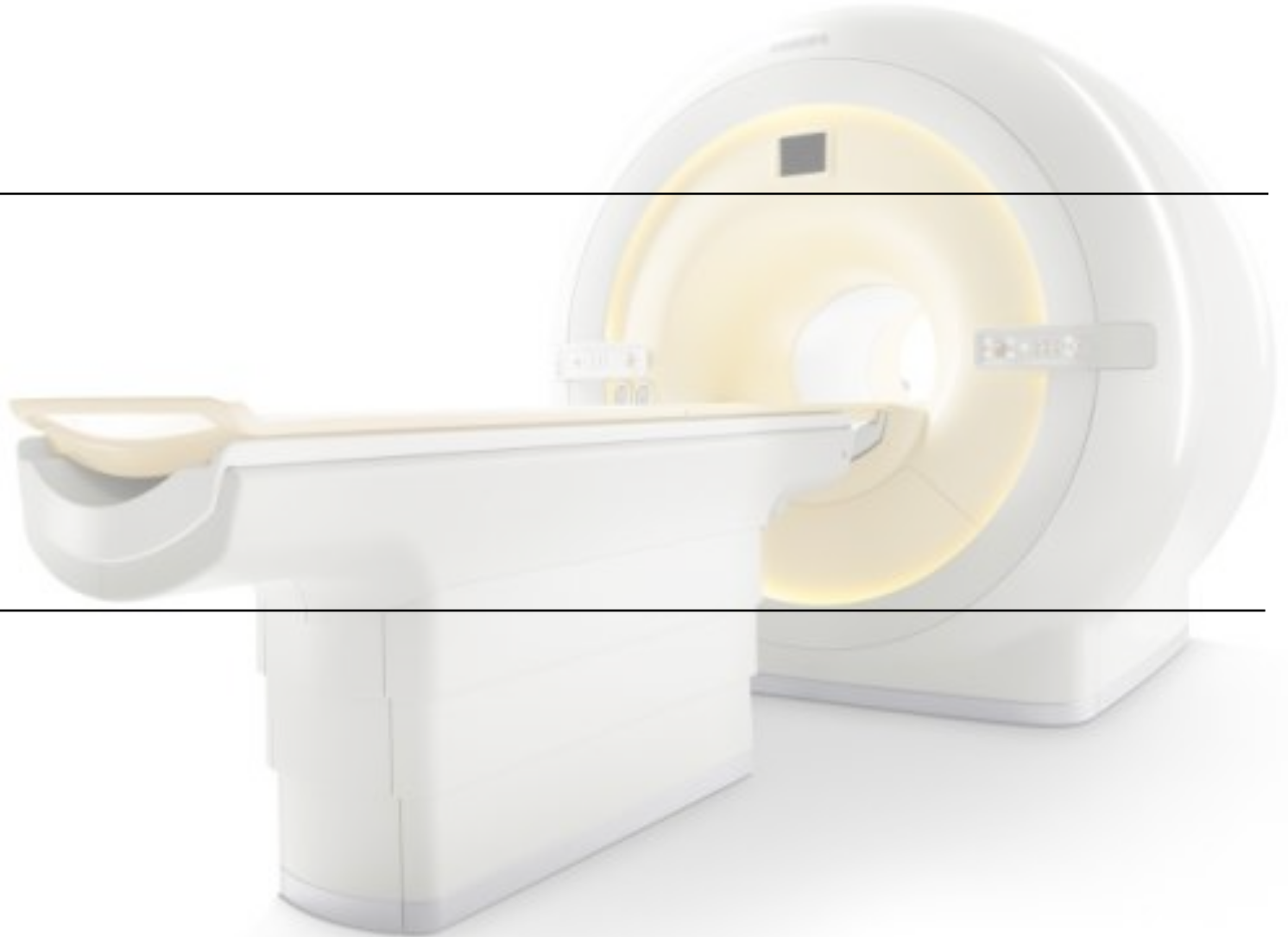
PHILIPS

WATS (**WAT**er **S**elective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

binomial RF
 $FA/2$



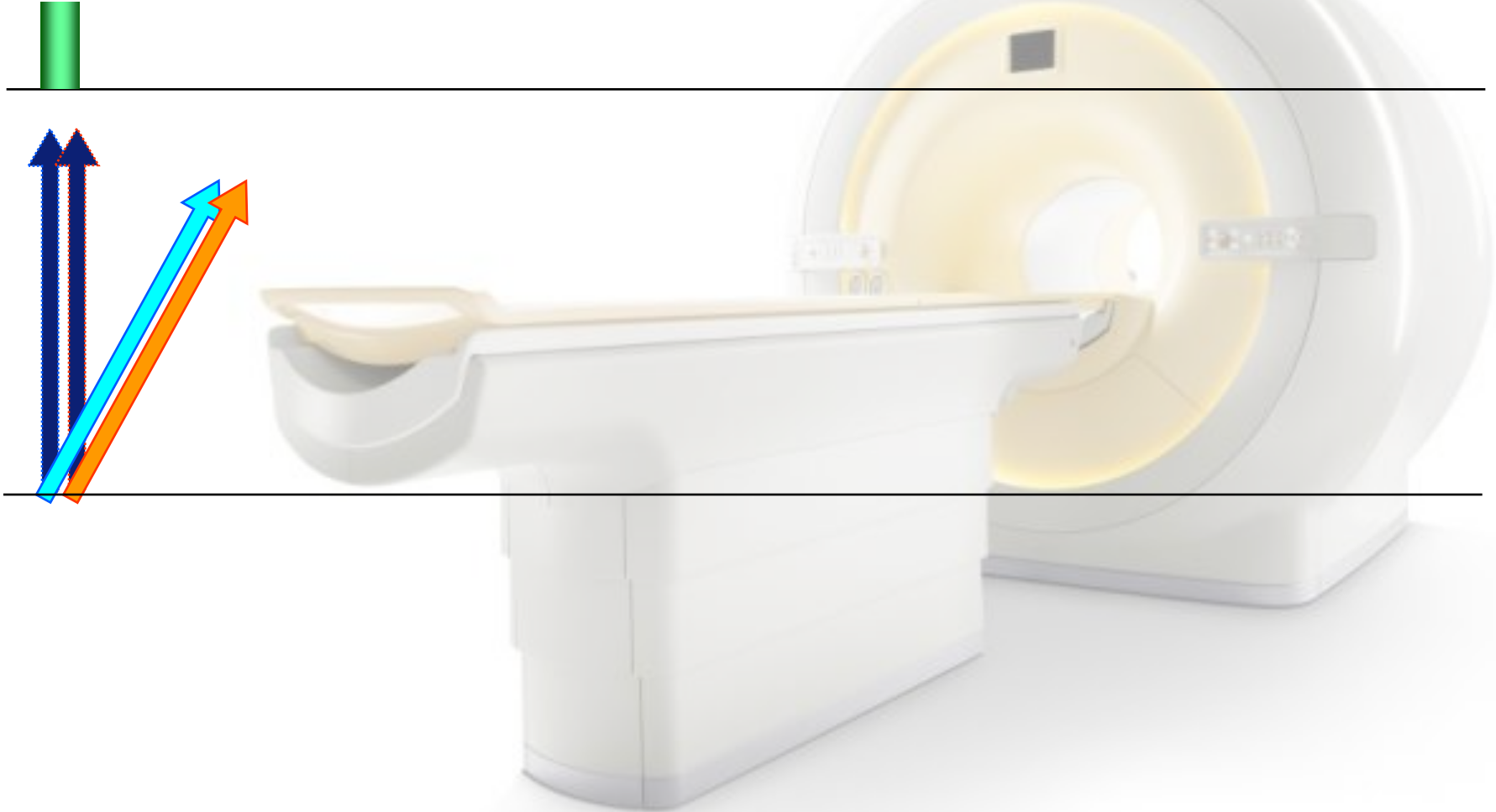
Water Fat



PHILIPS

WATS (**WAT**er **S**elective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

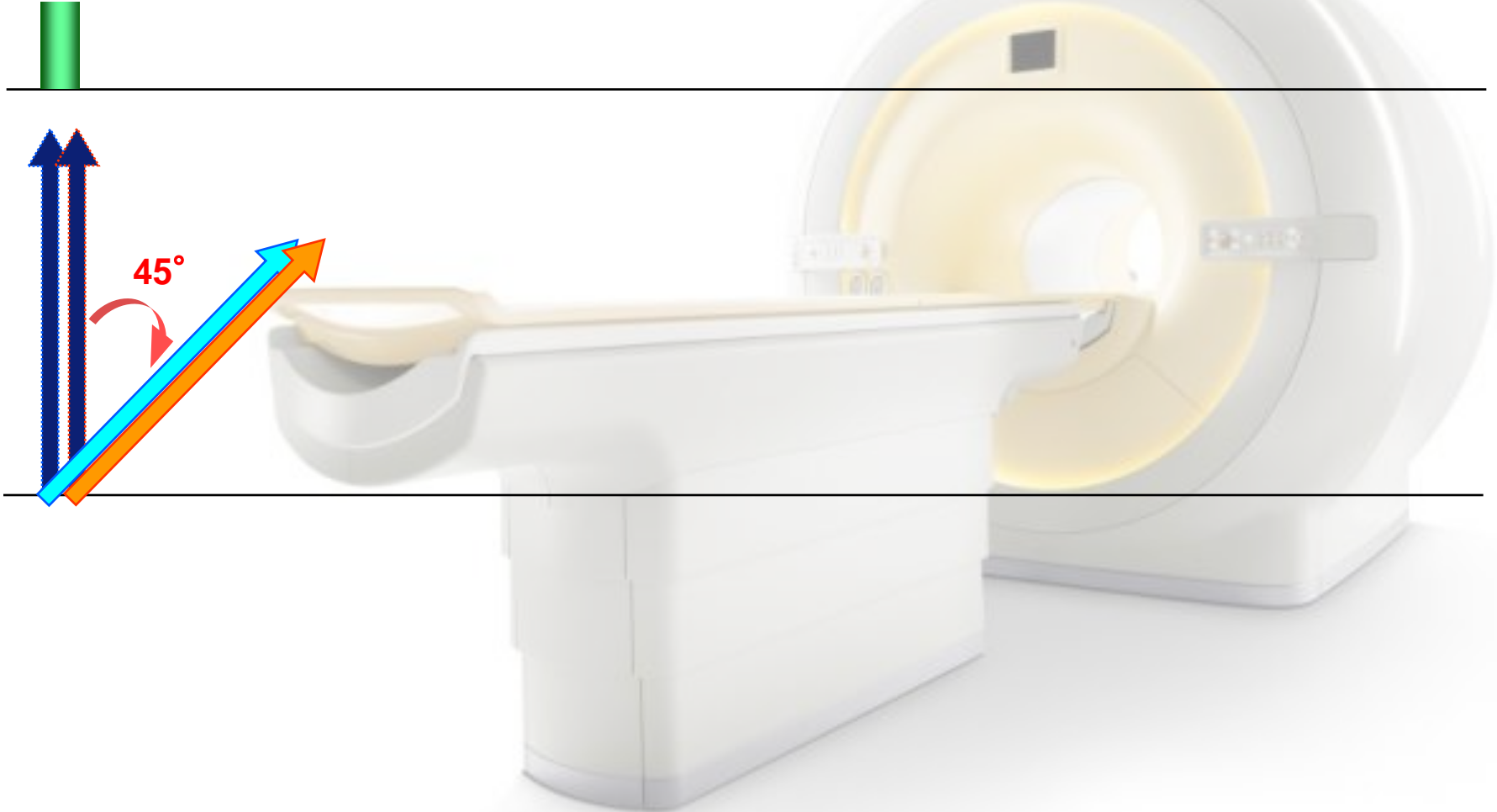
binomial RF
 $FA/2$



PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, FA90°

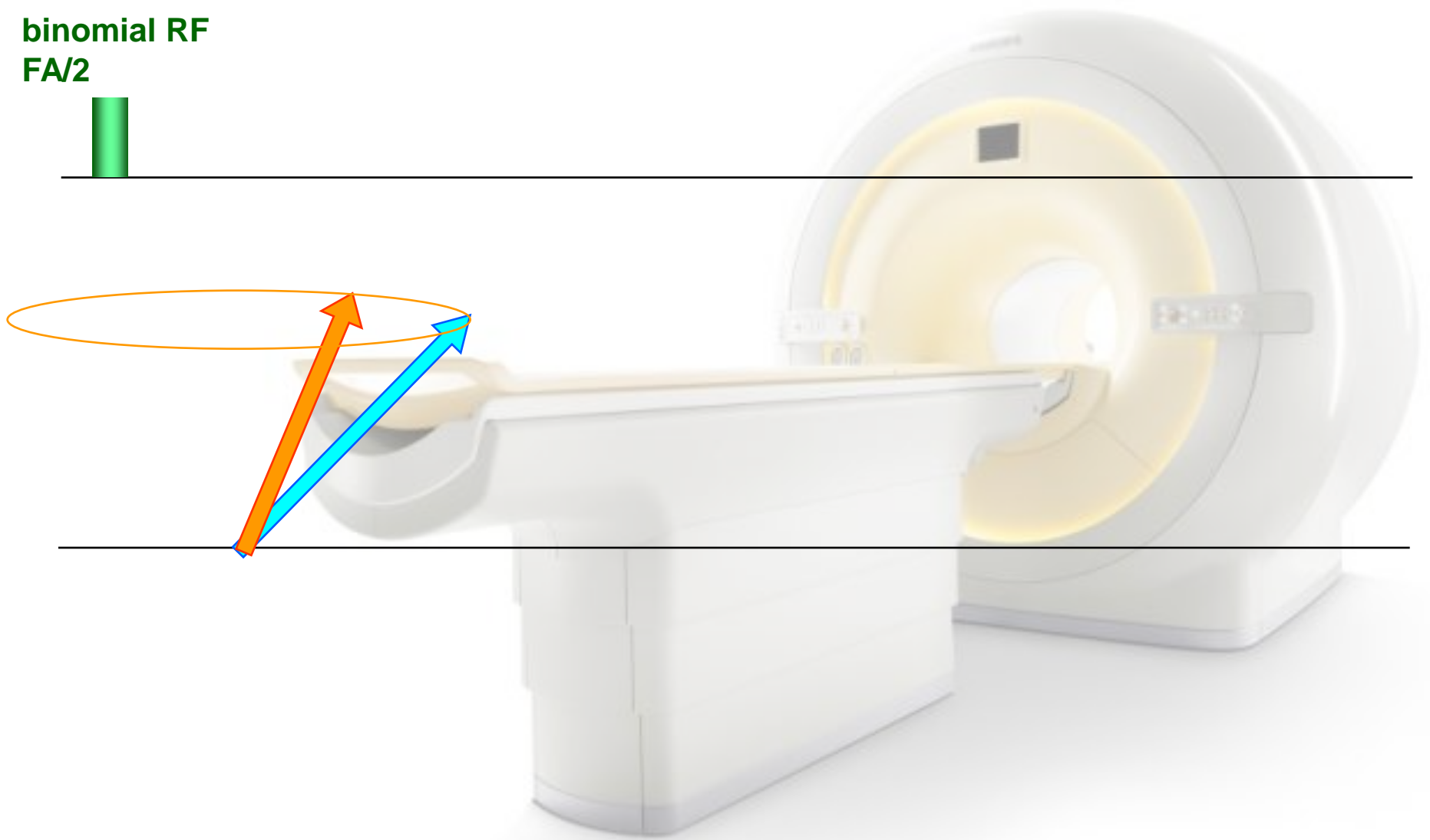
binomial RF
FA/2



PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

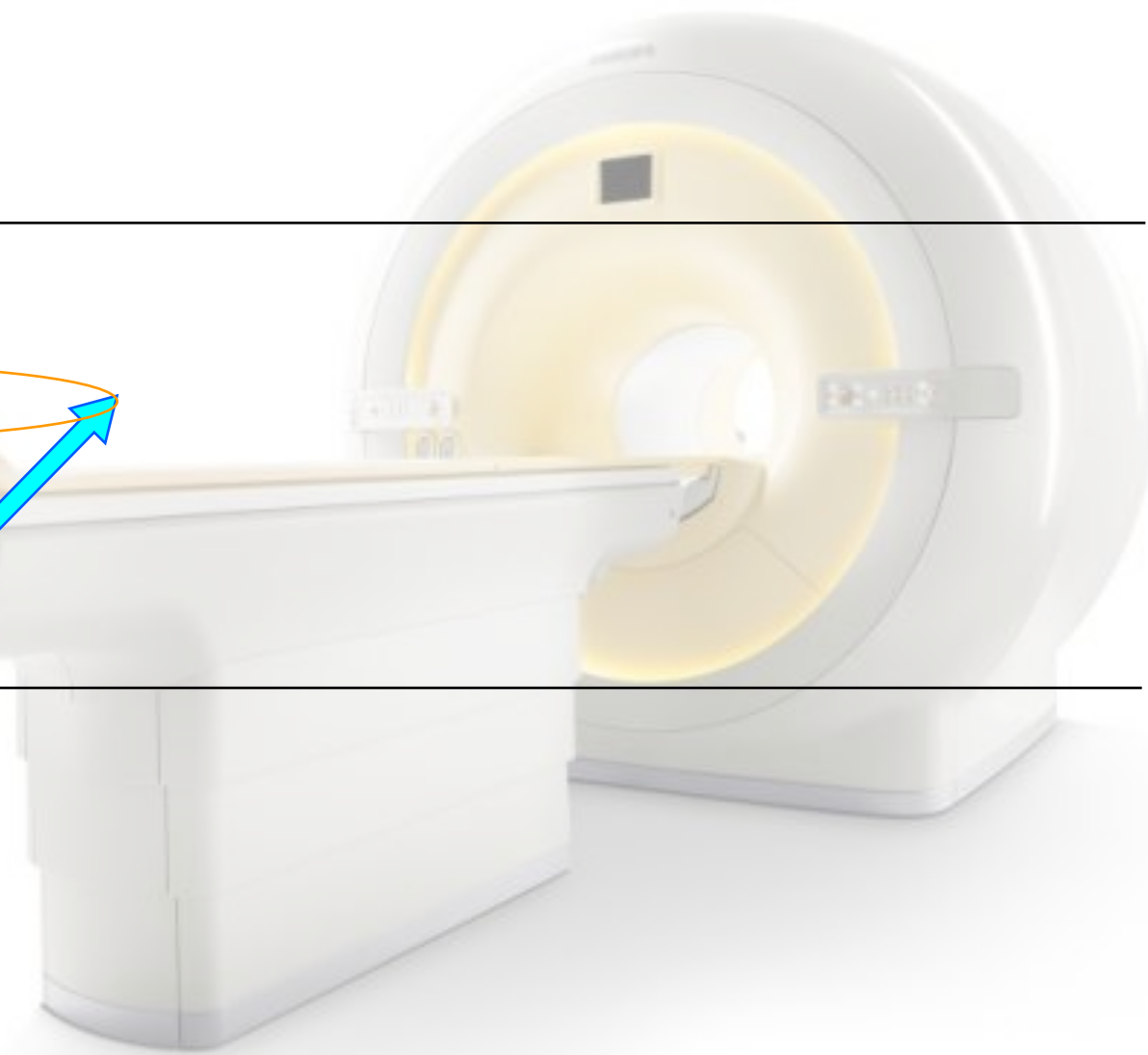
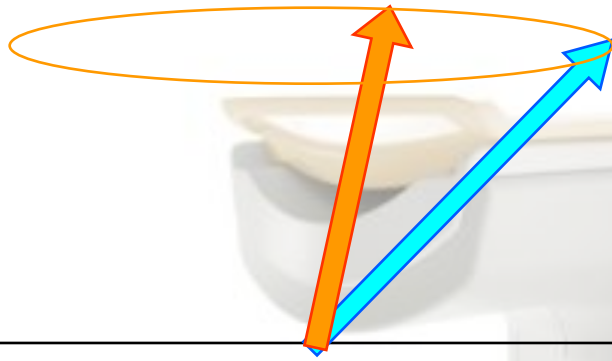
binomial RF
FA/2



PHILIPS

WATS (**WAT**er **S**elective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

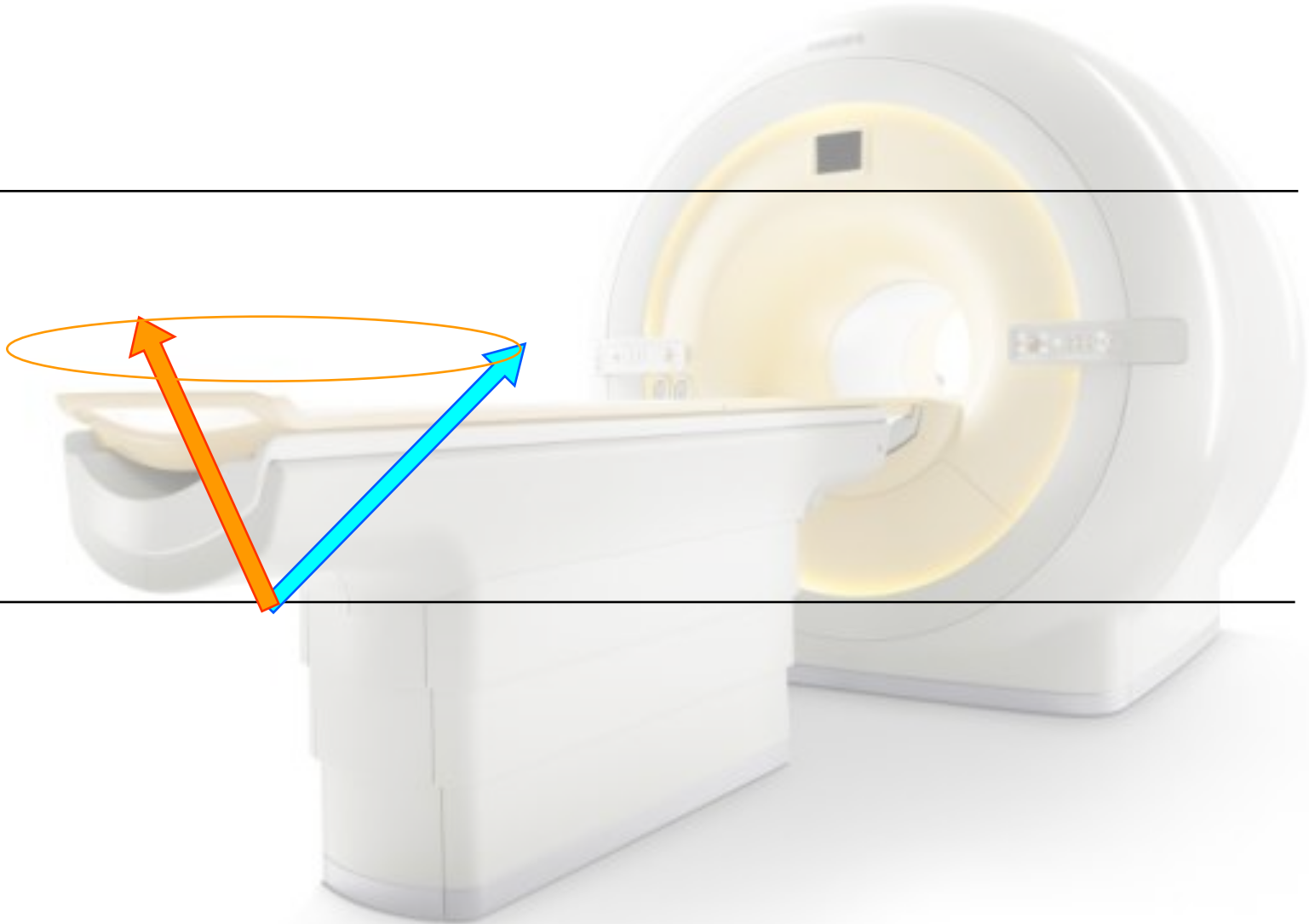
binomial RF
 $FA/2$



PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

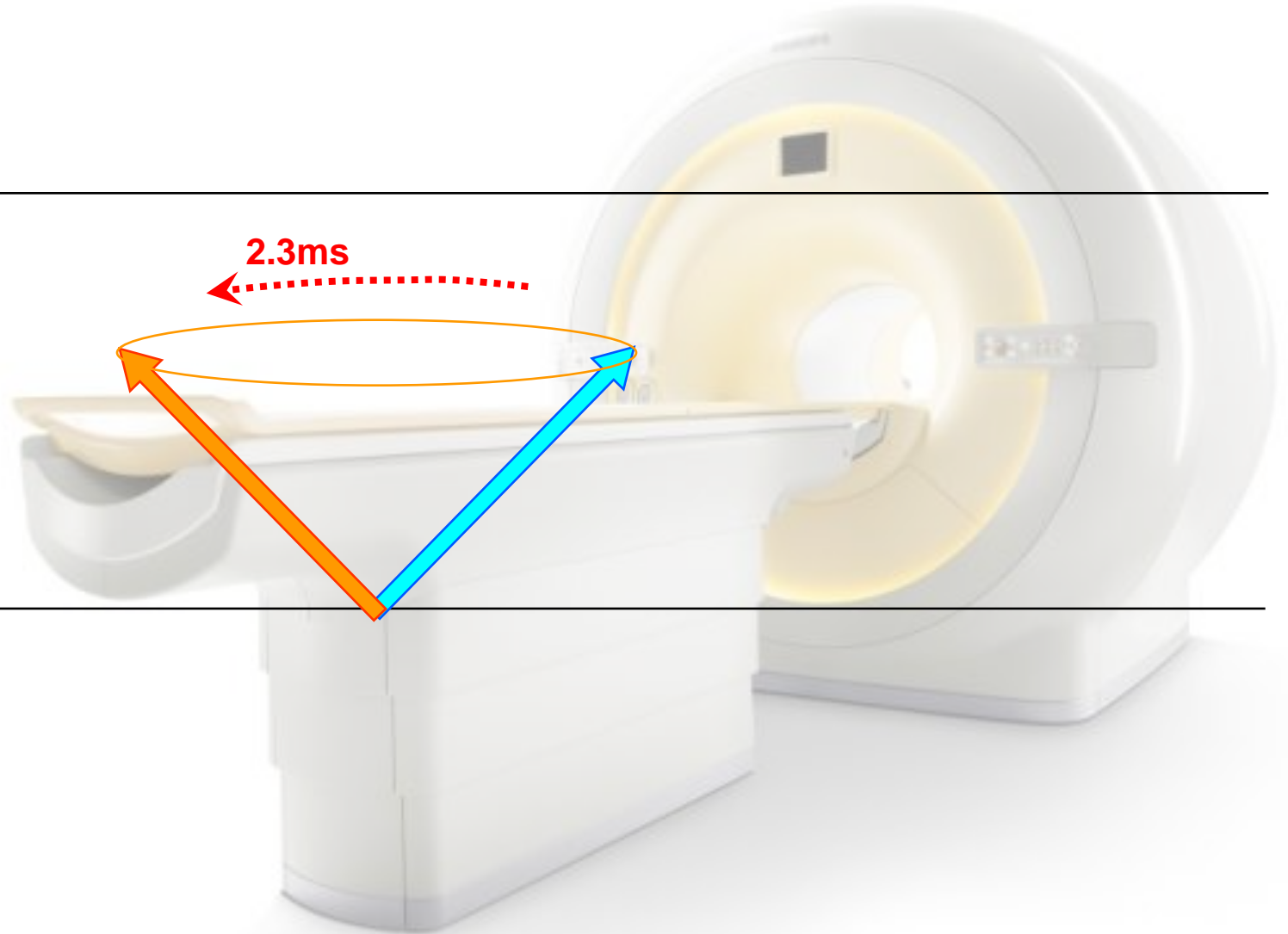
binomial RF
 $FA/2$



PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, FA90°

binomial RF
FA/2

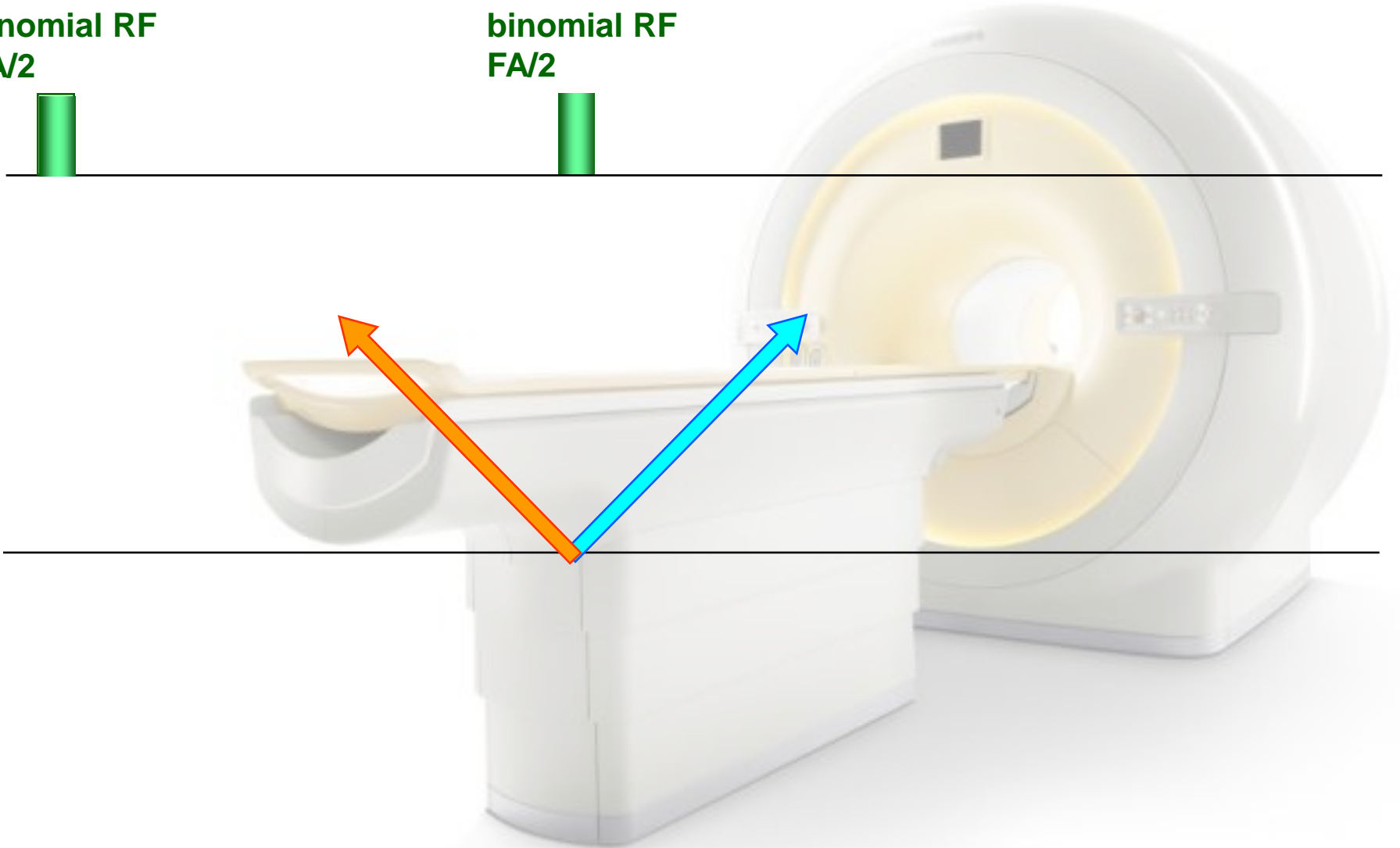


PHILIPS

WATS (**WAT**er **S**elective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

binomial RF
 $FA/2$

binomial RF
 $FA/2$

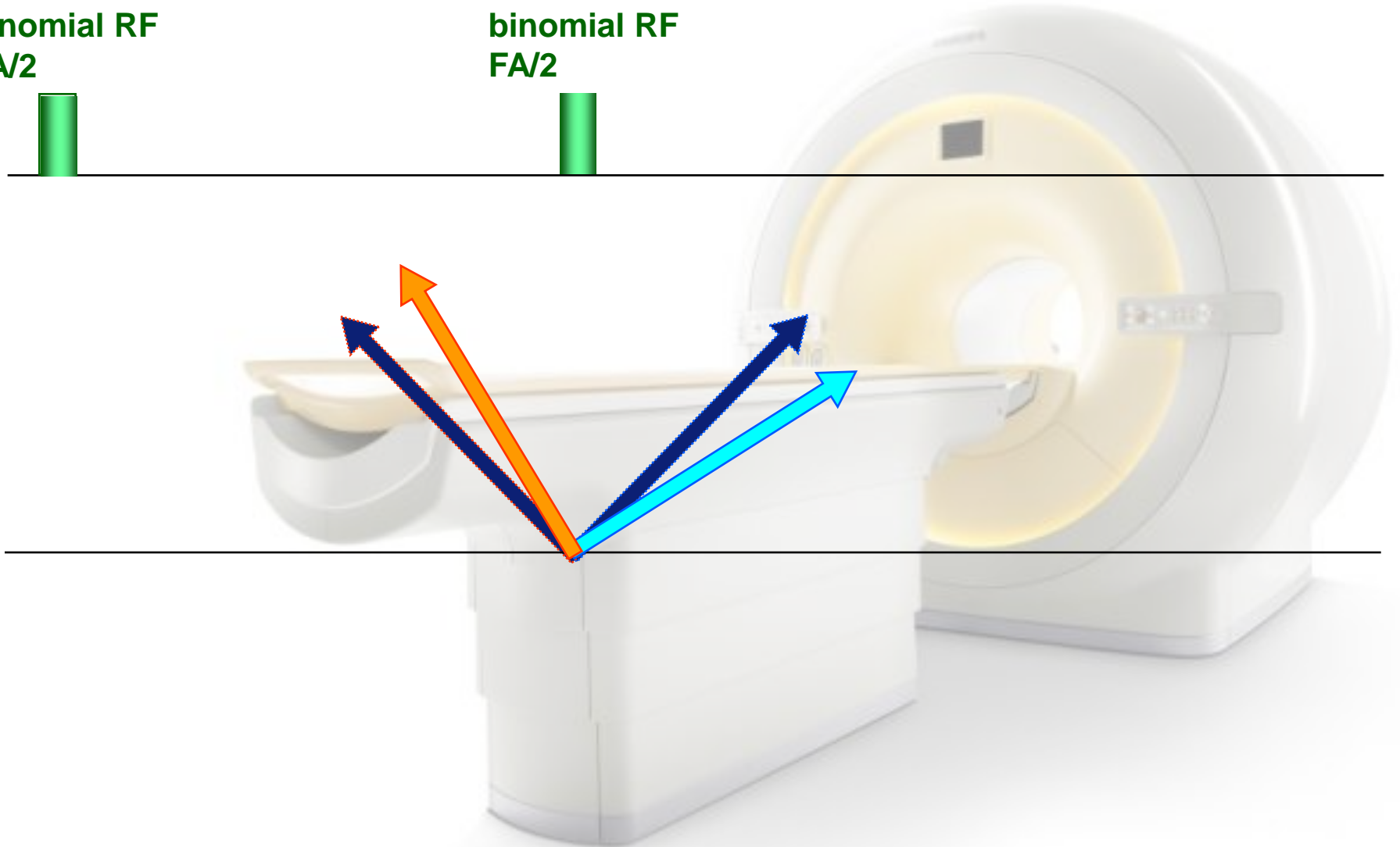


PHILIPS

WATS (**WATER** Selective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

binomial RF
 $FA/2$

binomial RF
 $FA/2$

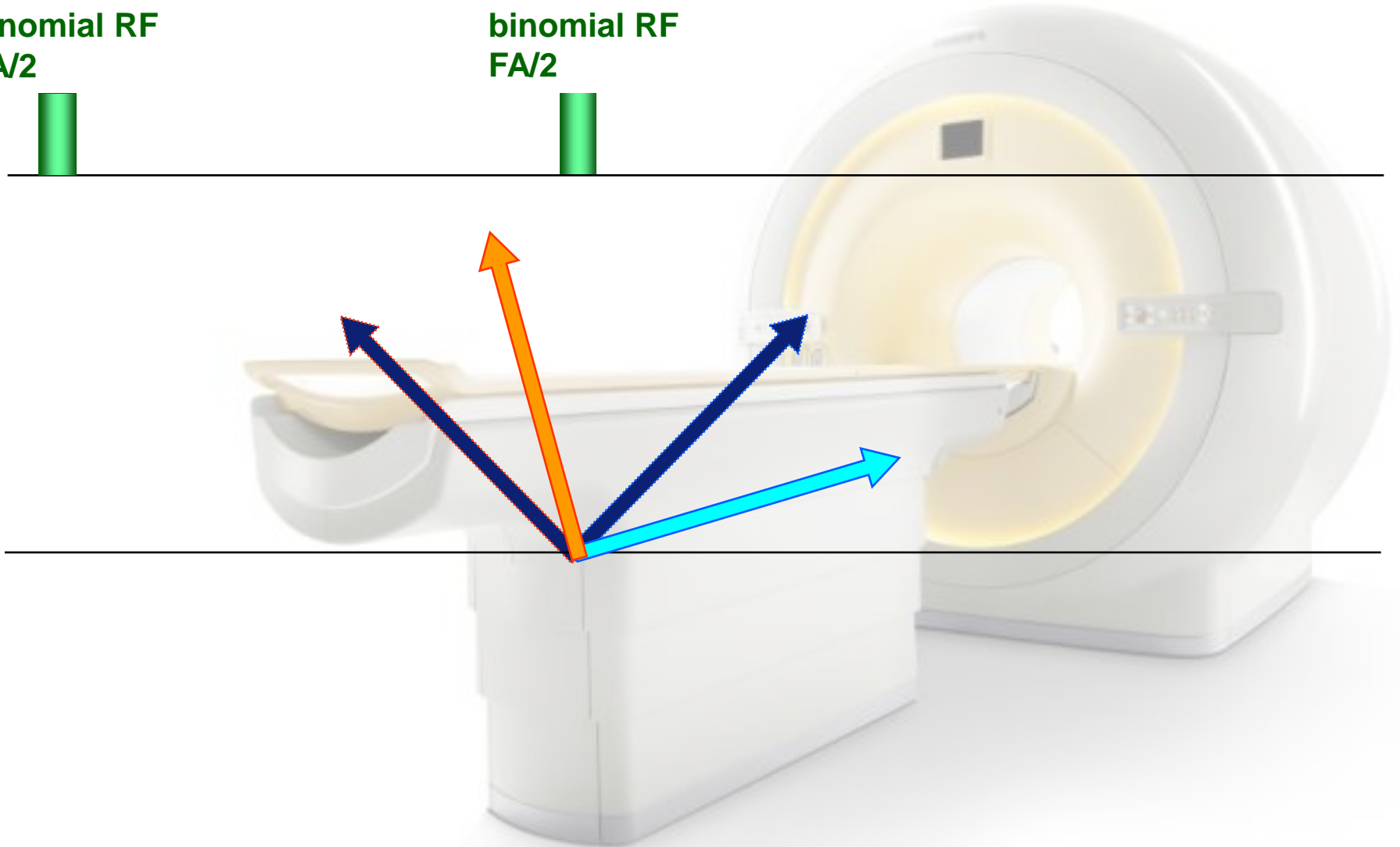


PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

binomial RF
 $FA/2$

binomial RF
 $FA/2$

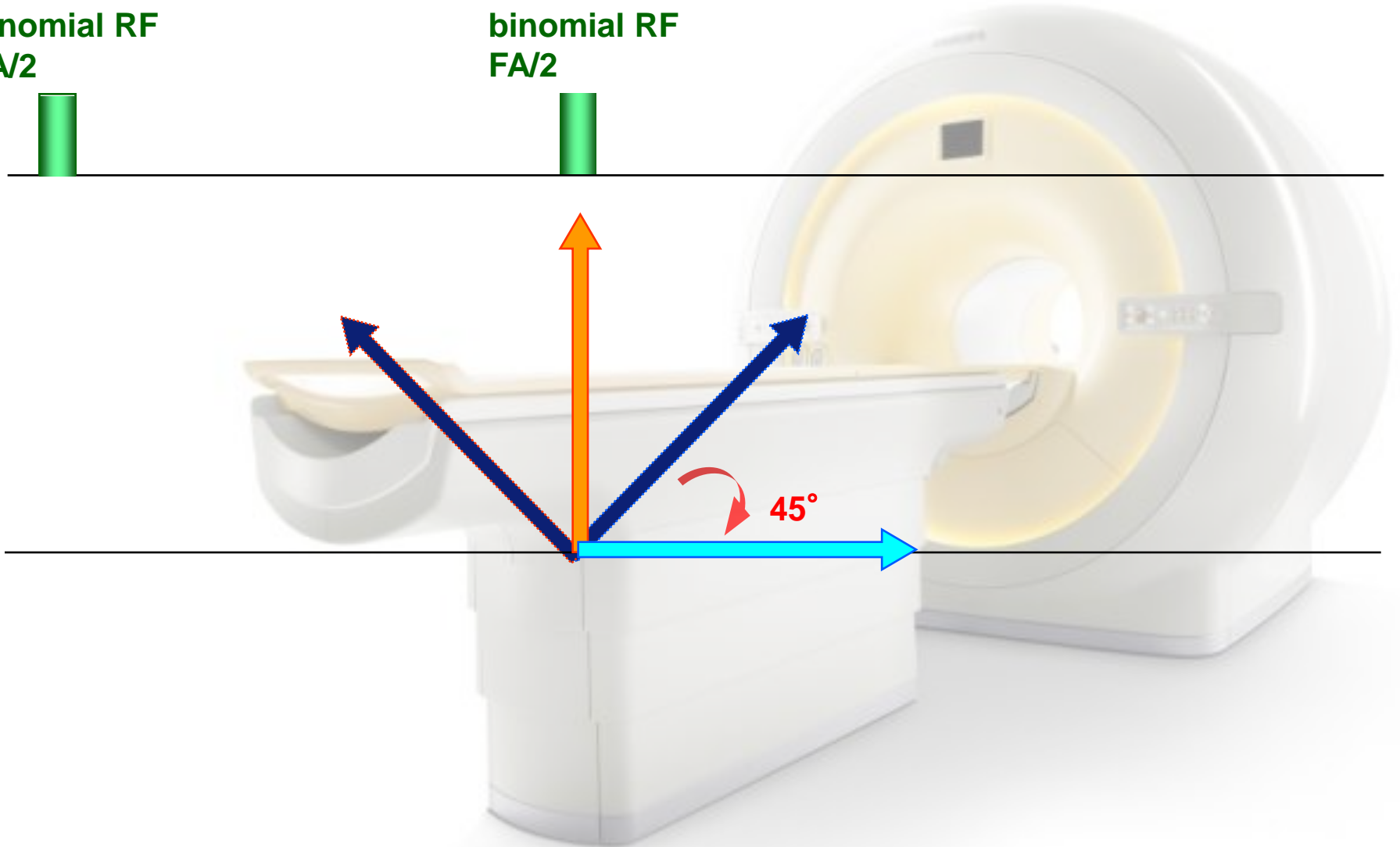


PHILIPS

WATS (**WATER** Selective) case of binomial pulse 1-1, $FA90^\circ$

binomial RF
 $FA/2$

binomial RF
 $FA/2$



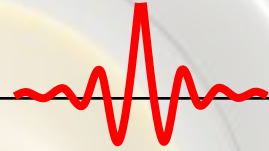
PHILIPS

WATS (WATER Selective) case of binomial pulse 1-1, FA90°

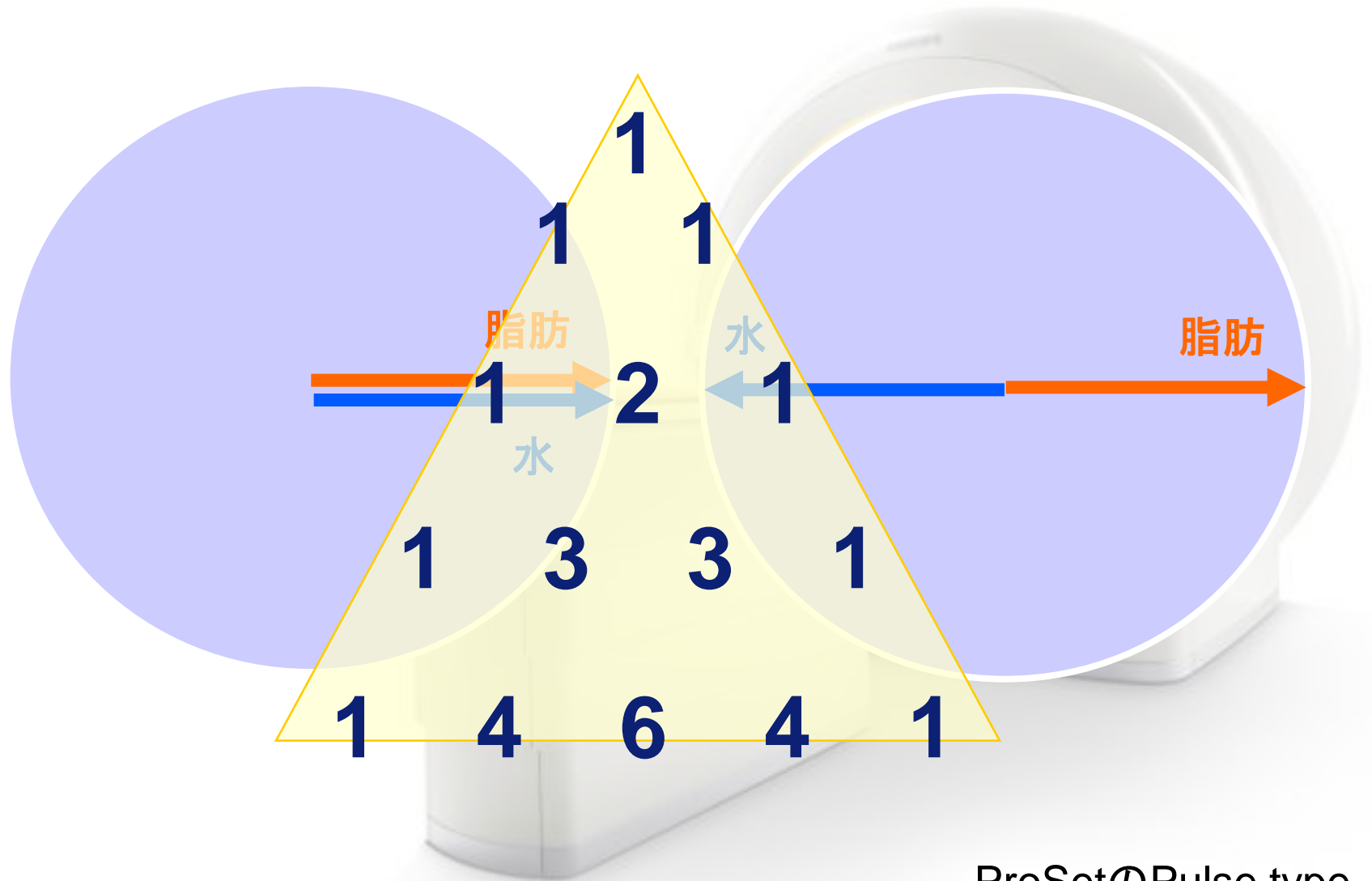
binomial RF
FA/2



binomial RF
FA/2



位相差を利用した方法



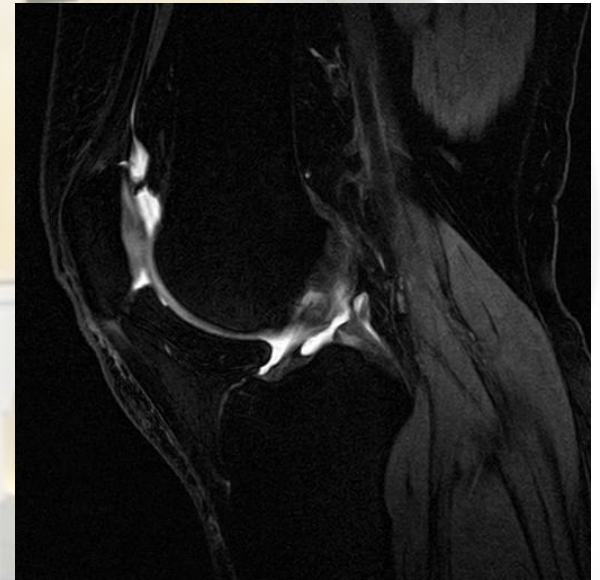
Binomial pulse の特性



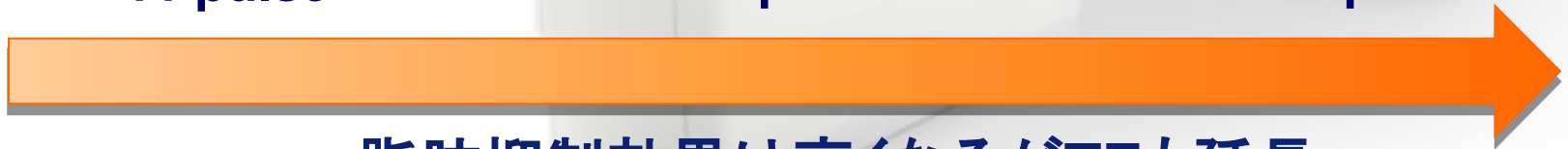
11 pulse



121 pulse



1331 pulse

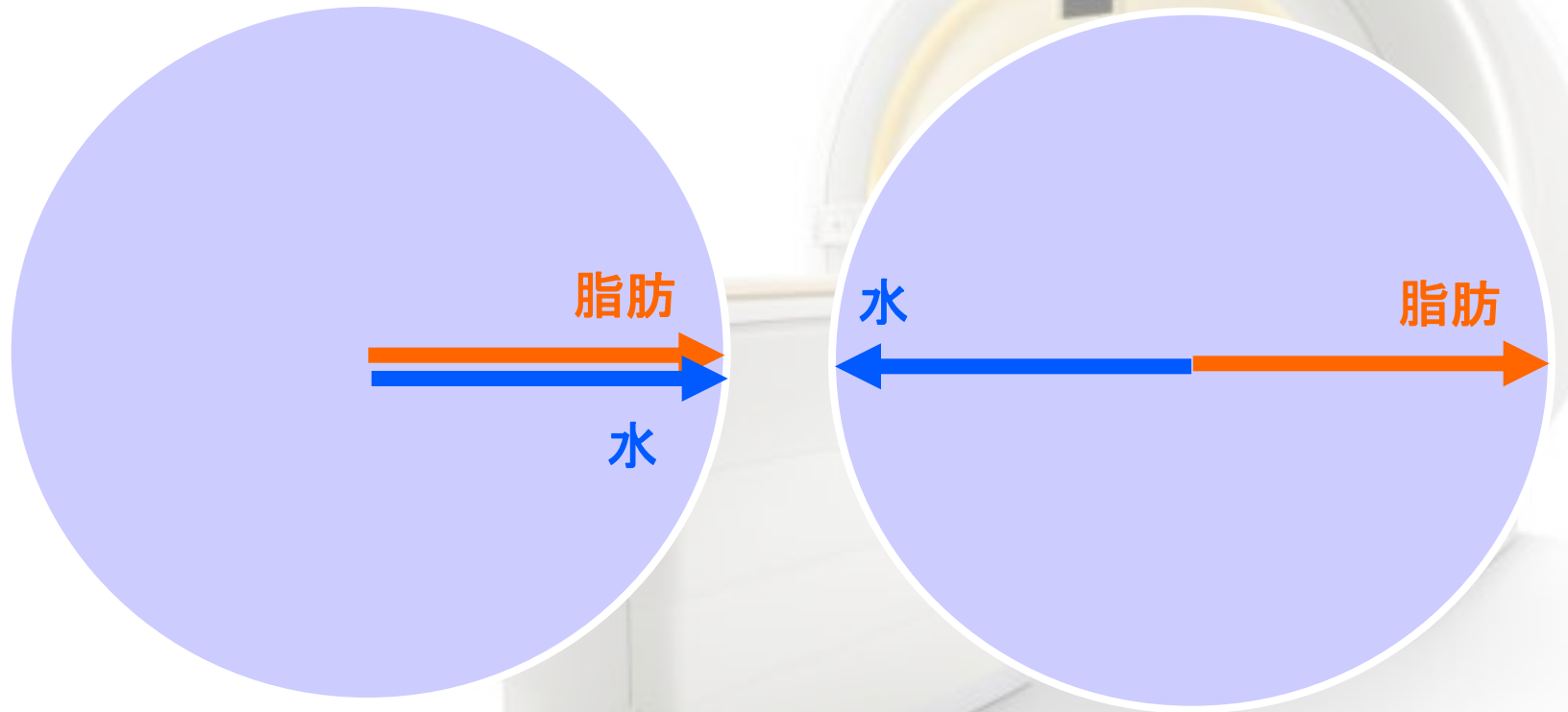


脂肪抑制効果は高くなるがTEも延長

DIXON :位相の差を利用した方法

In-phase

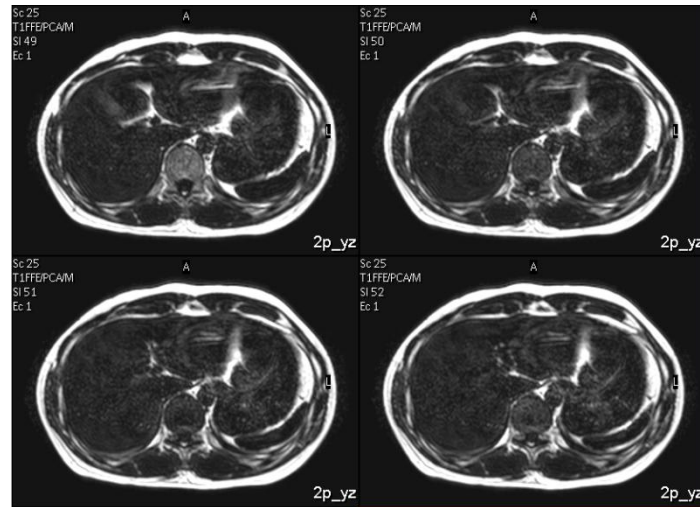
Out of phase



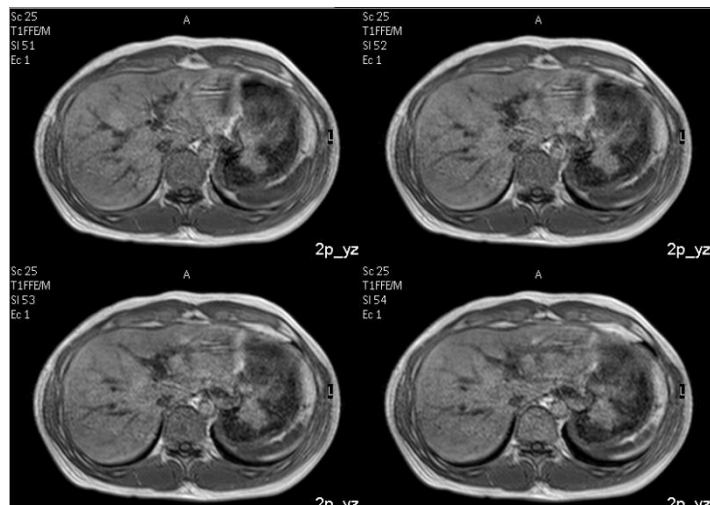
DIXON :位相の差を利用した方法



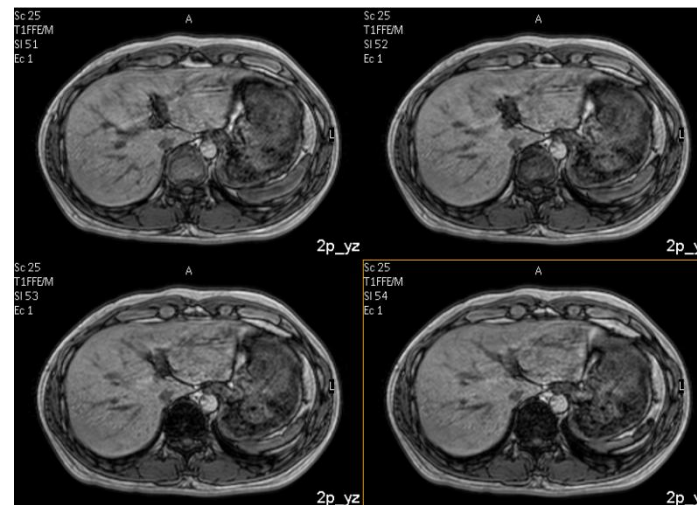
Water



Fat



In phase



Out of phase

DIXON :位相の差を利用した方法

In-phaseとout-phaseの画像の1pixelごとの信号強度により、
脂肪の量(F)と水の量(W)を計算し、画像化する

原理的には、

$$W+F = S_{IP} \quad \text{-----} \quad \textcircled{1}$$

$$|W-F| = S_{OP} \quad \text{-----} \quad \textcircled{2}$$

W:水の信号値

S_{IP}: In-phaseの信号値

F:脂肪の信号値

S_{OP}: out-phaseの信号値

1 pixel内の信号値が計算上マイナスにならないように、
W-Fは絶対値表示になります。

①+②より

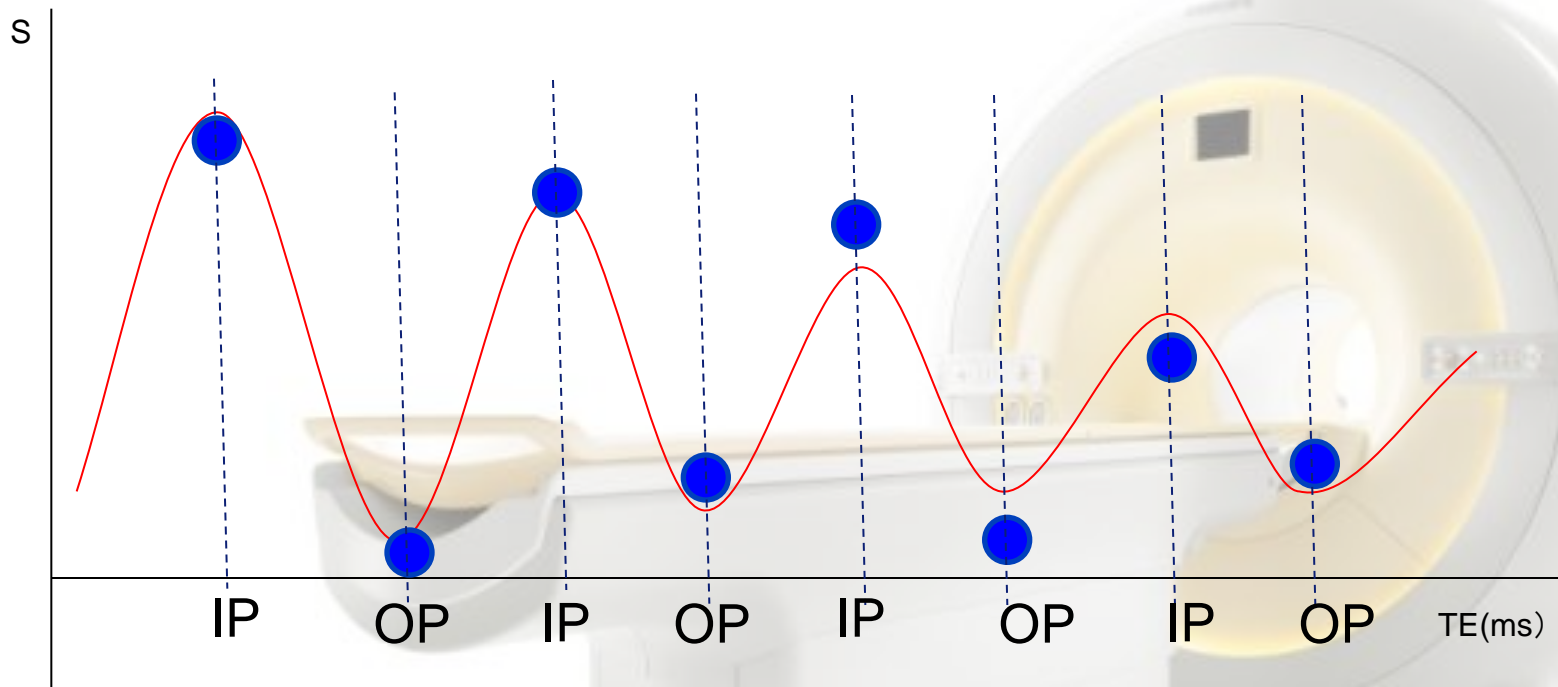
$$2W = S_{IP} + S_{OP}$$

①-②より

$$2F = S_{IP} - S_{OP}$$

S_{IP}とS_{OP}がわかっているため、WとFを計算して導くことができる
そのため、Wのみの画像を再構成することで脂肪抑制画像となる

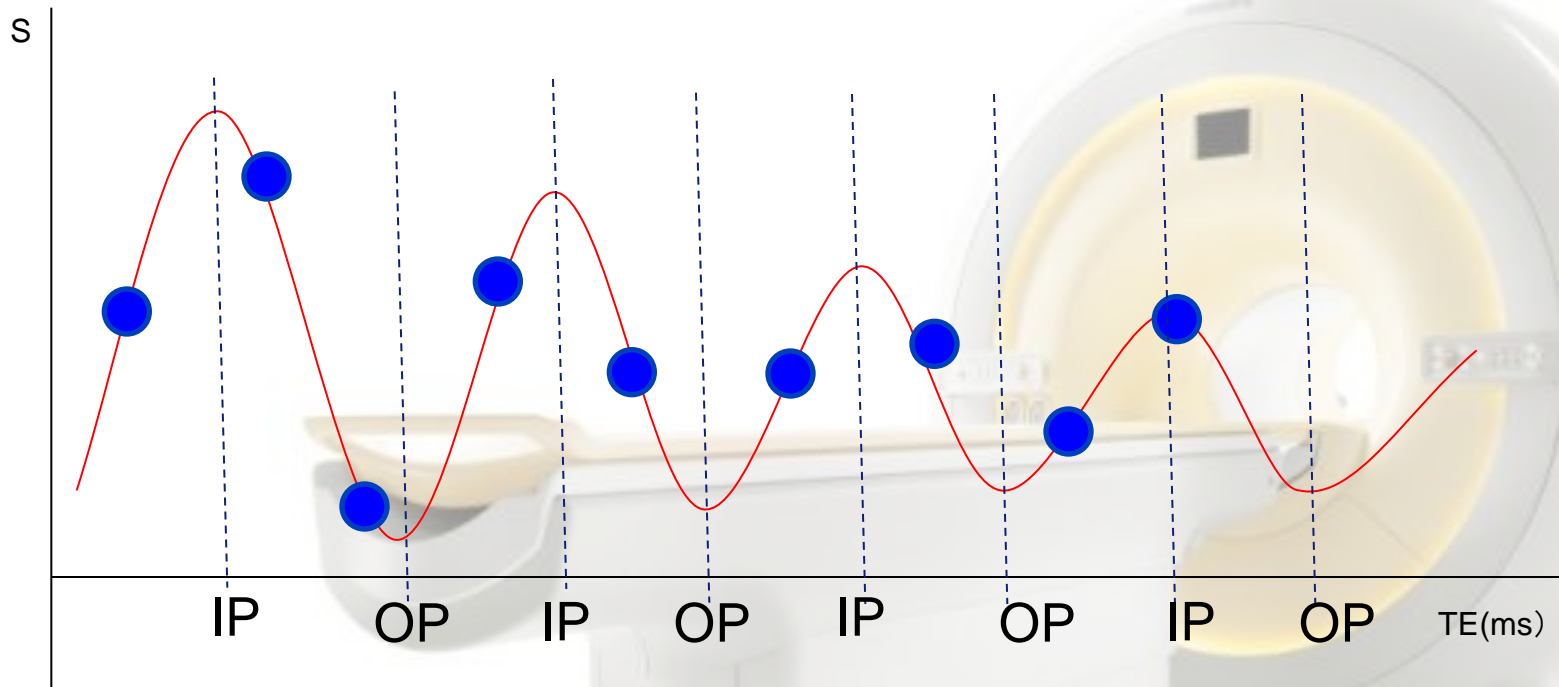
TEによる信号強度の変化



脂肪と水を含むピクセルでの信号強度は上図のように、In phaseおよびOut of phaseに伴い周期的に変化する

この理論曲線(赤)を用いて実測値(青)に対するフィッティングを行うことで、脂肪と水の量を計算することが可能となる

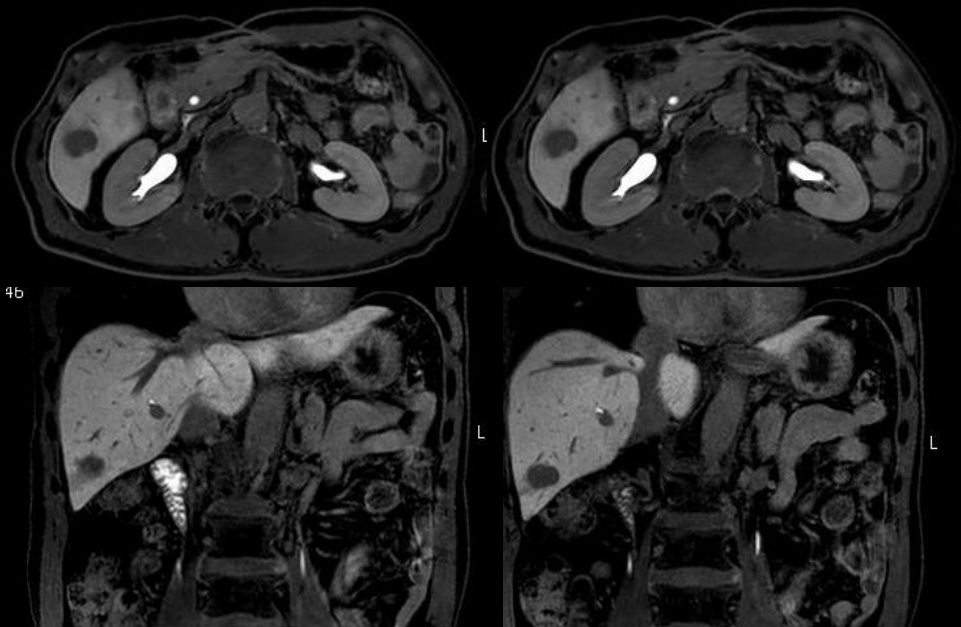
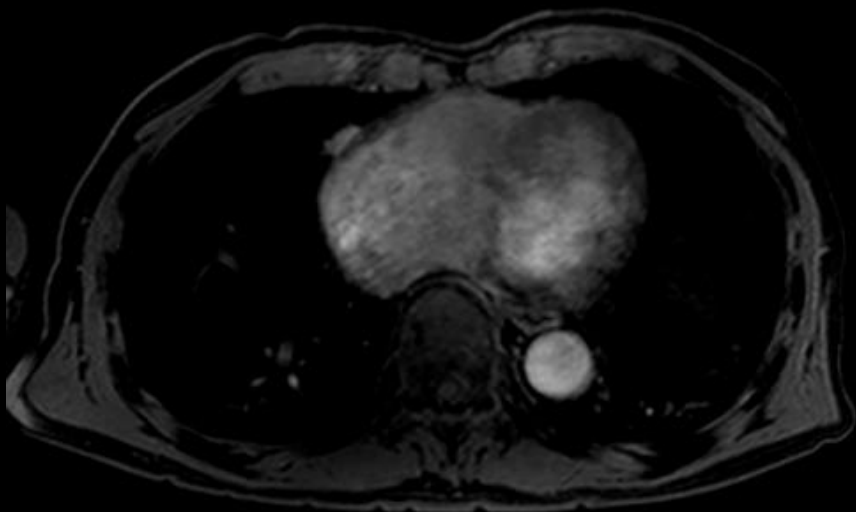
TEによる信号強度の変化



フィッティングによる計算により、TEをIn phaseやOut of phaseに設定しなくても撮像可能になり、撮像パラメータの制限が少なくなる

最近では、各ピクセルでの磁場均一性を考慮に入れてフィッティングを行う手法が使用されている → **m-DIXON**

m-DIXON water image



HCC

EOB

FOV 350mm RFOV 65% TR/TE/FA 4.3/1.7/10
THK 2.0/0mm matrix 288*320
NSA 1 scan time 11.4sec

3.0T Xtend FoV + dS-SENSE + dStream SNR

2 steps Total Spine imaging

mDIXON 3D-T1-FFE 1mmIso Voxel

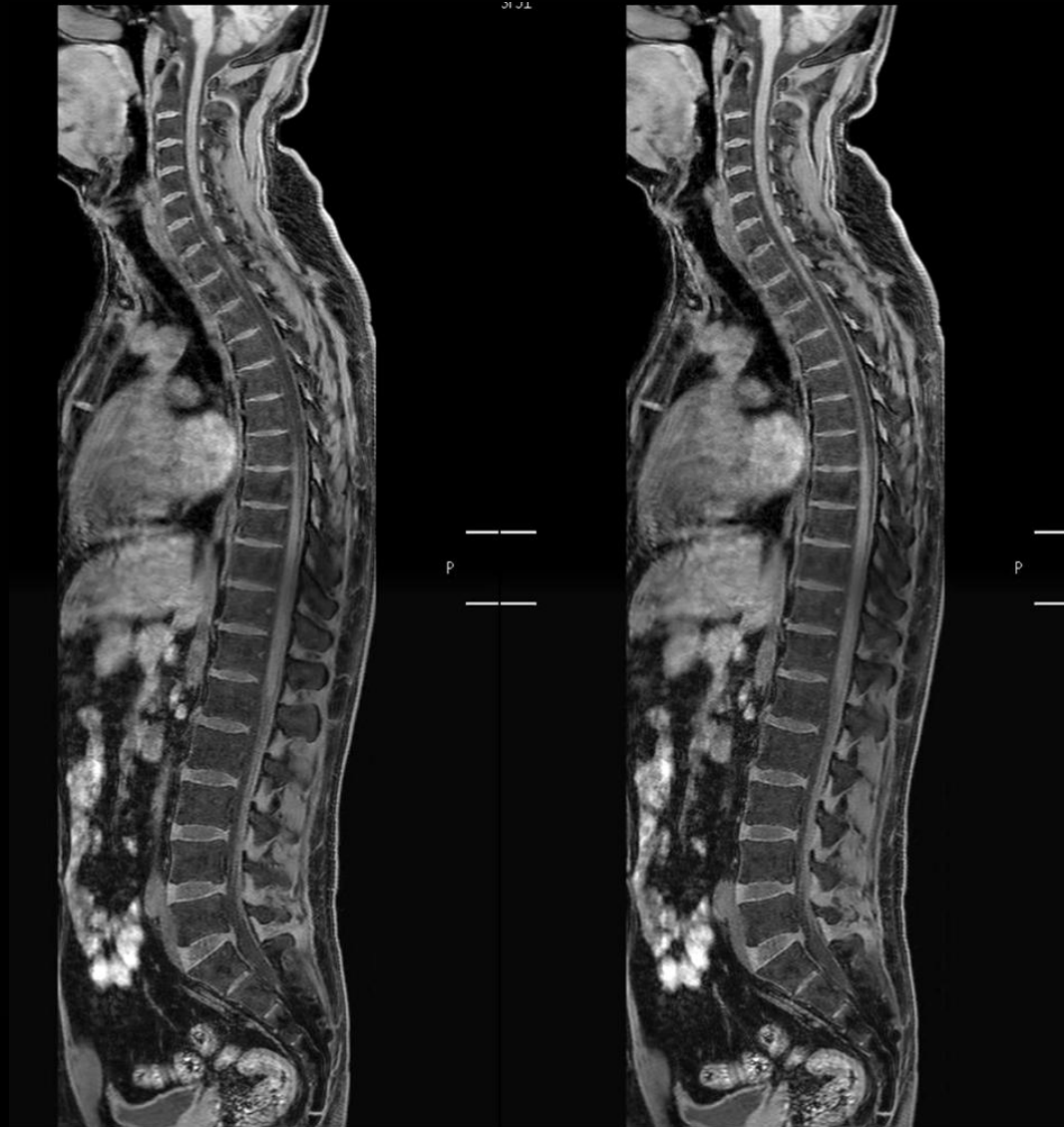
TR4.6 TE: 1.55 / 2.8

FA10

Half scan 0.85 100 Slices

ScanTime 2:57min x 2 steps

Head&Neck + Base + Ant. + Pos. Coil



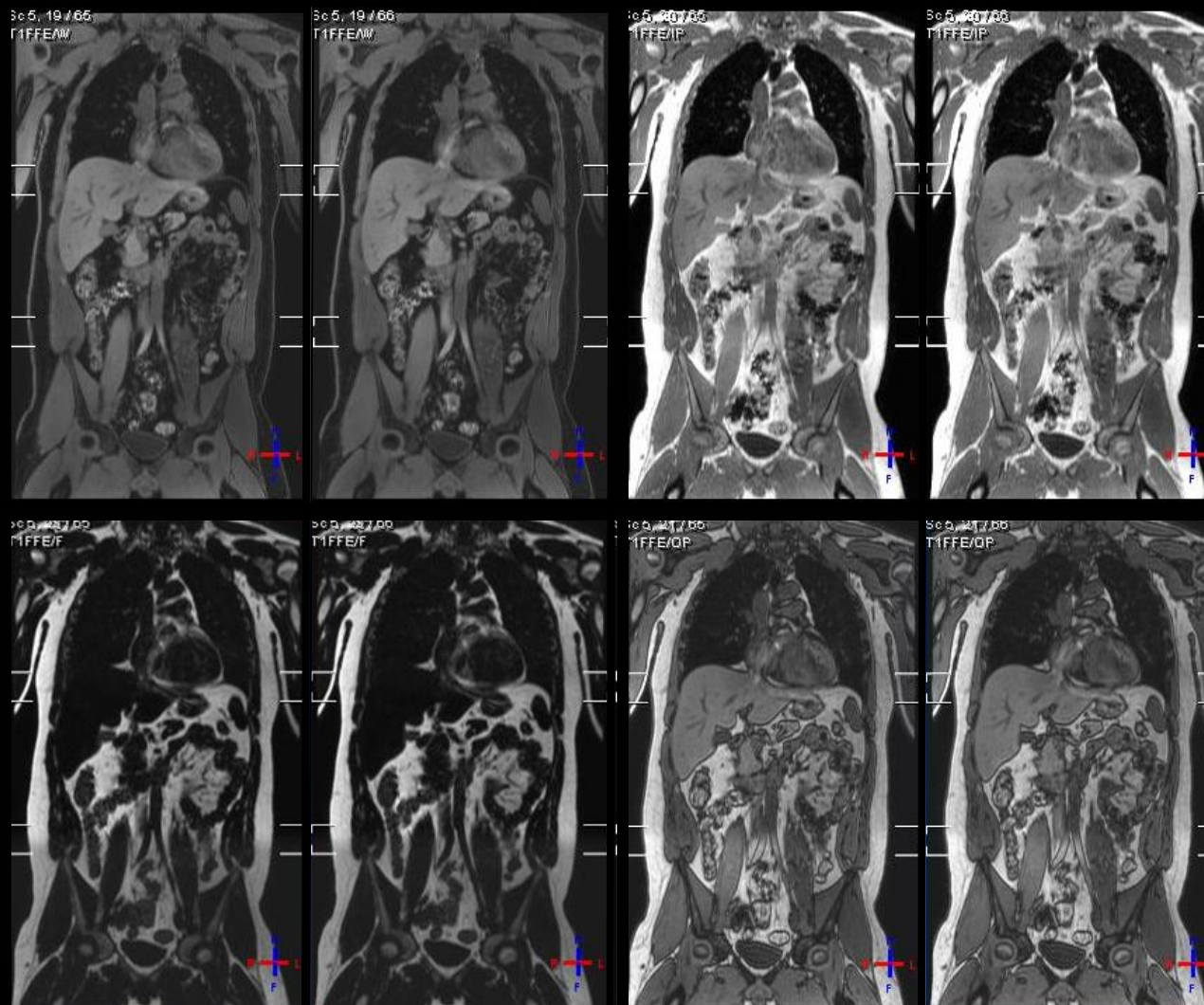
Ingenia 3.0T ~m-DIXON~

mDIXON with dS Torso

- Chest, abdomen, Pelvis in acquired in axial plane
- 18 seconds/station
- No need to move coil

Left:
Coronal MPR
Water only, Fat-only

Right:
Coronal MPR
In-phase, out-phase



3D sequence with Fat suppression

Pre-pulse type

LAVA: **L**iver **A**cquisition with **V**olume **A**cceleration (GE)

VIBE: **V**olume **I**nterpolated **B**reath-hold **E**xamination (SIEMENS)

Quick 3Ds: **Q**uick **D**imensional **D**ynamic **D**iagnostic **s**can (TOSHIBA)

THRIVE: **T**1 **H**igh **R**esolution **I**sotropic **V**olume **E**xcitation (PHILIPS)

eTHRIVE: **e**nhanced-**T**1 **H**igh **R**esolution **I**sotropic **V**olume **E**xcitation
(PHILIPS)

Water Excitation type

WAVE: **W**Ater **V**olume **E**xcitation (PHILIPS)

e-THRIVE

enhanced-T1 High Resolution Isotropic Volume Excitation

e-THRIVE

3D T1W FFE

SPAIR

TR/TE 3.3 / 1.6 ms

1.0 x 1.6 x 1.5 mm

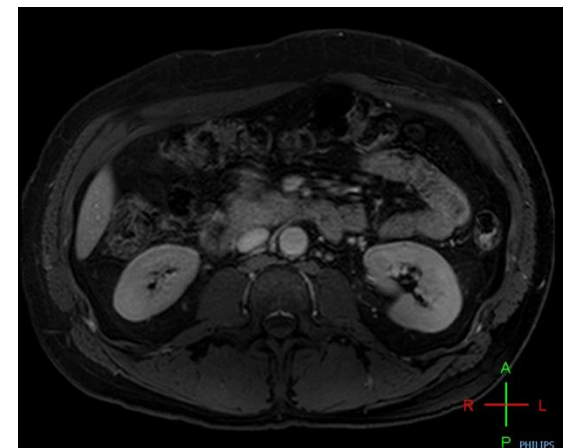
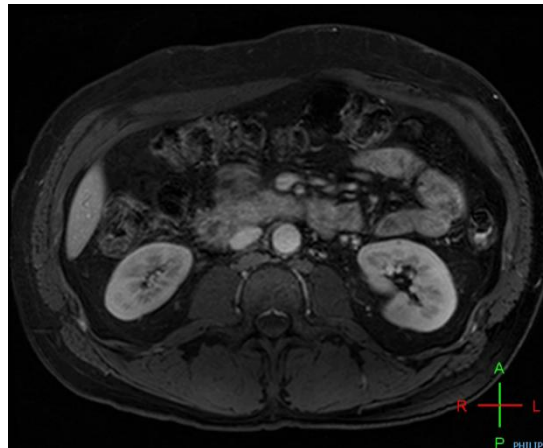
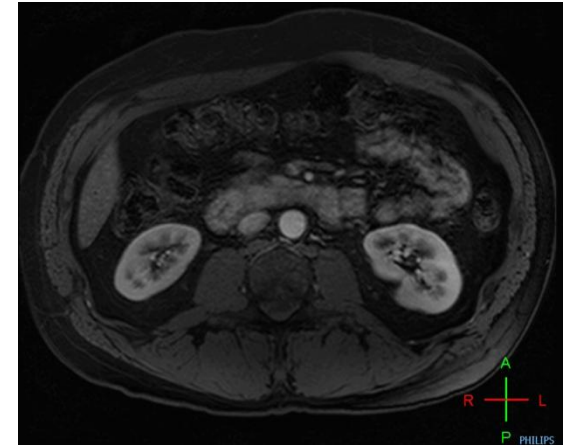
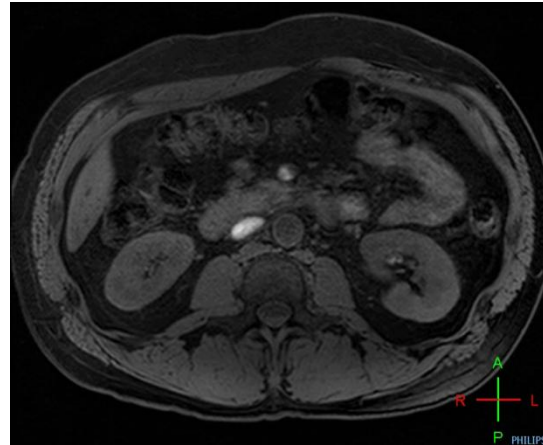
SENSE

160 slices

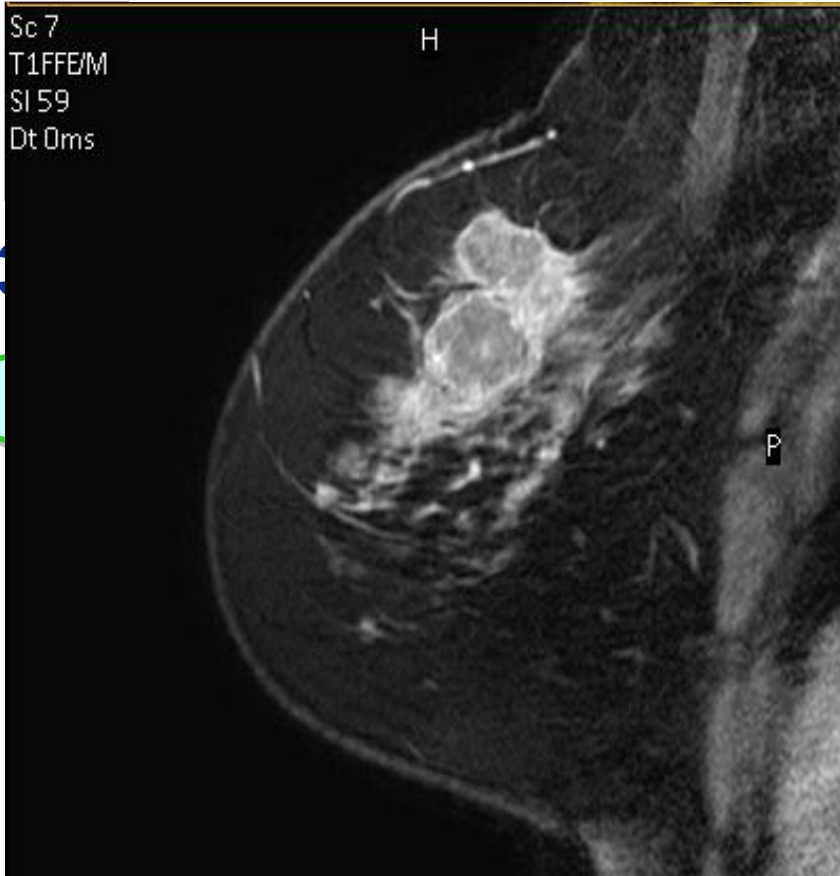
22 sec / BH

SENSE XL Torso coil

**Excellent detail
with eTHRIVE
Isotropic imaging**

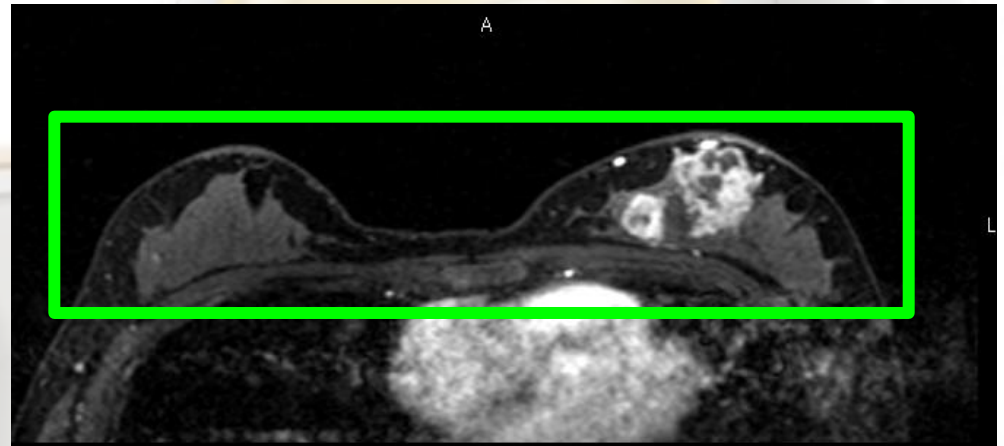
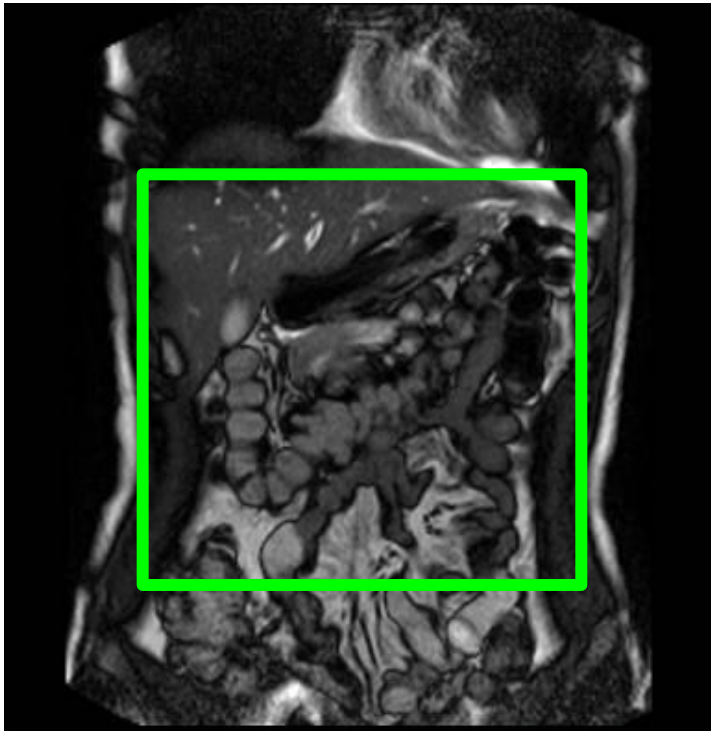


WAVE



Volume shim

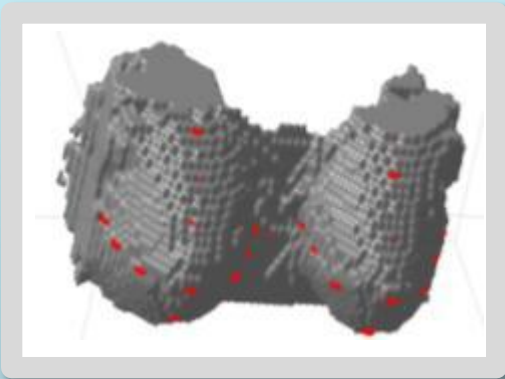
shimmingを行う範囲を指定することが可能



Smart Exam Breast

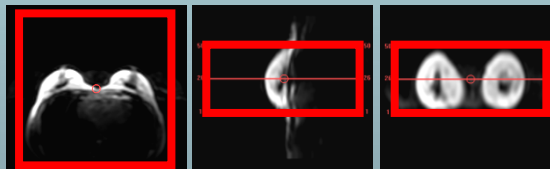
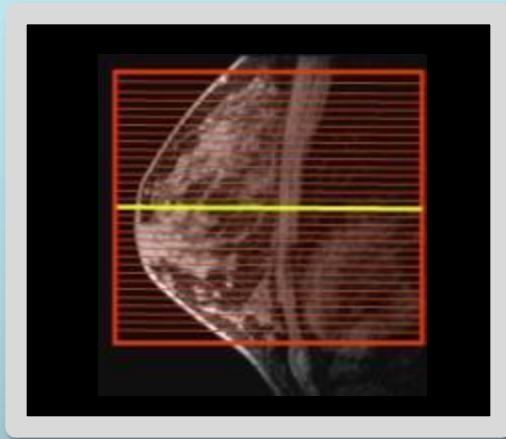
Smart Workflow

解剖情報の認識



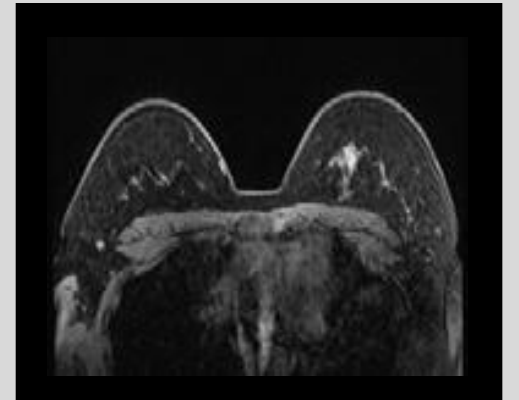
乳房の窪みと胸壁を
ベースに解剖情報認識

プランニングの実行



予めデータベース化
した撮像領域を再現

Shimming & scanを実行

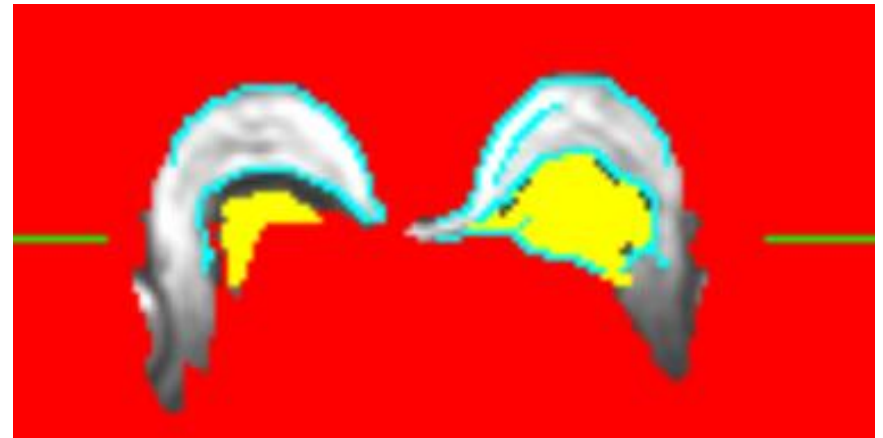
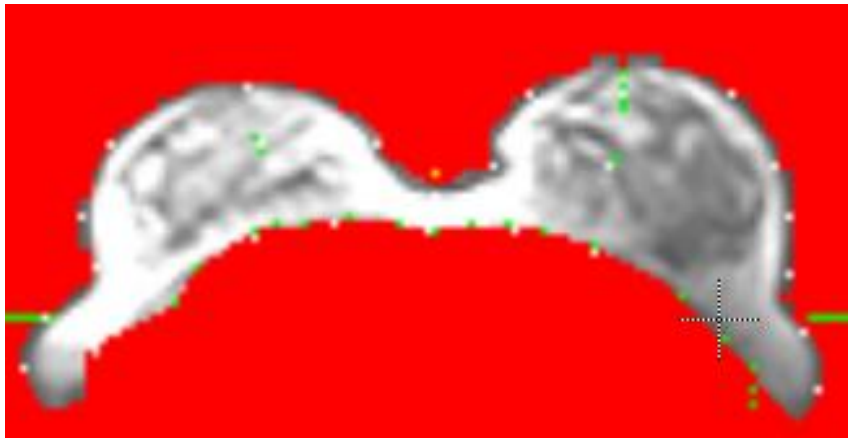


検査成功率の向上
スループットの向上

Smart Exam Breast & B0 shimming

Smart Workflow

- ◆ 乳腺を認識 ⇒ ボリュームシミング領域の最適化
 - イメージベースシミングのために乳腺のみを選択
 - 肺、心臓、腕、シリコンを除外



Smart Exam Breast & B0 shimming

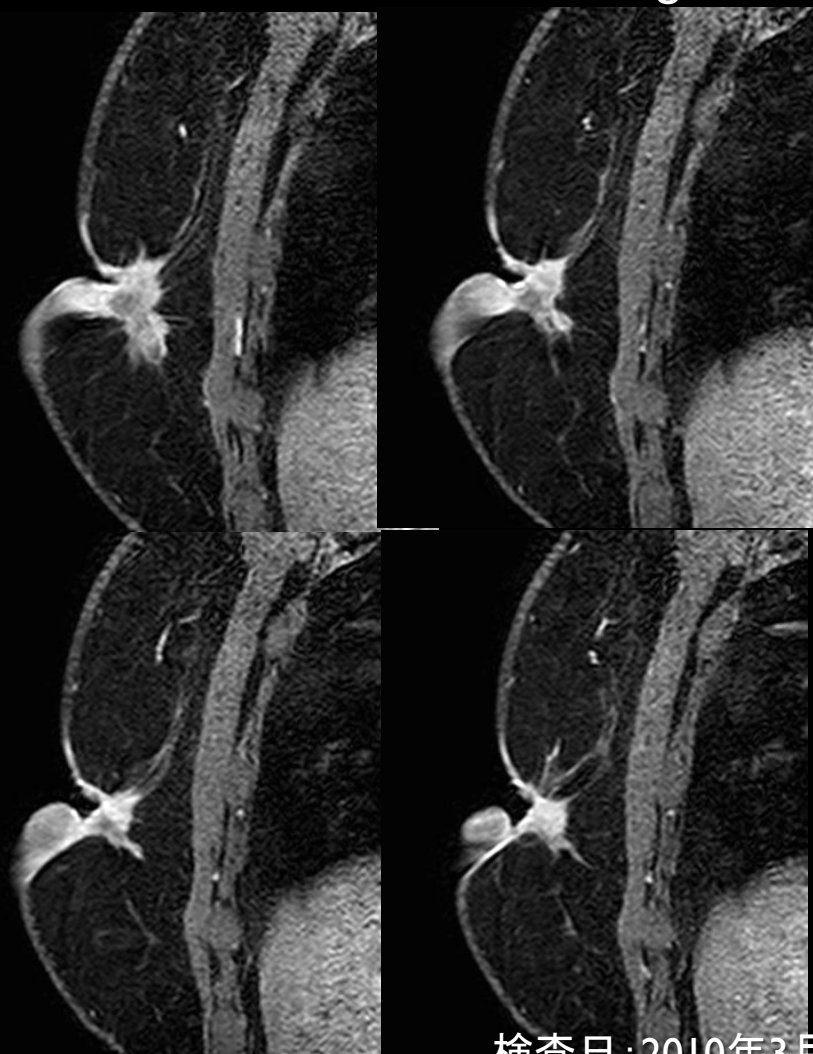
Smart Workflow

Standard mode



検査日: 2010年1月

MT with B0 shimming



検査日: 2010年3月

Today's content

脂肪抑制の意義

脂肪抑制法の種類

頸部における脂肪抑制の注意点



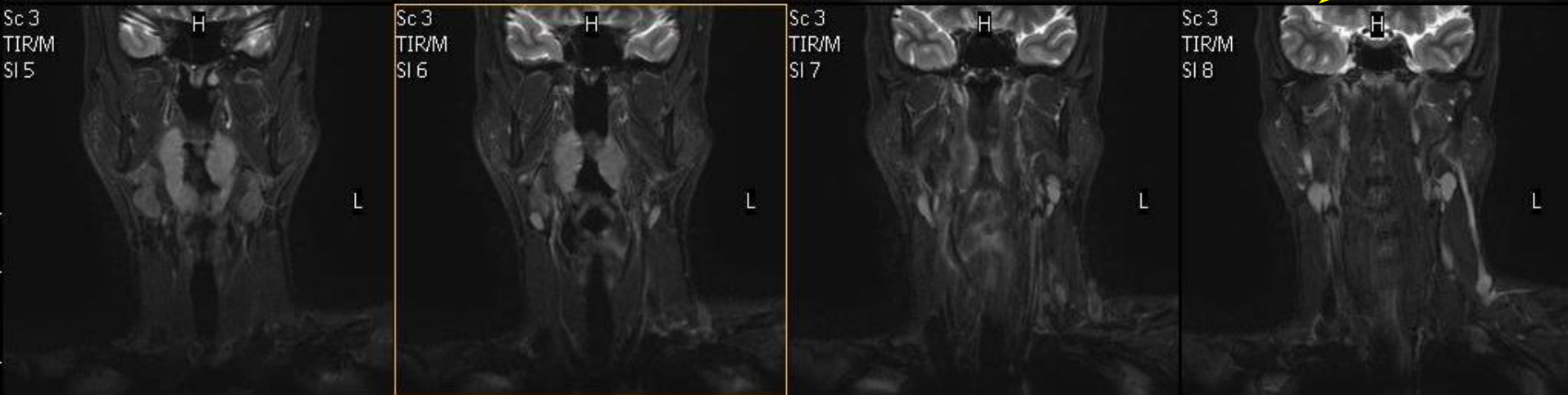
均一に脂肪が落ちない・・・



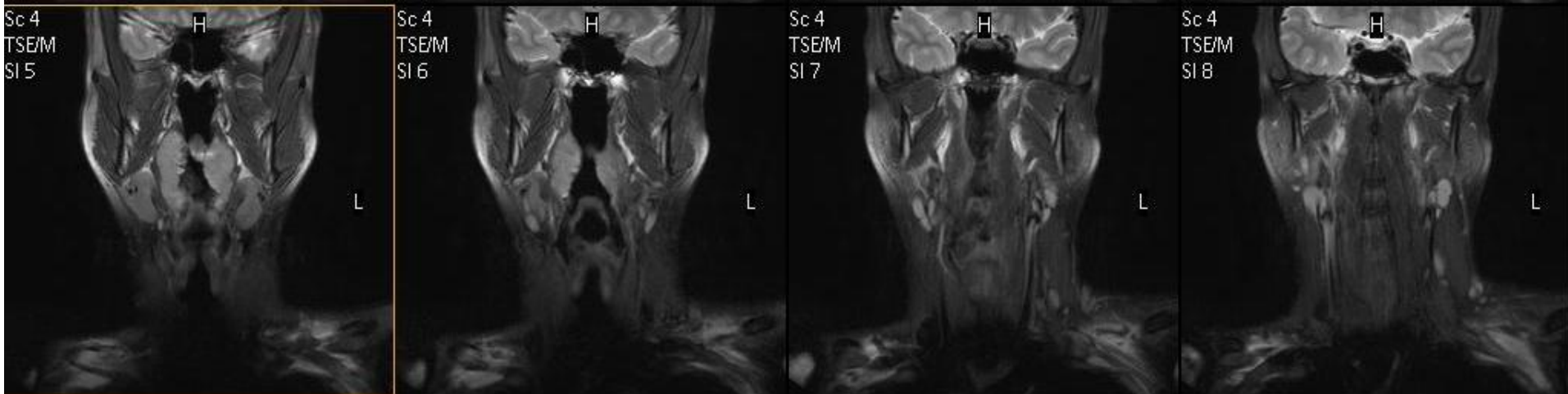
STIRを用いることで均一な脂肪抑制が可能

Good

STIR



SPIR

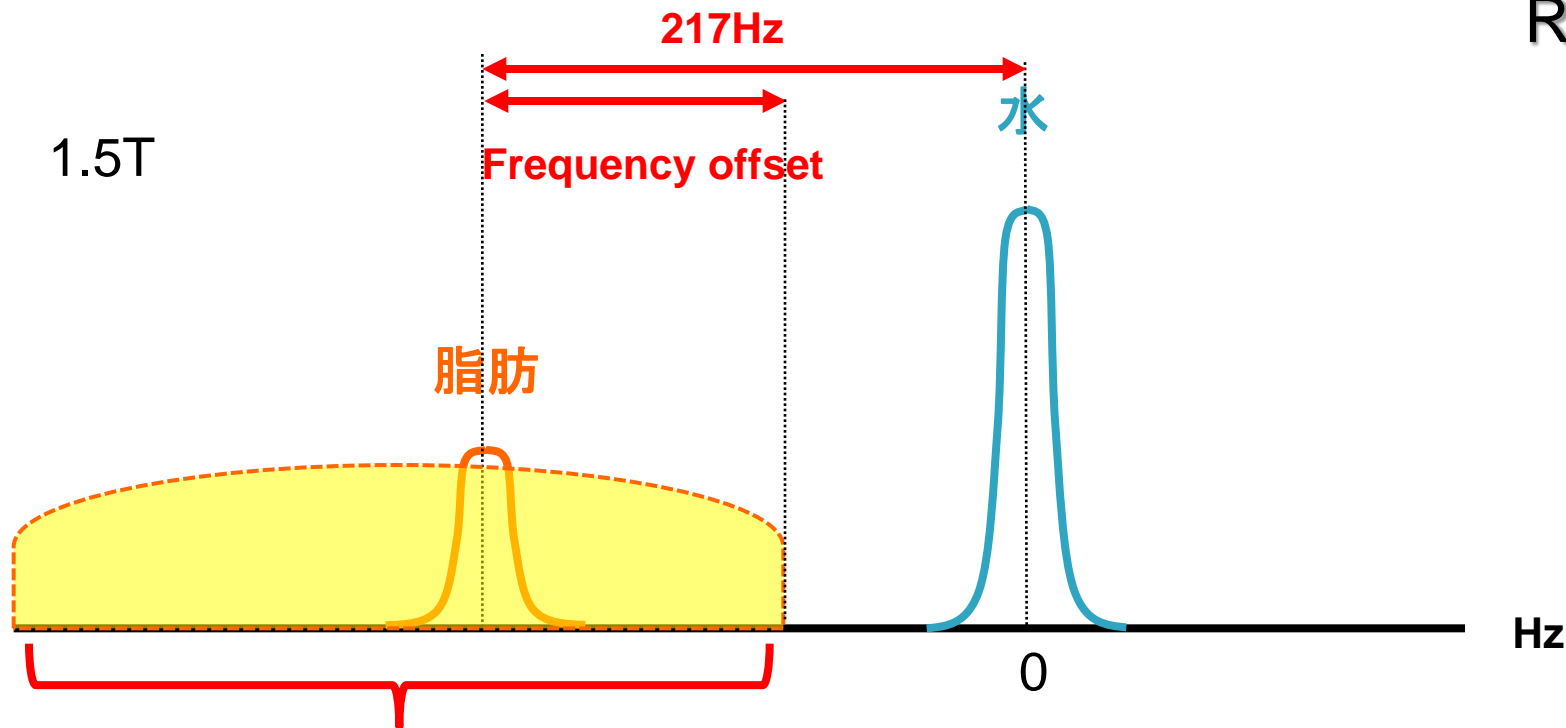


Challenge!!

脂肪抑制パルスのオフセットを
調整しましょう!!

Frequency offset

R10~

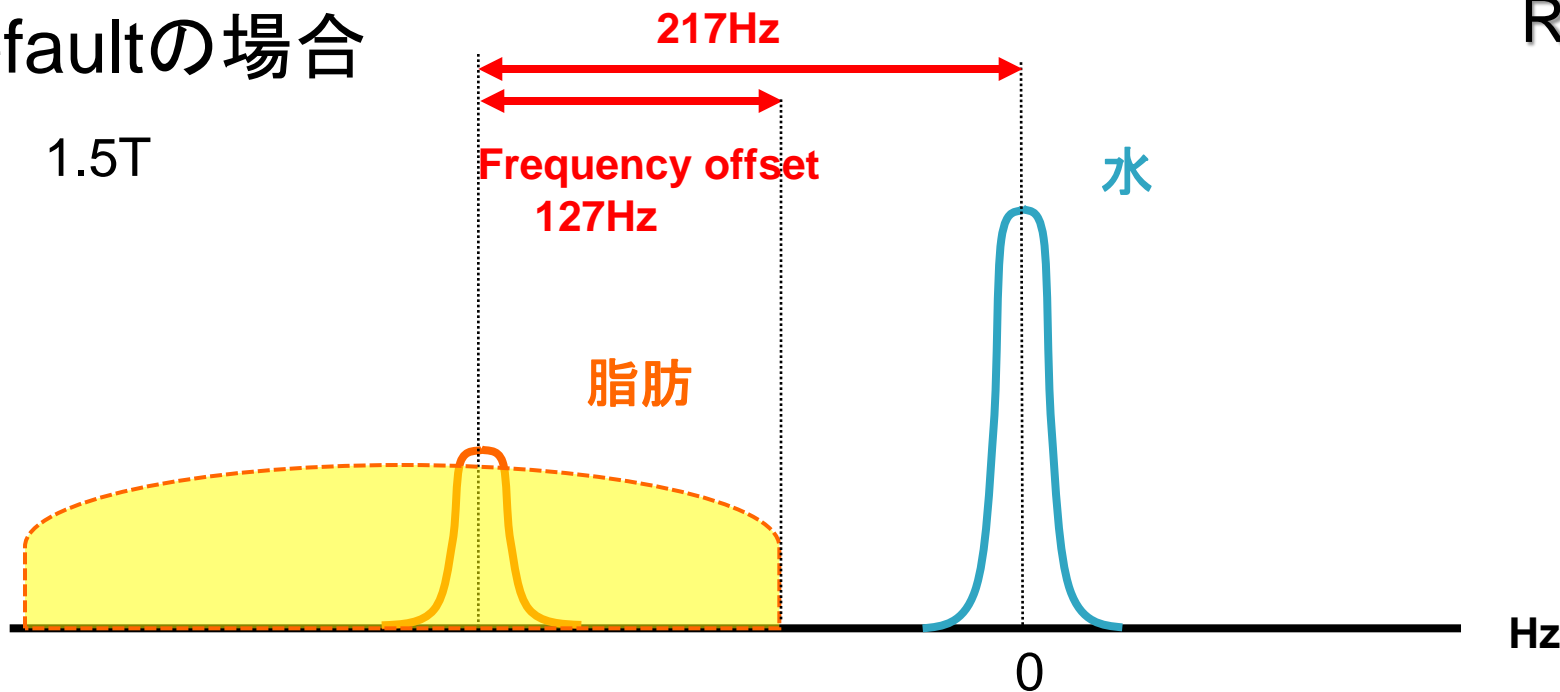


脂肪抑制パルスが印加される周波数帯域

Frequency offset

Defaultの場合

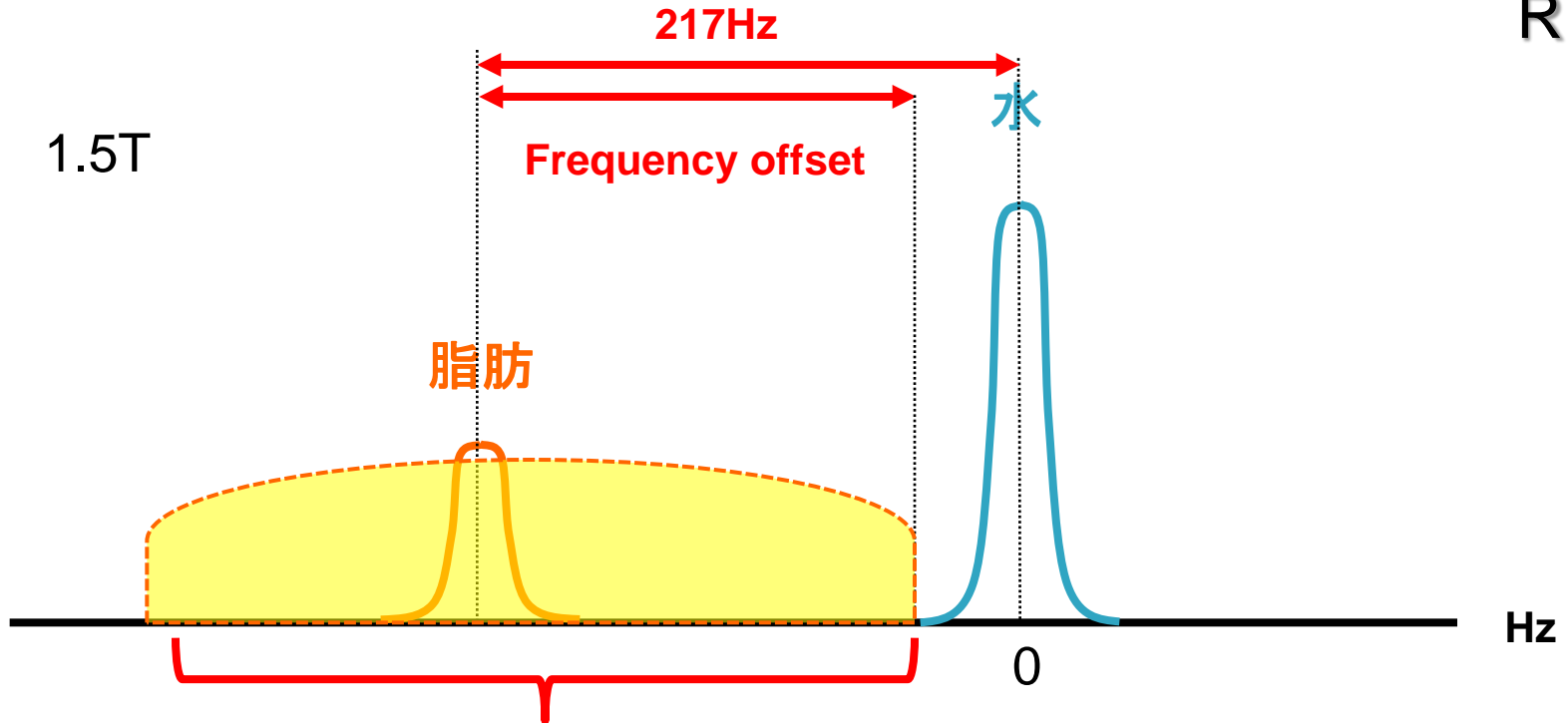
R10~



Frequency offset=default(127Hz)
 脂肪のピークがあるとされる周波数から127Hz
 水よりの周波数から脂肪抑制パルスを加える

Frequency offset

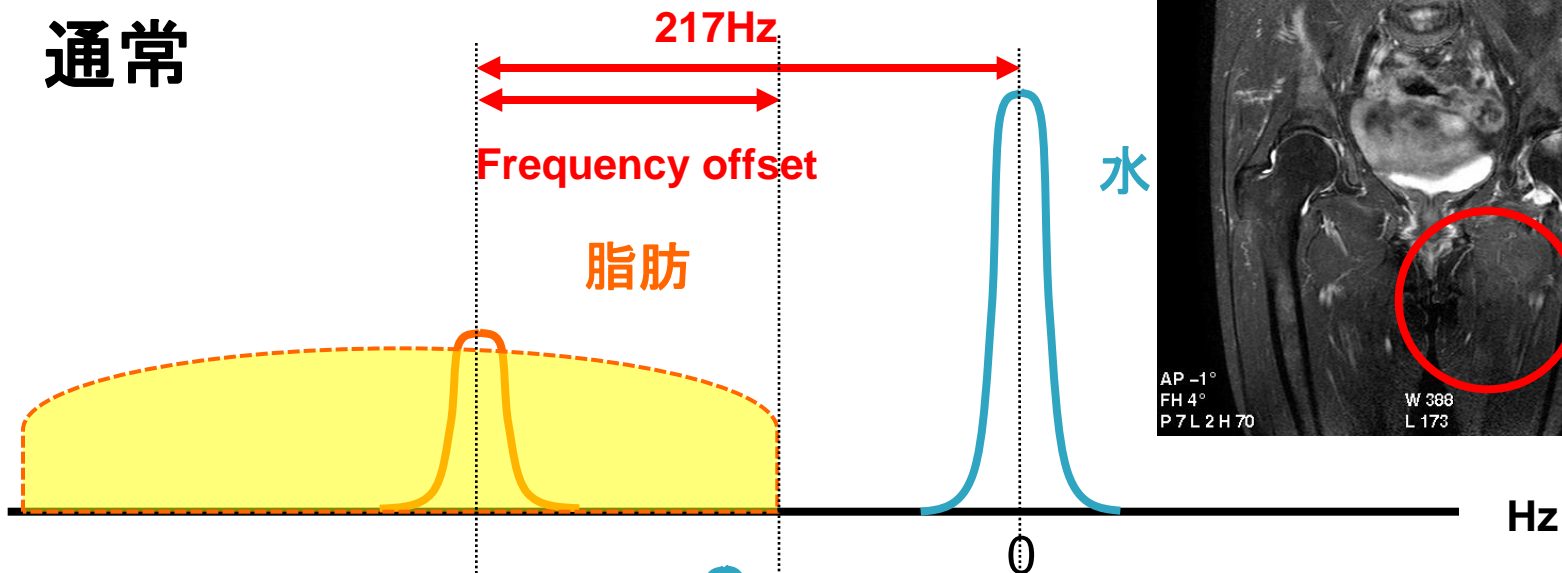
R10~



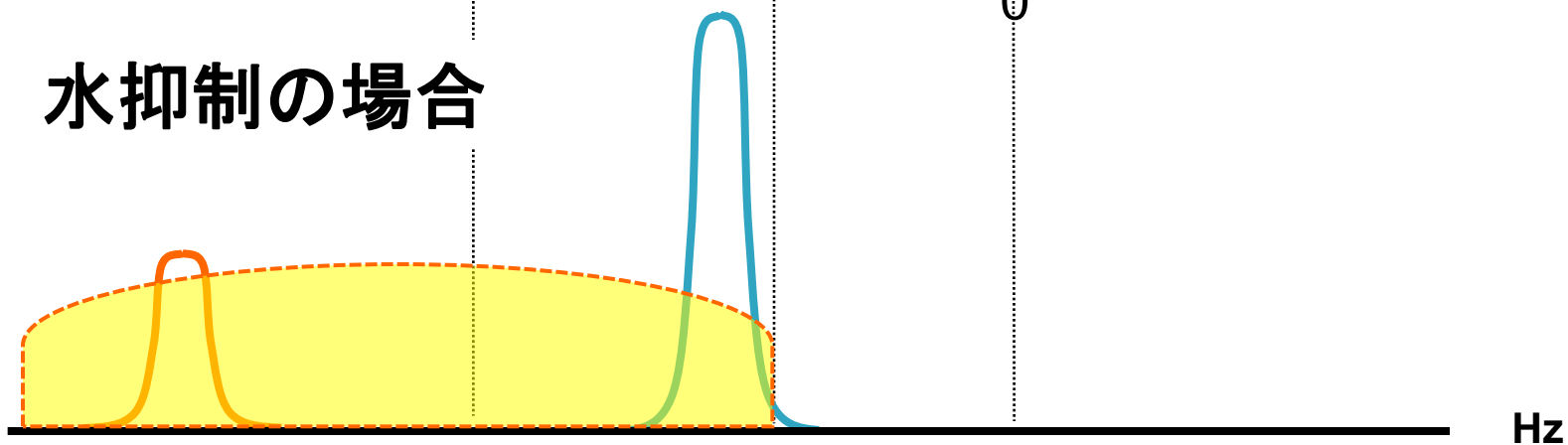
脂肪抑制パルスが印加される周波数帯域

脂肪抑制パルスを印加するオフセットをずらす

通常

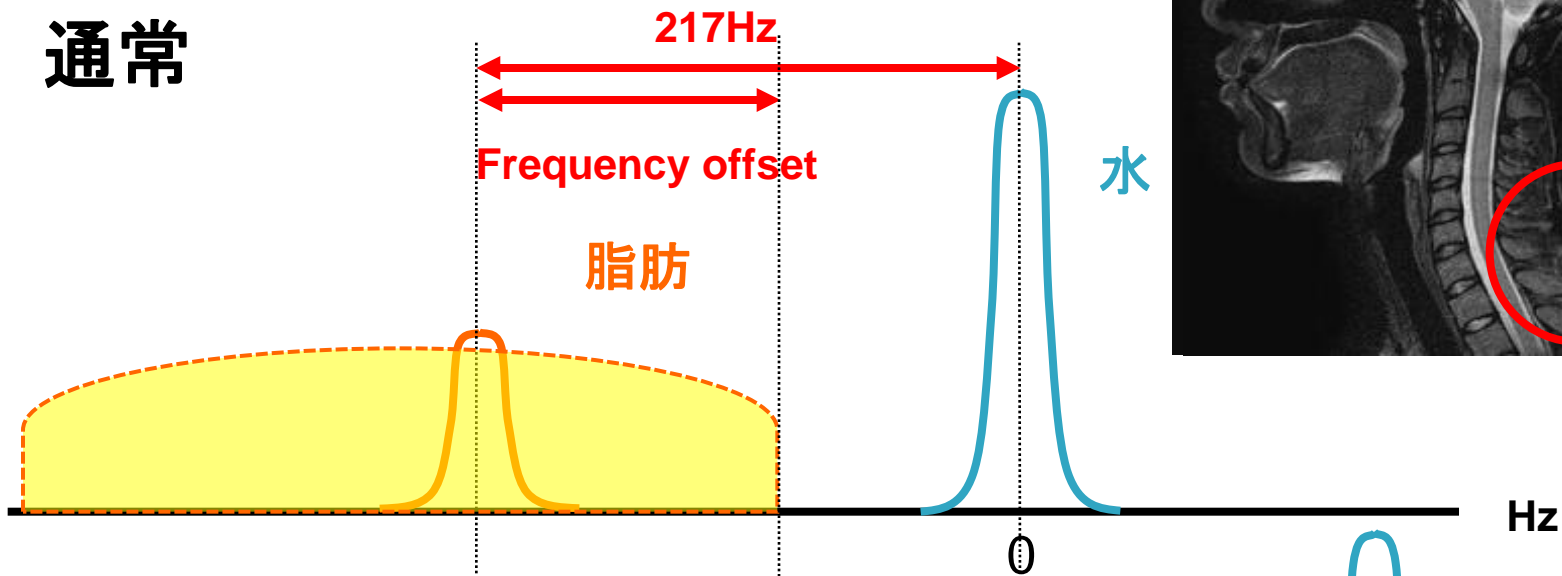


水抑制の場合

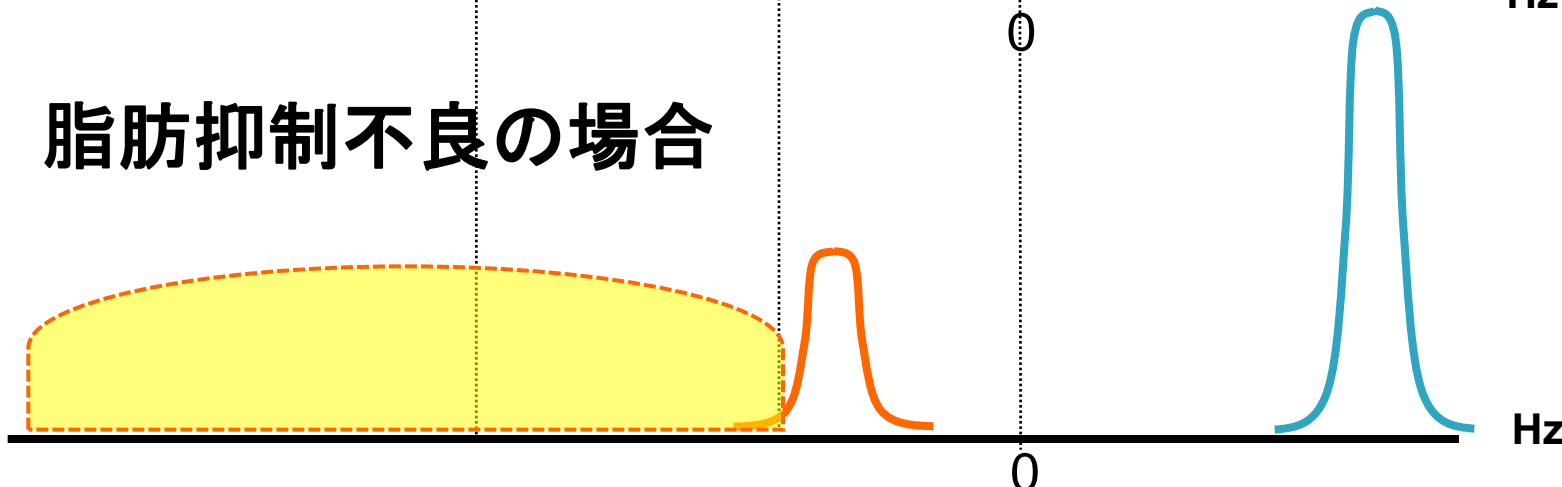


Frequency offsetを脂肪よりにずらしましょう！

通常



脂肪抑制不良の場合



Frequency offsetを水よりにずらしましょう！

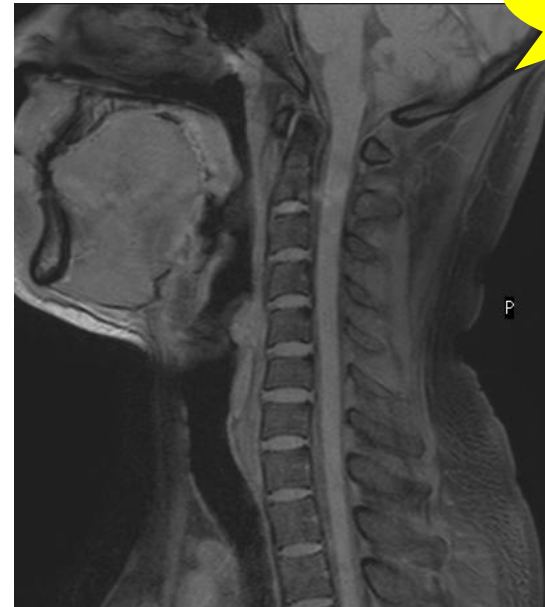
Frequency offset

R10~

SPIR
Offset default



SPIR
Offset 80Hz



Good

選択的脂肪抑制では、Offsetの調整が有効
特に、頸部のように不均一になりやすい部位では有効

Challenge!!

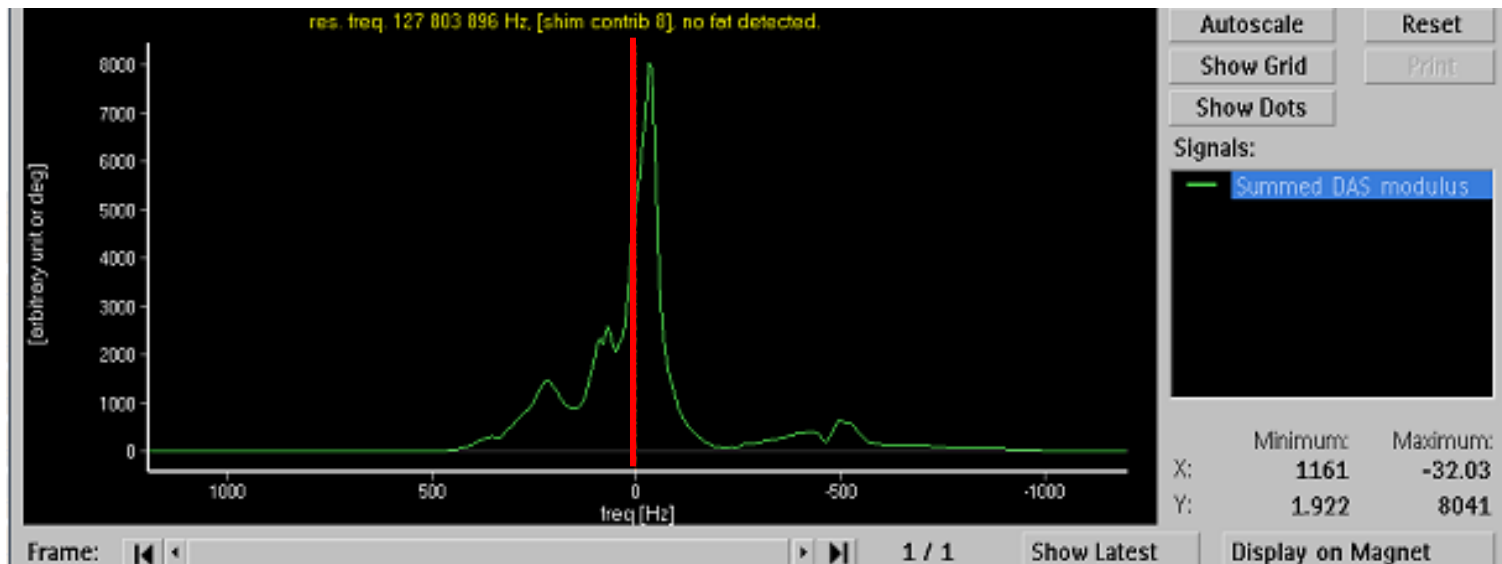
中心周波数を確認しましょう!!

F0 Monitoring (中心周波数)

R2.5~

撮像範囲もしくはVolume shim内の
F0(中心周波数)を確認し、調整を行う機能

プリパレーションにおいてF0がどの程度ずれてしまったかを
グラフから確認し、修正して撮像を行うことができる

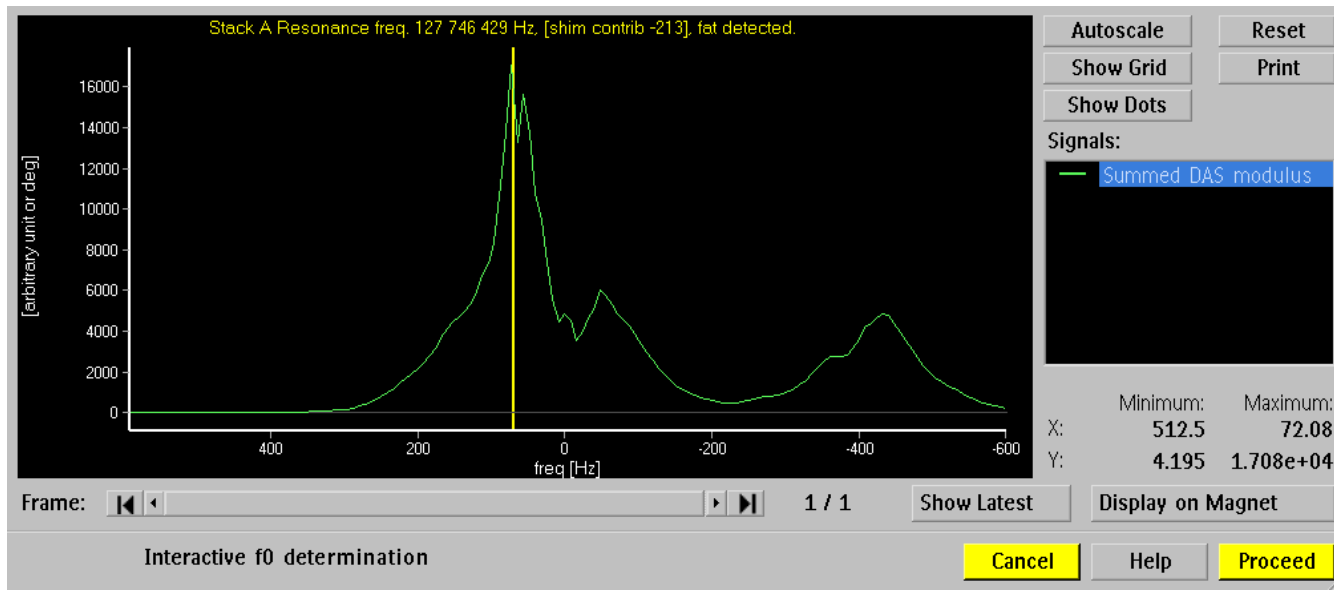


F0 Monitoring (中心周波数)

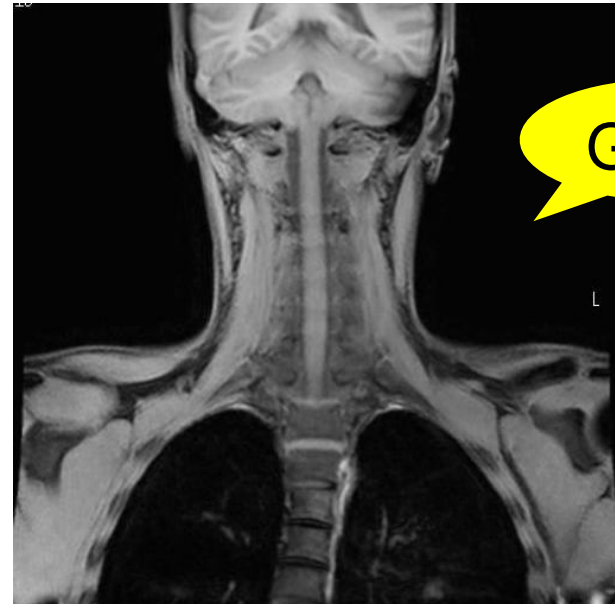
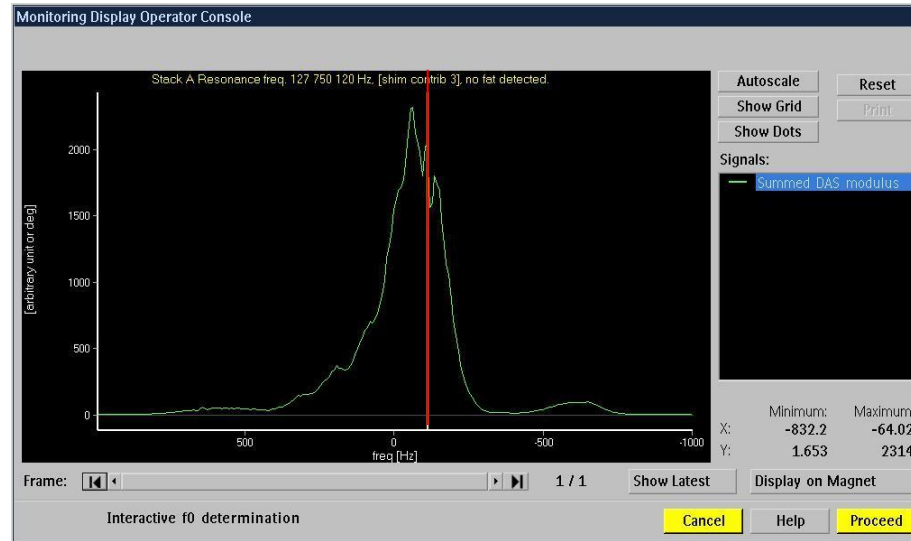
R3.1~

■ Interactive F0

モニタ上のF0位置をdrag & dropすることにより
新しい F0 位置へ調整可能である



水のピークに合うよう調整しましょう!!



Good

Challenge!!

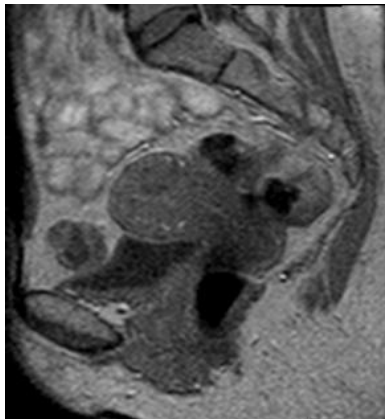
脂肪抑制パルスの強さを
調整しましょう!!

脂肪抑制の強さの選択: **Strength** R2.5~

Fat suppression	SPIR (SPAIR)
strength	weak
frequency offset	weak
Water suppression	medium
RR pulse	strong

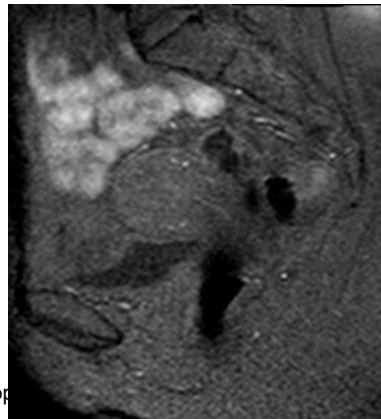
weak (55°)

脂肪信号が目立つのを抑えたいときなど



medium (75°)

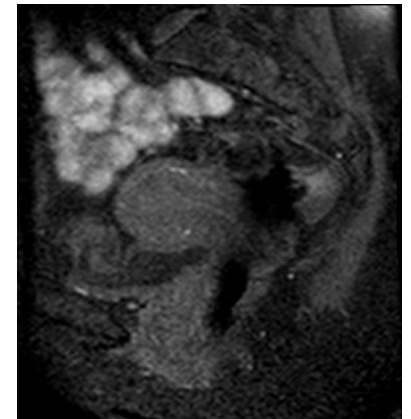
脂肪信号が落ちすぎてしまうときなど



CS & Opp

strong (100°)

通常の脂肪抑制



脂肪抑制の強さの選択: **Strength** R2.5~

weak (55°)

medium (75°)

strong (100°)

Good



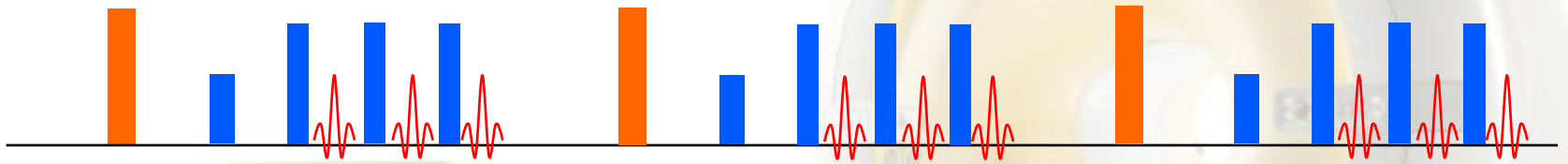
全体を均一に落とすためには、mediumを選択するのも有効

Challenge!!

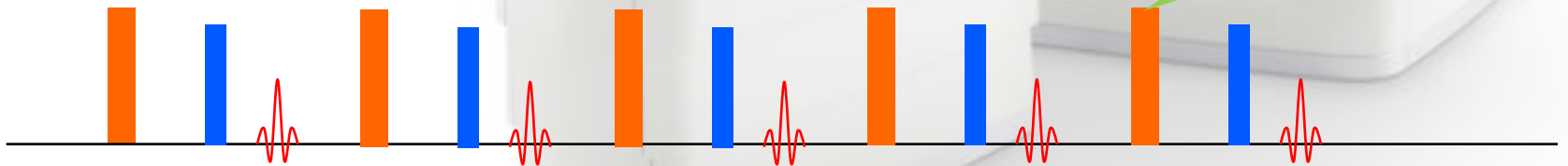
TSE法だけでなくFFE法も
使用してみましよう!!

TSE法とFFE法

TSE+SPIR



FFE+SPIR



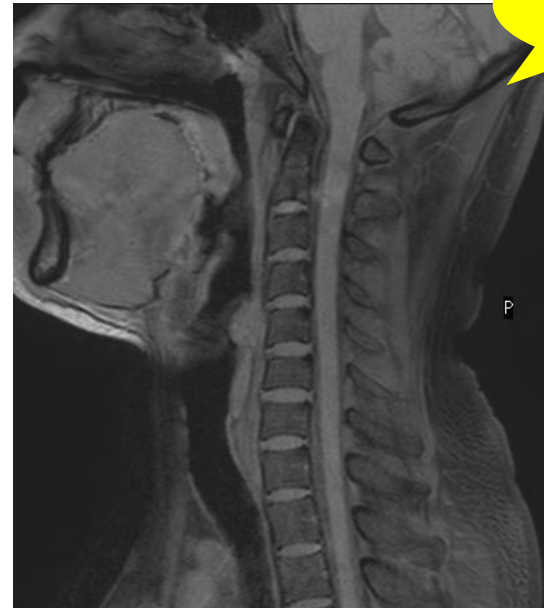
脂肪抑制効果は高い

TSE法とFFE法

MS TSE SPIR offset 80



MS FFE SPIR offset 80



Good

**TSE法 + SPIRだけでなく、FFE法 + SPIRも有効
(どちらもoffsetの調整を併用)**

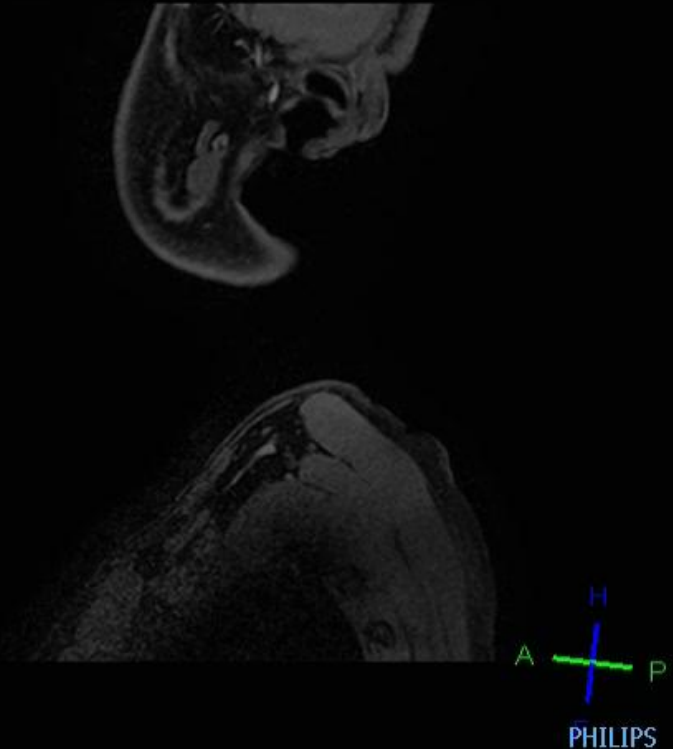
Challenge!!

3D撮像を試してみましよう!!

磁化率による脂肪抑制ムラ

MS T1 TSE SPIR

WAVE



FOV=250 RFOV=100%
 voxel=(M/P/S)=0.92/1.31/4.00
 TE=10ms TR=500

FOV=250 RFOV=100%
 voxel=(M/P/S)=0.5/0.5/0.5
 TE=6.0ms TR=12

磁化率による位相変化

$$\Delta\Phi = \gamma \times G_i \times \Delta r \times TE$$

$\Delta\Phi$ = 磁化率による位相変化 γ = 核磁気回転比

G_i = 生体内にできる局所的な磁場の変化

Δr = 画素の大きさ (voxel or pixel size) TE = EchoTime

3D撮像の場合、Multi Sliceよりも短いTEであるため
磁化率の影響を抑える事ができる

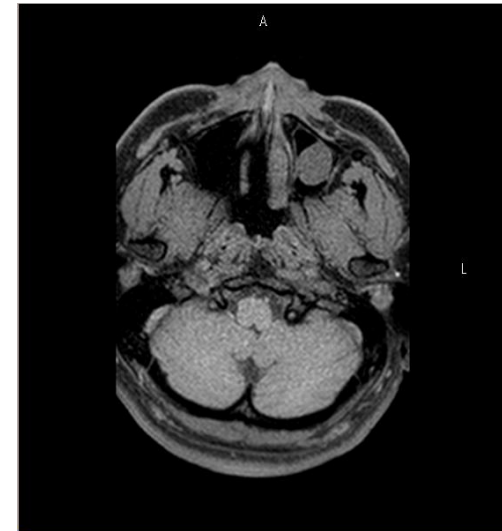
THRIVE

(3D TFE SPAIR)



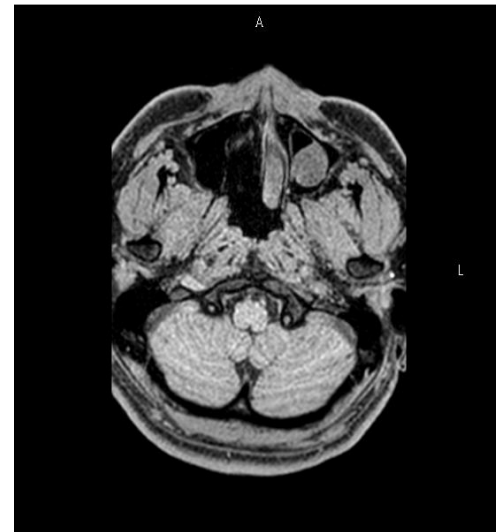
e-THRIVE

(3D TFE SPAIR)



3Dシーケンスを利用することにより、安定した脂肪抑制が行える

WAVE
(3D FFE Proset)



水選択励起法では、offsetの調整も必要なく、より安定した脂肪抑制が行える

WAVE
(3D FFE Proset)
Iso voxel



Scan time

WAVE
(3D FFE Proset)
5mm



Scan time

VISTA
(3D TSE SPIR)
5mm



Scan time

Iso voxel設定だけでなく、5mm厚などthick slice設定にすることにより、短時間での撮像を行うことも可能

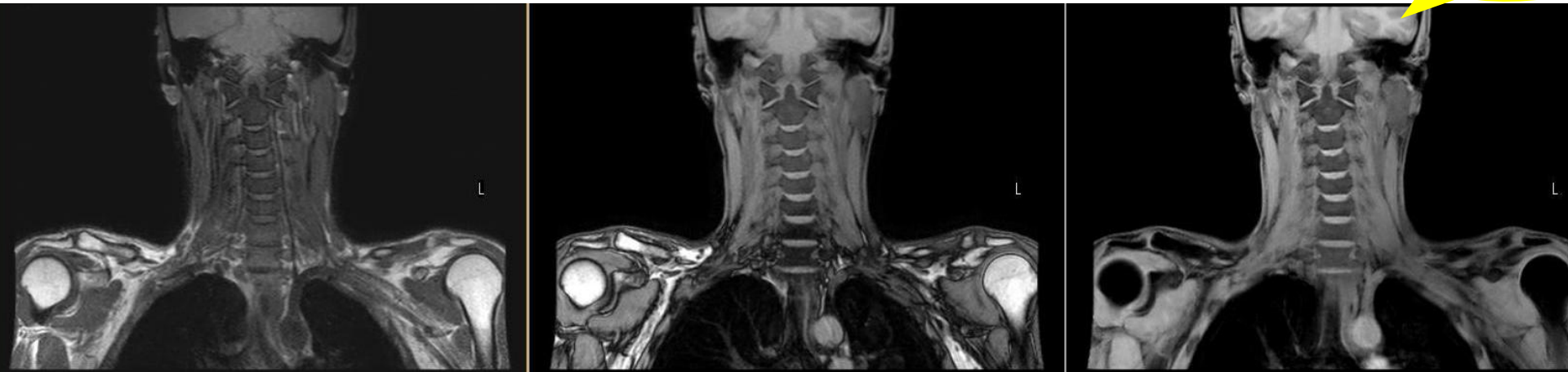
m-DIXON法

MS TSE SPAIR

e-THRIVE

m-DIXON

Good



m-DIXONでは、さらに安定した脂肪抑制が可能

m-DIXON法



Point

Frequency offset

- 脂肪抑制パルスのオフセットを調整しましょう!!

F0 monitoring

- 中心周波数を確認しましょう!!

脂肪抑制の強度調整

- 全体のバランスを考えて脂肪抑制の強度を調整しましょう!!

FFE法

- FFE法により脂肪抑制効果を上げましょう!!

3D撮像

- より磁化率の影響を抑えることができる3D撮像 (e-THRIVE, THRIVE, WAVE, m-DIXONなど)を試してみましょう!!

Today's content

脂肪抑制の意義

脂肪抑制法の種類

頸部における脂肪抑制の注意点



PHILIPS

