

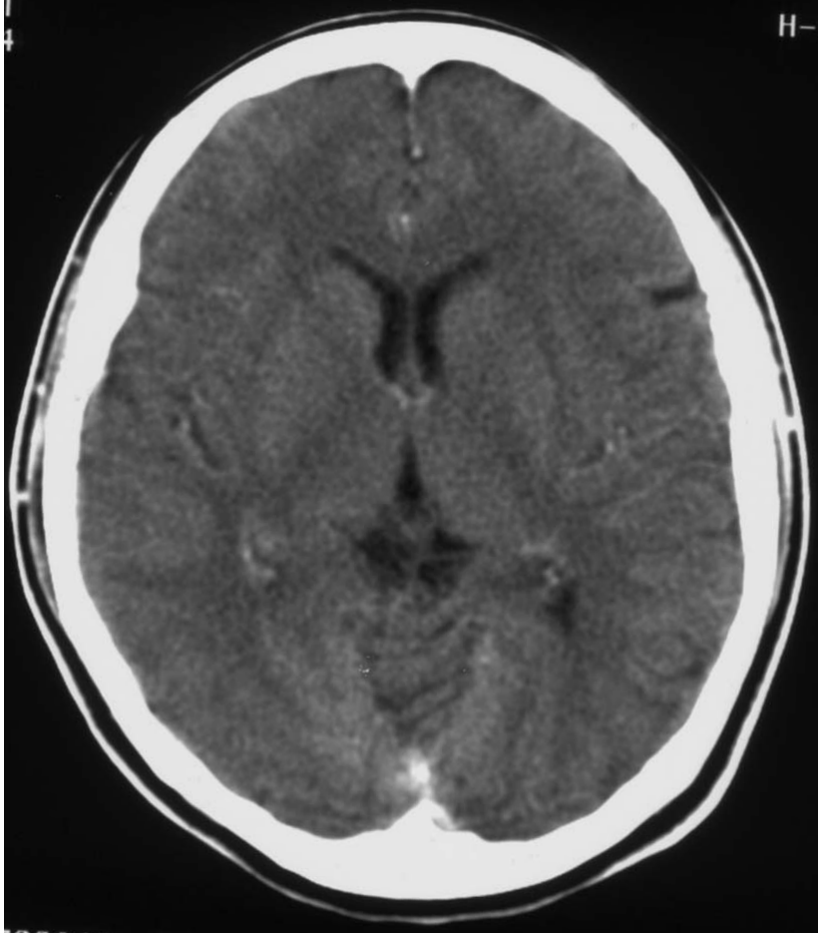
臨床医工学融合研究教育センター・画像医学

MRIの原理と臨床および  
基礎医学研究への応用

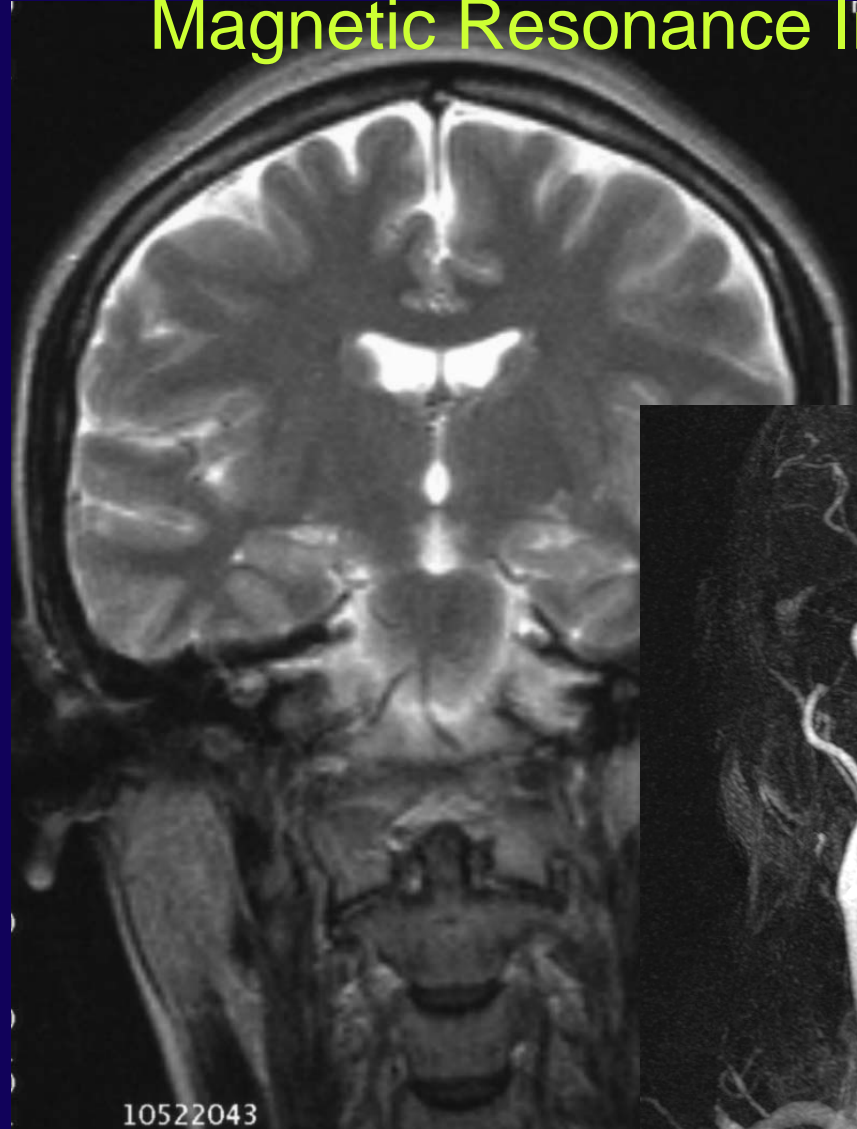
大阪大学医学系研究科 放射線医学講座

田中 壽

(X線)CT  
X-ray computed  
tomography



磁気共鳴画像 MRI  
Magnetic Resonance Imaging



## 参考書籍

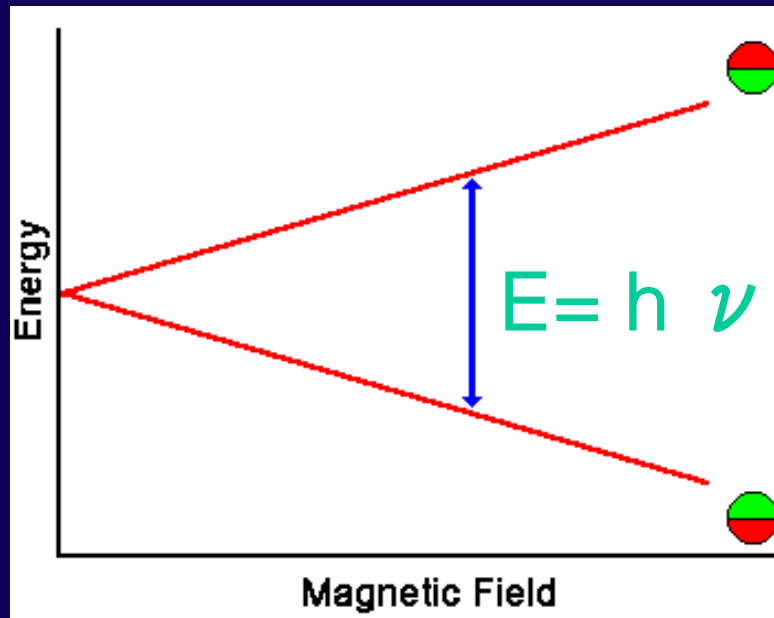
MRI「再」入門 荒木 力 著 南江堂

MRI完全解説 荒木 力 著 秀潤社

# MRIの基礎

1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

MRIはNMR (nuclear magnetic resonance, 核磁気共鳴)を利用した画像である。



## NMR

スピン(=磁気モーメント)をもつ原子核は磁場強度Bの中に置かれた時下記の式で決まる周波数 $\nu$ の光子を吸収/放出する。

$$\nu = \gamma B$$

$$(\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$$

磁気回転比)

磁気モーメントを持つ原子核は限られている

陽子または中性子のいずれかが奇数でなければならない

臨床に用いられるMRIは  
H(水素原子核、プロトン)を対象にする

# 臨床に用いられるMRIは H(水素原子核、プロトン)を対象にする

## 1. 物理的感度が高い

$$S \propto I(I+1) \mu^3$$

$I$  : スピン量子数  
 $\mu$  : 磁気モーメント (スピ  
ンが同じ場合  $\gamma$  に比例)

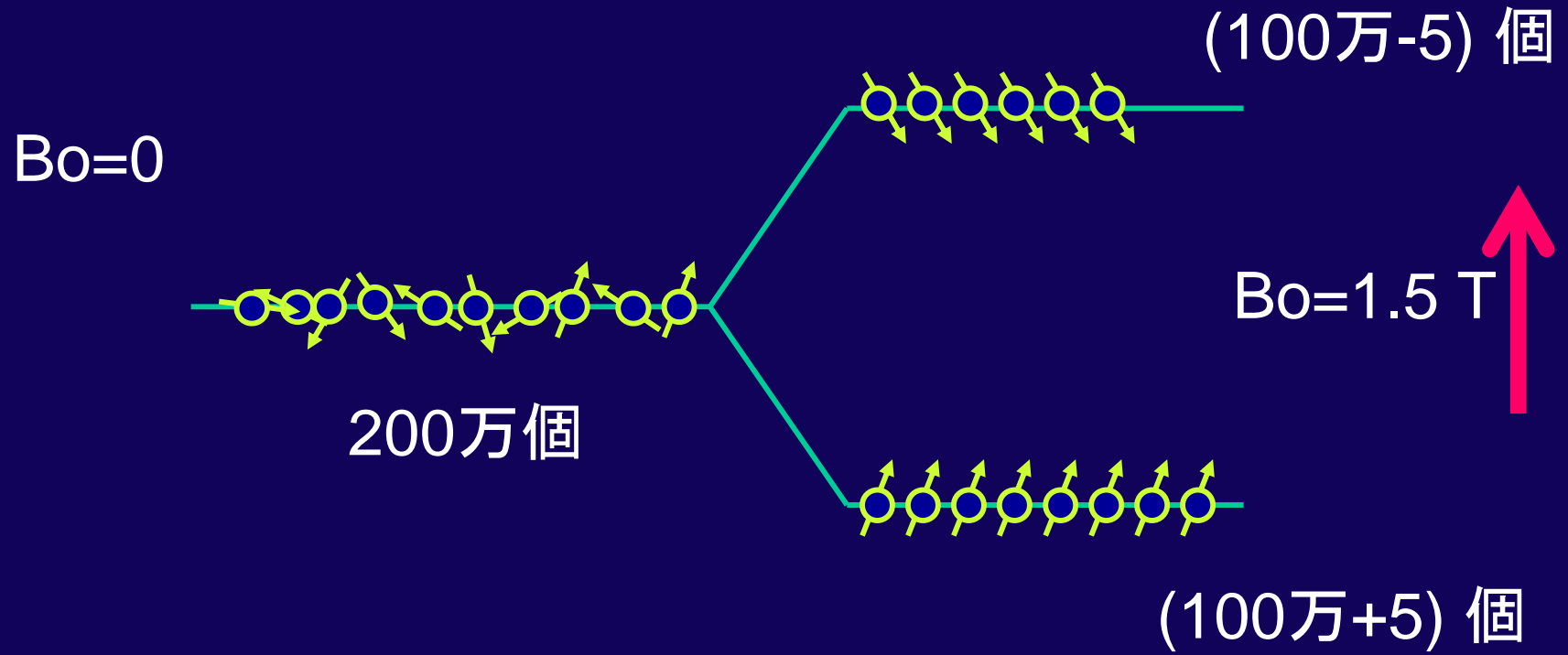
## 2. 人体内に大量に存在

## 3. スピン量子数が1/2より大きいものは横緩和が速く 信号が捉えられない

これ以降は水素原子核のみに限定します。

# 水素原子核に磁場をかけるとどうなるか

外部磁場がないと、水素原子核の磁気モーメント(小さな磁石)は勝手な方向を向く。外部磁場をかけると2群に分かれるが、エネルギー準位が低い群の個数が少し多い。



水素原子核  
の磁気モーメントの合計

なし

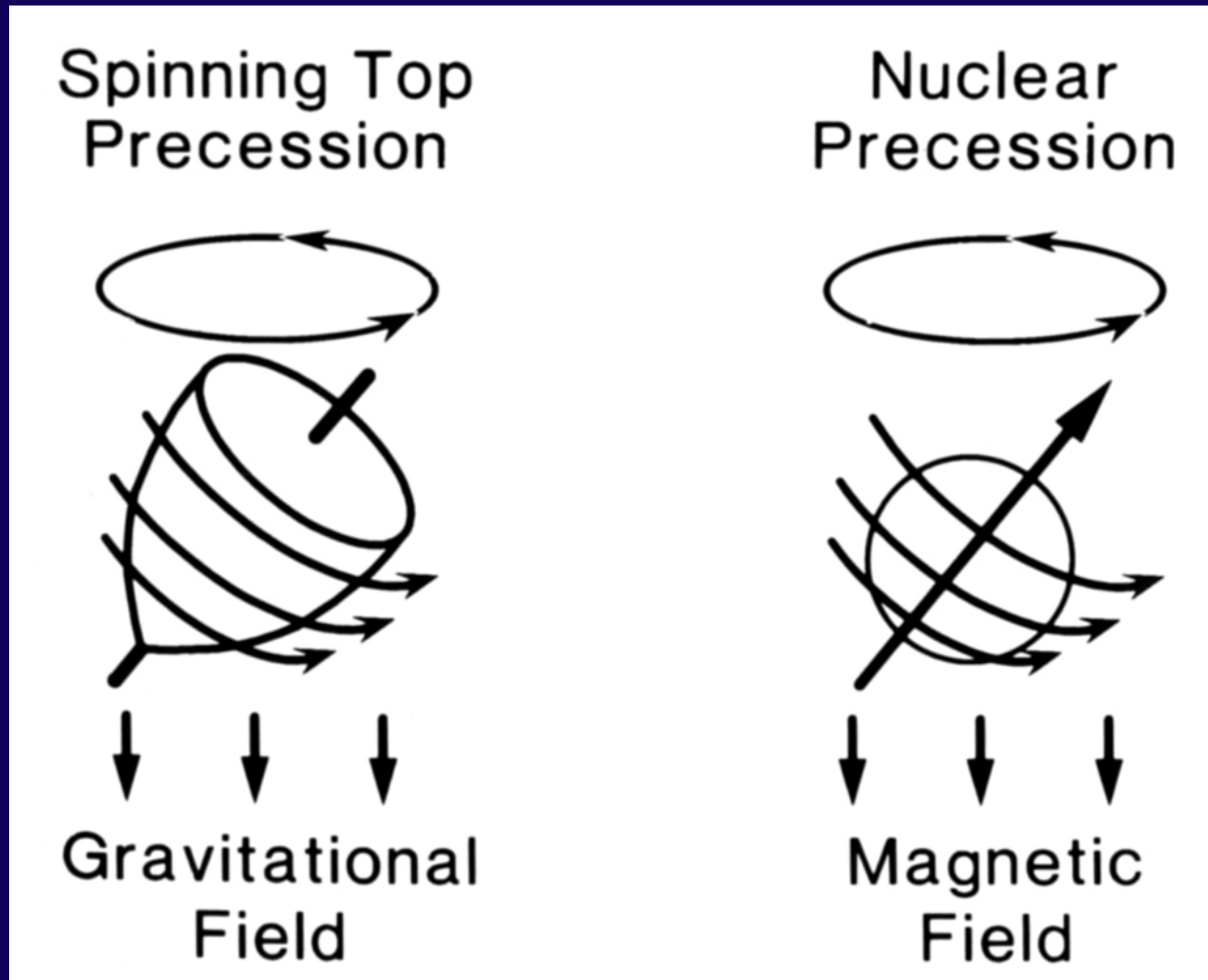
(これが元になってMR信号が出る)



# MRIの基礎

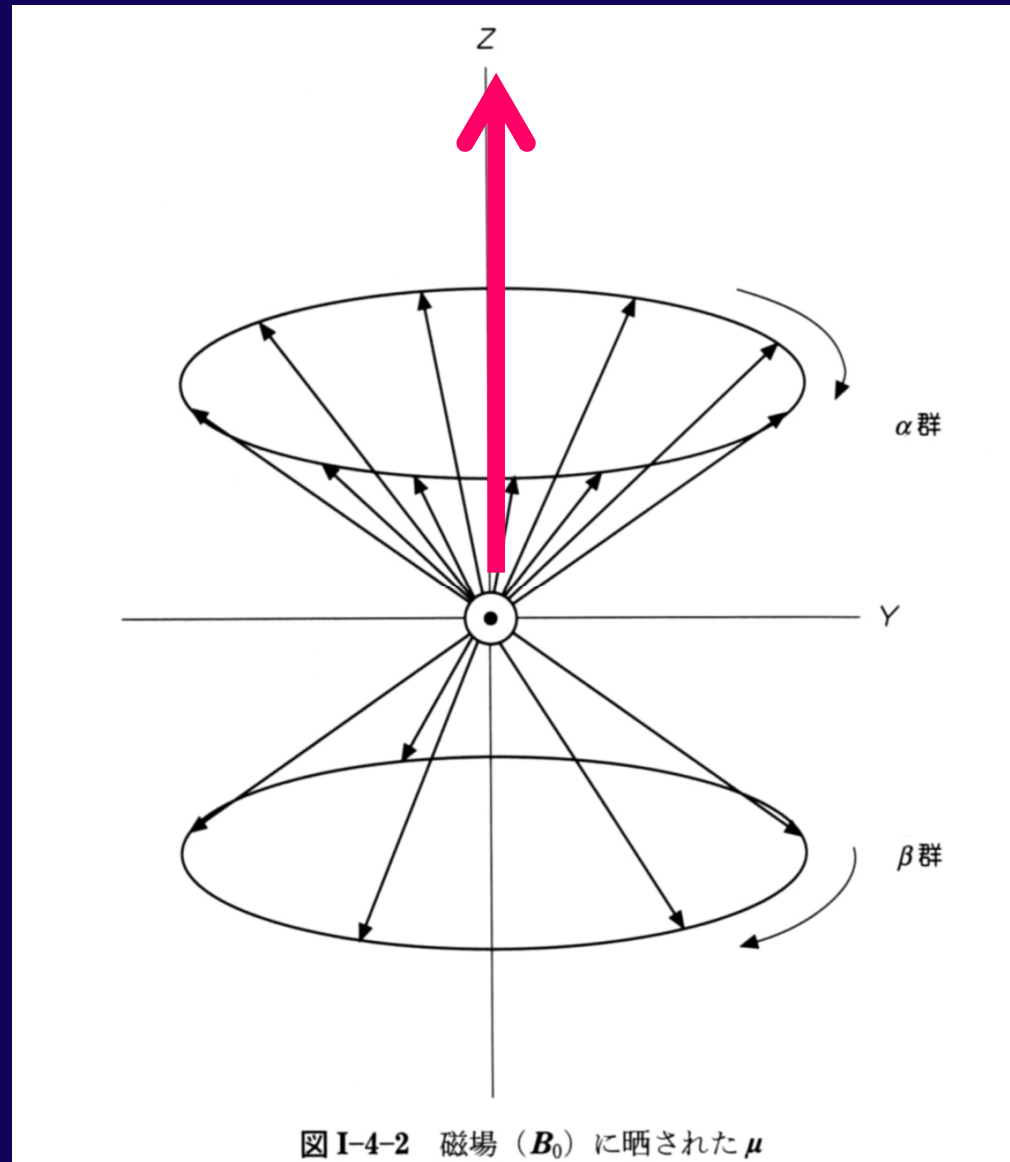
1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

一つの水素原子核の磁場存在下での運動は歳差運動(味噌すり運動、precession)である



$$\omega = \gamma B \quad \gamma = 267.5 \text{ Mrad/Ts}$$

# 磁場をかけたときの水素原子核全体の巨視的磁化ベクトル(M)でこれからは考える(古典的)

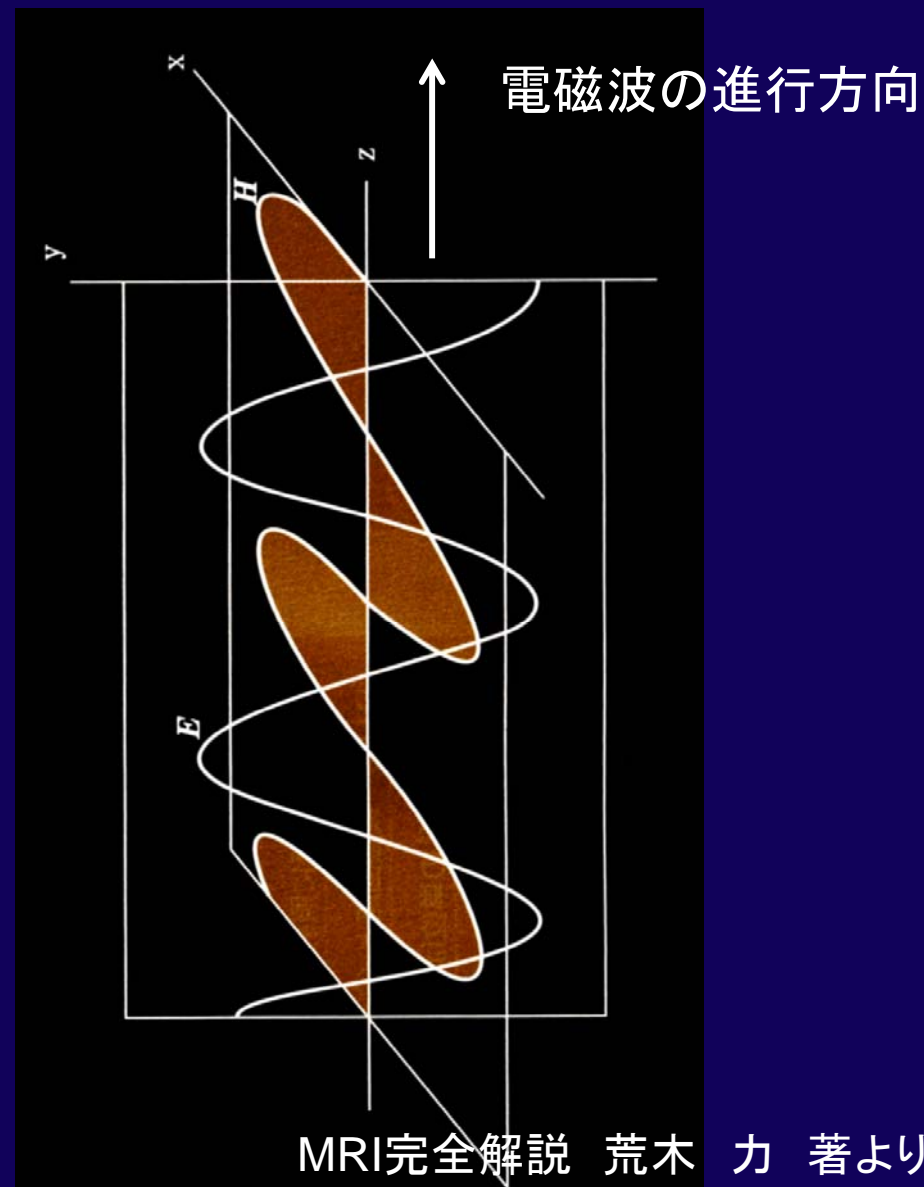
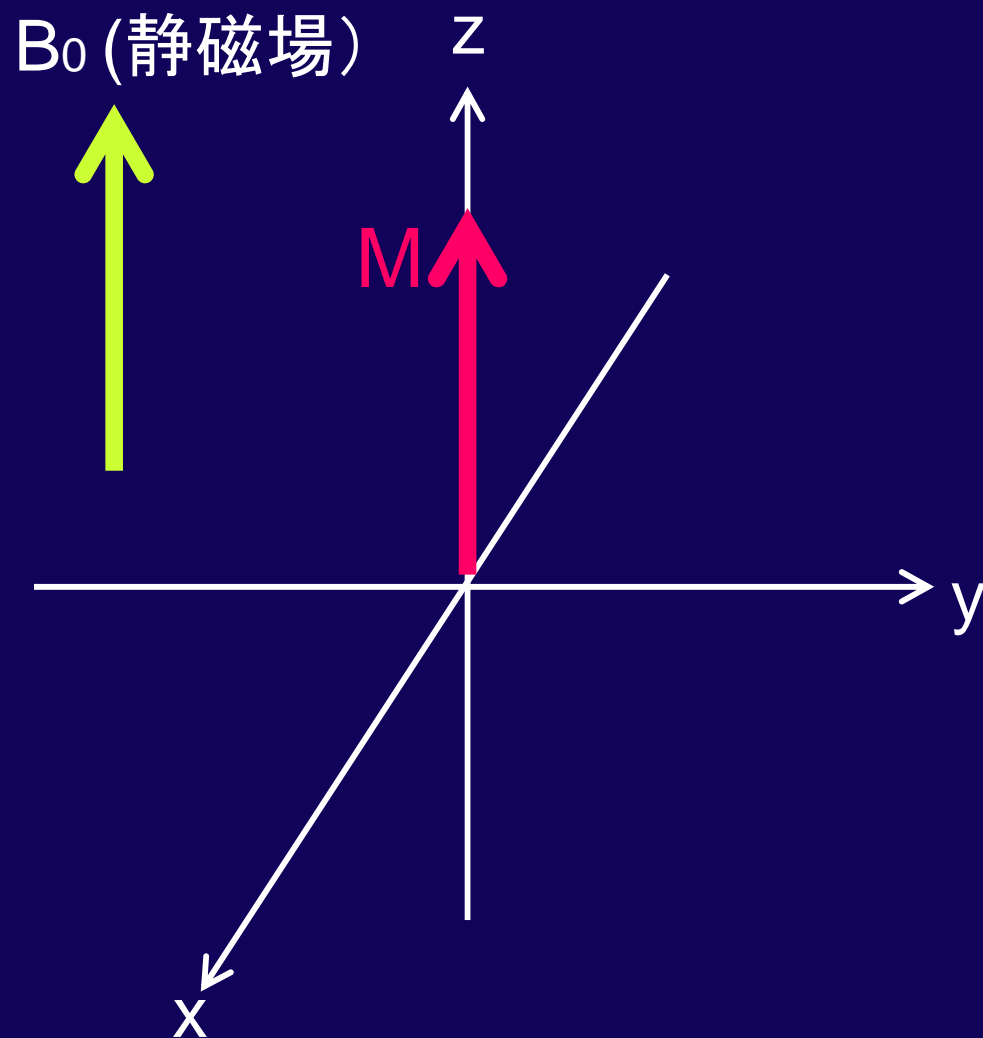


MR「再」入門 荒木 力 著  
より一部変更

# MRIの基礎

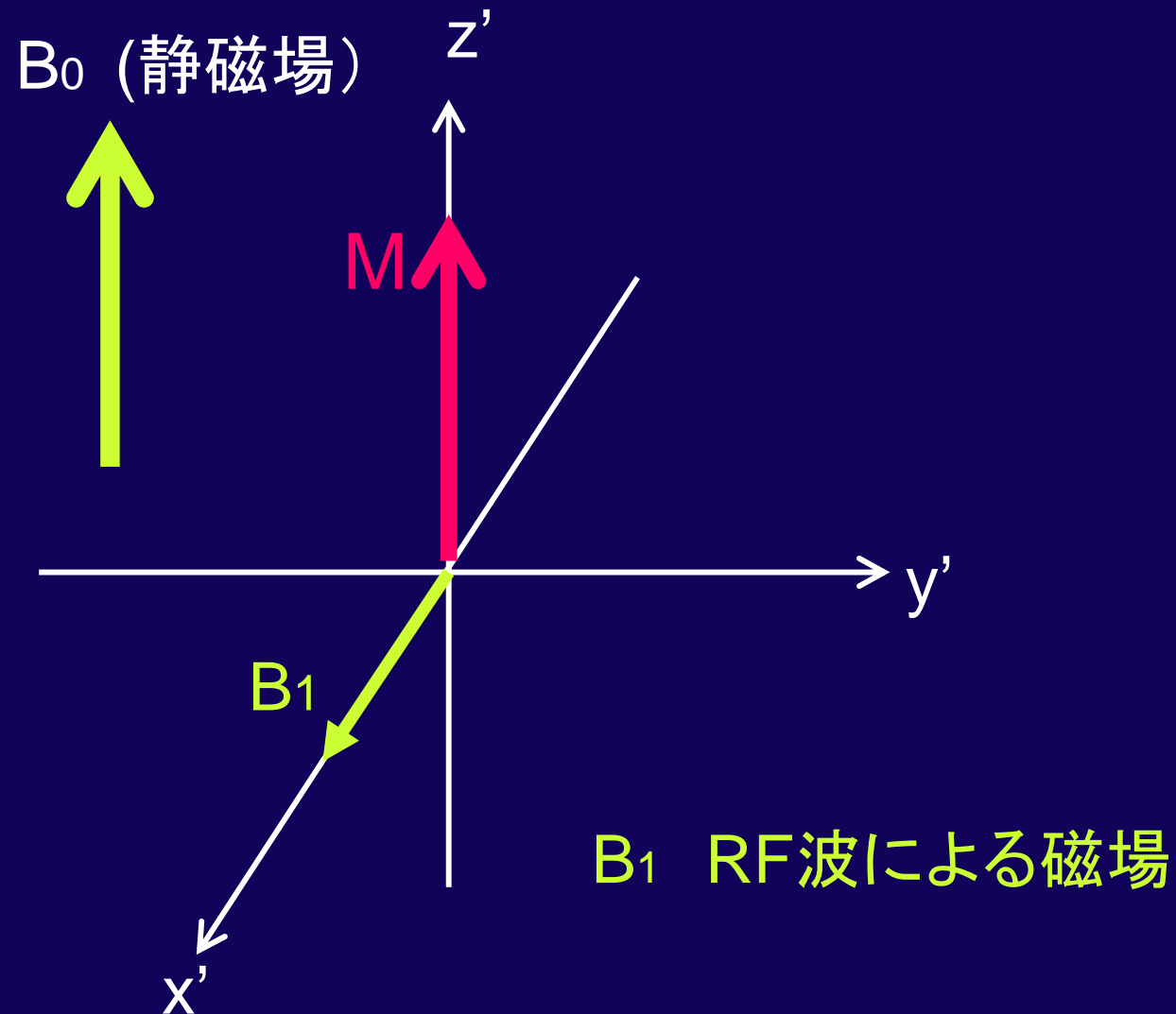
1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

# 磁場にさらされた水素原子核に共鳴周波数の電磁波 (radiofrequency, RF) を照射すると

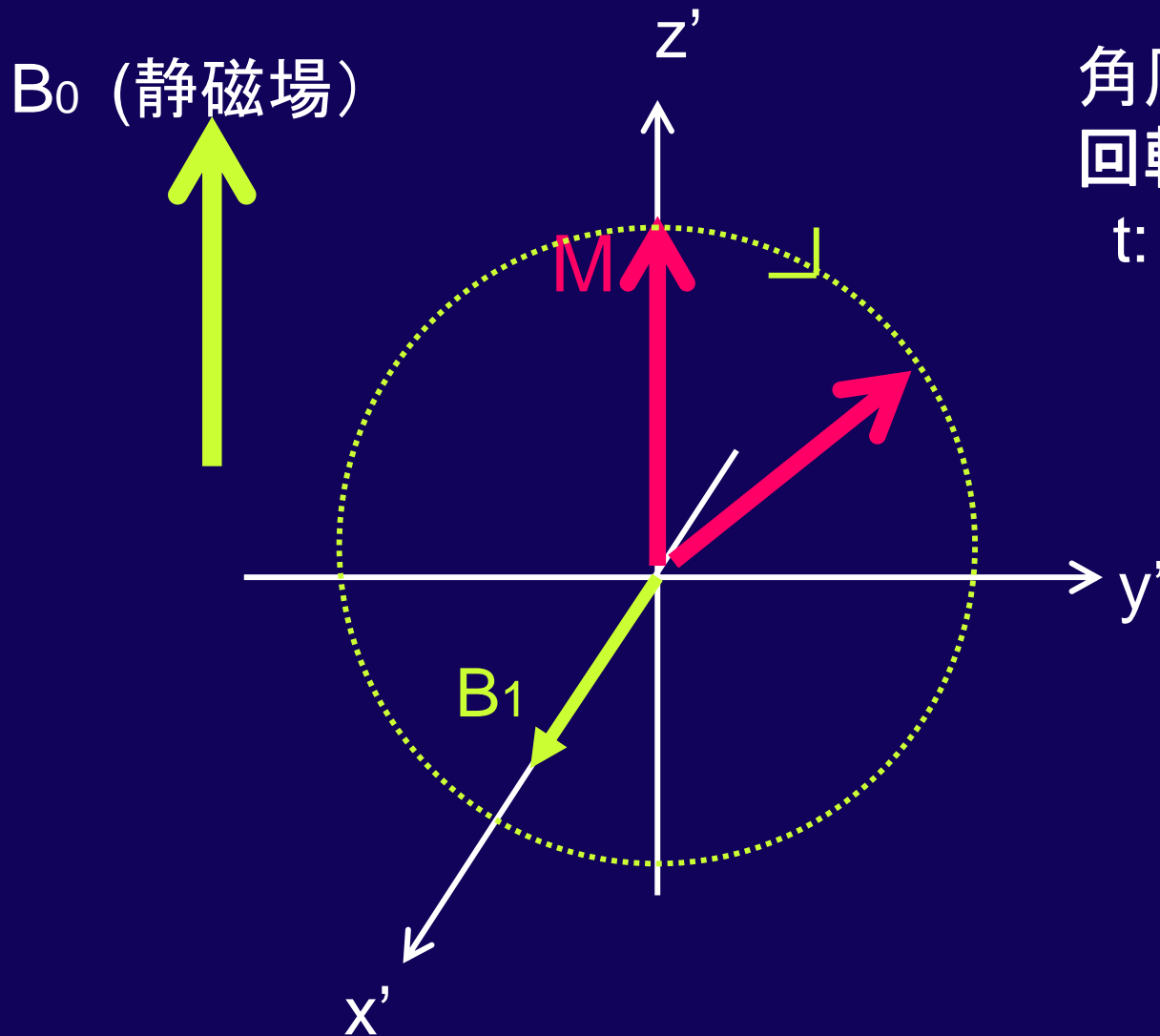


MRI完全解説 荒木 力 著より  
一部変更

磁場にさらされた水素原子核に共鳴周波数の電磁波 (radiofrequency, RF) を照射すると**共鳴周波数で回転している回転座標系で見た場合一定方向にRFによる磁場が有るように見える**

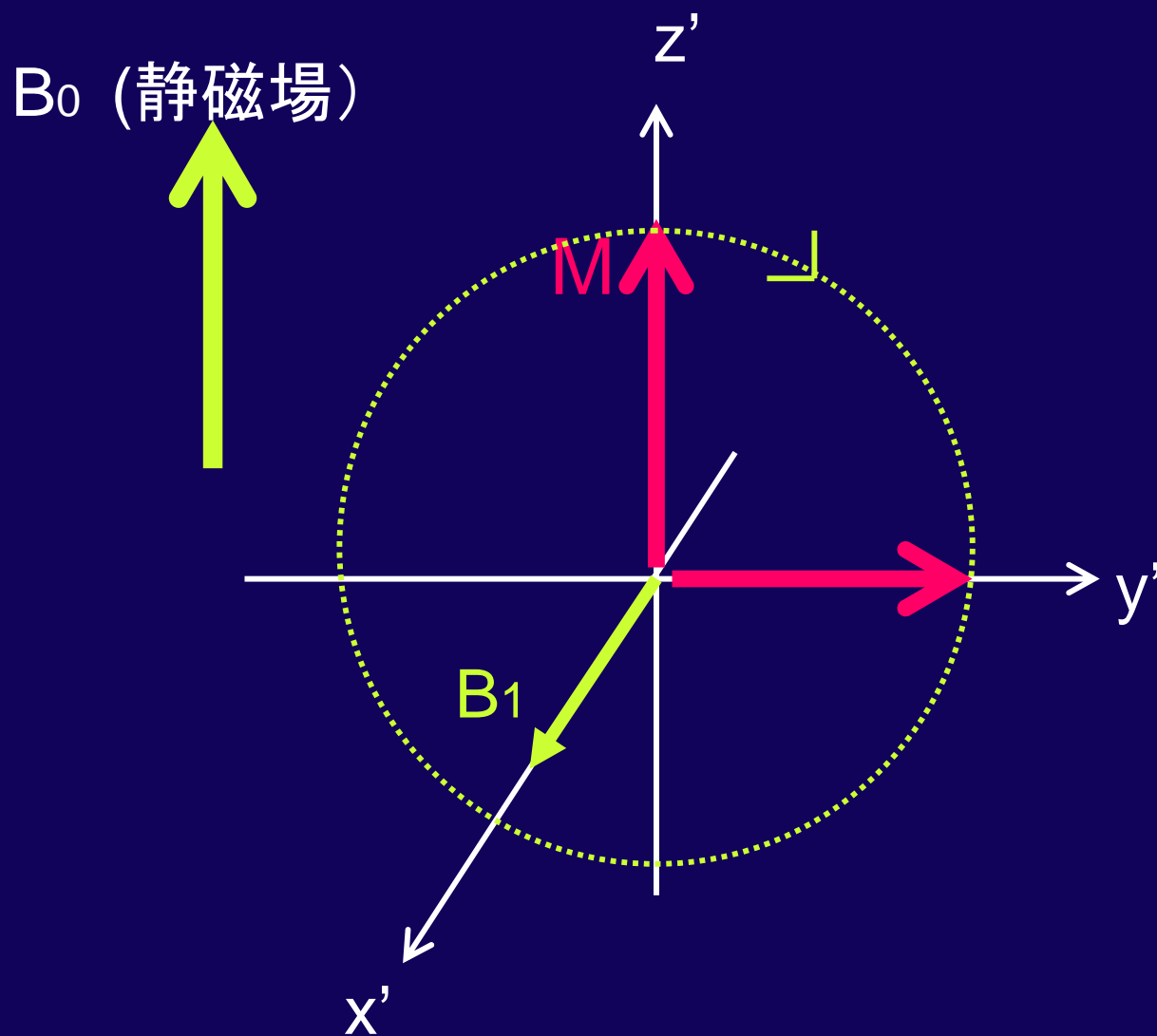


巨視的磁化ベクトルMは今度はB1の回りに  
y'-z'平面内で歳差運動を始める。



角周波数 =  $\gamma B_1$   
回転角度  $\theta = \gamma B_1 t$   
t: 電磁波印加時間

Mがちょうど90度倒れる電磁波を90度パルスという。



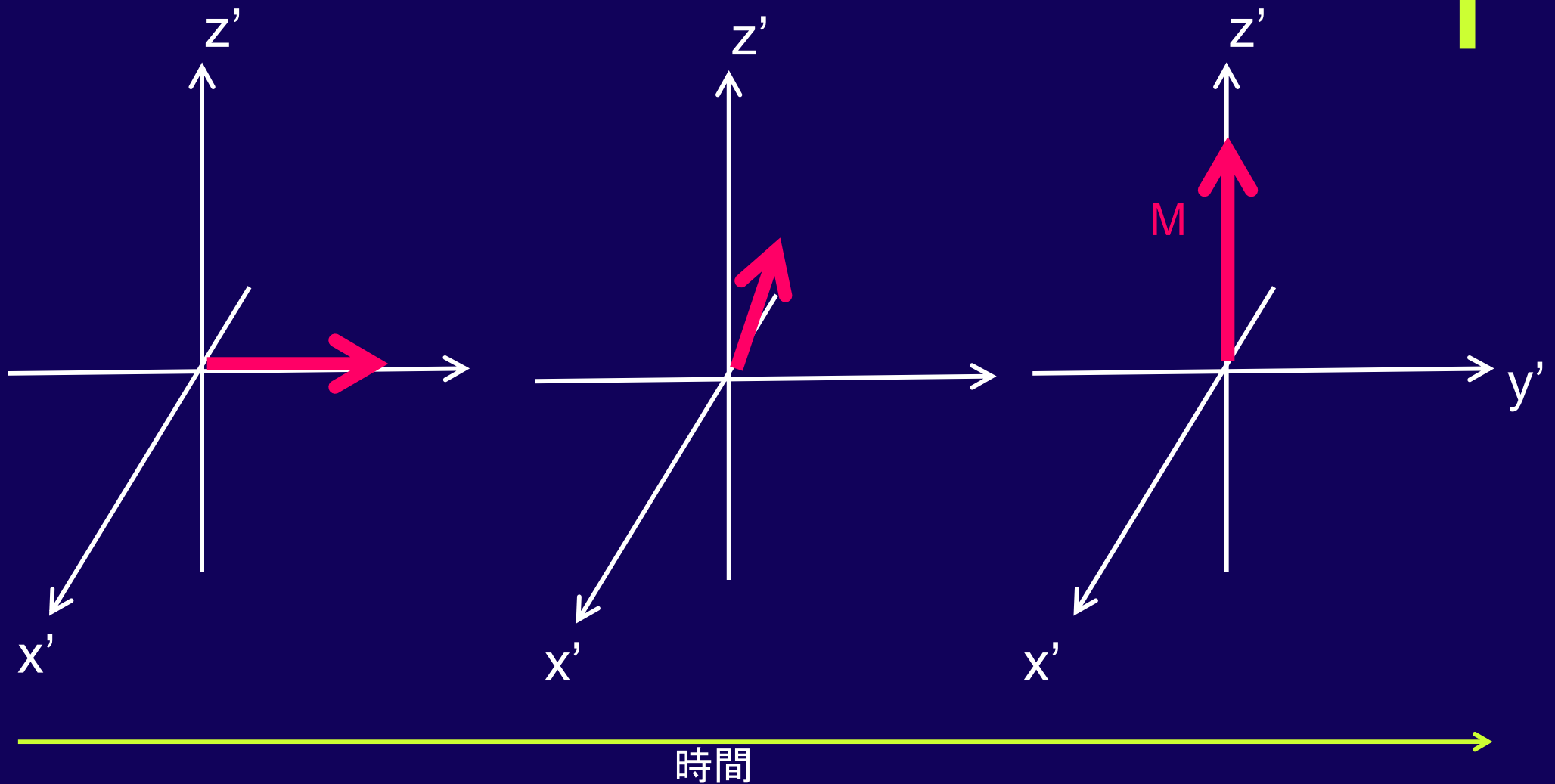


# MRIの基礎

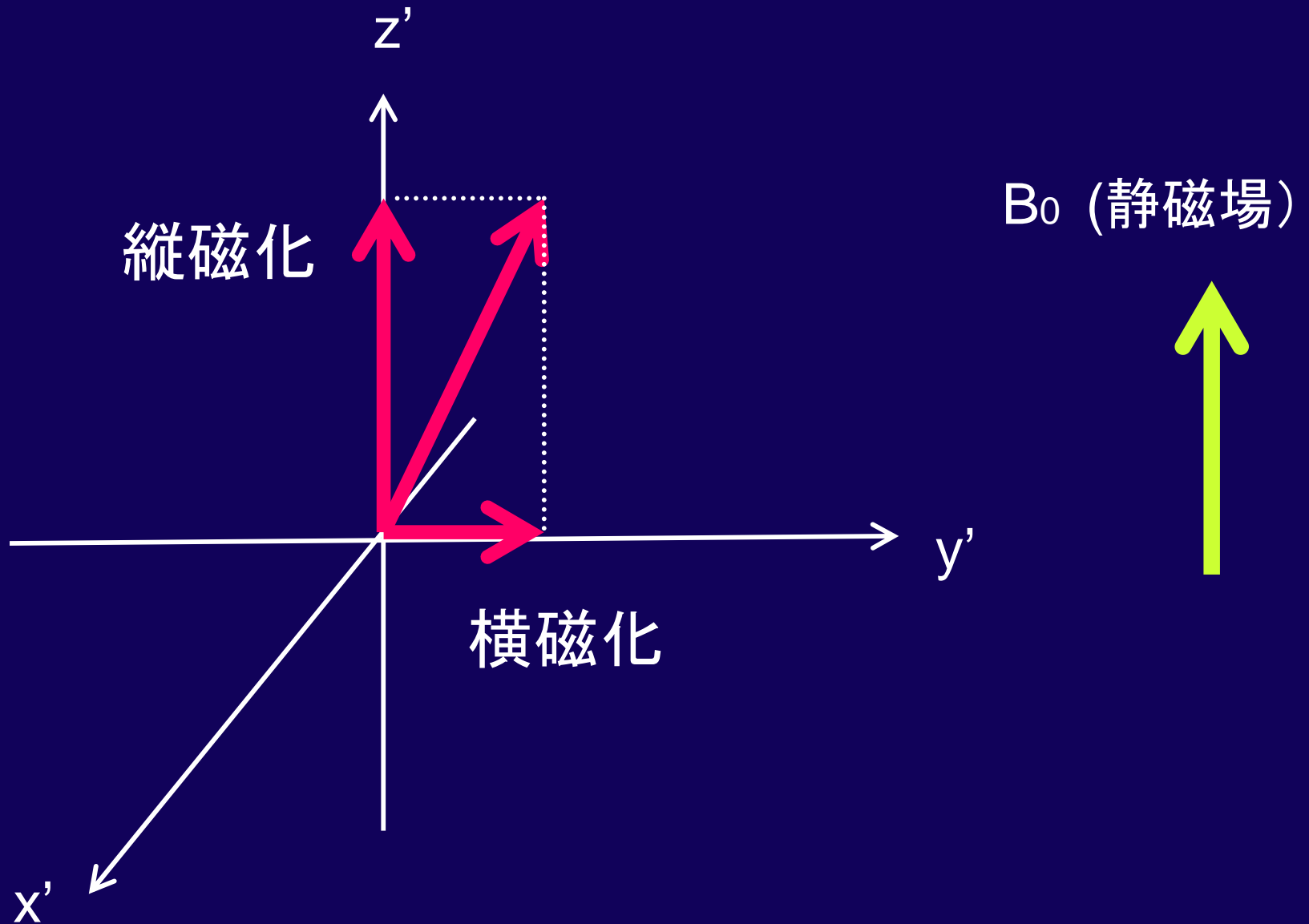
1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

$B_0$  (静磁場)

90度パルス後 RFをきると元の定常状態に還っていく(緩和現象)



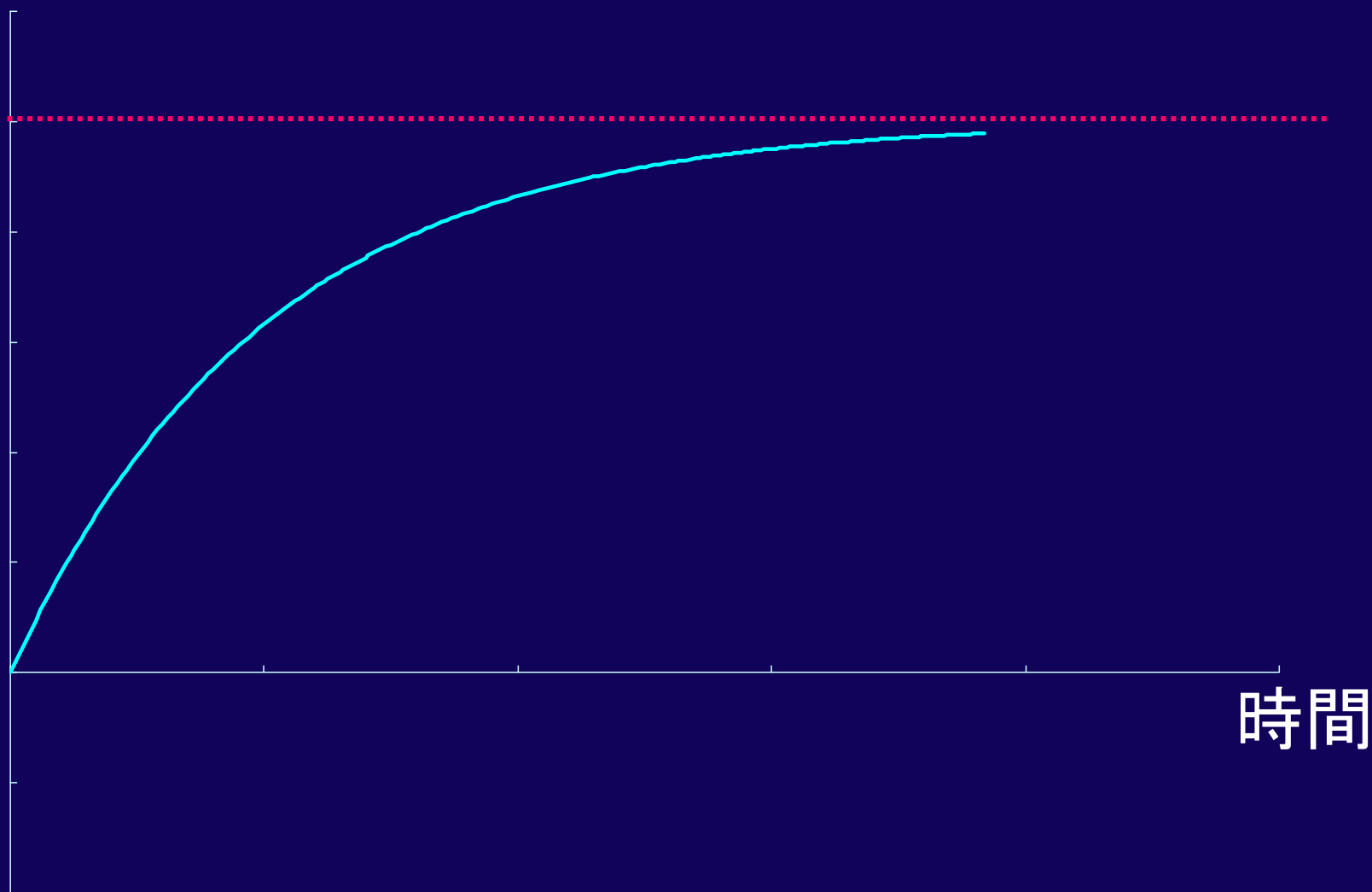
定義：巨視的磁化ベクトルの静磁場に平行な成分を縦磁化、静磁場に垂直な成分を横磁化という。縦磁化の緩和を縦緩和、横磁化の緩和を横緩和という。



# 90度パルス後の縦緩和

縦磁化

$M_0$   
(定常状態)



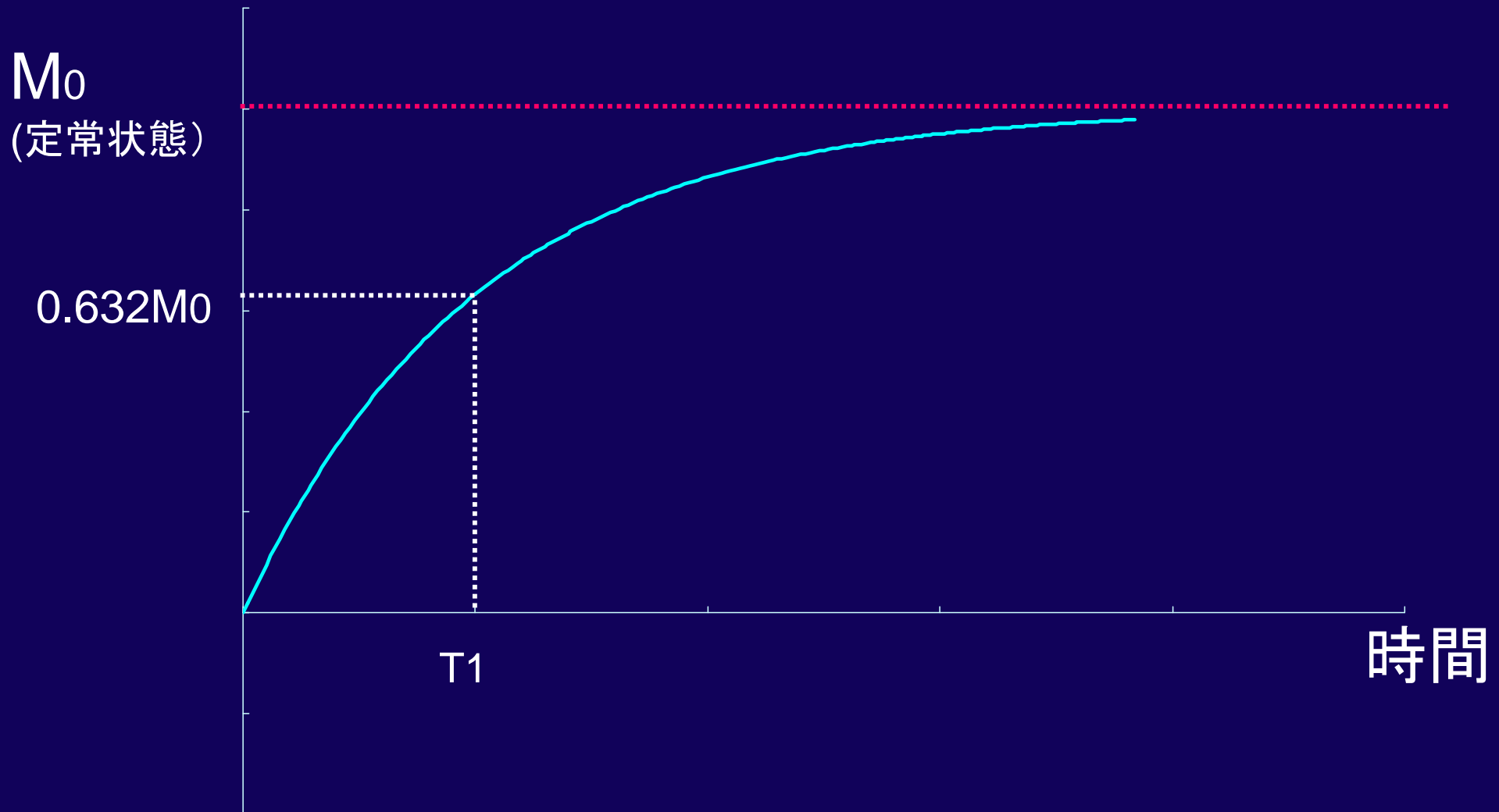
時間

# 縦緩和

$$M_z = M_0 \{1 - \exp(-t/T_1)\}$$

from  $dM_z/dt = (M_0 - M_z)/T_1$

縦磁化 ( $M_z$ )

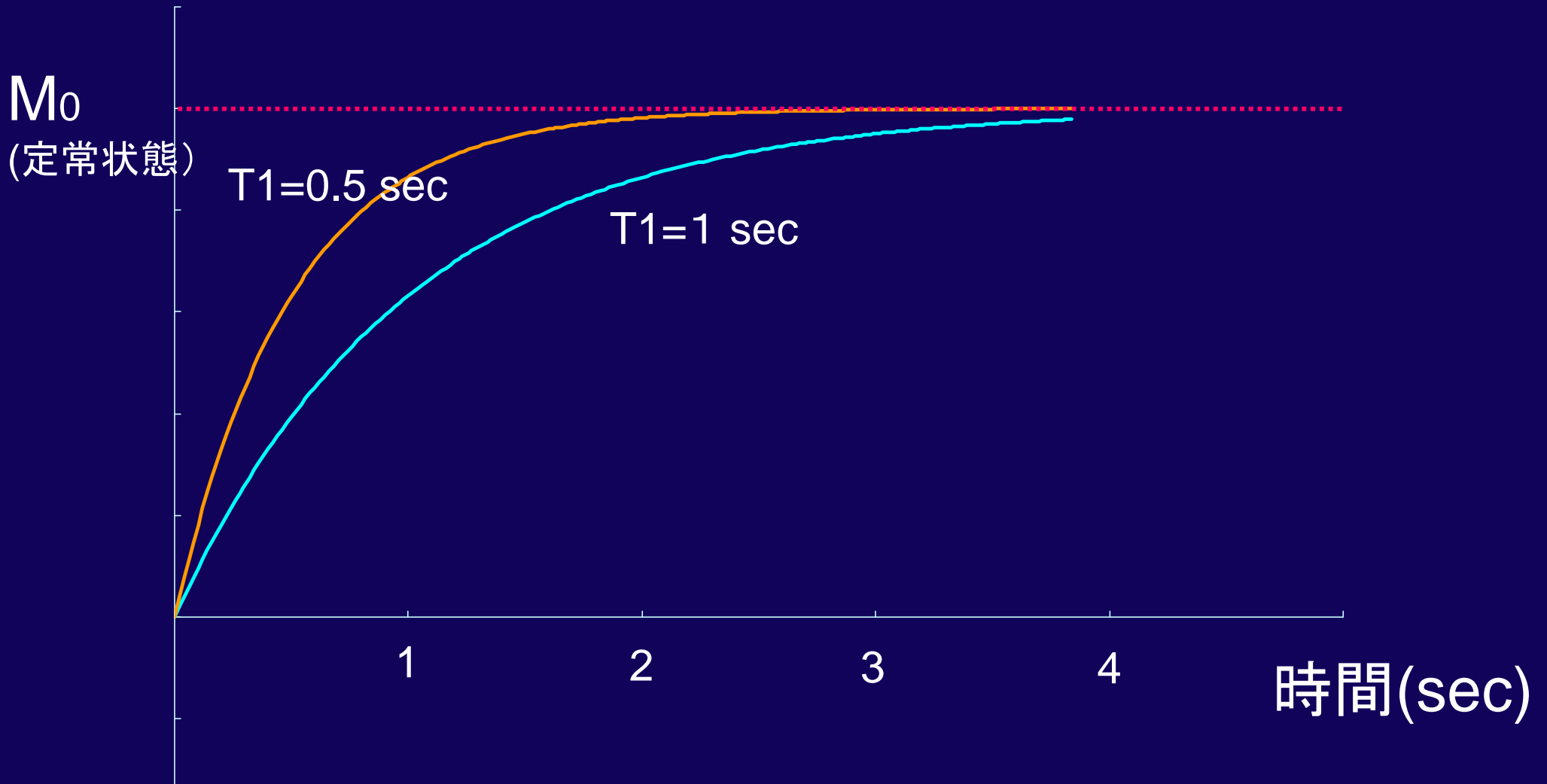


# 縦緩和

$$M_z = M_0 \{1 - \exp(-t/T_1)\}$$

from  $dM_z/dt = (M_0 - M_z)/T_1$

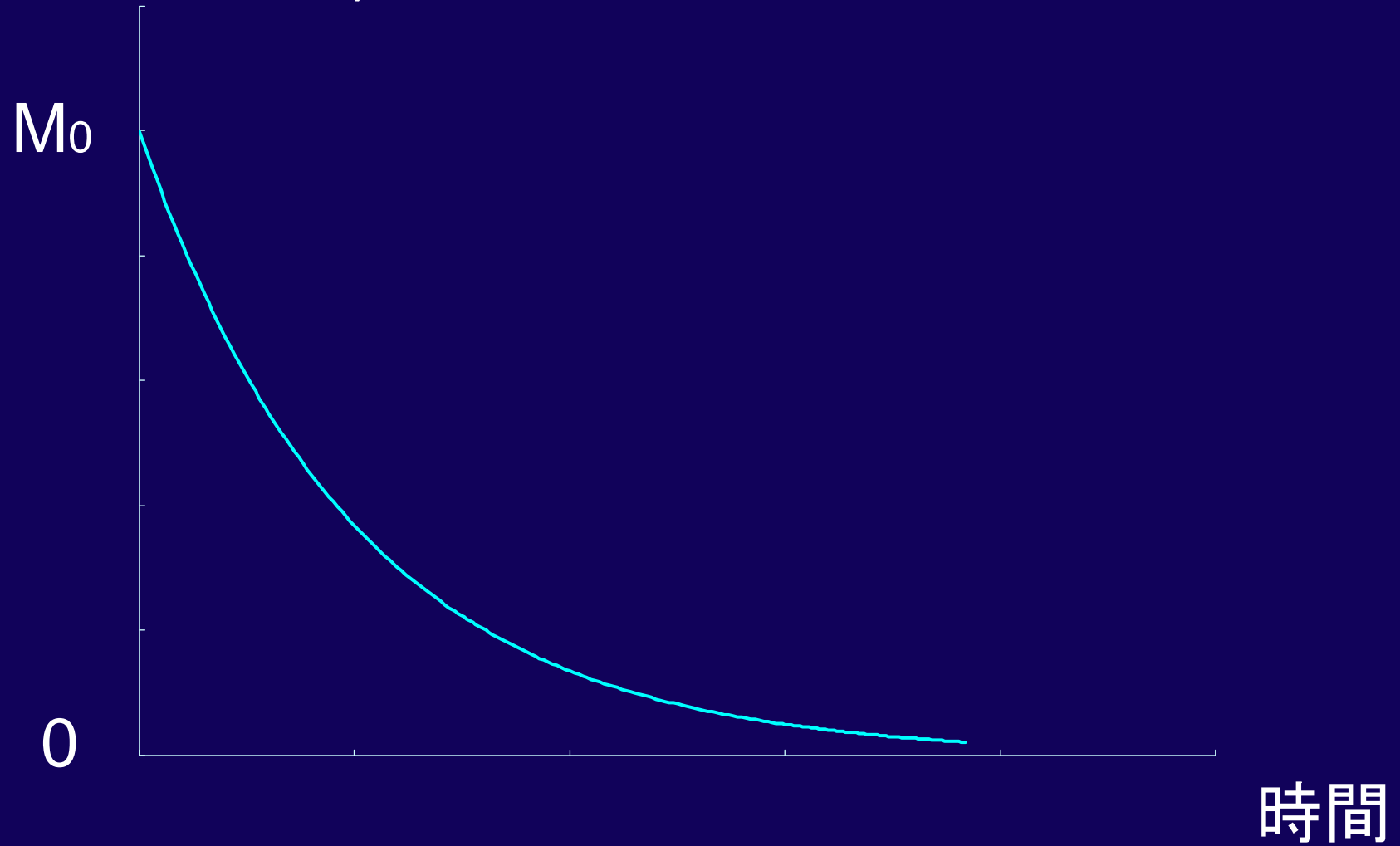
縦磁化 ( $M_z$ )



$T_1$ が短い方が緩和が速い。生体の $T_1$ は数100ミリ秒から数秒

# 90度パルス後の横緩和

横磁化 ( $M_{xy}$ )

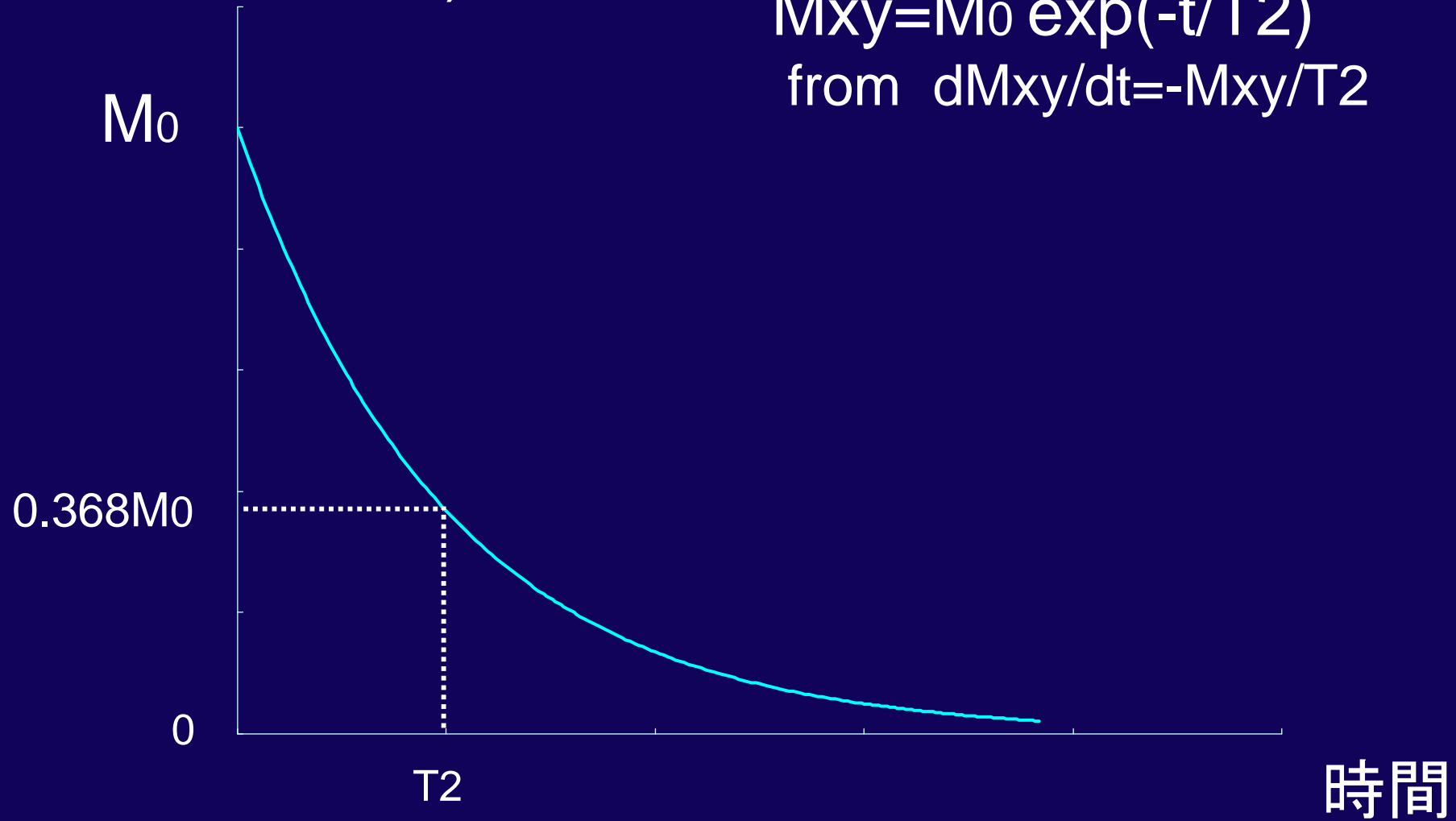


# 90度パルス後の横緩和

横磁化 ( $M_{xy}$ )

$$M_{xy} = M_0 \exp(-t/T_2)$$

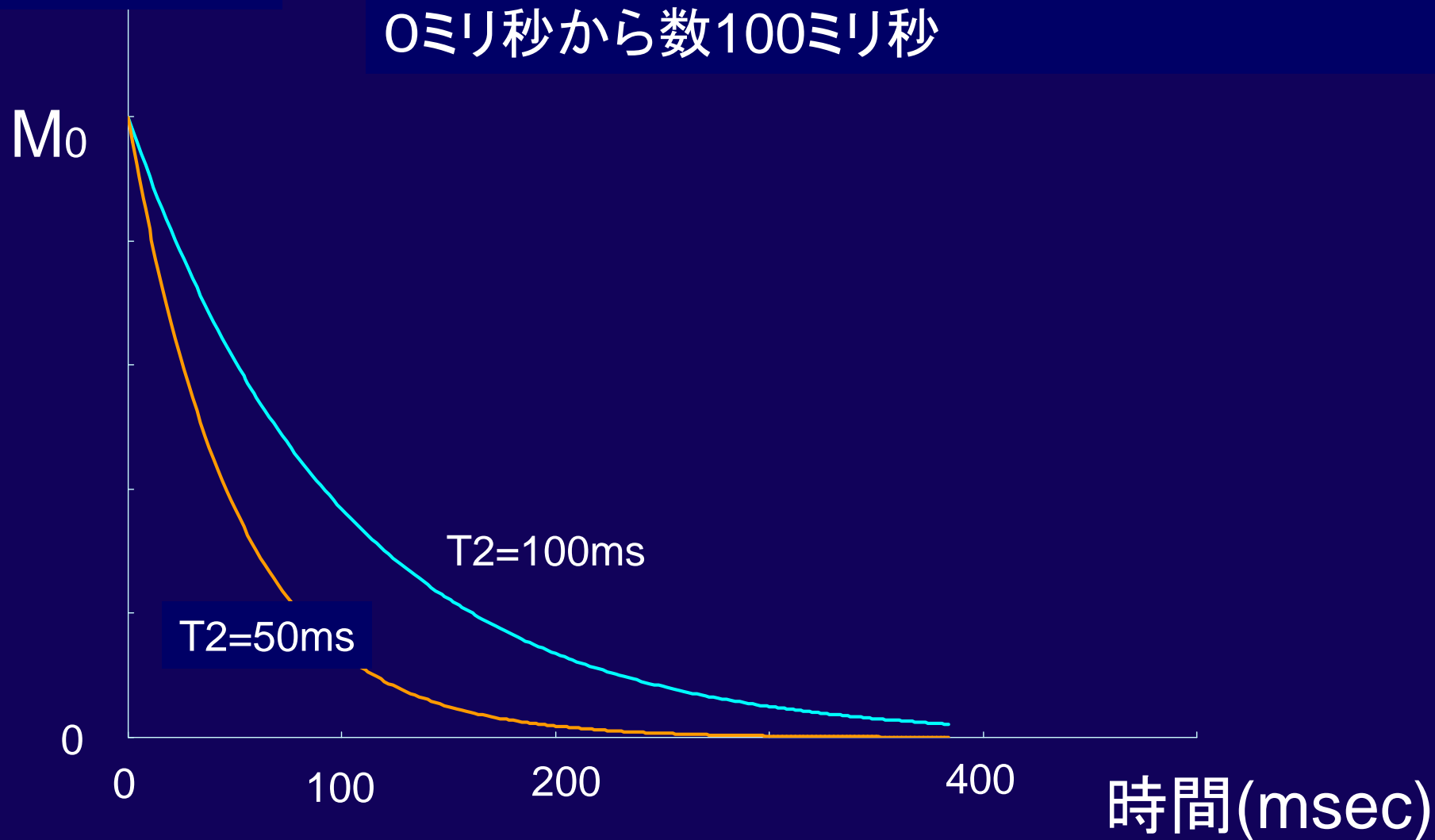
from  $dM_{xy}/dt = -M_{xy}/T_2$



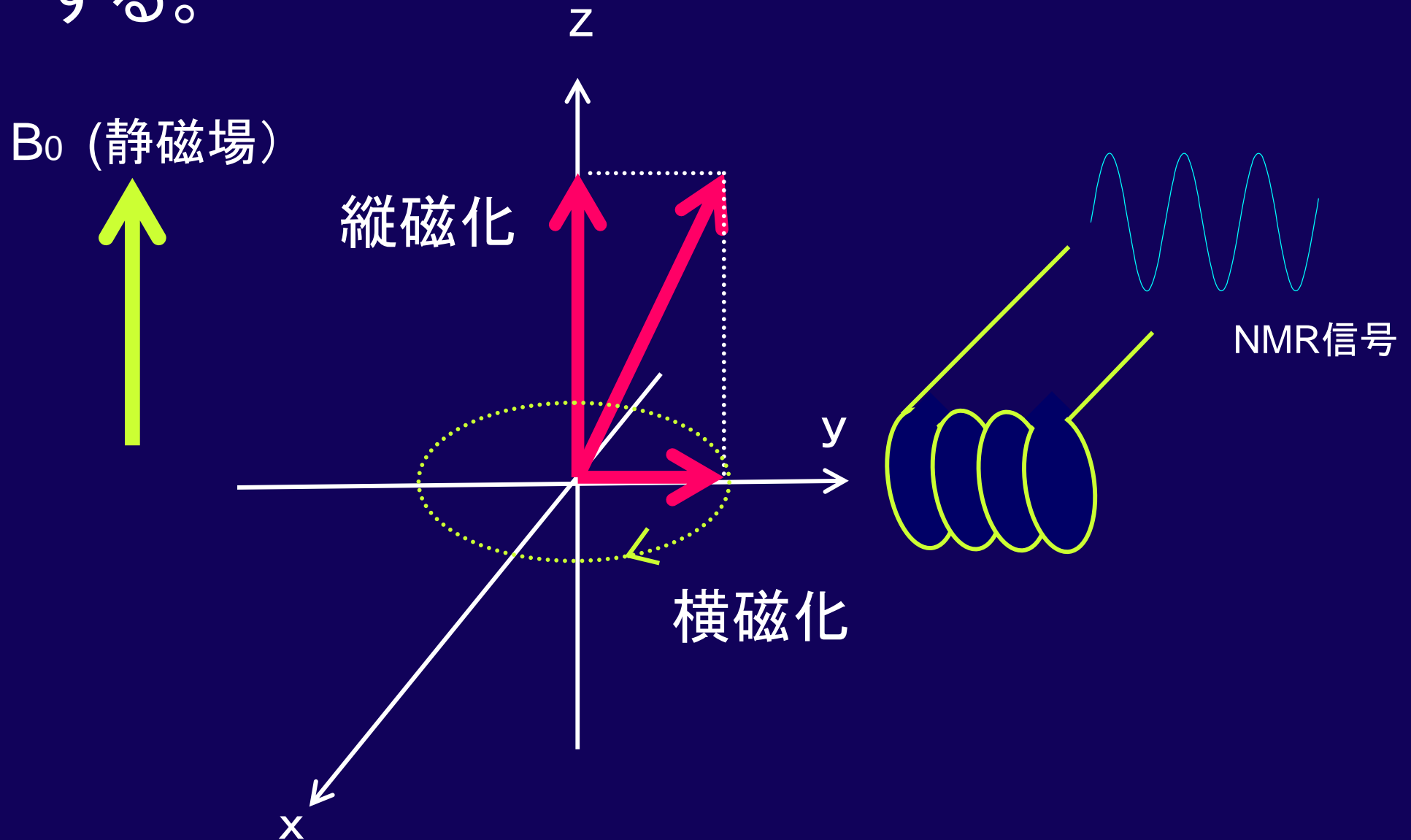


# 横磁化 ( $M_{xy}$ )

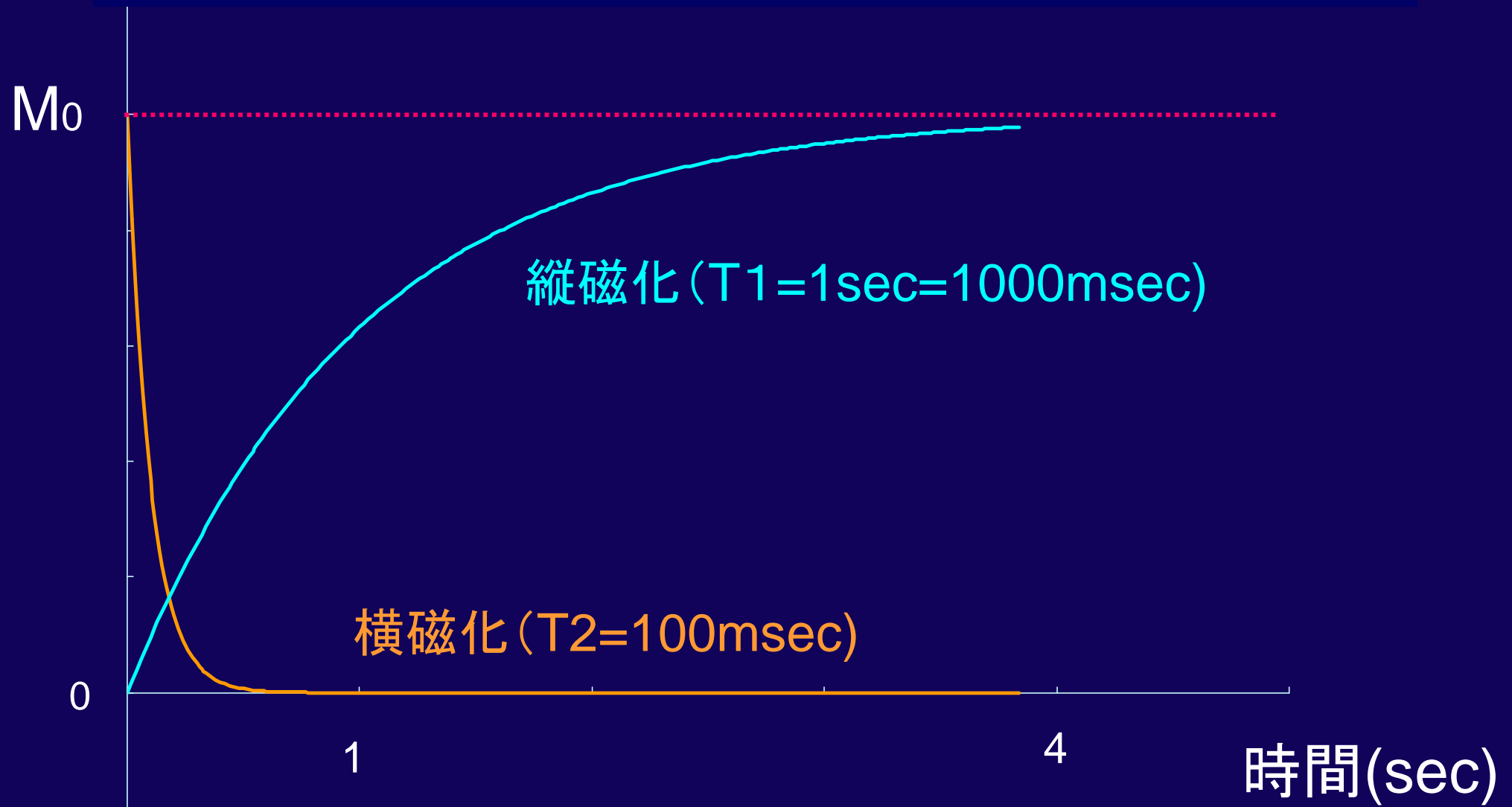
$T_2$ が短い方が緩和が速い。生体の $T_2$ は数10ミリ秒から数100ミリ秒



NMR信号の検出：横磁化が共鳴周波数で回転する。コイルをおき回転による電磁誘導を検出する。



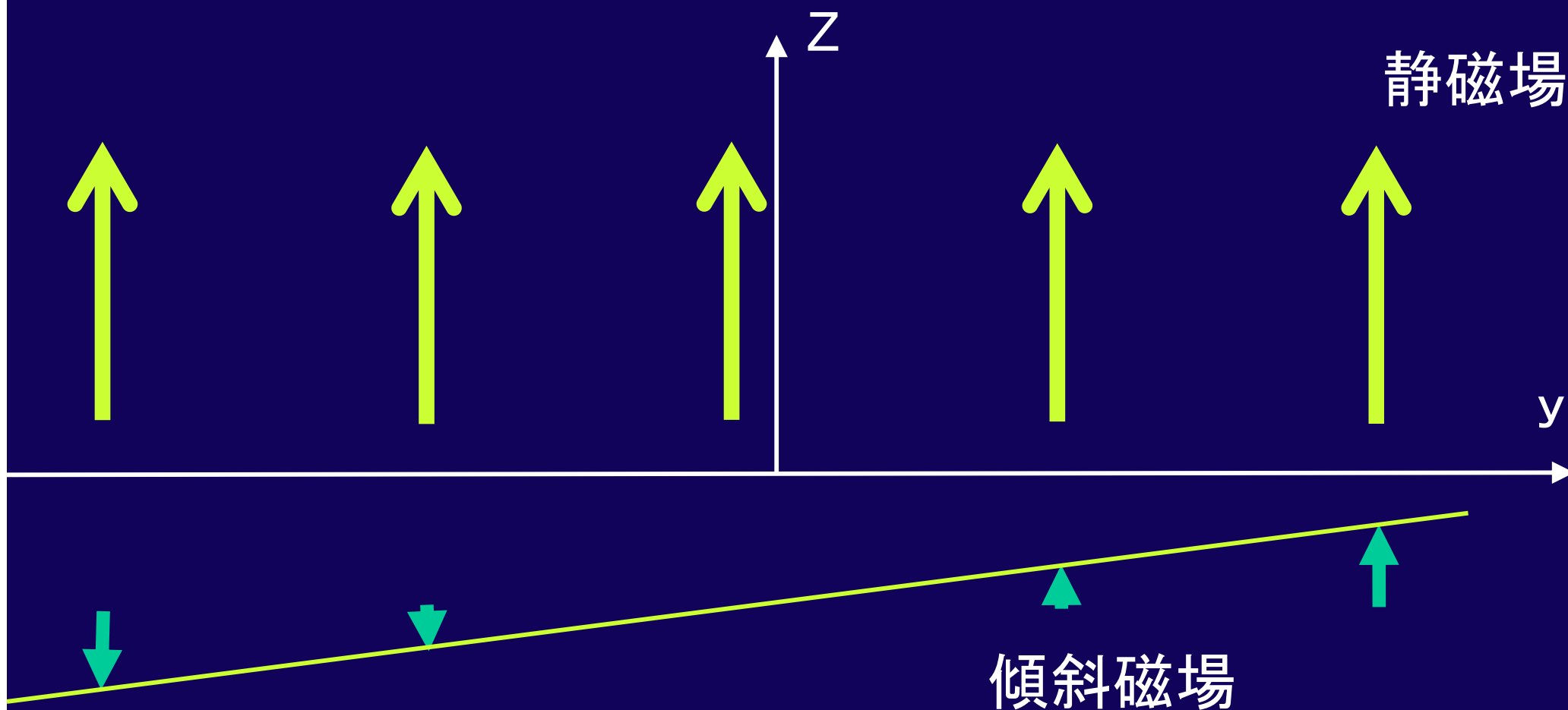
90度パルス後の縦緩和と横緩和の比較:  
横緩和の方がずっと速い。横磁化が有る間に信号を取得する必要がある。



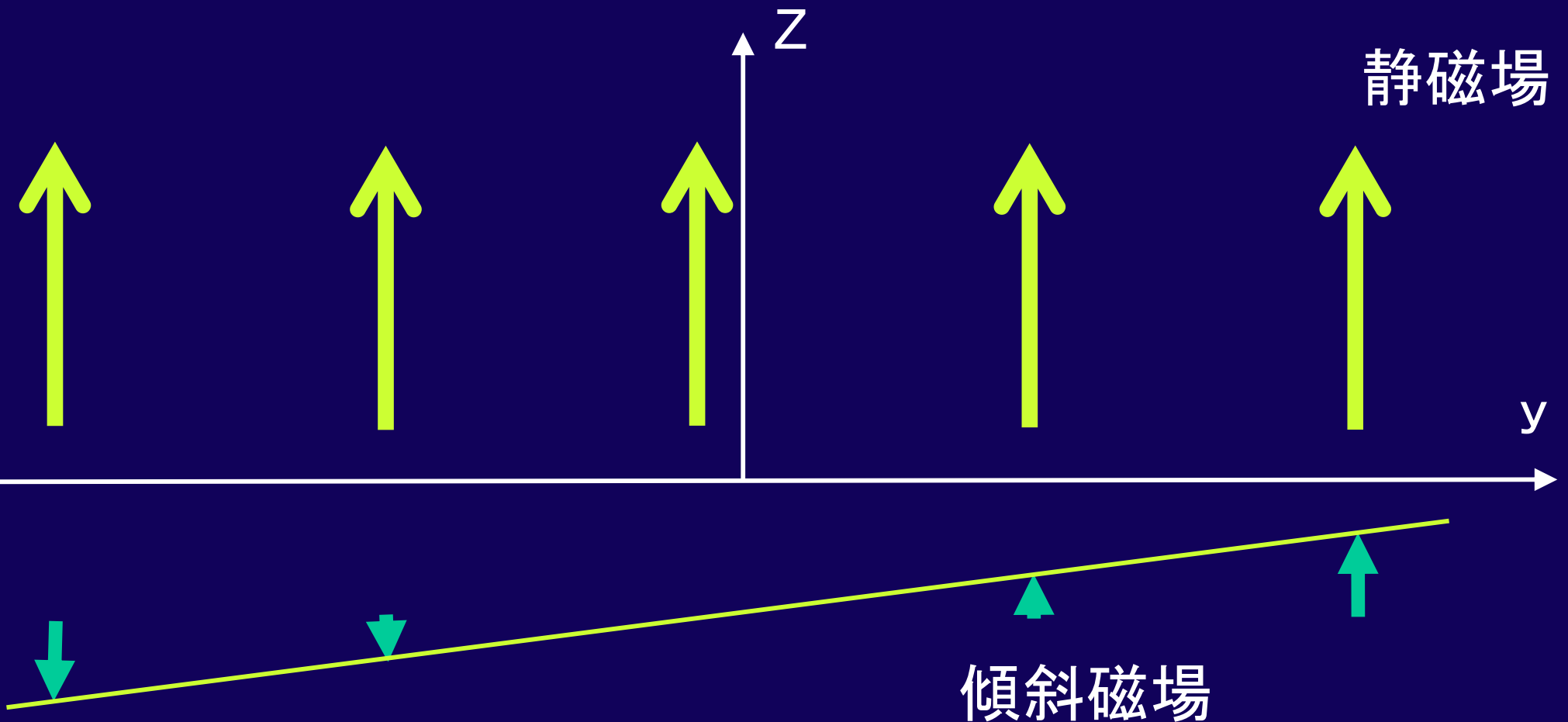
# MRIの基礎

1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

MRI: 画像化の為には信号の発生部位を特定する必要がある。そのために磁場の強さを場所により変える。

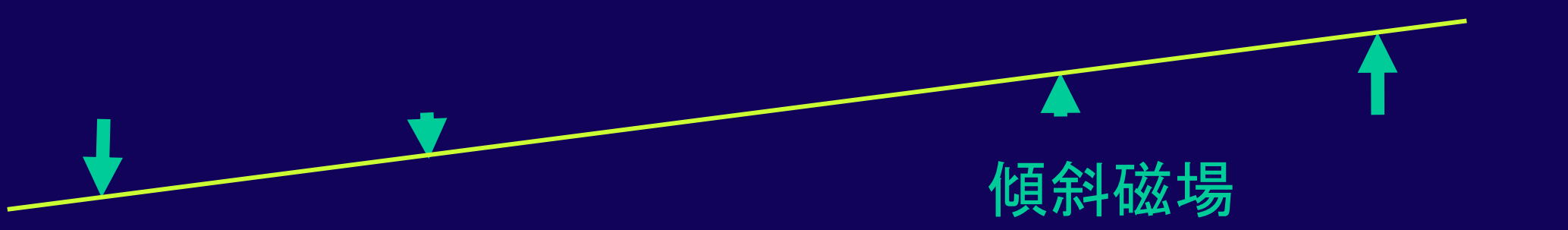
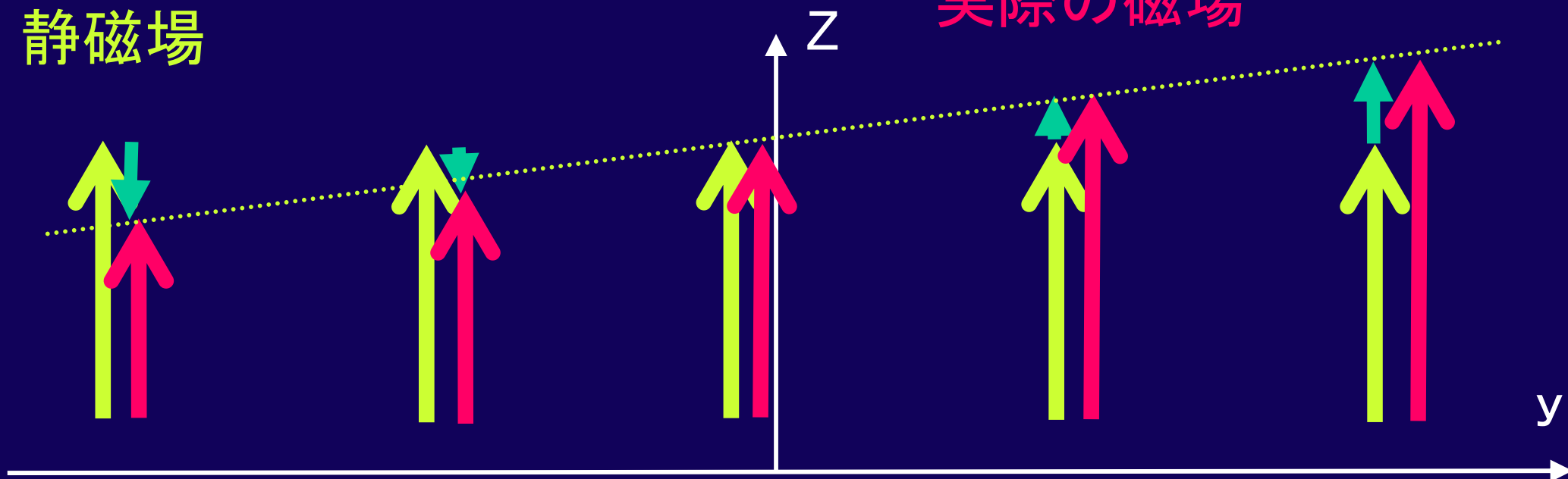


傾斜磁場：磁場の向きはあくまで静磁場の向き。磁場の強さは位置の一次関数になる。

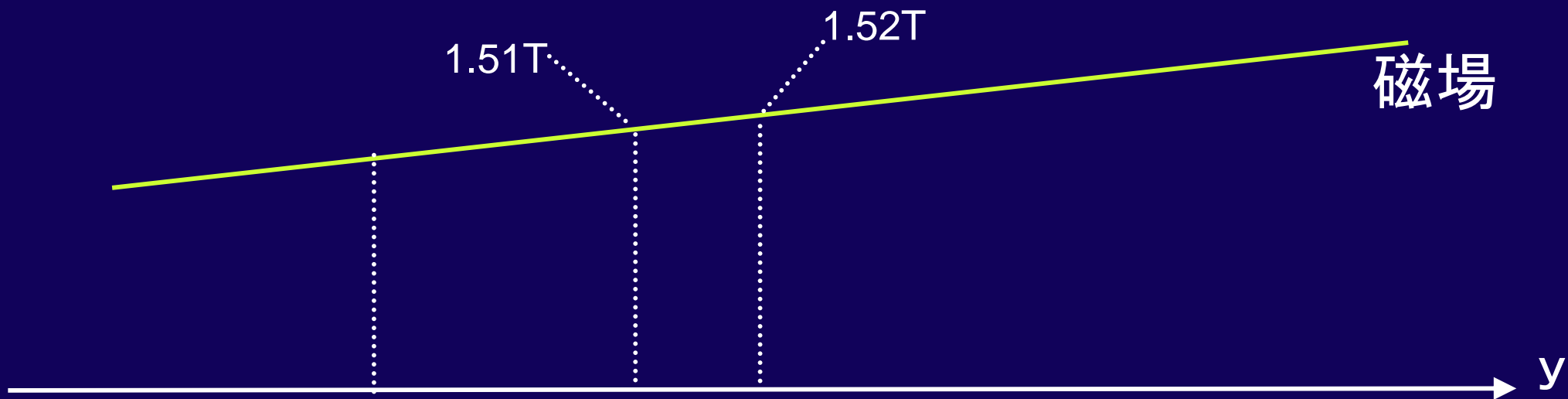


静磁場

実際の磁場

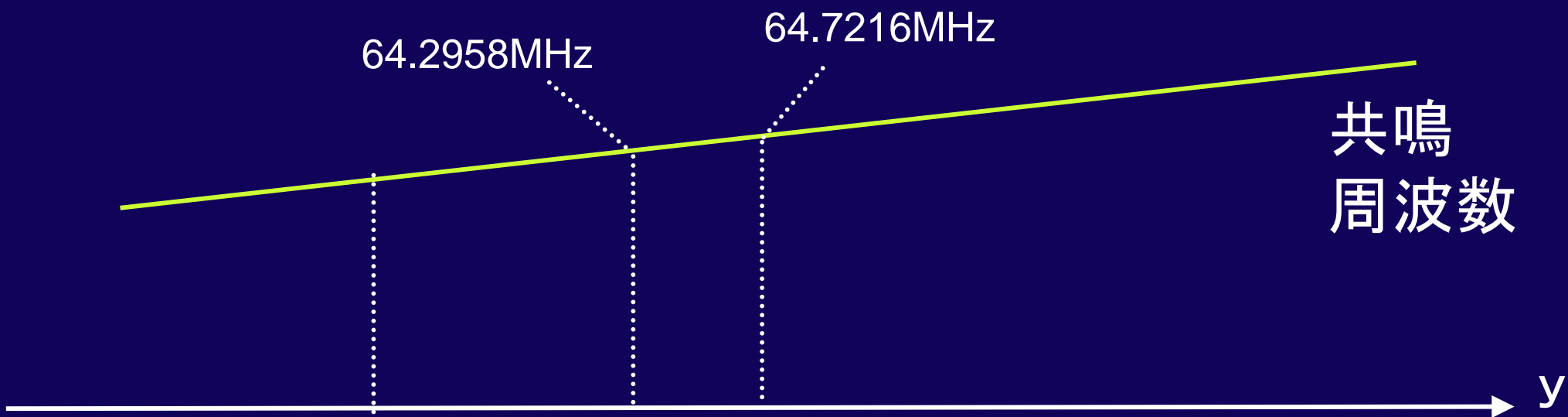


傾斜磁場



$$\nu = \gamma B$$

( $\gamma = 42.58\text{MHz/T}$ )



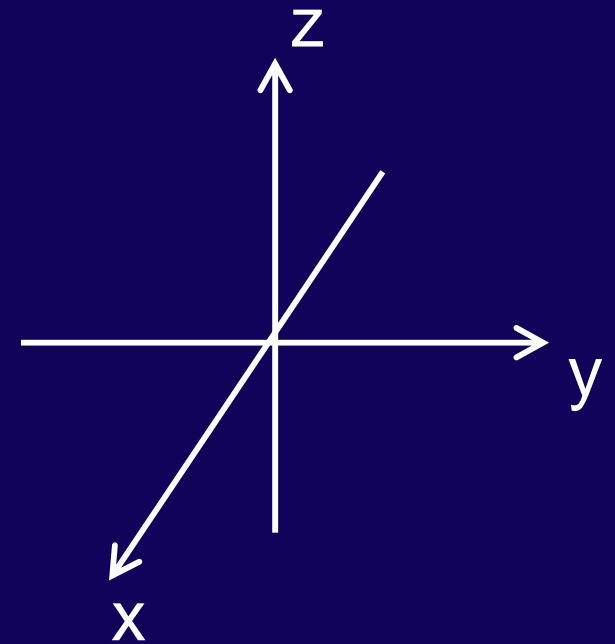
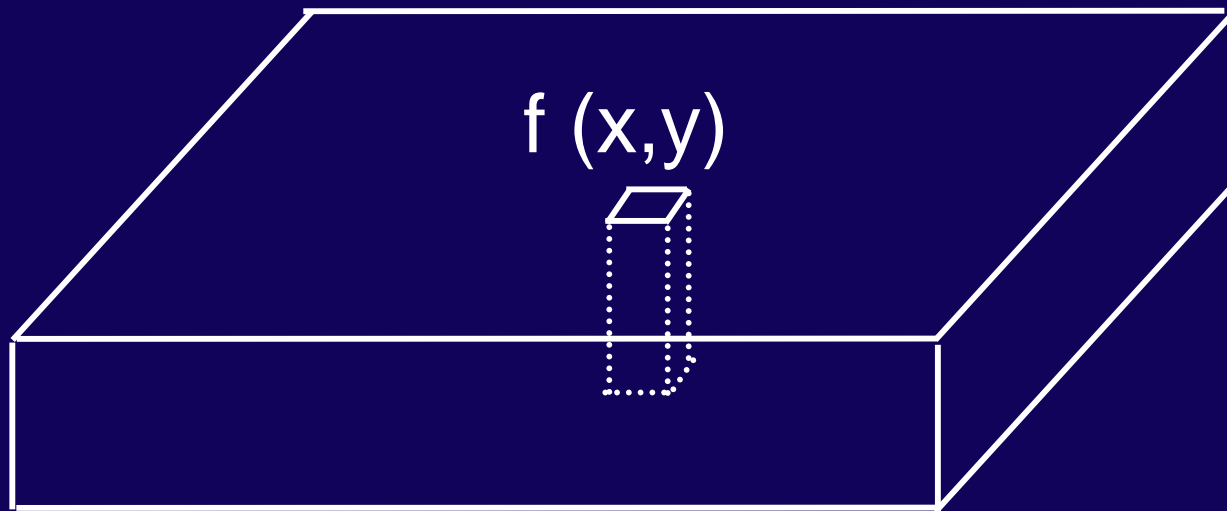
この周波数のRFを照射するとこのスライス面の水素原子核のみが共鳴する



# MRIの基礎

1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. k 空間

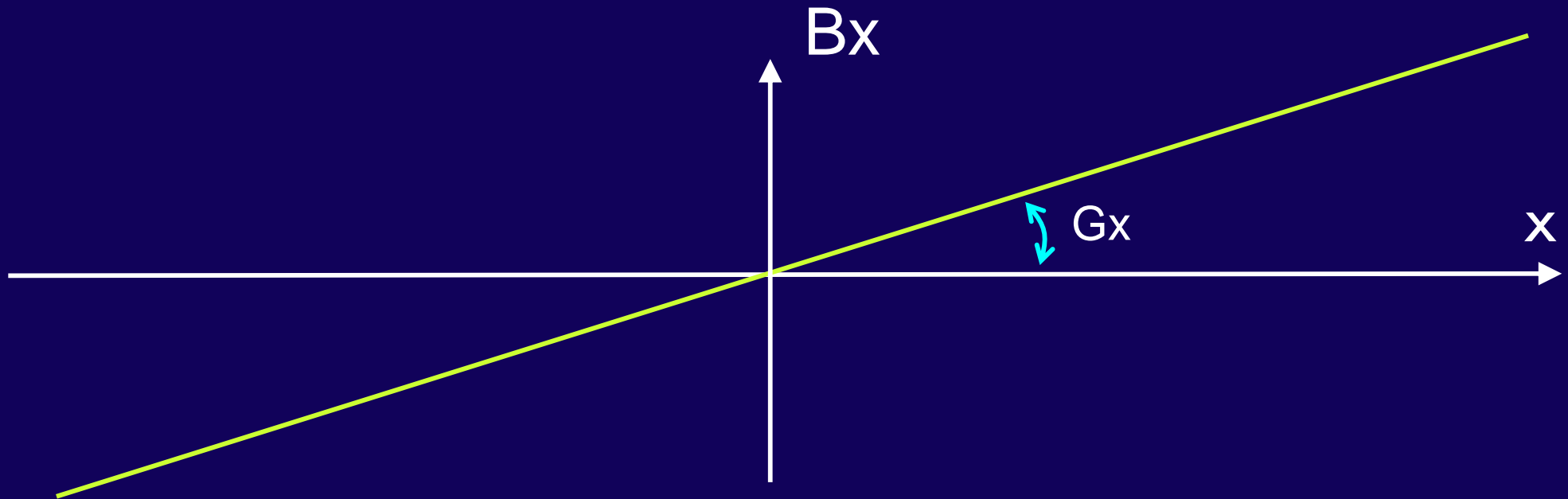
スライス面の決定は今述べた方法による。スライス面内での位置の決定はフーリエ変換法を用いる。



X座標とともに変わる傾斜磁場  $B_x = G_x \cdot X$

$G_x$ : 傾斜磁場の強さ、傾き (T/m)

$X$ : 座標 (m)



Xでの共鳴周波数

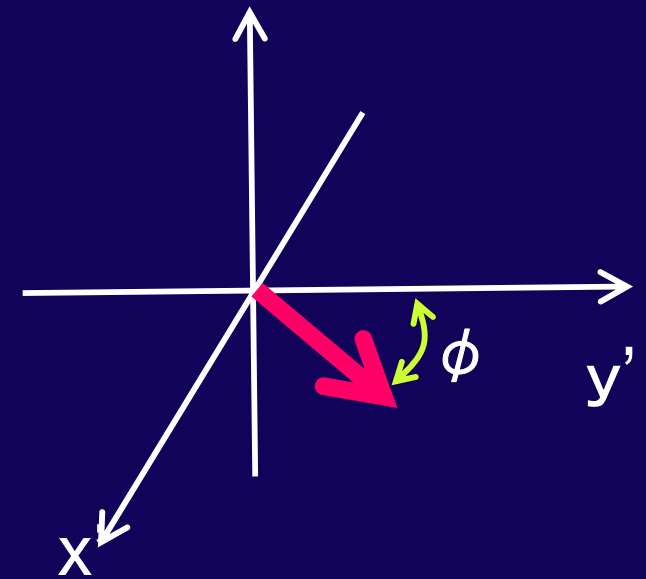
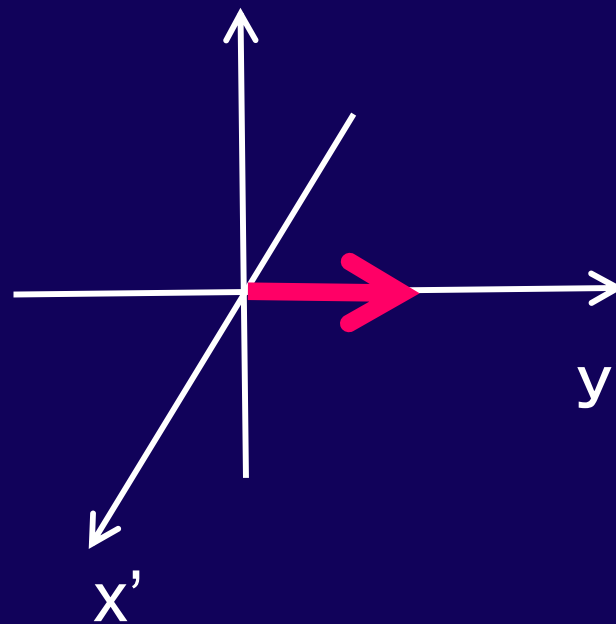
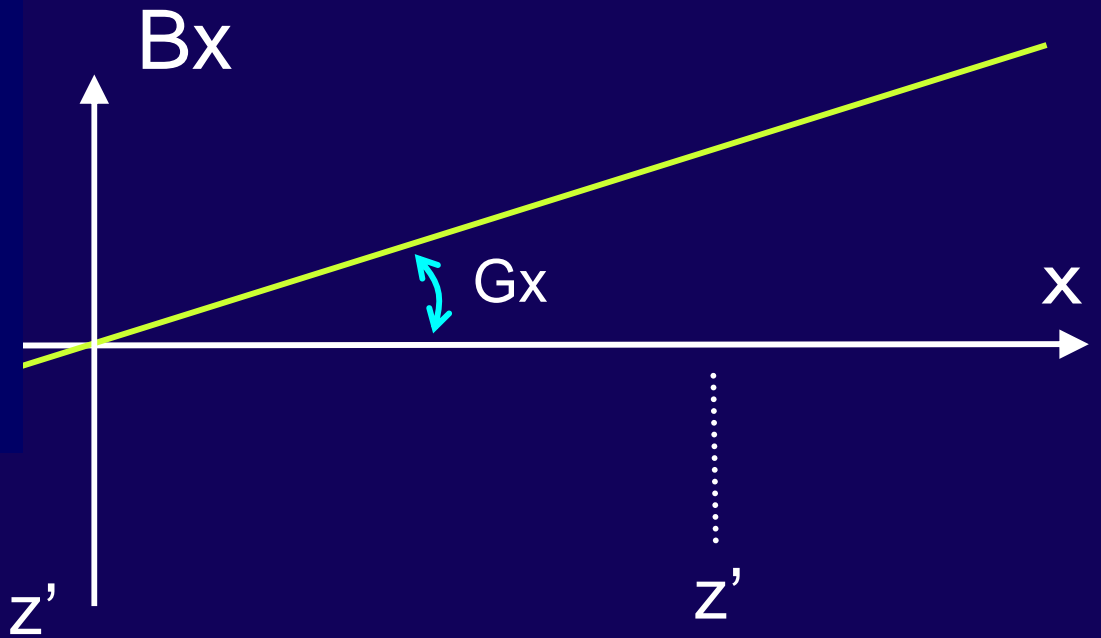
$$\omega = \gamma B = \gamma (B_0 + B_x) = \gamma (B_0 + G_x \cdot X)$$

この傾斜磁場を  $t_x$ (sec) かけたとすると傾斜磁場がない点と比べて  $\gamma \cdot G_x \cdot X \cdot t_x$  位相が変化する

Xでの共鳴周波数

$$\omega = \gamma B = \gamma (B_0 + B_x) = \gamma (B_0 + G_x \cdot X)$$

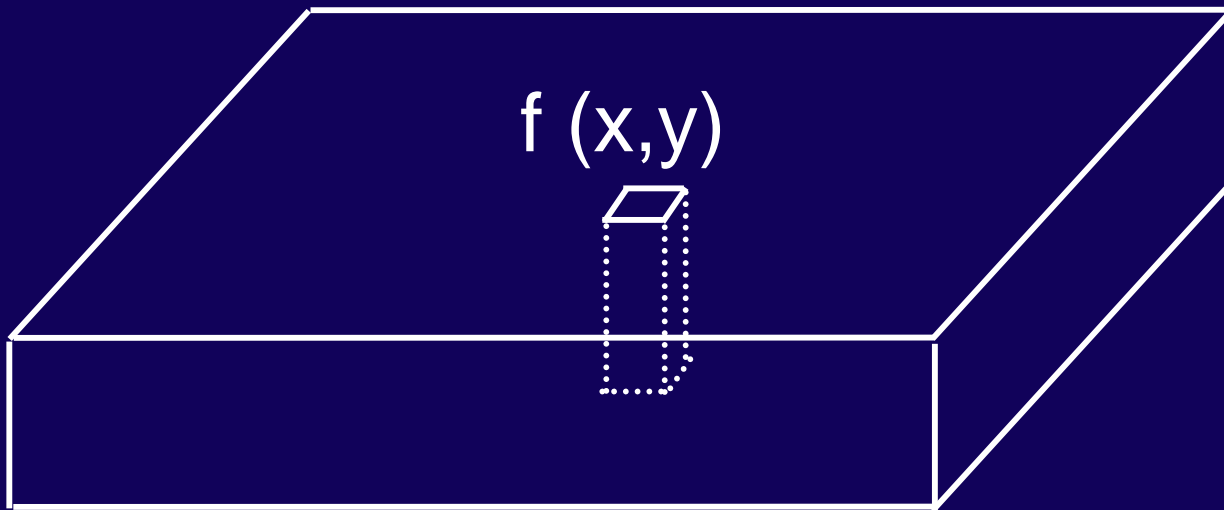
この傾斜磁場をtx(sec)かけた  
とすると傾斜磁場がない点と  
比べて  $\gamma \cdot G_x \cdot X \cdot tx$  位相が  
変化する。



同様にy軸方向で変化する傾斜磁場をかけると  $\gamma \cdot \mathbf{G}_y \cdot y \cdot t_y$  位相が変化する。

従って符号を適当に取れば

$$\phi(x,y) = -\gamma (\mathbf{G}_x \cdot x \cdot t_x + \mathbf{G}_y \cdot y \cdot t_y)$$



(x,y)の位置の磁化ベクトルを  $f(x,y)$  とすれば  
NMR信号  $s$  は下記の式で与えられる

$$s = \int \int f(x,y) \exp(i \phi(x,y)) dx dy$$

$$= \int \int f(x,y) \exp(-i \gamma (\mathbf{G}_x \cdot x \cdot t_x + \mathbf{G}_y \cdot y \cdot t_y)) dx dy$$

$$s = \int \int f(x,y) \exp \{-i \gamma (\mathbf{Gx} \cdot \mathbf{x} \cdot t_x + \mathbf{Gy} \cdot \mathbf{y} \cdot t_y)\} dx dy$$

一方2次元フーリエ変換の式

$$F(X, Y) = \int \int f(x,y) \exp \{-2\pi i (X \cdot x + Y \cdot y)\} dx dy$$

$X = \gamma \cdot \mathbf{Gx} \cdot t_x / 2\pi$ ,  $Y = \gamma \cdot \mathbf{Gy} \cdot t_y / 2\pi$  とおくと両者は同じ

$$S = F(\gamma \cdot \mathbf{Gx} \cdot t_x / 2\pi, \gamma \cdot \mathbf{Gy} \cdot t_y / 2\pi)$$

従って  $\gamma \cdot \mathbf{Gx} \cdot t_x / 2\pi (=k_x)$ 、 $\gamma \cdot \mathbf{Gy} \cdot t_y / 2\pi (=k_y)$   
を変えて信号(s)の測定を繰り返してF(X, Y)を求めそれを  
フーリエ逆変換すれば f(x, y)が求まる。

$$\begin{aligned} k_x &= \gamma \cdot G_x \cdot t_x / 2\pi \quad (\gamma = 267.5 \text{ Mrad/Ts}) \\ &= \gamma \cdot G_x \cdot t_x \quad (\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}) \end{aligned}$$

$$k_y = \gamma \cdot G_y \cdot t_y \quad (\gamma = 42.58 \text{ MHz/T})$$

を座標とする空間(k空間)

# MRIの基礎

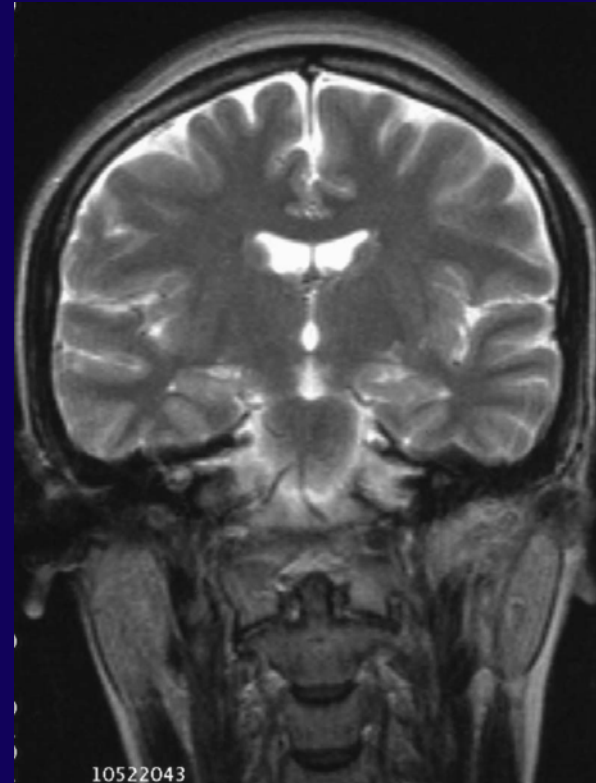
1. NMR現象
2. 磁場中の水素原子核の挙動
3. 電磁波の影響
4. 緩和
5. MR imaging 傾斜磁場 スライス面の決定
6. MR imaging スライス面内の位置決定
7. **k 空間**



k空間



MRI画像



個々の点が対応しているのではない。k空間の1点はMRI画像のすべての点からの情報を含み、またMRI画像の1点はk空間のすべてが分からないと求められない。

## k空間のうめかた

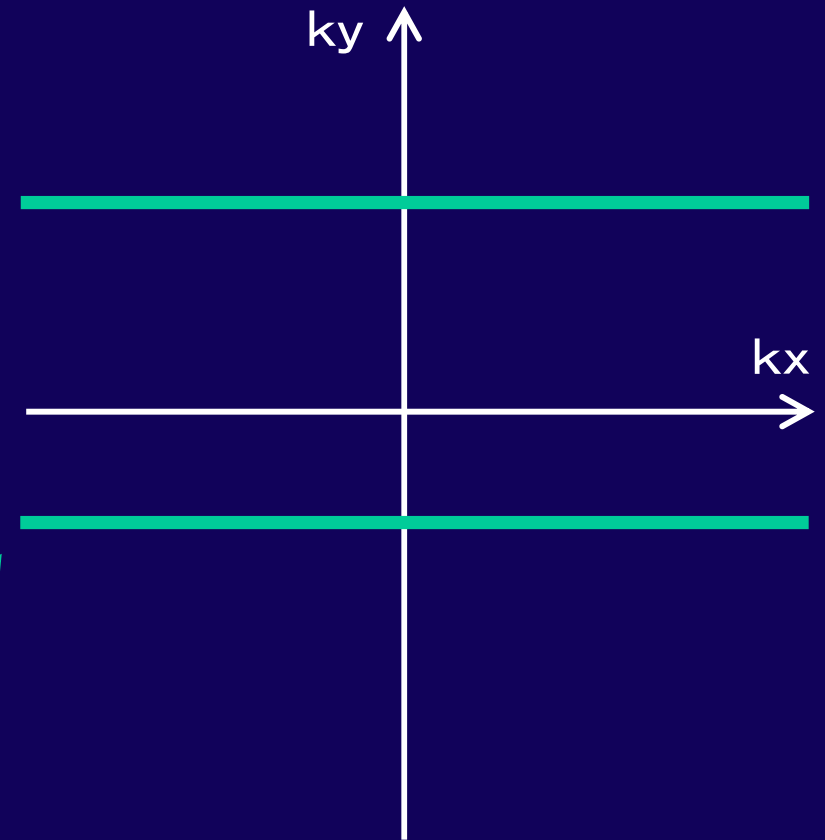
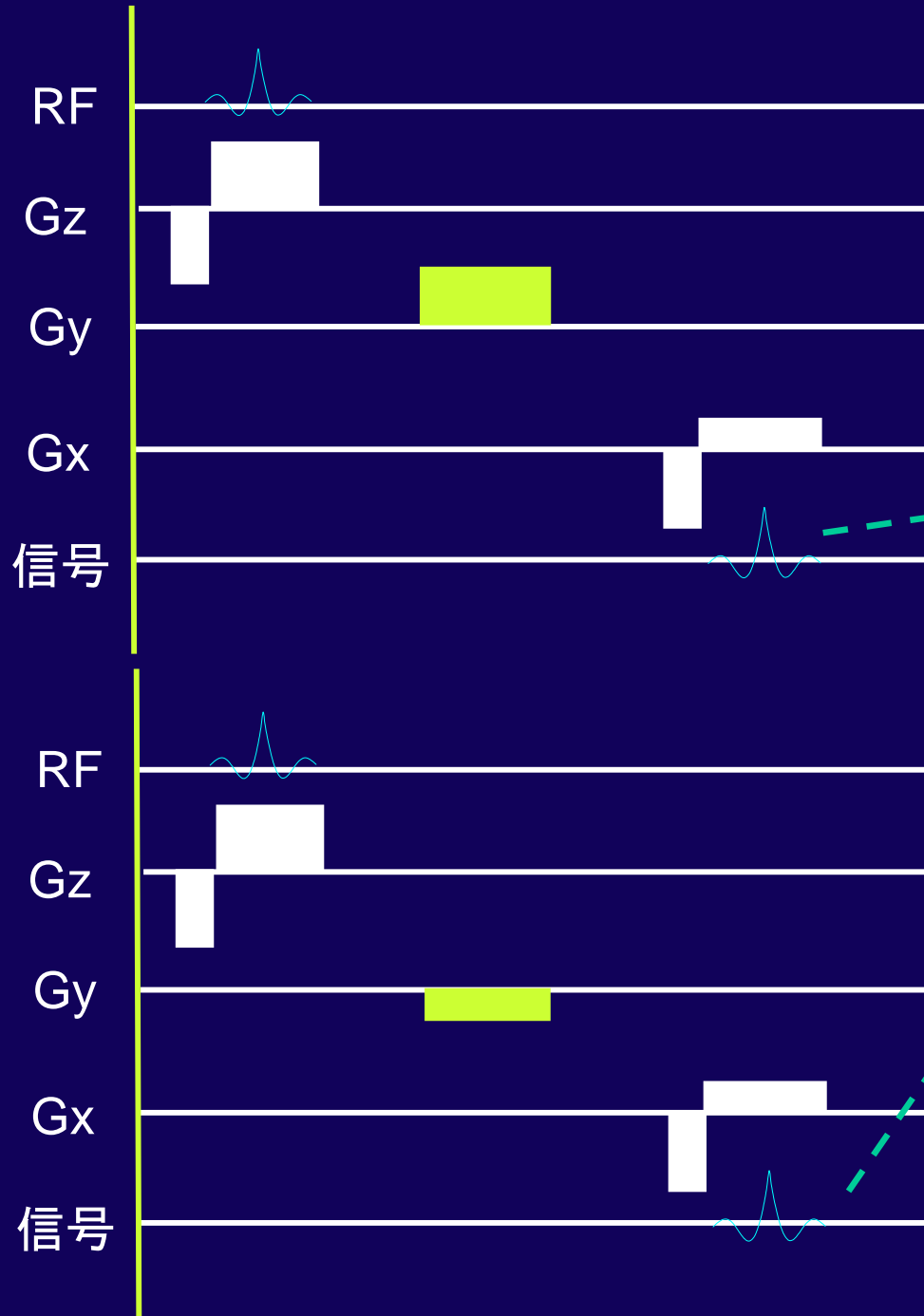
一つの方法(図ではx軸)は傾斜磁場をかけながらある時間間隔毎に測定する。

$$k_x = \gamma \cdot G_x \cdot t_x$$

周波数エンコードといわれる。

もう一方は時間一定で傾斜  
磁場の強度を変える。

$$k_y = \gamma \cdot G_y \cdot t_y$$



位相エンコードといわれる



## トピックス

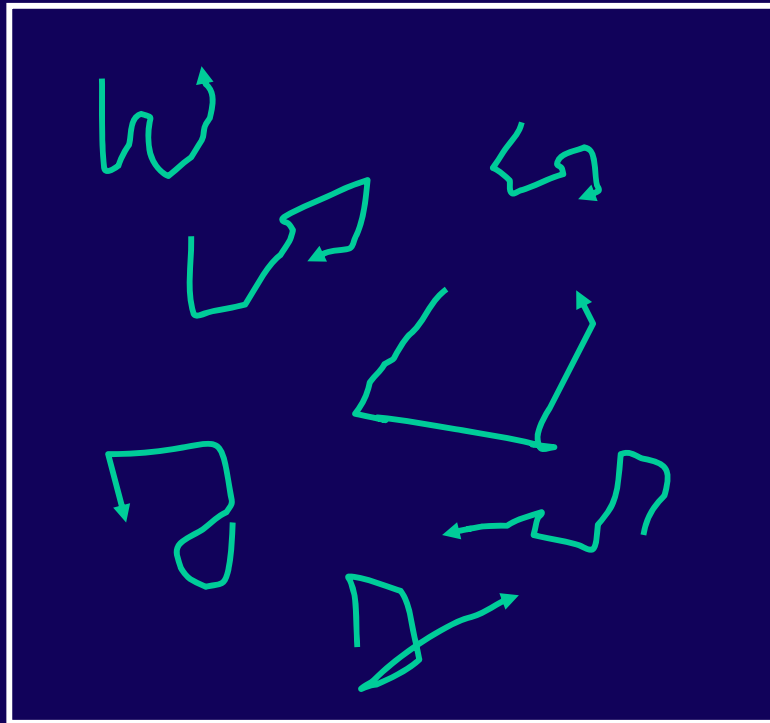
8. 拡散テンソル

9. 造影MRA (TRICKS)

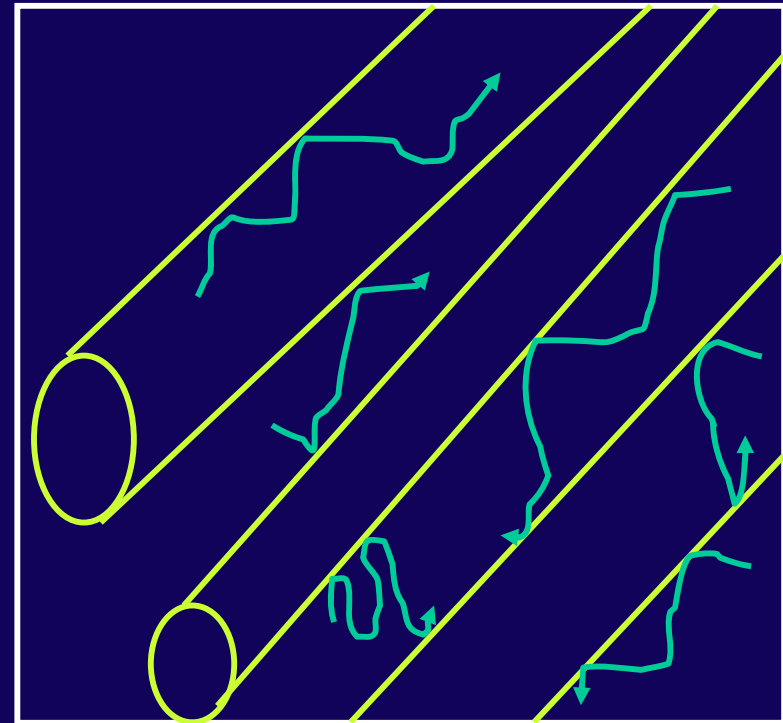
10. 3テスラ装置の長所・短所

## 8. 拡散テンソル

水分子の拡散は、組織の構造により影響を受ける



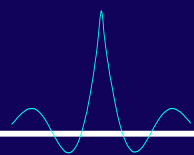
均質な組織: 拡散はどの方向でも同じ



方向性がある組織: 拡散のしやすさは方向により異なる  
拡散異方性

# 水の拡散の検出法 強い傾斜 磁場を正負の方向にかける

RF



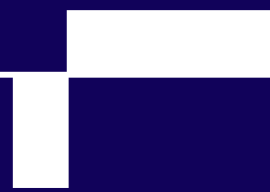
Gz



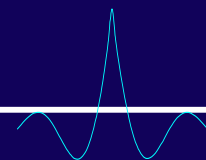
Gy



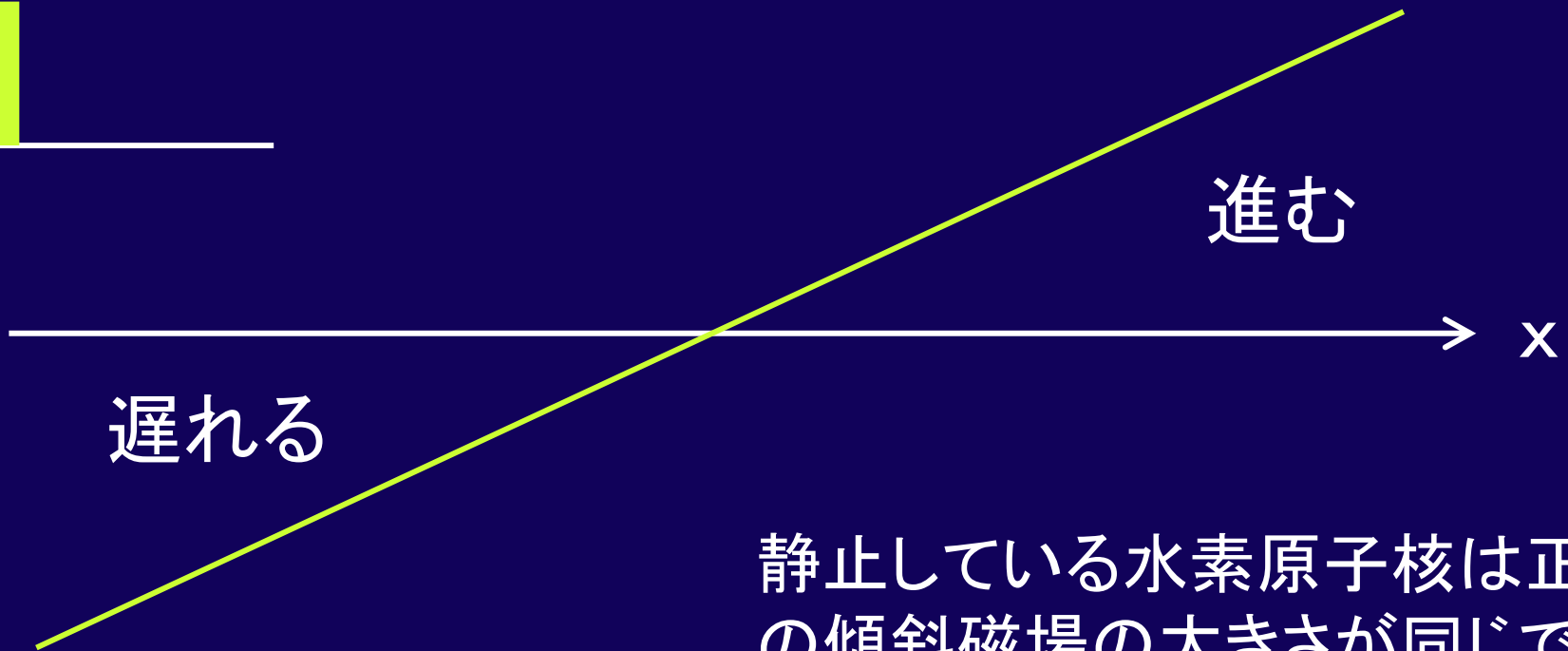
Gx



信号



Gx

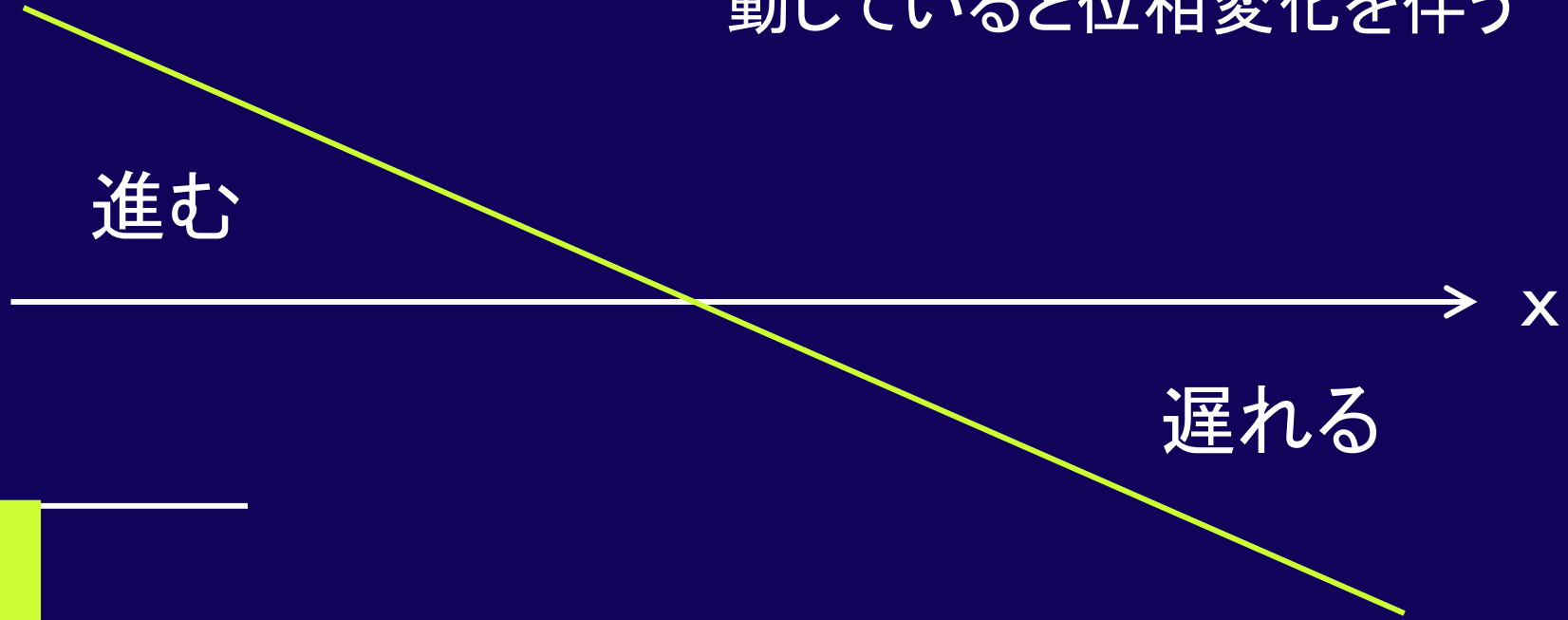


遅れる

進む

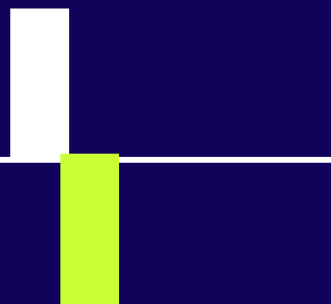
静止している水素原子核は正負の傾斜磁場の大きさが同じであれば位相変化はない。x方向に移動していると位相変化を伴う

進む



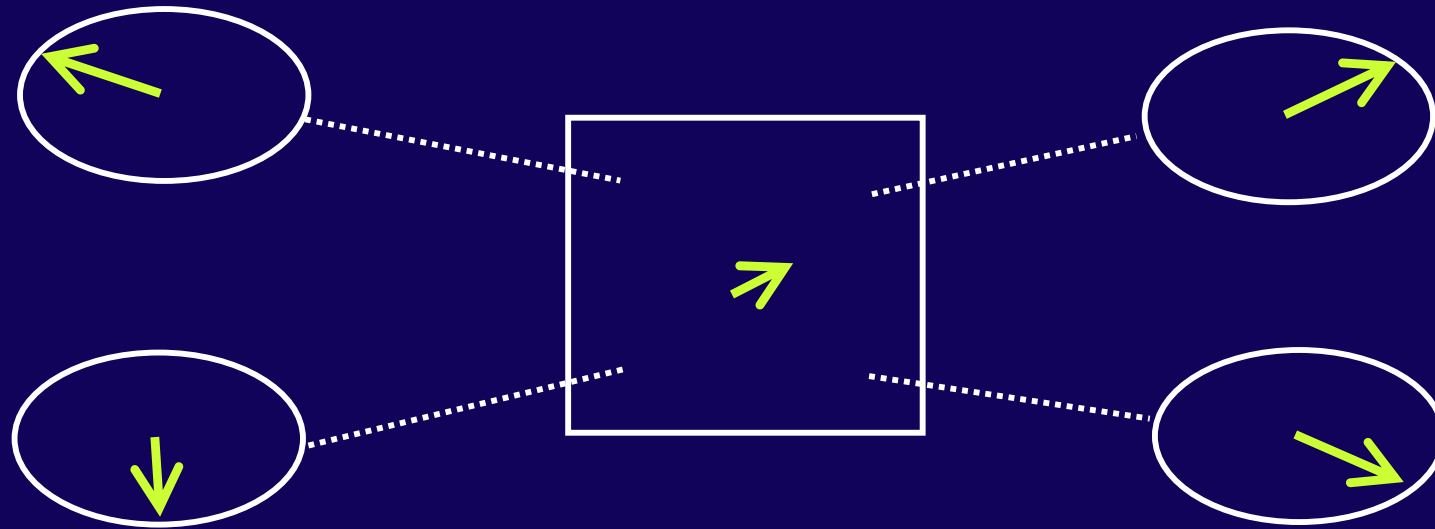
遅れる

Gx

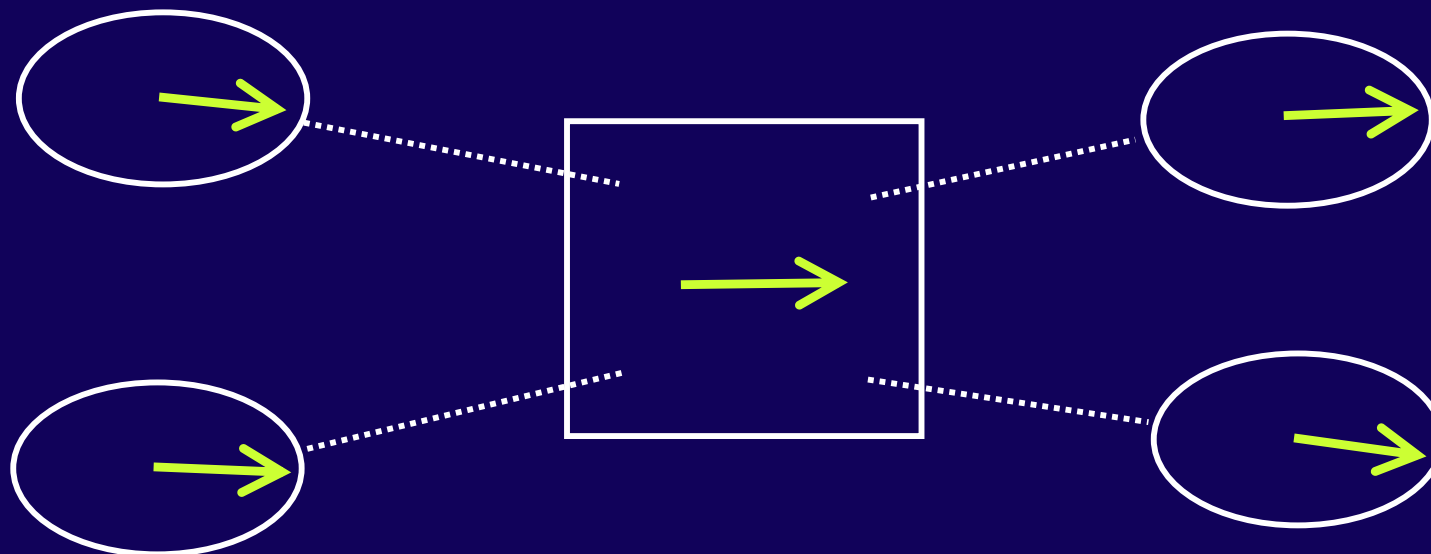




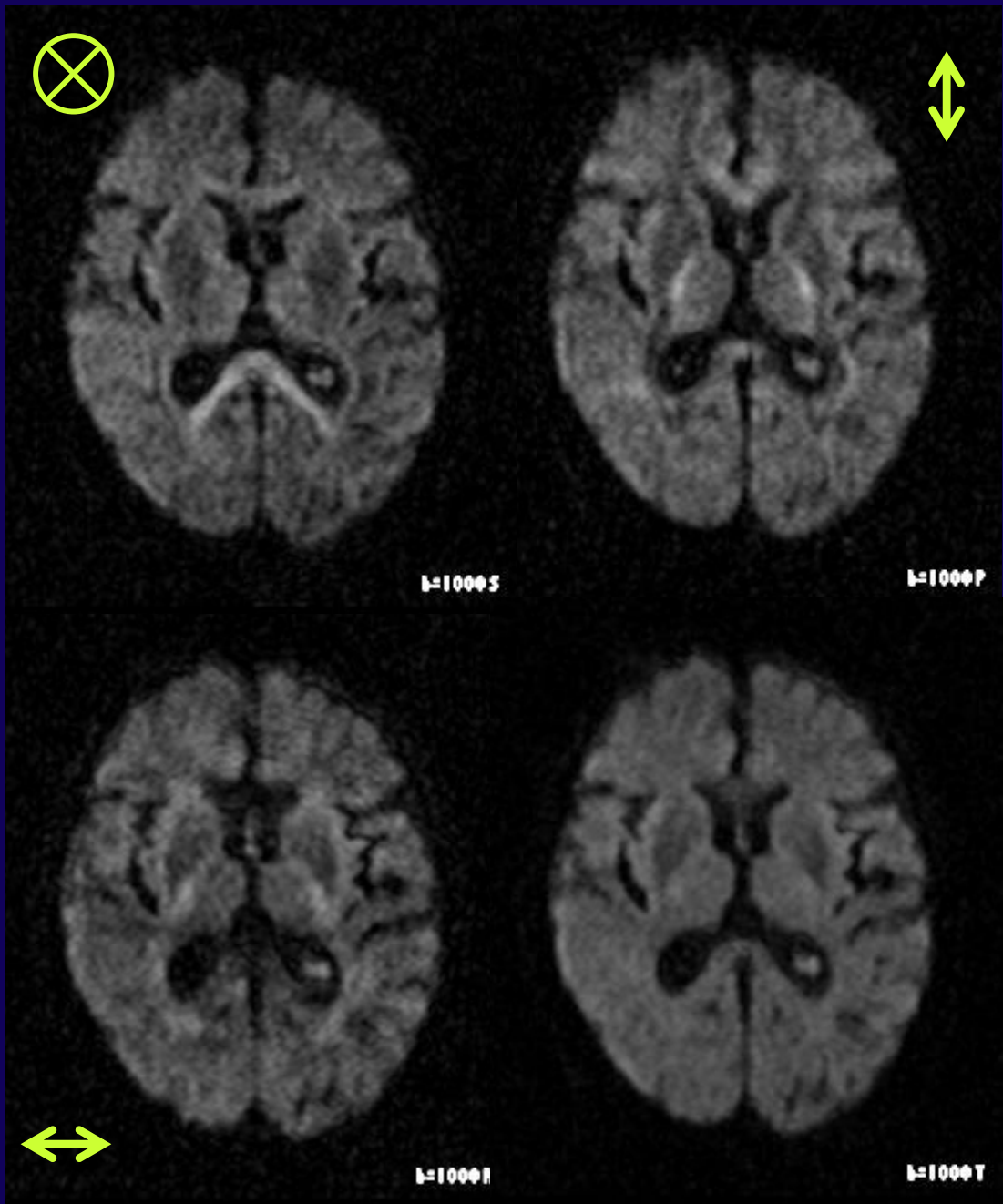
x方向に激しく拡散している水素原子核が多いボクセル  
全体の信号は低い



x方向にほとんど動いていない水素原子核が多いボクセル  
全体の信号は強い



拡散検出は  
上下方向

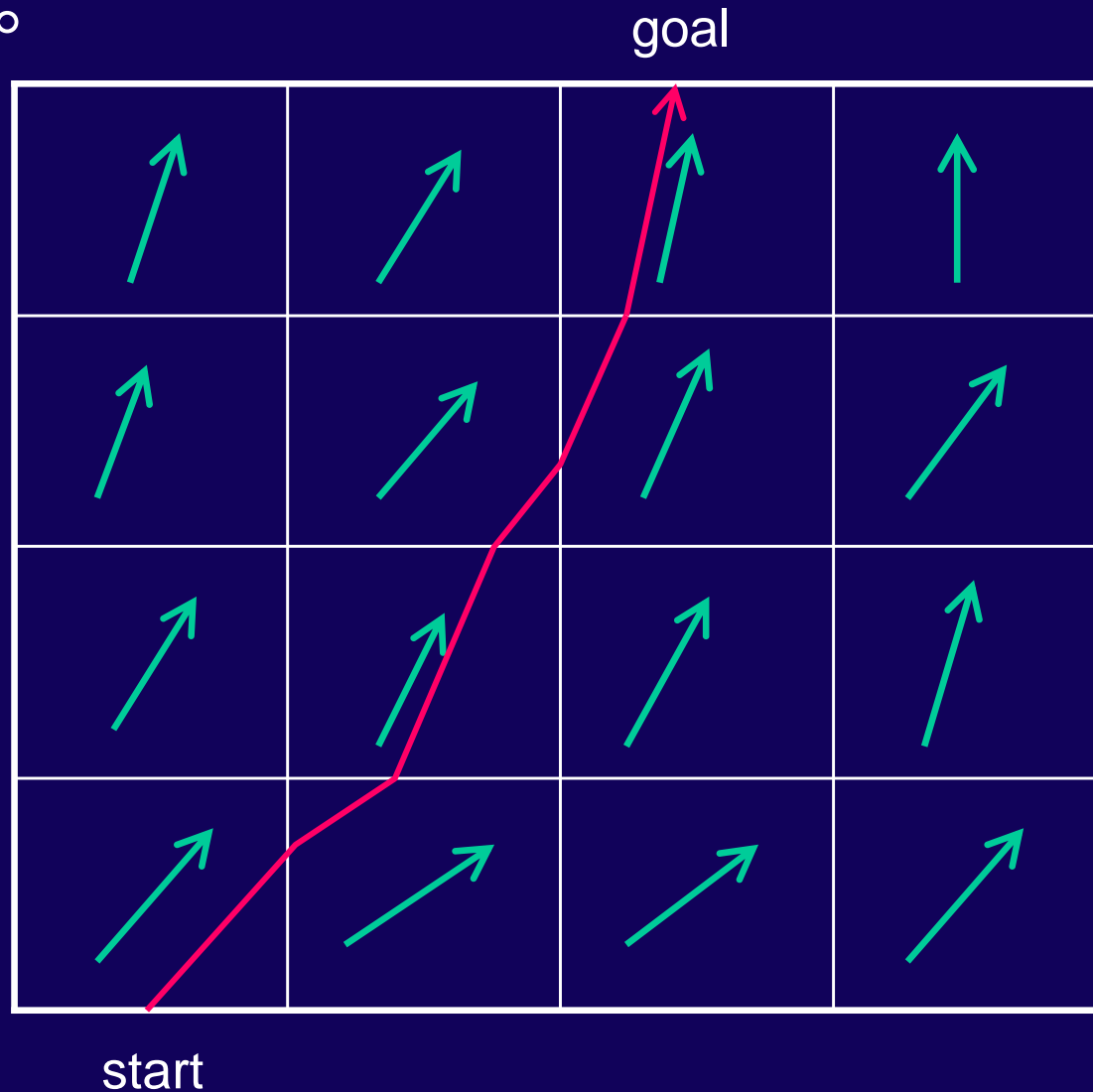


拡散検出は  
前後方向

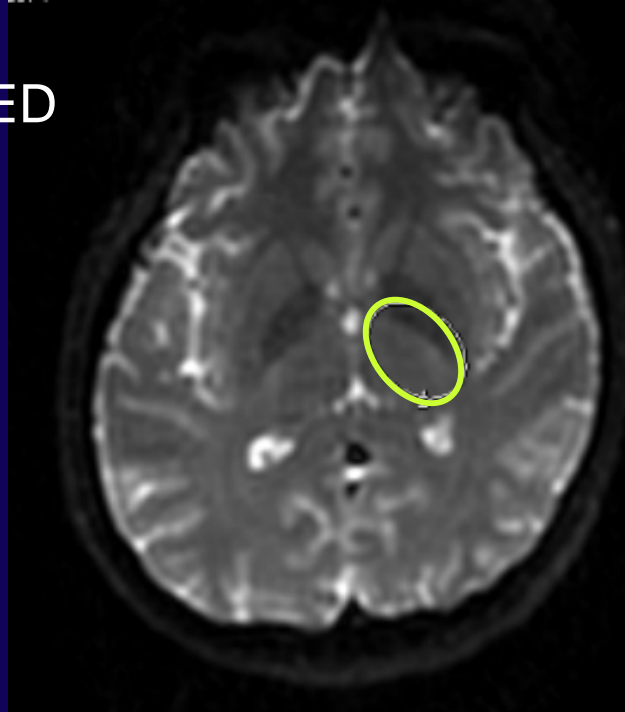
拡散検出は  
左右方向

全方向の足し算

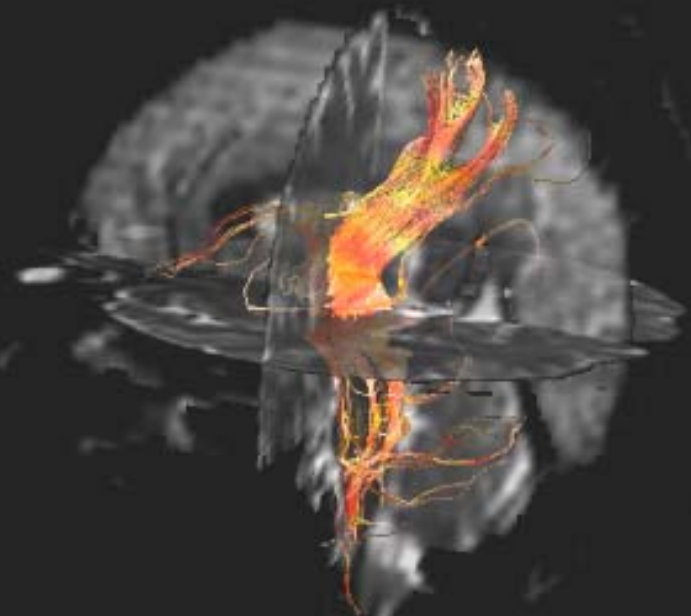
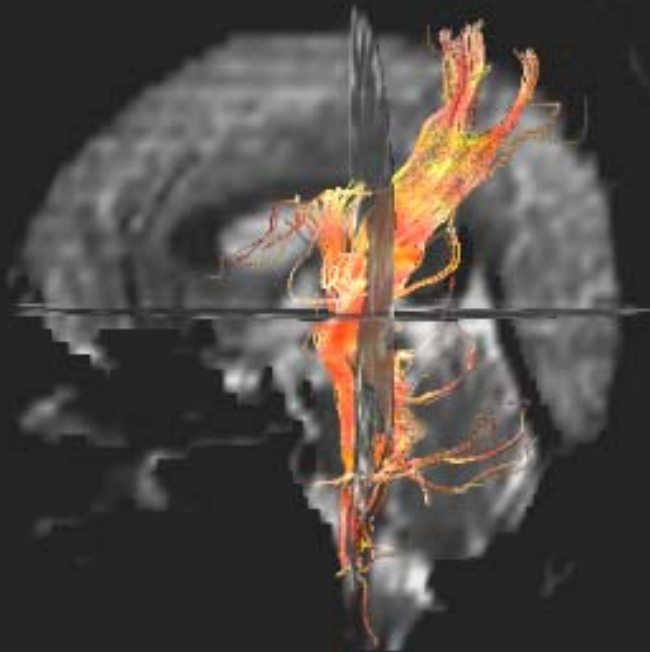
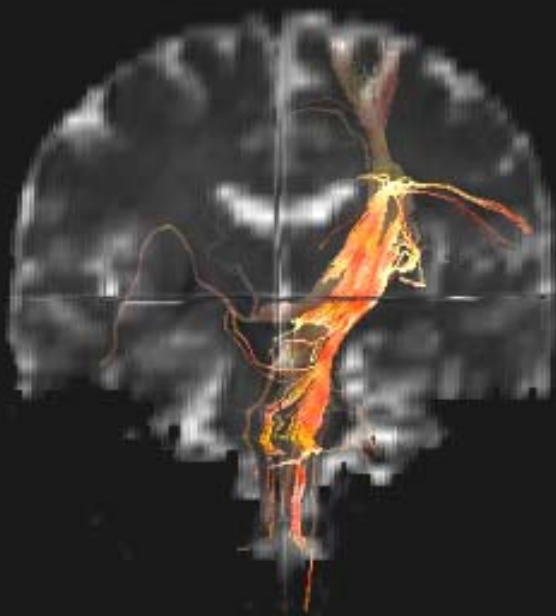
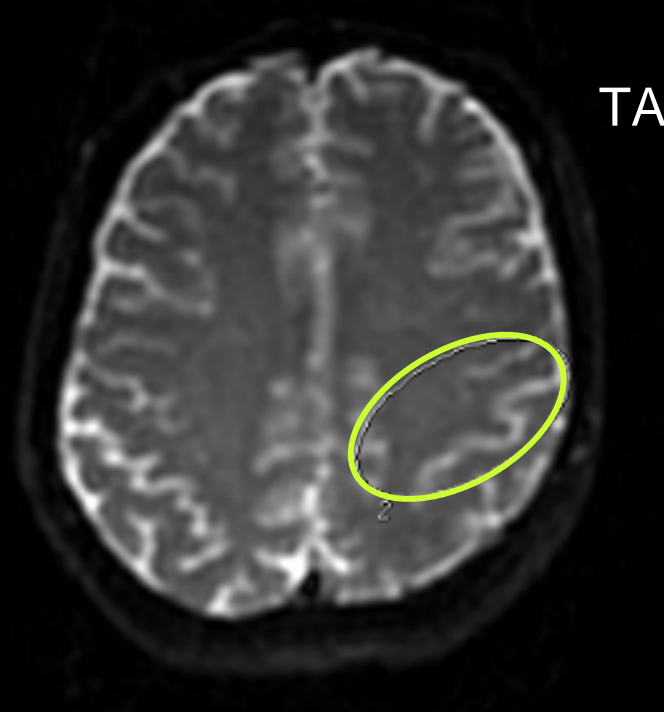
実際は6方向以上拡散強調画像を撮影することによりある場所での拡散が最も強い方向を求めることができる。 つぎにそれらをつなぎ合わせる。

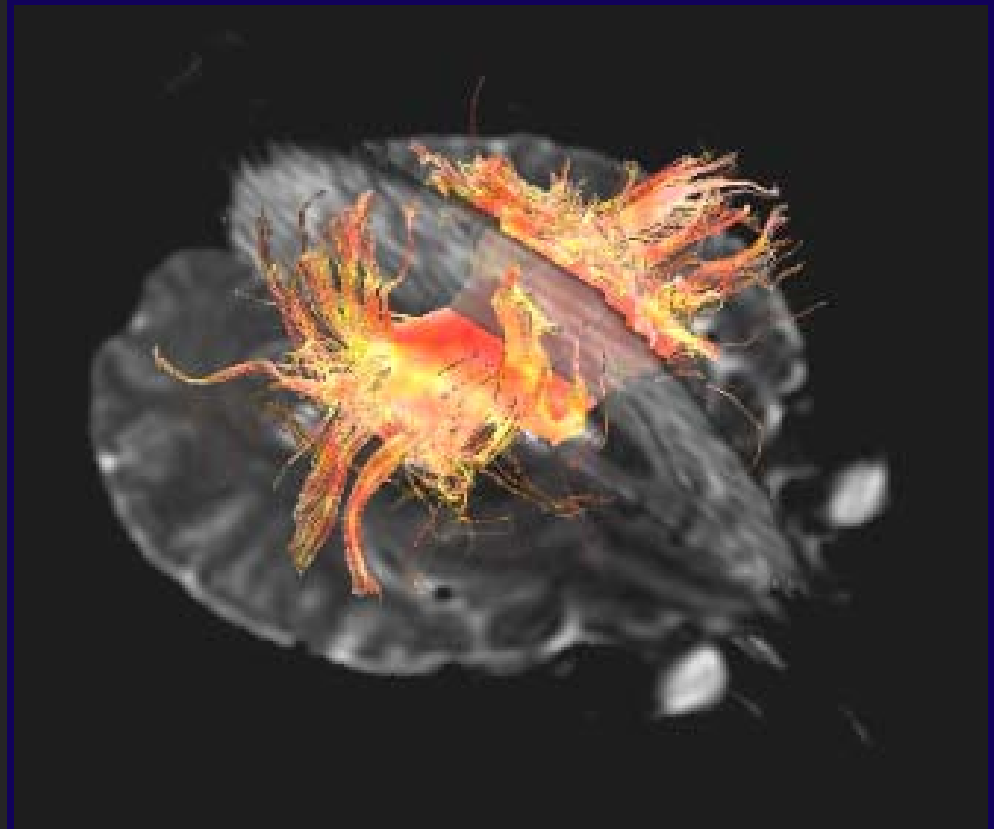
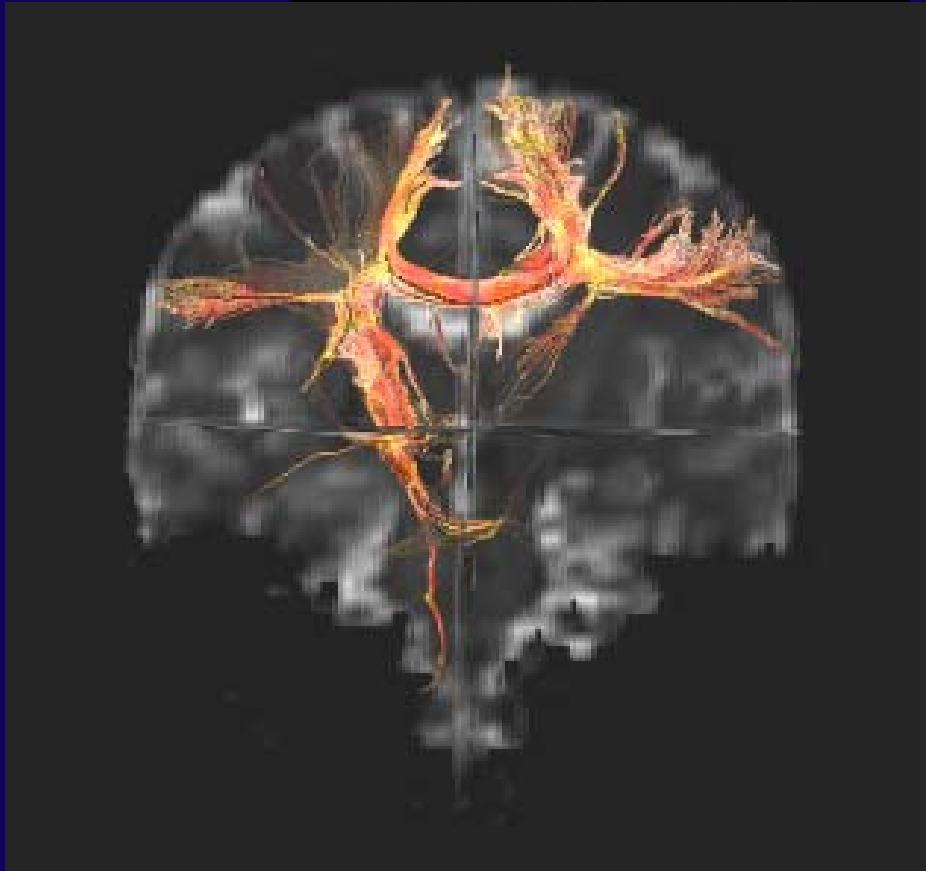
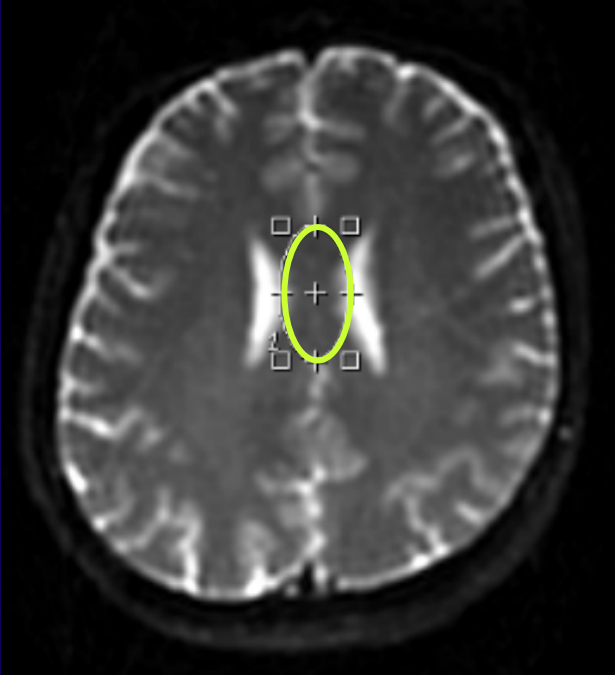


SEED



TARGET





# トピックス

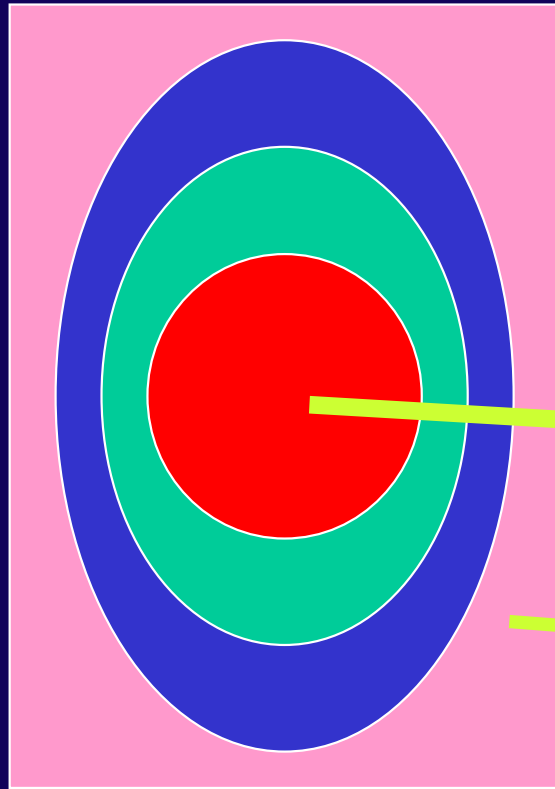
8. 拡散テンソル

9. 造影MRA (TRICKS)

10. 3テスラ装置の長所・短所

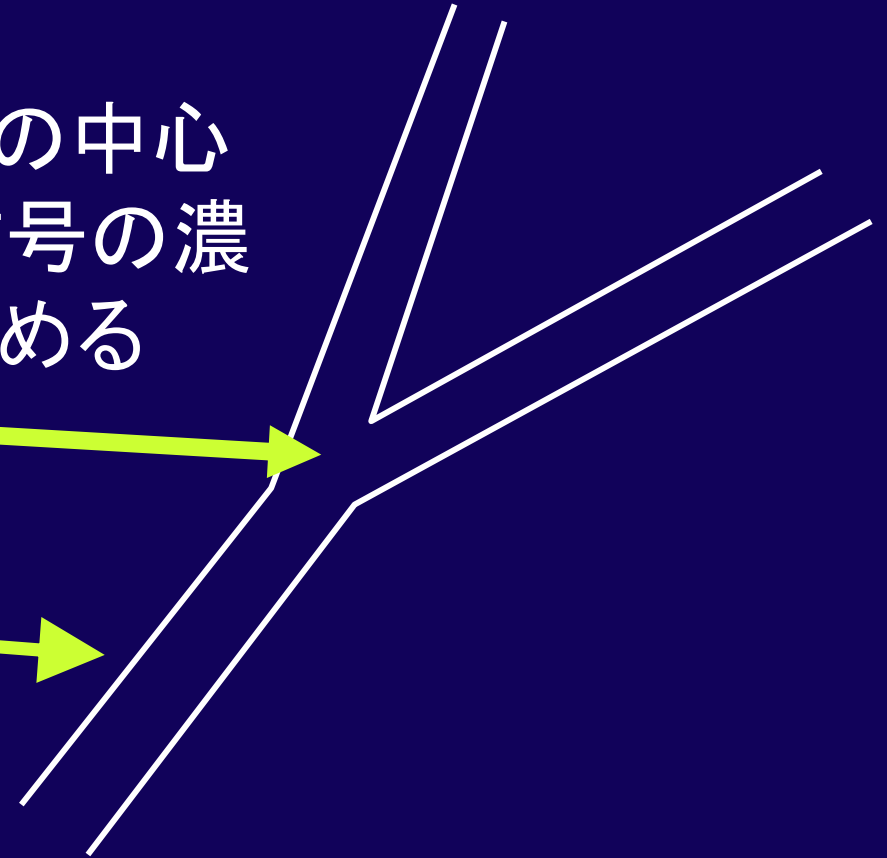
K 空間

得られる画像



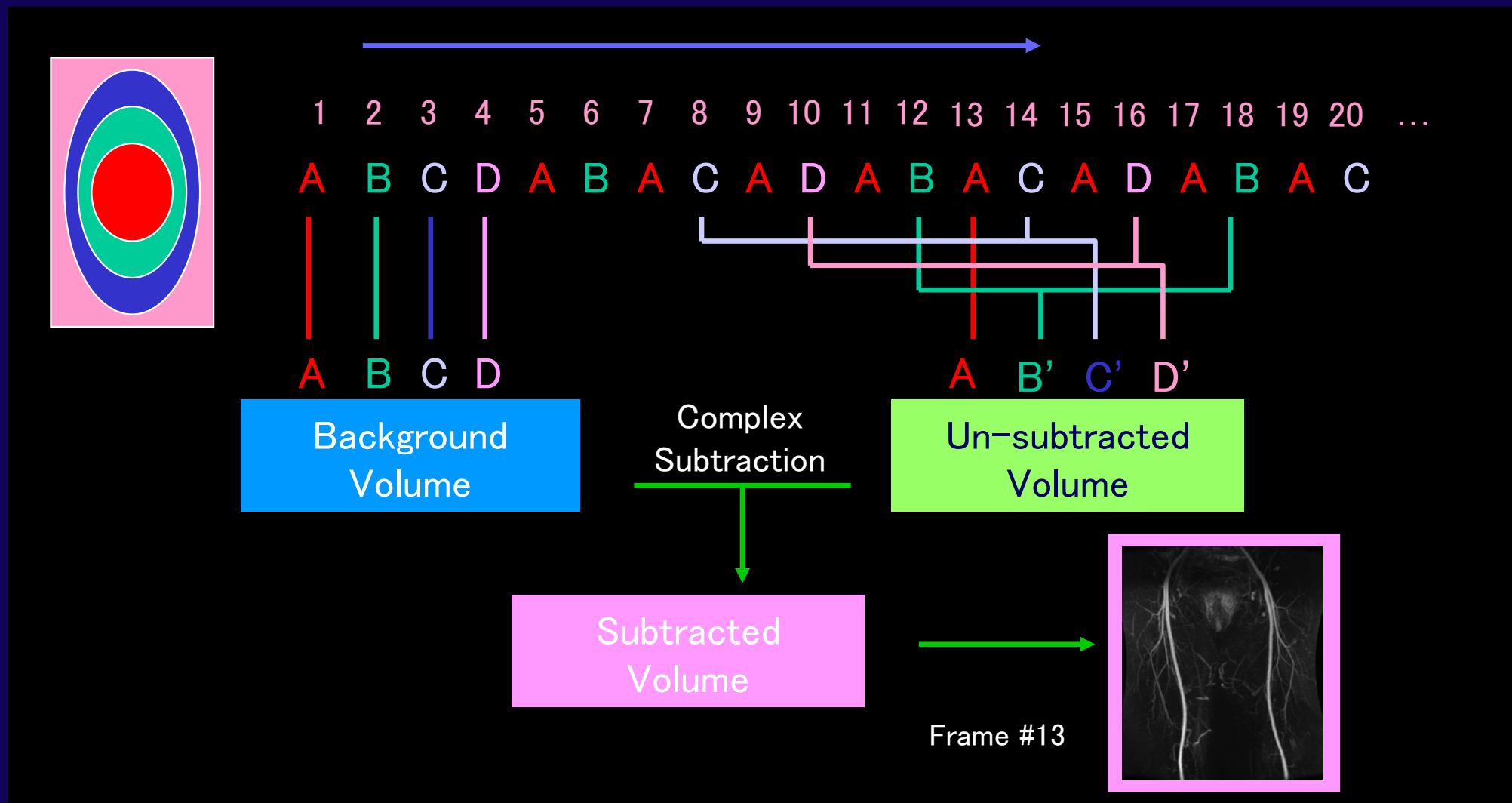
K空間の中心部は信号の濃淡を決める

K空間の周辺は形を決める



# Characteristics of the TRICKS Technique

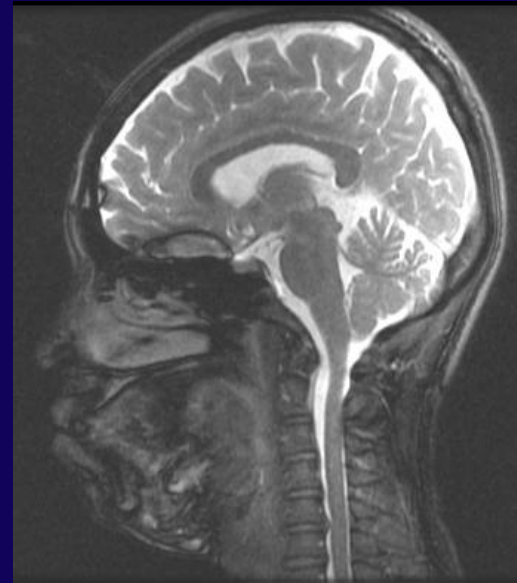
速くきれいに(時間分解能、空間分解能ともに高く)撮影できる





TRICKS

舌AVM  
左右に分けて撮影可能



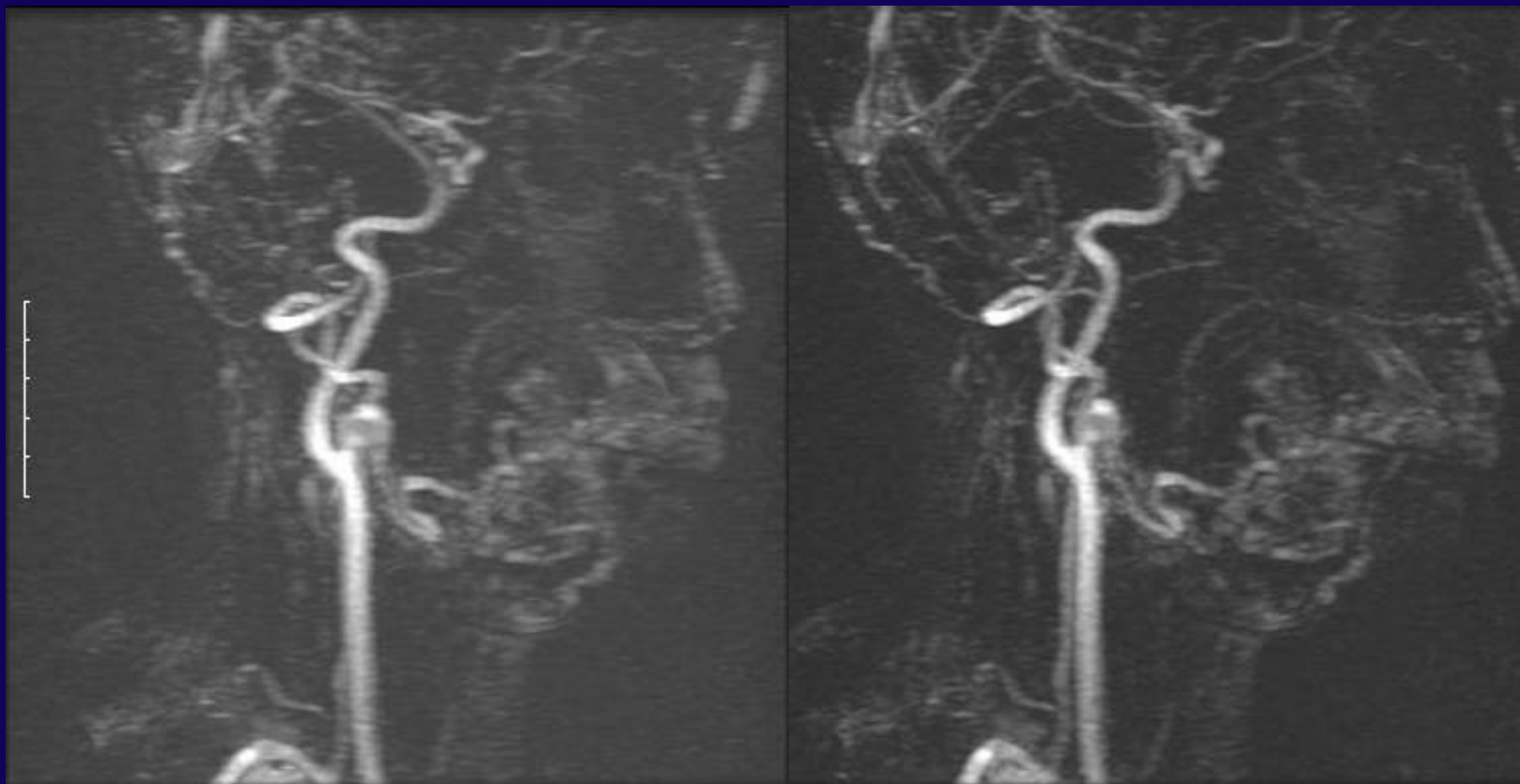
右



左

TRICKS

# 舌AVM



3次元撮影のため違う方向からも観察可能

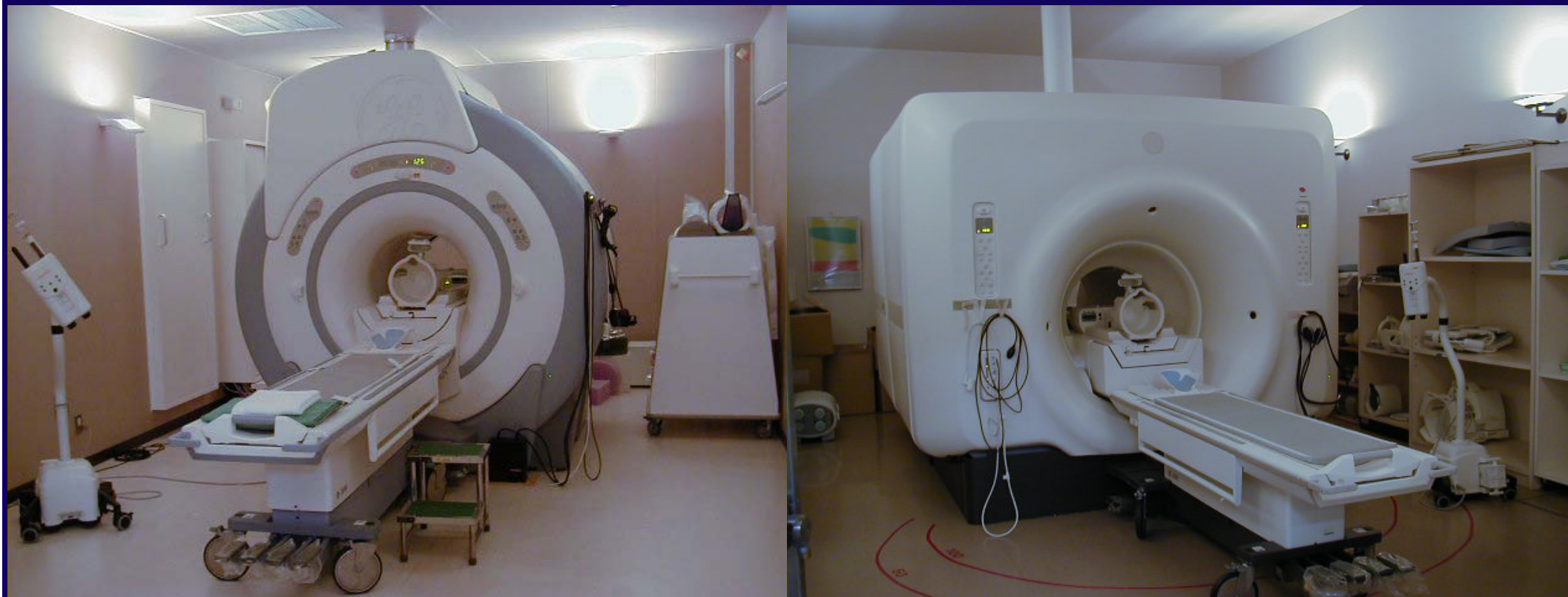
## トピックス

8. 拡散テンソル(一部血流測定)

9. 造影MRA(TRICKS)

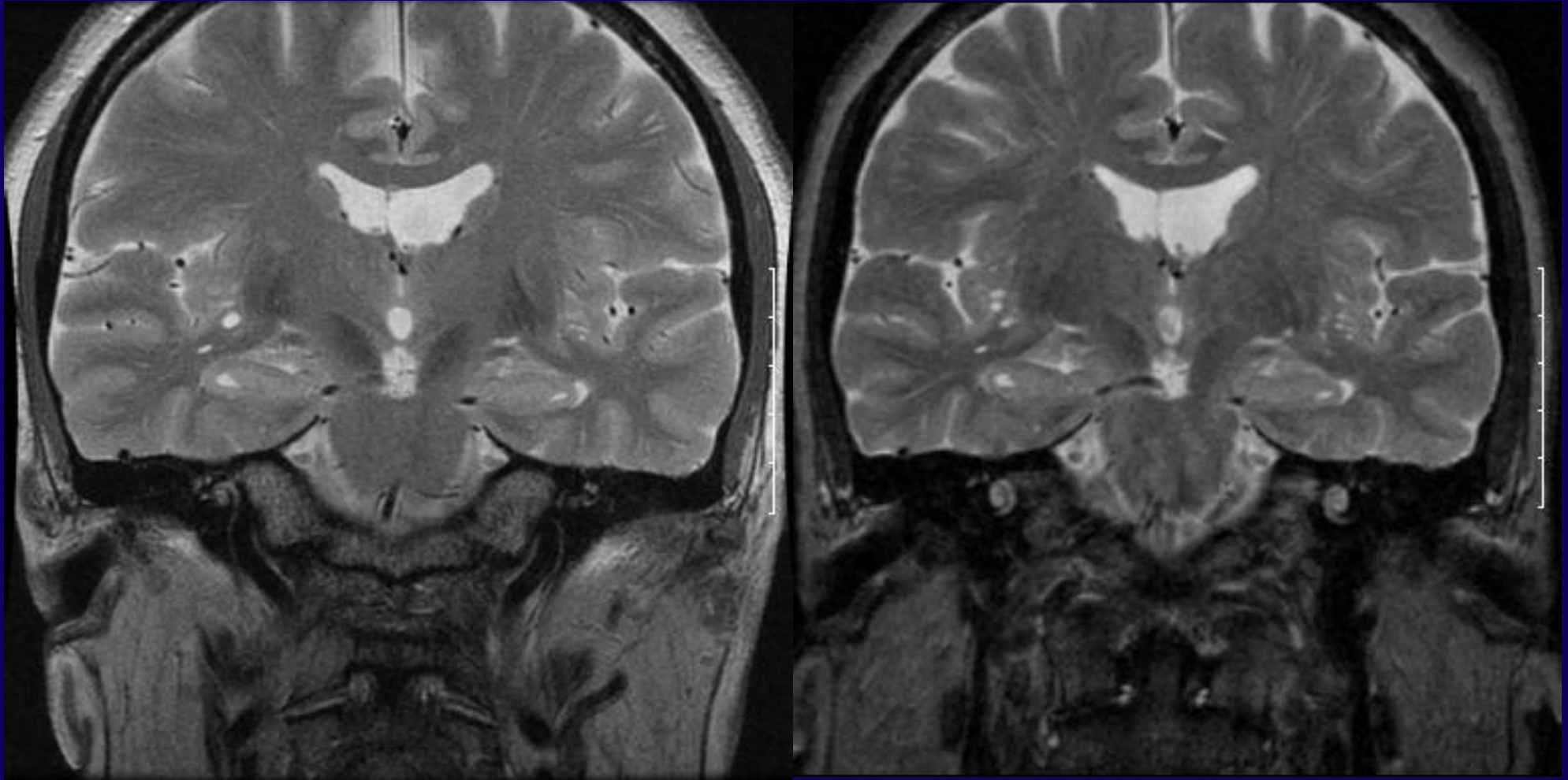
10. 3テスラ装置の長所・短所

# 3T(テスラ) vs 1.5T(テスラ): 外見では大きな違いはない



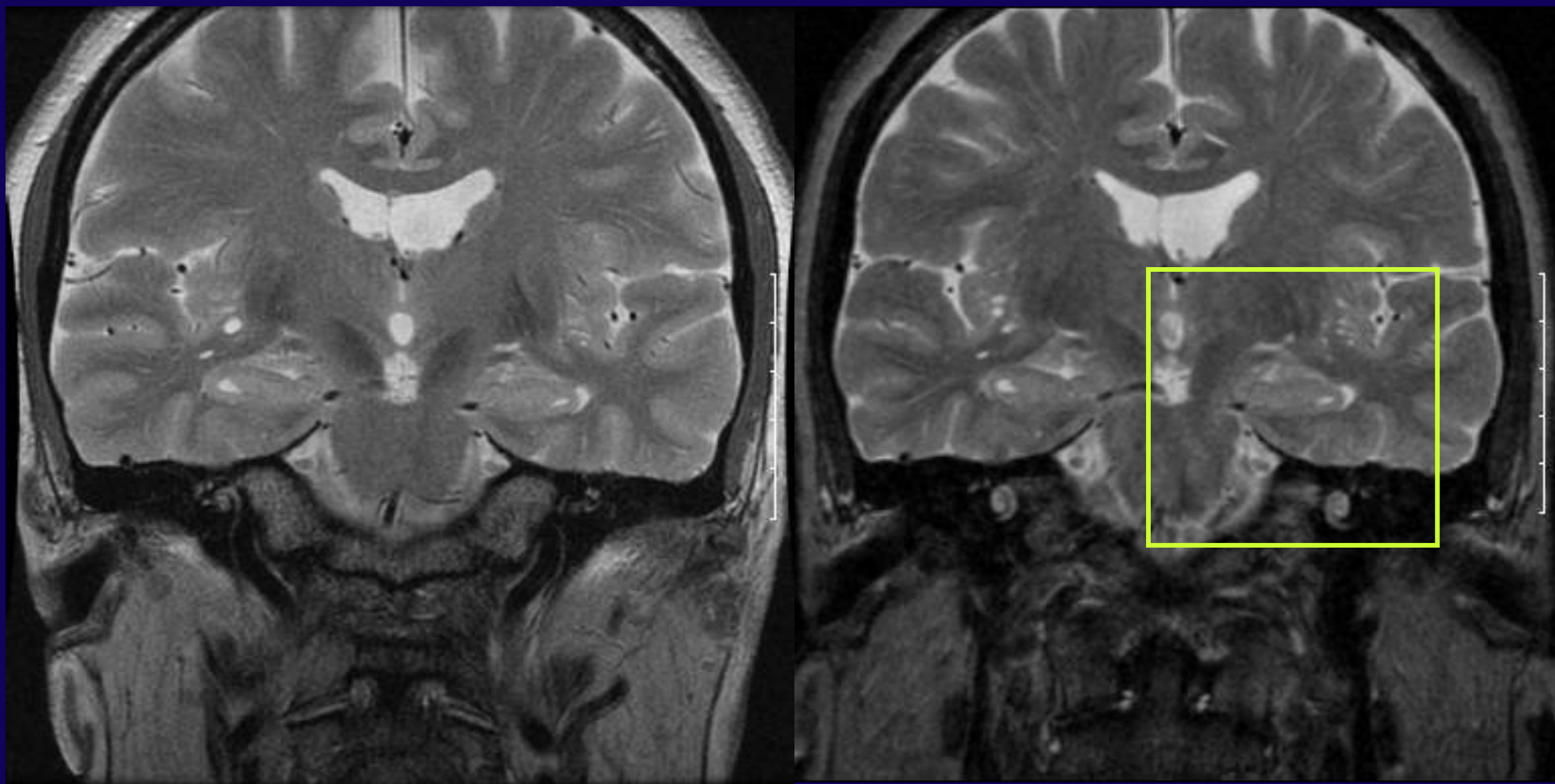
# 3テスラ装置の特徴 磁場・磁力が強い





3 テスラ  
T2強調画像

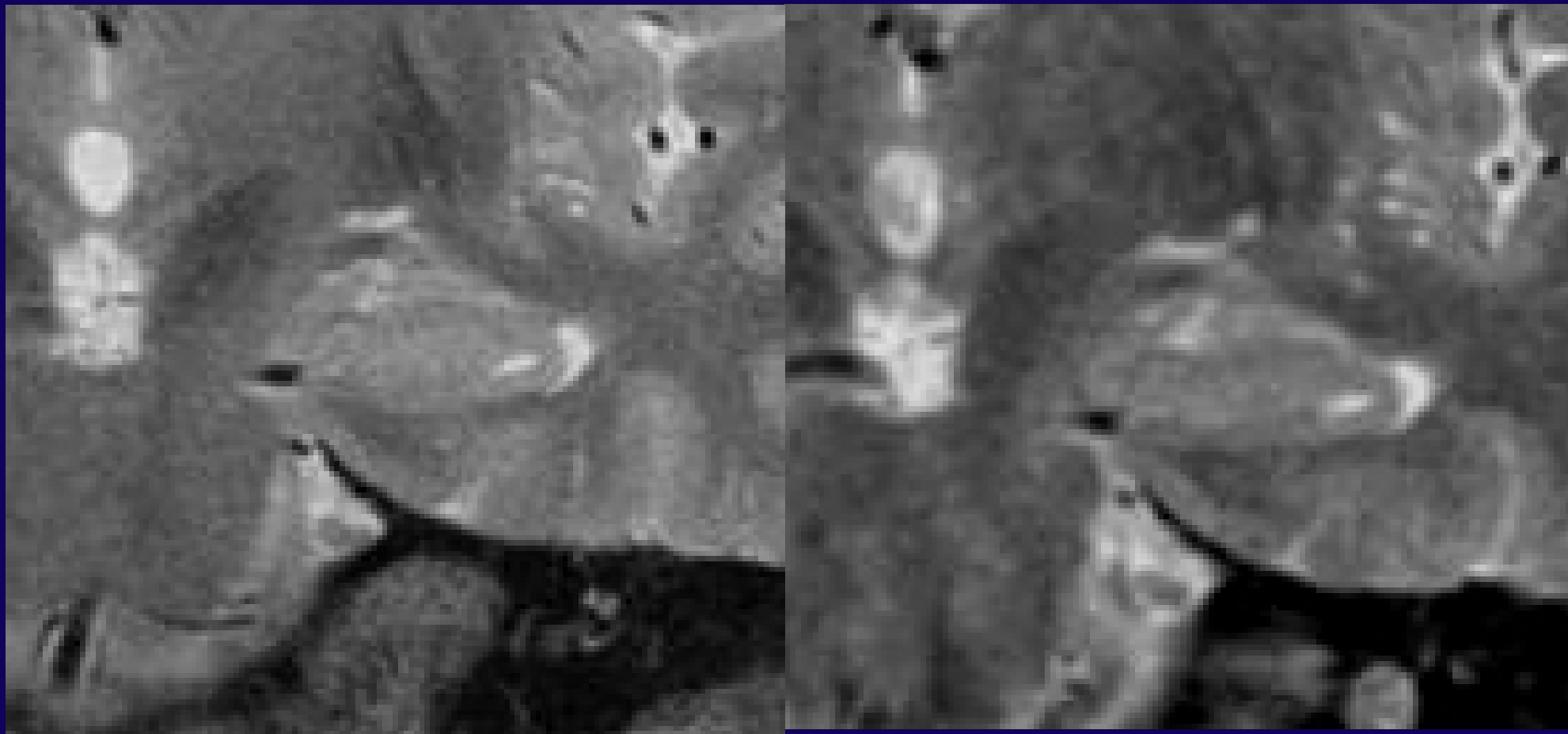
1.5 テスラ  
T2強調画像



3 テスラ  
T2強調画像

1.5 テスラ  
T2強調画像

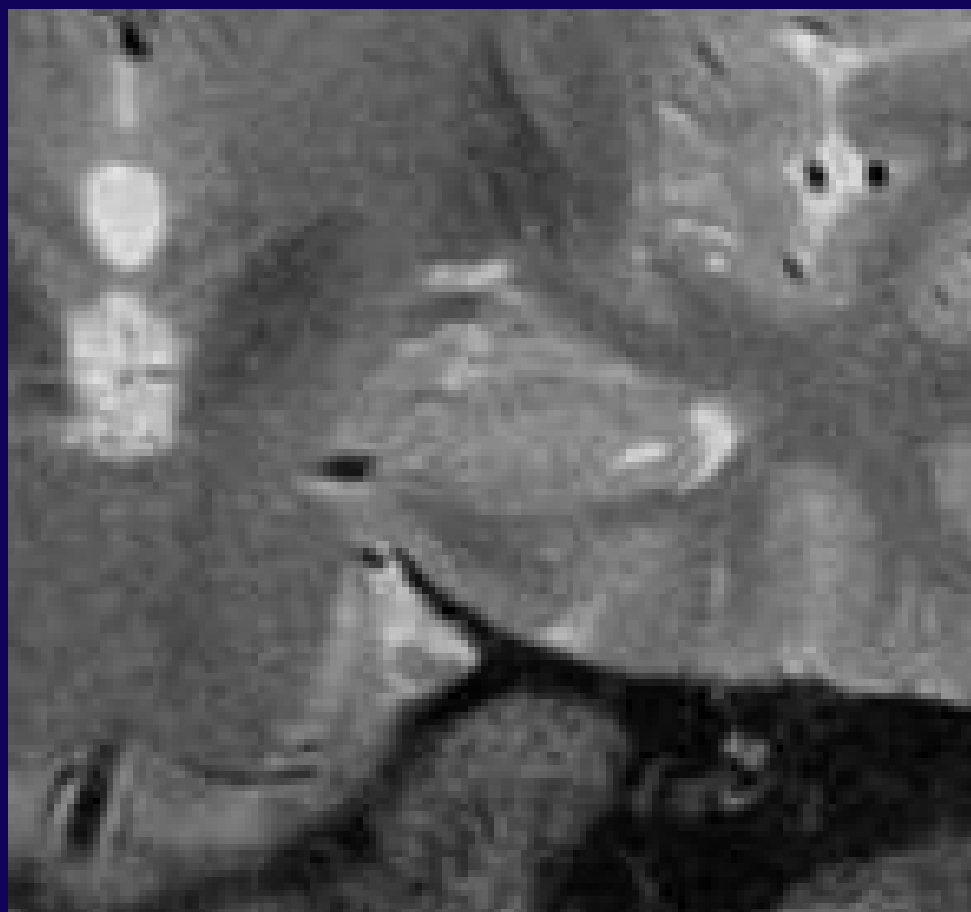
3テスラ装置の方が信号が強いため高分解能で撮影可能



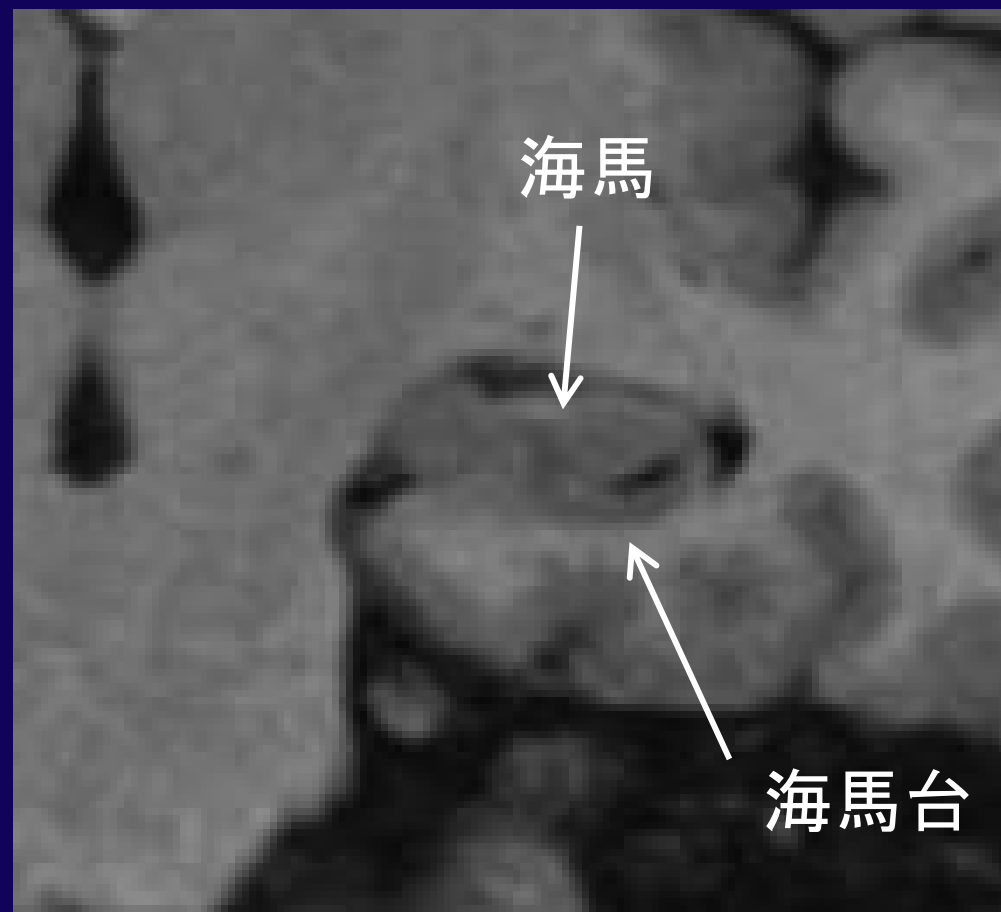
3 テスラ  
T2強調画像

1.5 テスラ  
T2強調画像





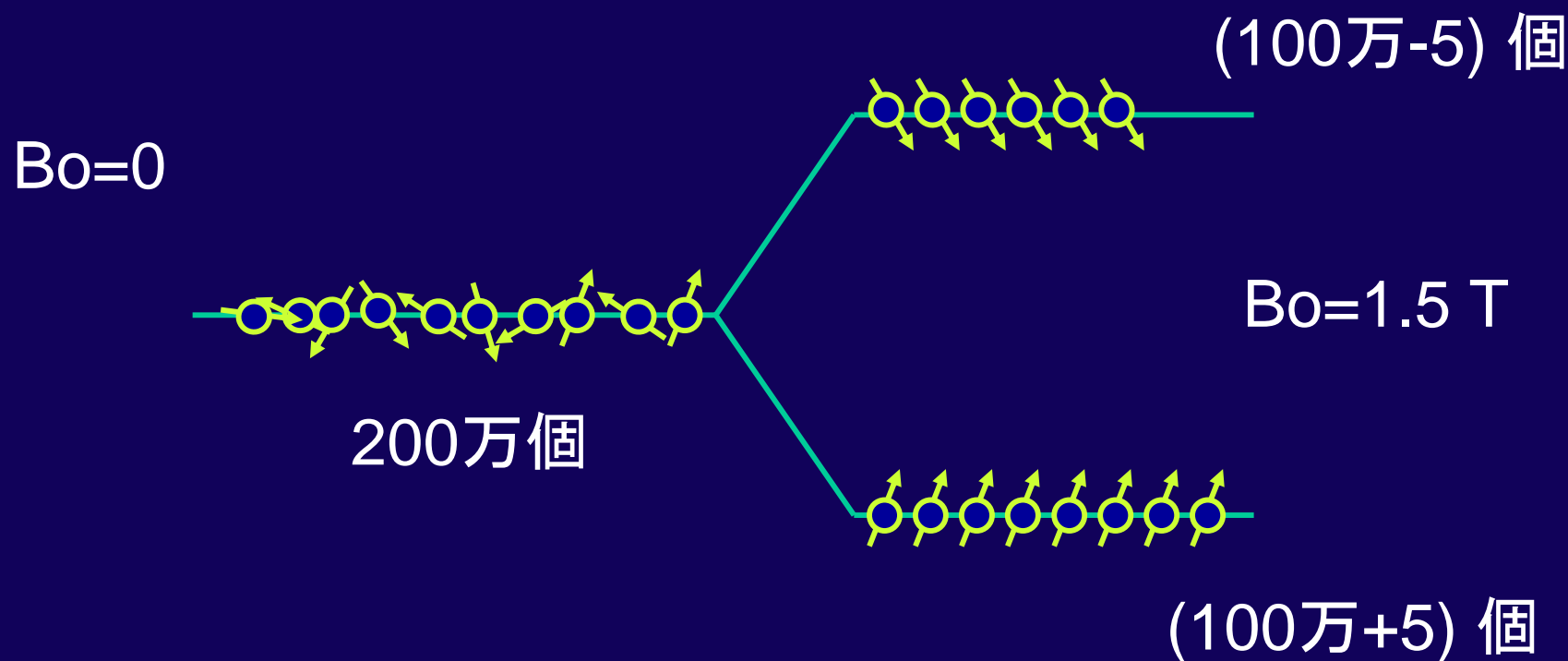
3 テスラ  
T2強調画像



3 テスラ  
T1強調画像

# MRIの原理:

外部磁場がないと、水素原子核の磁気モーメント(小さな磁石)は勝手な方向を向く。外部磁場をかけると2群に分かれるが、エネルギー準位が低い群の個数が少し多い。

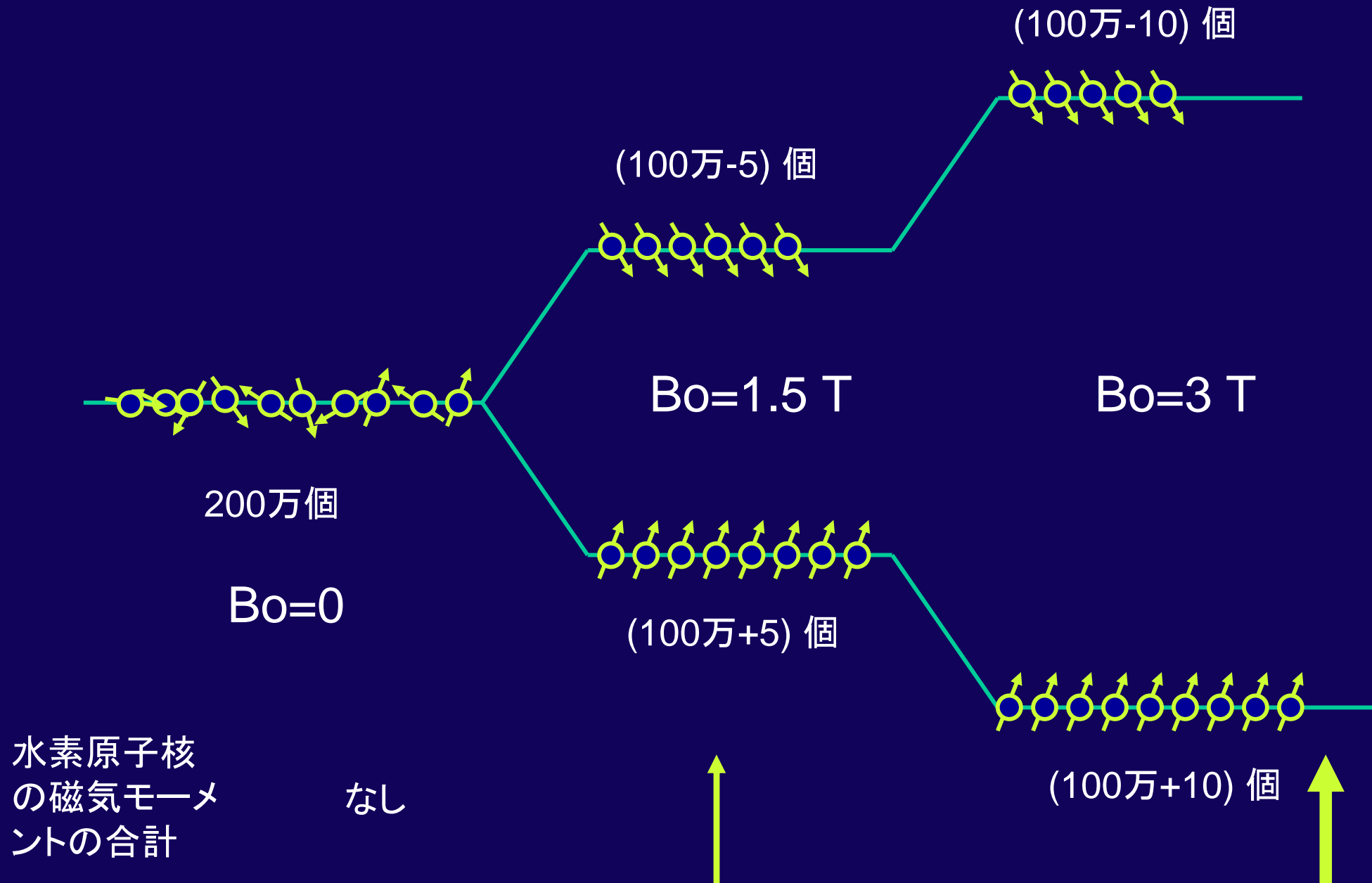


水素原子核  
の磁気モーメントの合計

なし

(これが元になってMR信号が出る)

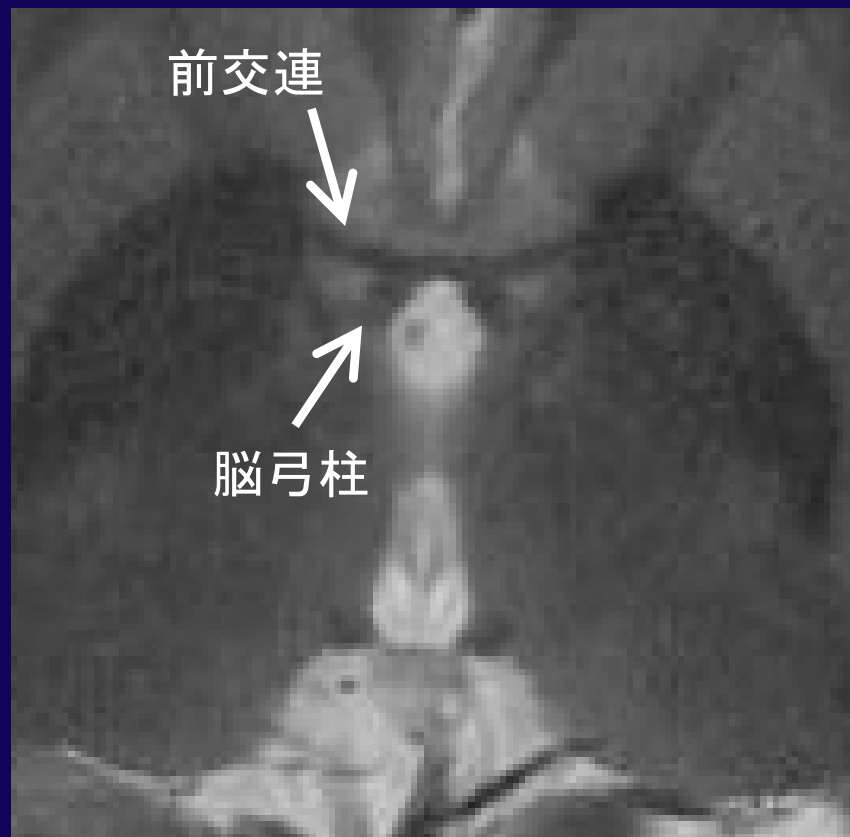
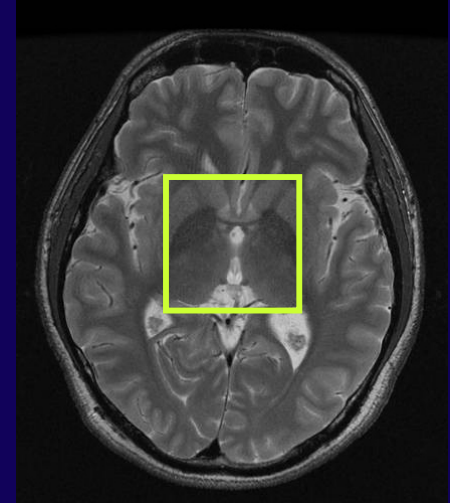
# MRIの原理: 外部磁場が高い方がエネルギー準位が低い磁気モーメントの比率が増す



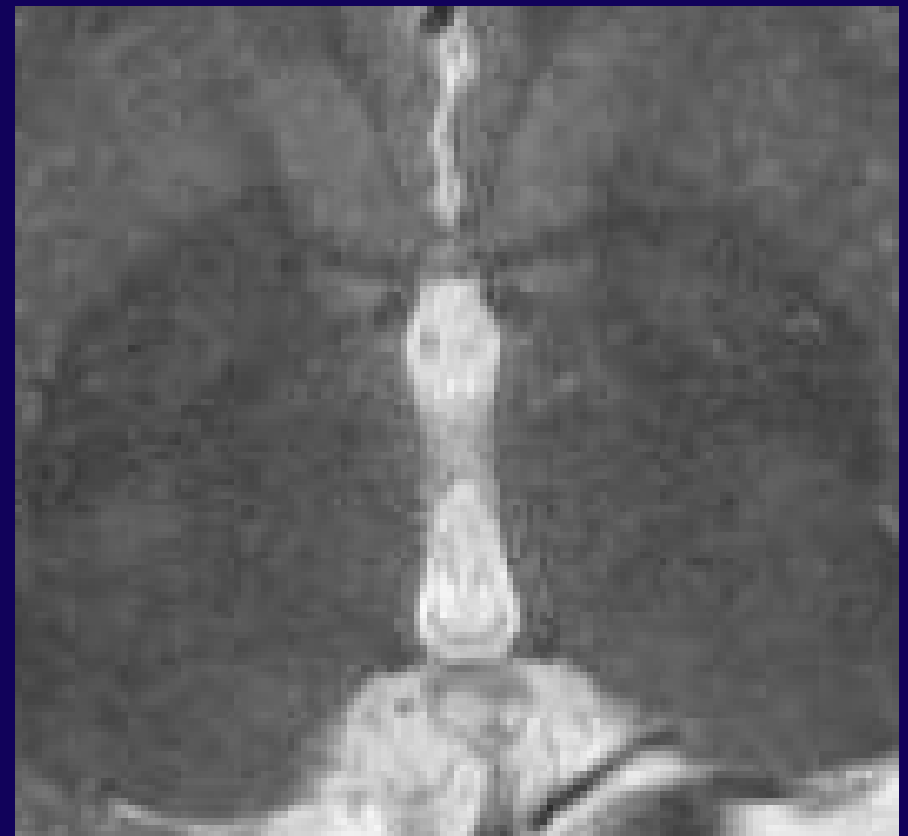
# 3テスラ装置の長所 信号が強い

高分解能撮影(1/2)が可能

短時間(1/4)での撮影が可能



T2強調 3T 512x512  
撮影時間 2分47秒



T2強調 1.5T 512x512  
撮影時間 3分23秒

信号が強くなる。  
常に良い方向へ働く

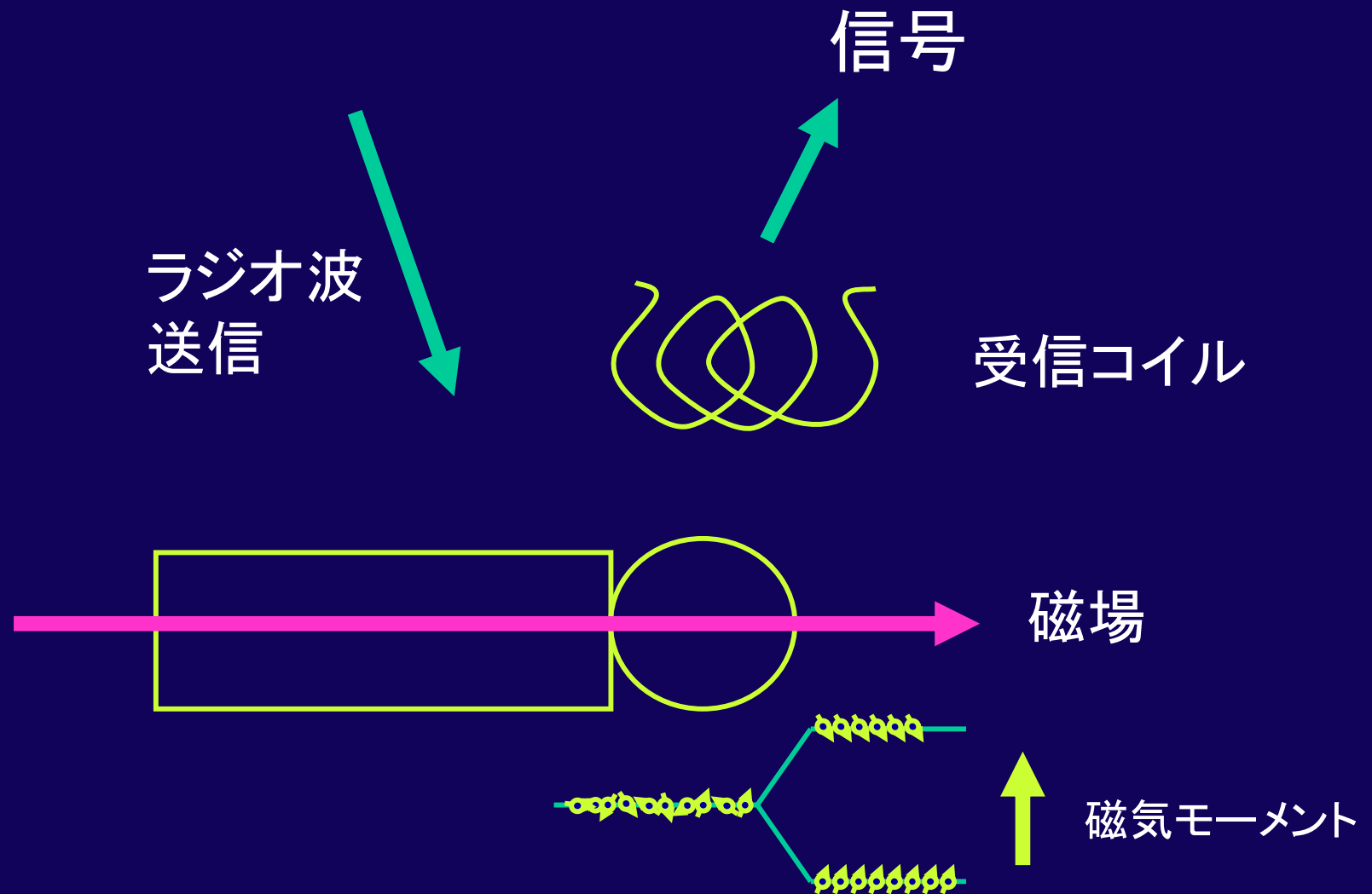


エネルギー準位の低い群が  
多くなる

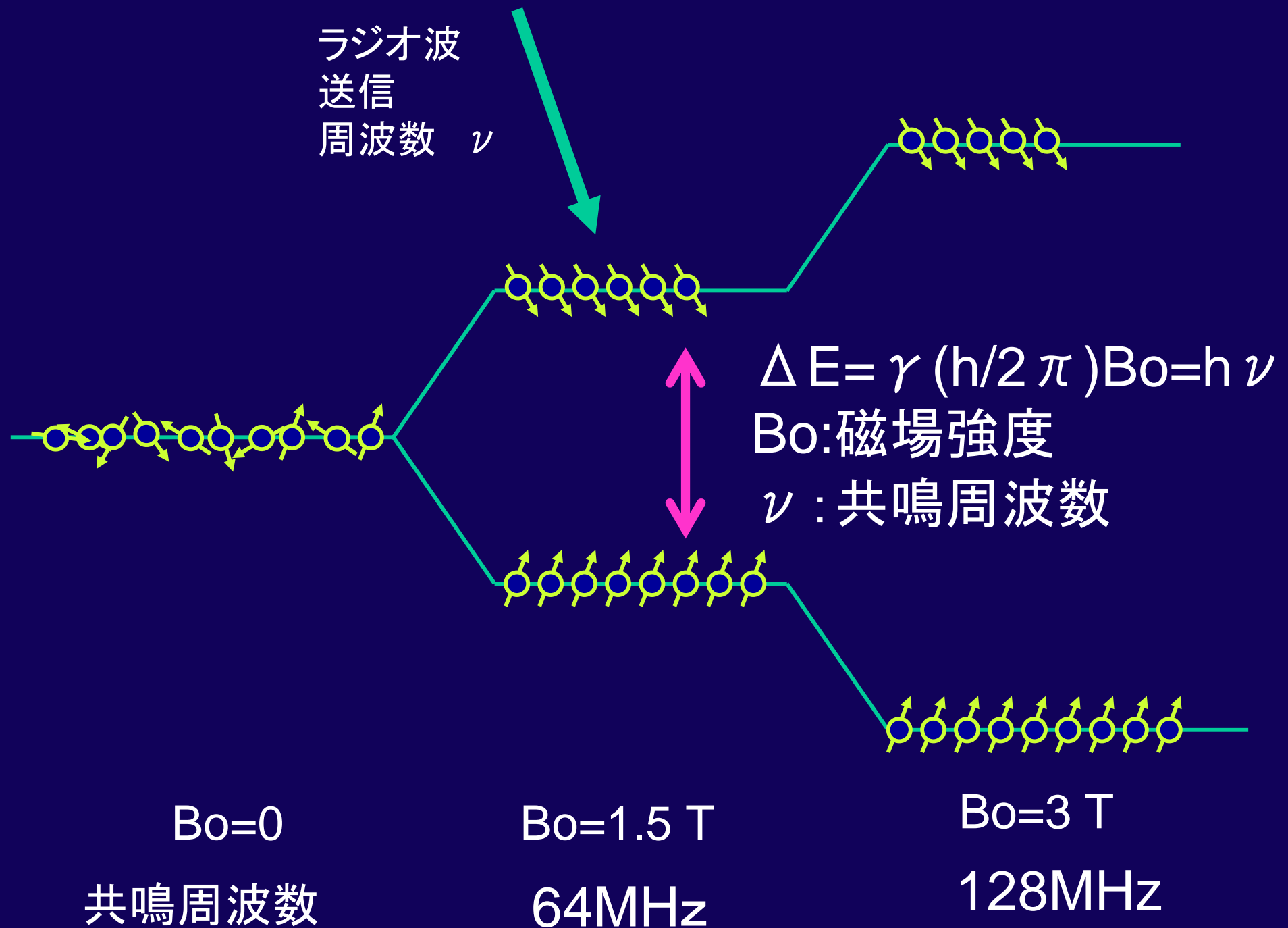


高磁場になると

MRIの原理: 高磁場内に人体をおき、ある周波数(共鳴周波数)のラジオ波を送信する。その後人体内の磁気モーメントの動きをコイルで検出し画像に変換する。



# MRIの原理：共鳴周波数は磁場に比例する



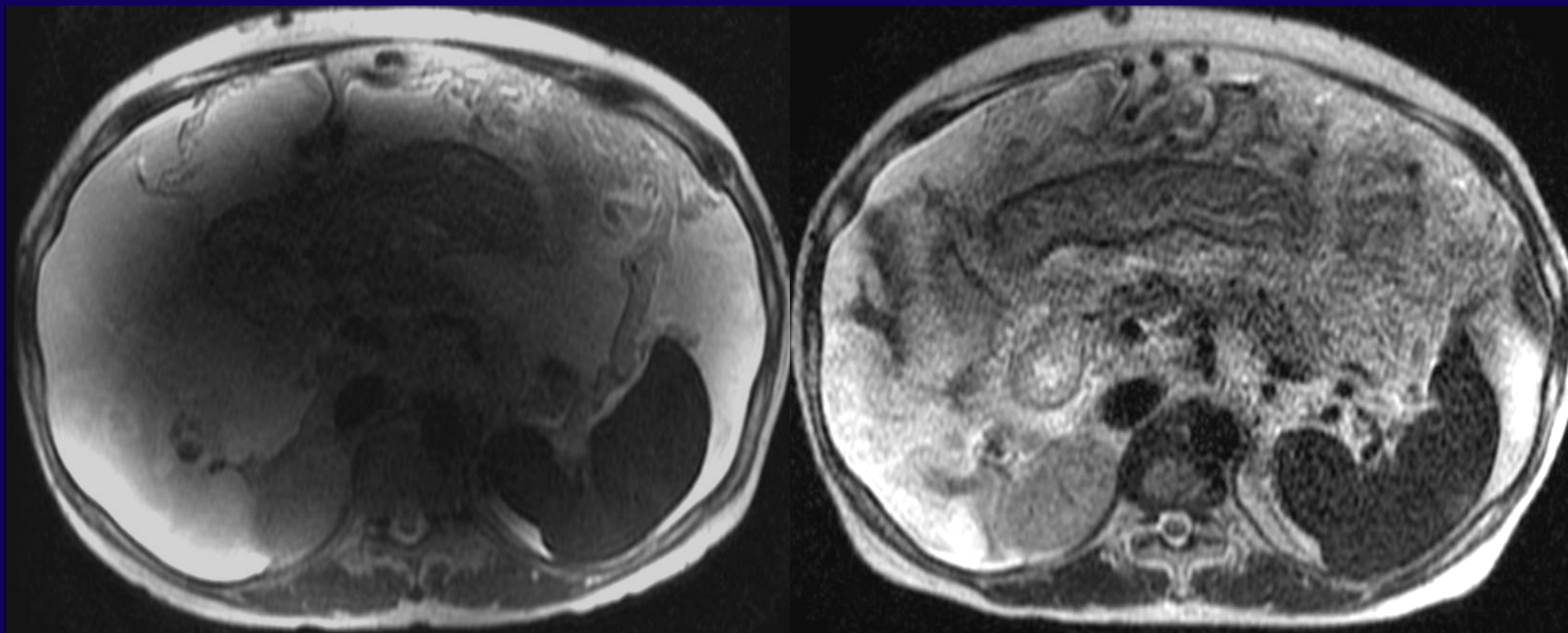
## 3テスラ装置の特徴 ラジオ波の周波数が高い

Bo	1.5 T	3.0 T	FMaiai
$\nu$	64 MHz	128 MHz	82.0 MHz
水中での 波長	52cm	26cm	

ラジオ波の人体への浸透力が悪い。  
波長が体の大きさと近く干渉が起こる



# ラジオ波の浸透力の違い

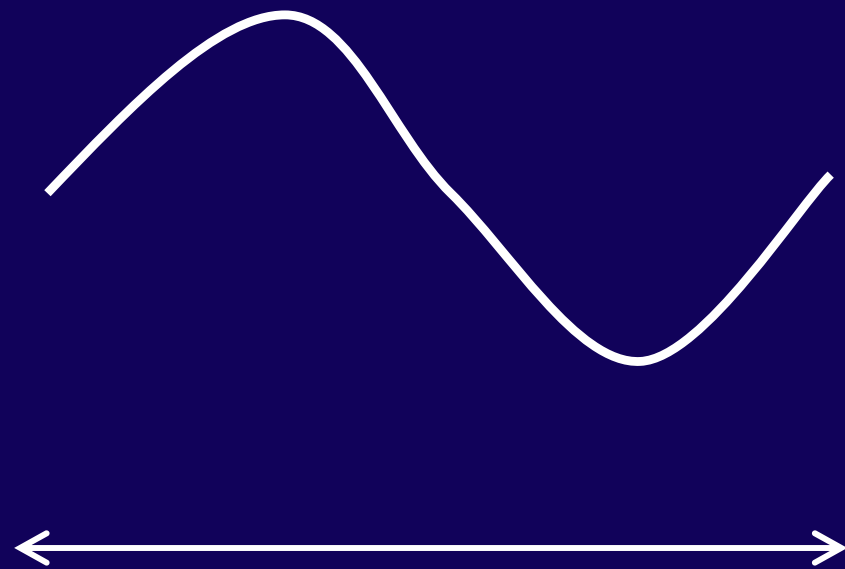


3.0T

1.5T

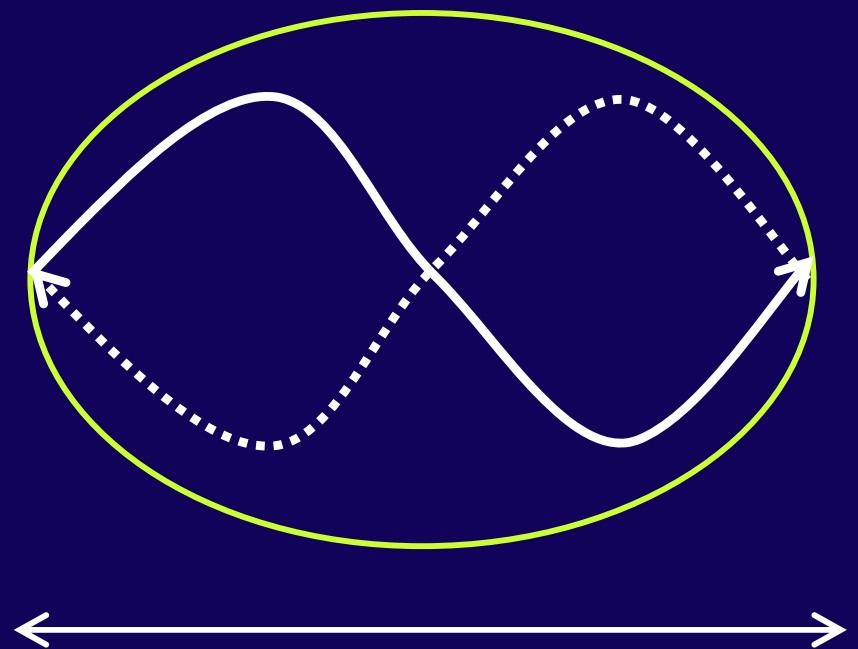
# ラジオ波の干渉の模式図

入射波



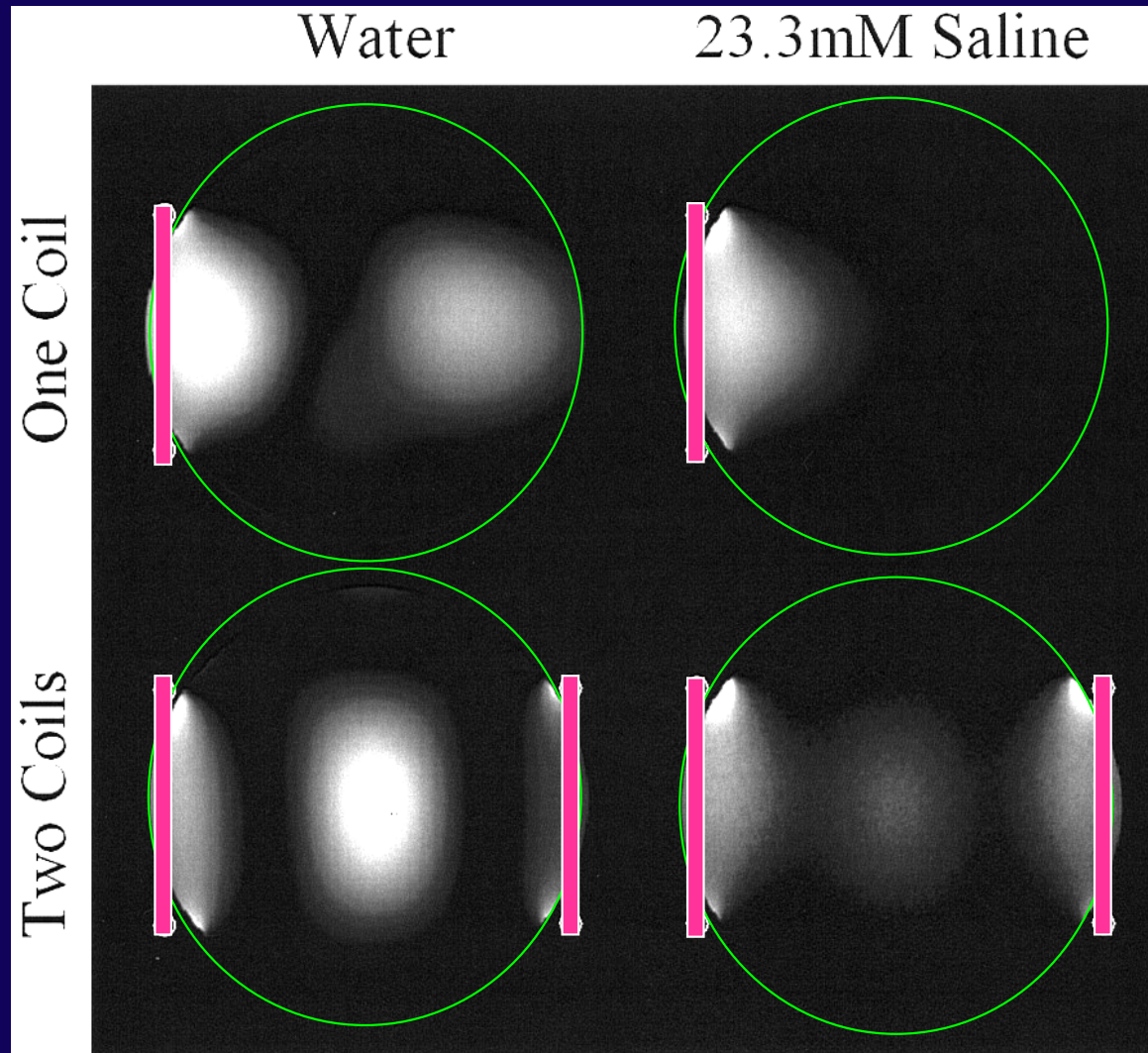
26cm

被験者



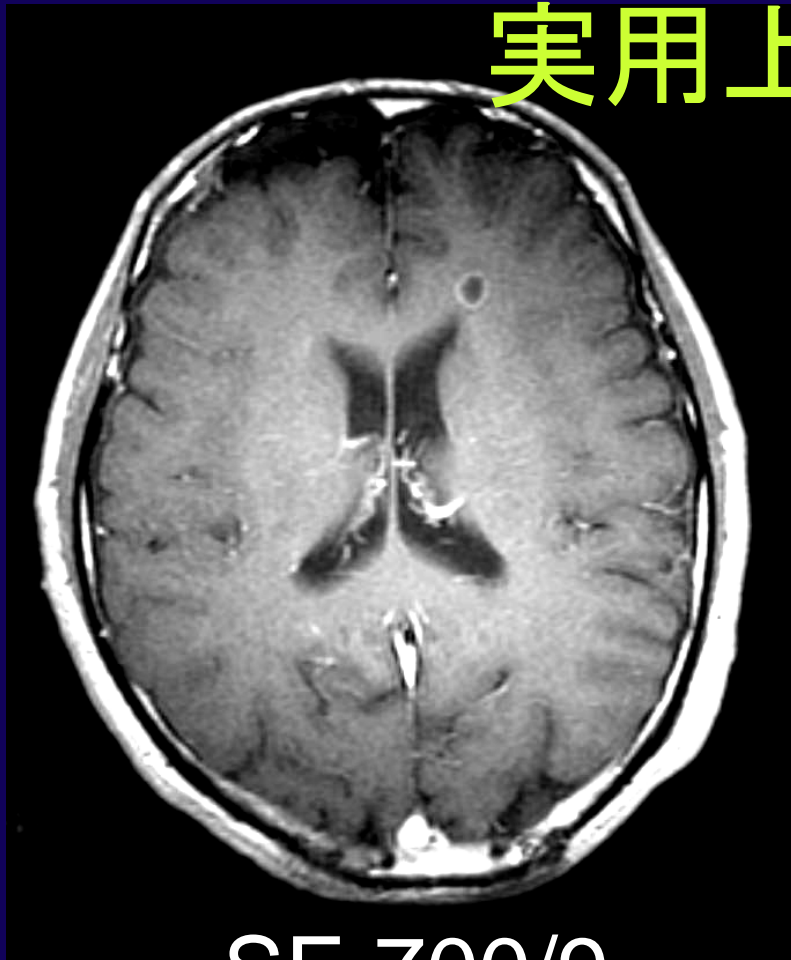
26cm

# Central brightening with constructive interference at 3 T \*

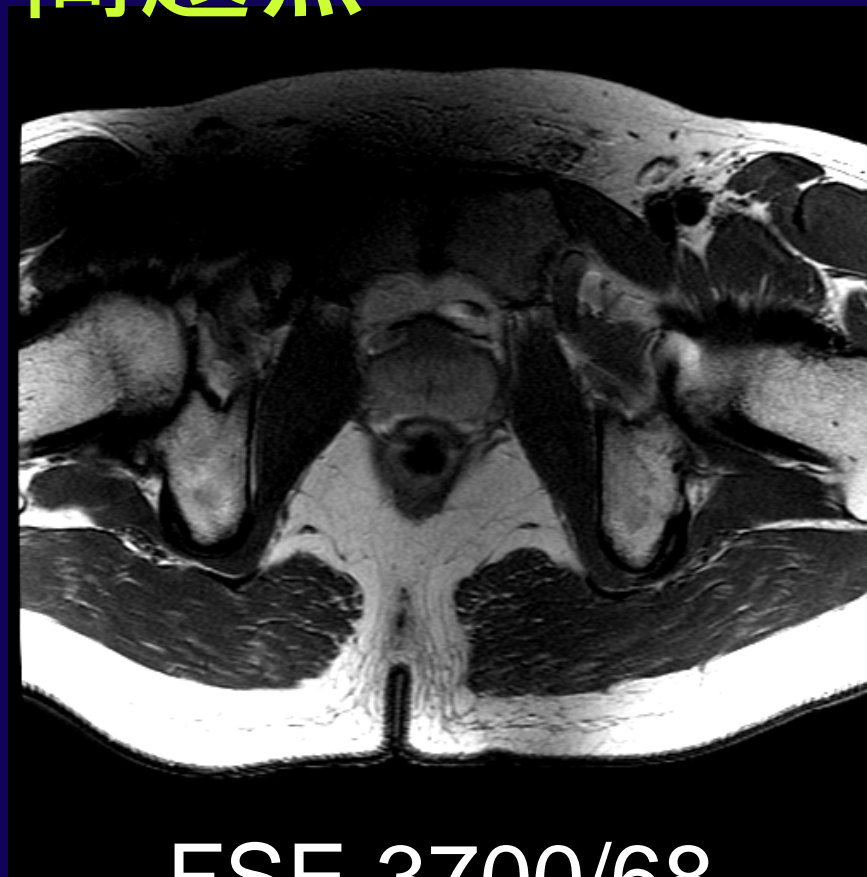


\* Collins CM, et al. J Magn Reson Imag 2005;21:192-196.

# ラジオ波の不均一性 実用上の問題点



SE 700/9



FSE 3700/68

被験者ごとに、この影響を予測することは困難。  
(体内構造, 体型等によって, 影響が異なる.)

# 骨盤部T2強調画像 画質改善例



(誘電体パッド+SCIC使用)

## 3テストラ装置の短所 比吸収率(SAR)が高い

比吸収率(Specific Absorption Rate: SAR)はラジオ波により人体が受けるエネルギー

### SARの限度

携帯電話 1.6 W/Kg

MRI 3.2 W/Kg

1 W/Kg= 0.23 cal/Kg/s=  $2.3 \times 10^{-4}$  cal / g/ s

3. 2W/kg で1000秒(16分40秒)撮影したとすると

-----> 0.7 度の温度上昇

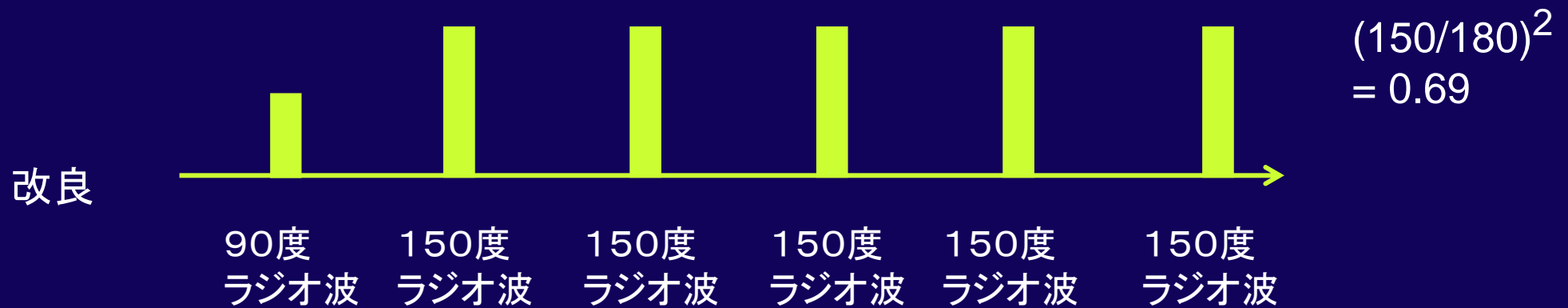
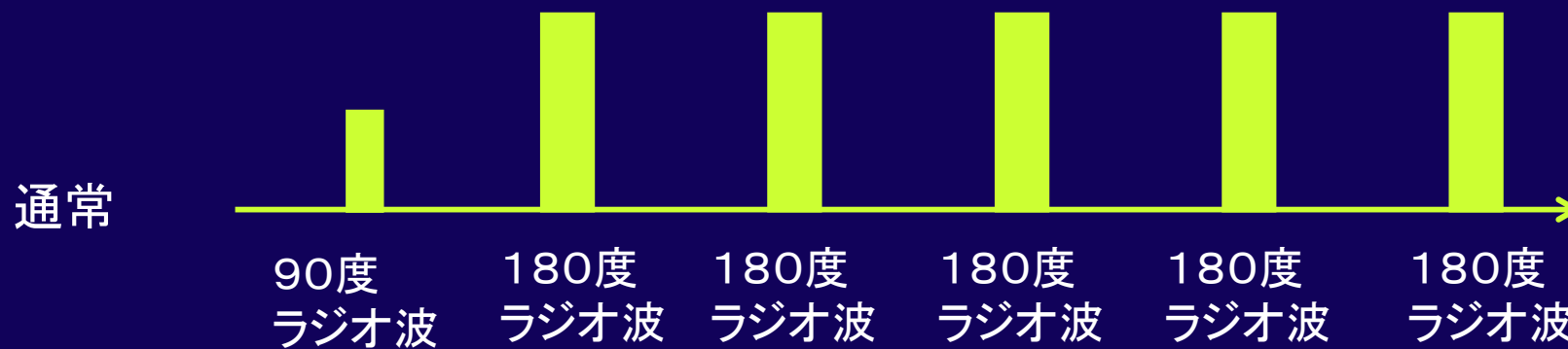
3テスラ装置の短所 比吸収率(SAR)が高い  
SARは磁場強度の2乗に比例する→時々検査  
が止まる。撮影枚数の制限。TRの延長。

$$SAR=C \sigma r^2 B_0^2 \alpha^2 D$$

C: 比例係数     $\sigma$ : 電気伝導率    r: 球体の半径     $B_0$ : 磁場強度  
 $\alpha$ : フリップ角    D: duty cycle スライス数、RFパルス時間に比例しTRに反  
比例

# SAR=Cσr<sup>2</sup>B<sub>0</sub><sup>2</sup>α<sup>2</sup>Dの制限にかからないようにする工夫

1. T1強調画像 TRをのぼす...T1FLAIR
2. T2強調画像 フリップ角を下げる





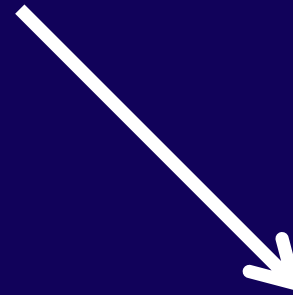
信号が強くなる。  
常に良い方向へ働く



エネルギー準位の低い群が  
多くなる



高磁場になると



共鳴周波数が高くなる。

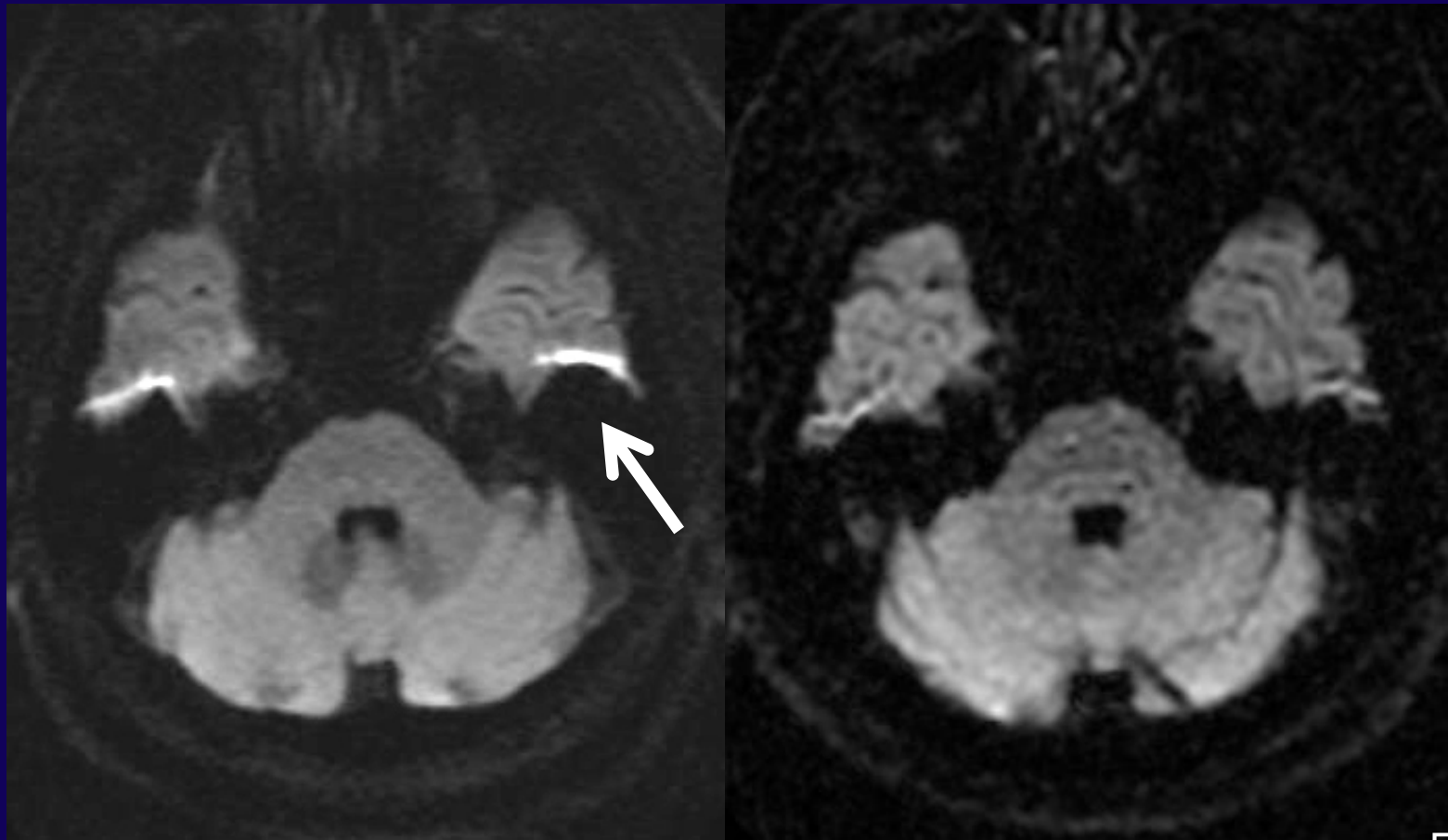


SARの制限



ラジオ波の不均一性が増す

# 3テスラ装置の特徴 磁化率の違う物質(空気・金属など)の存在により画像が乱れやすい

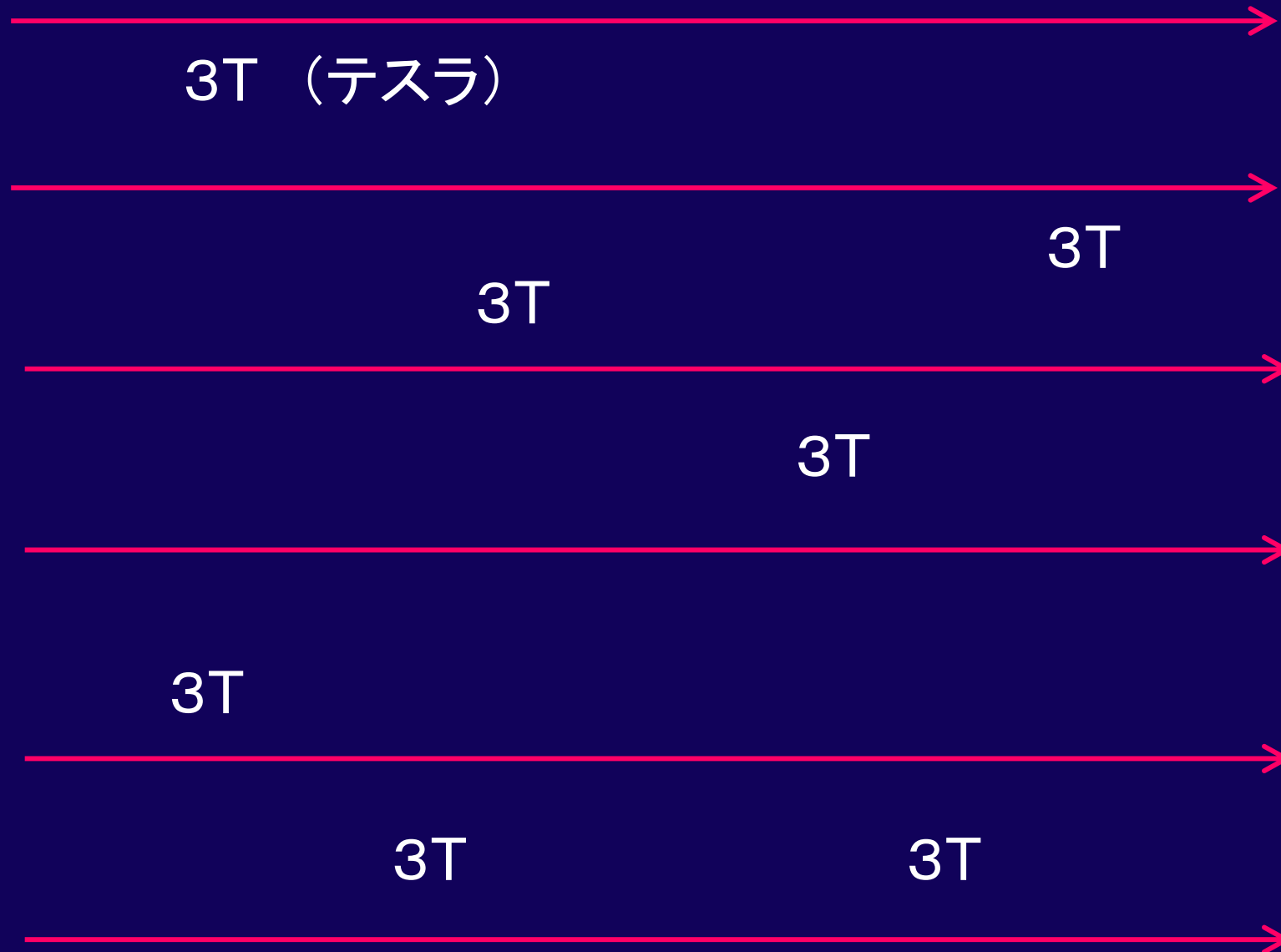


同一被験者

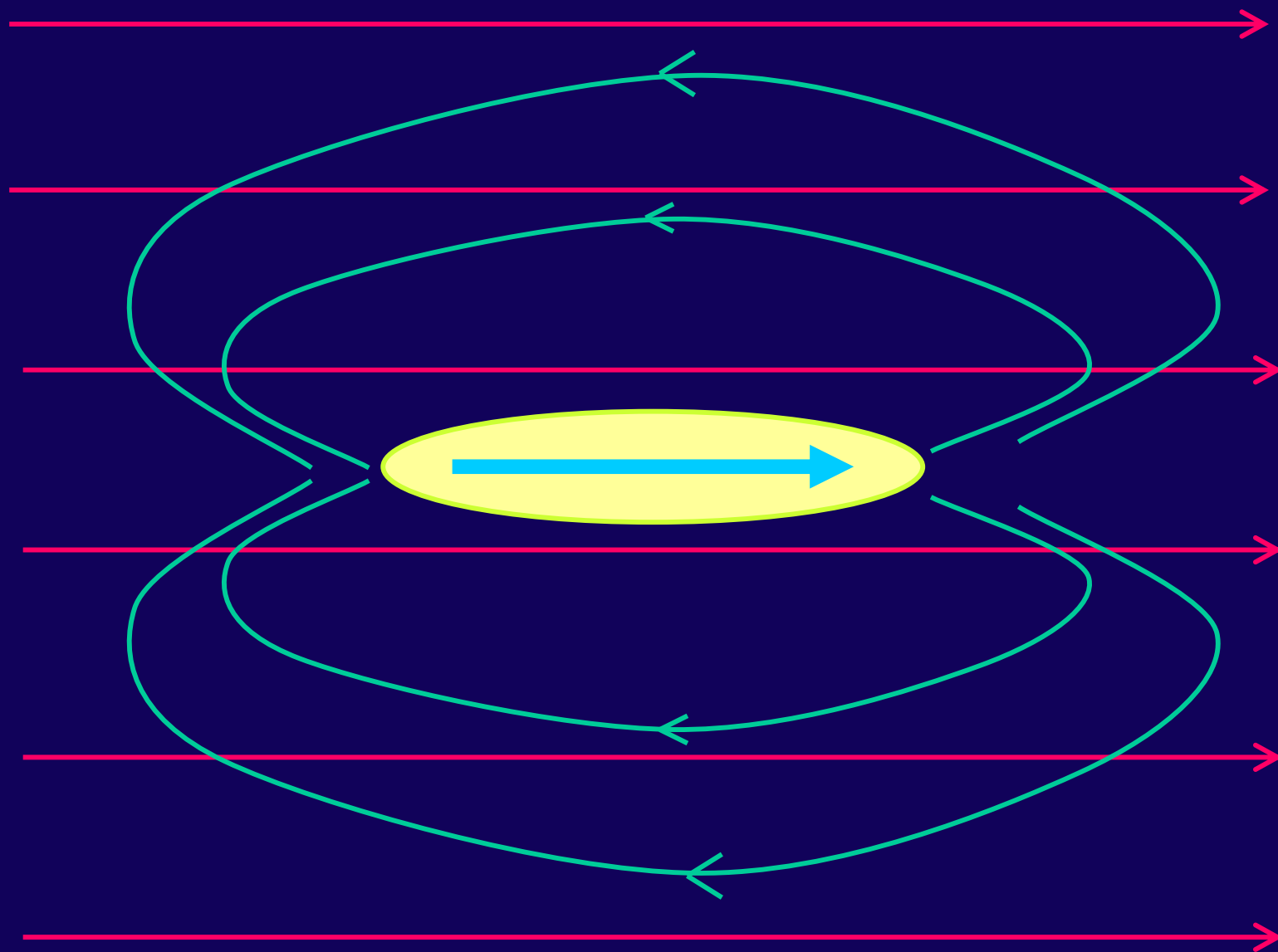
3T 拡散強調画像

1. 5T 拡散強調画像

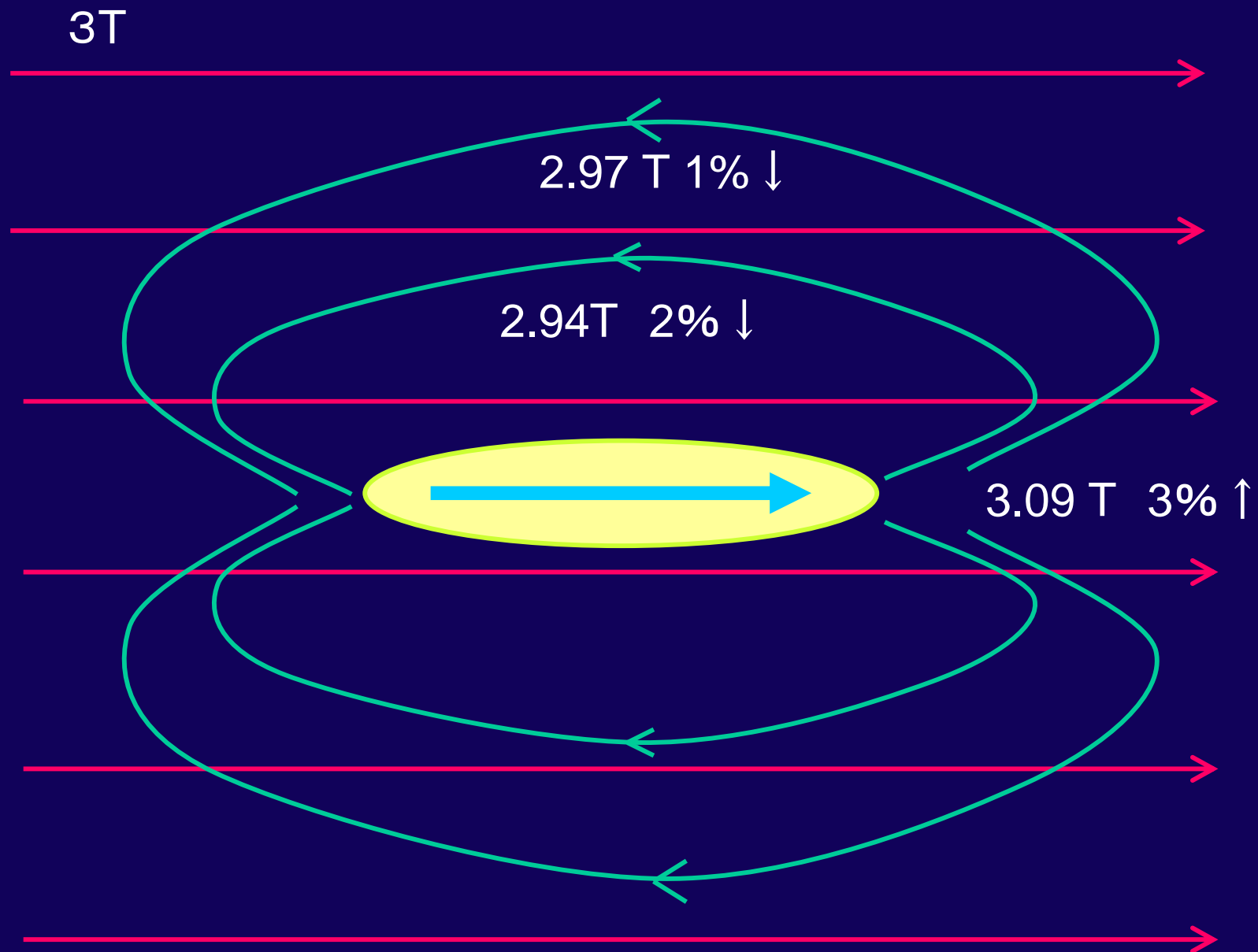
# 理想的な磁場強度 どの場所でも同じ



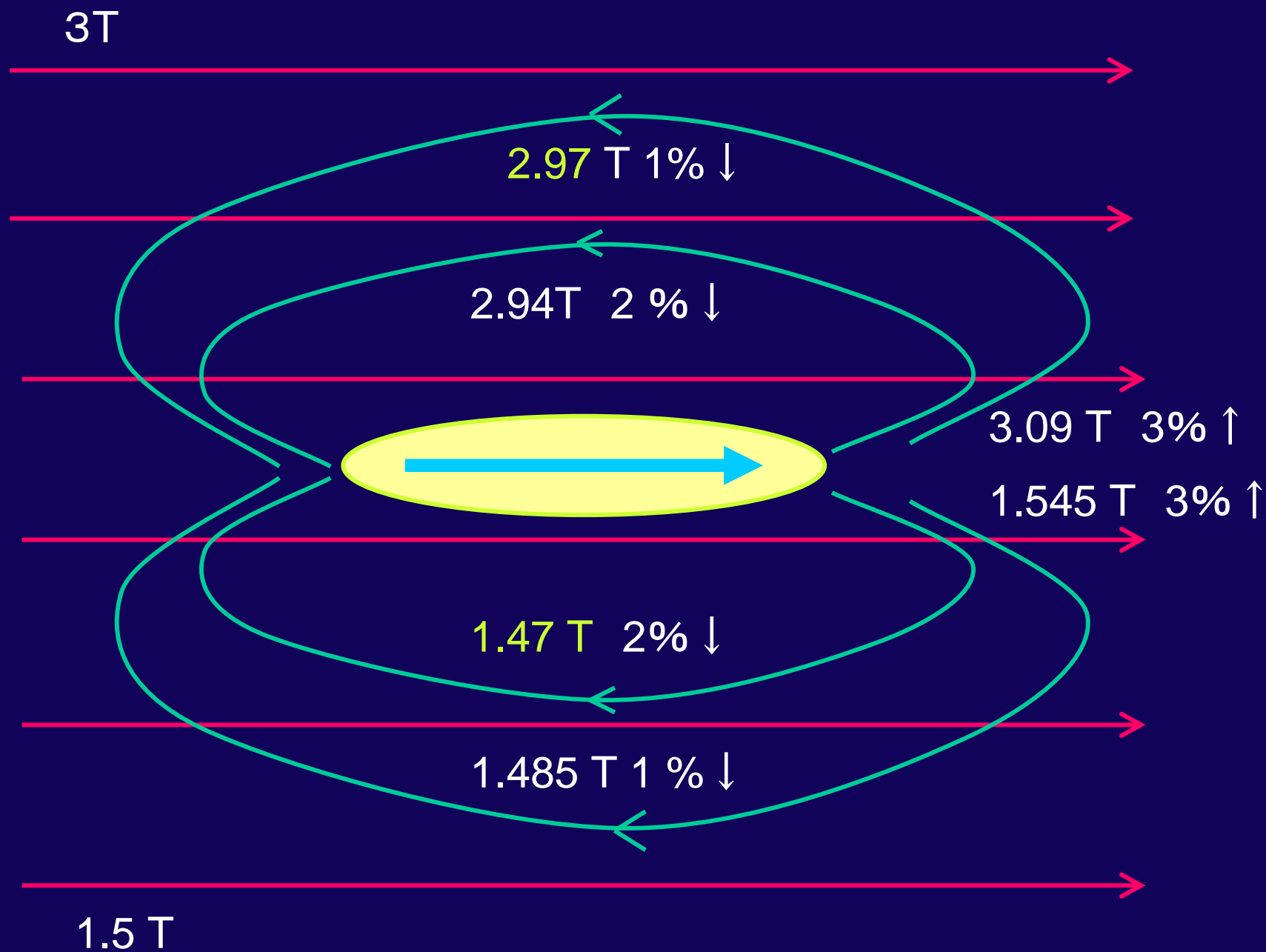
# 磁場を乱す物質があると



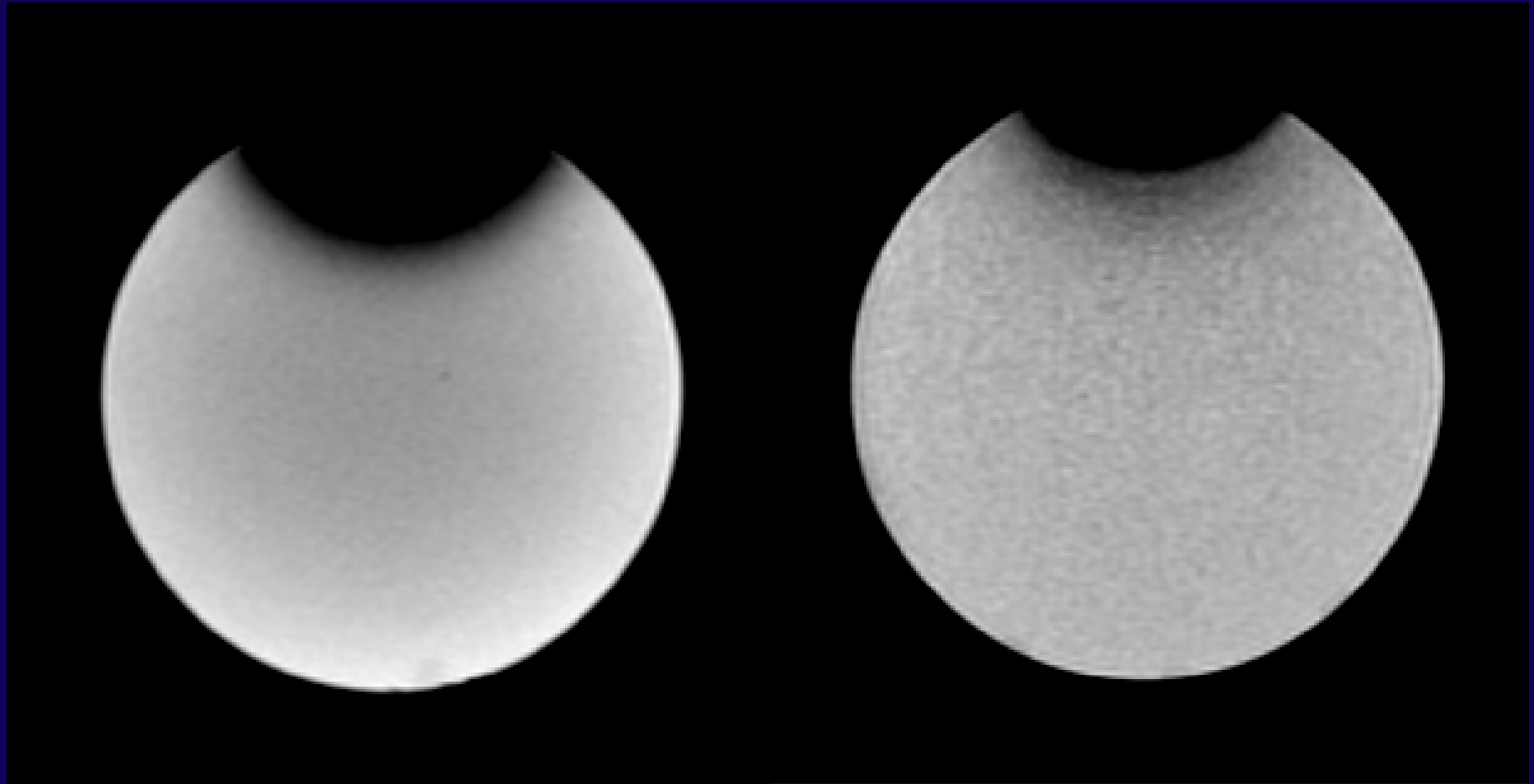
# 磁場を乱す物質があると



# 異なる磁場強度で磁場を乱す物質があると



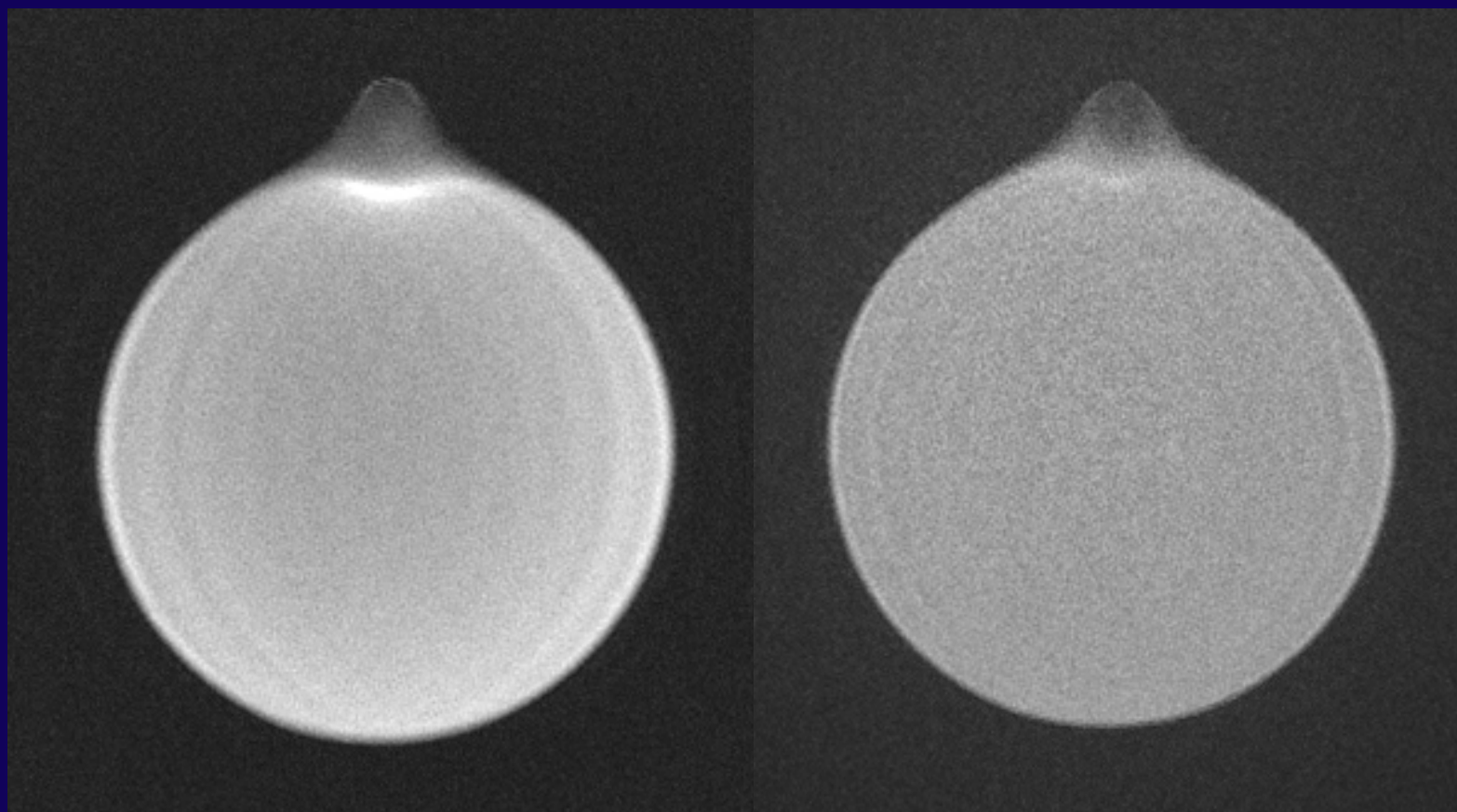
# 3テスラ装置の特徴 磁化率の違う物質の存在 により局所磁場が乱れやすい



3T T2\*強調画像

1.5T T2\*強調画像

# 3テスラ装置の特徴 磁化率の違う物質の存在 により局所磁場が乱れやすい

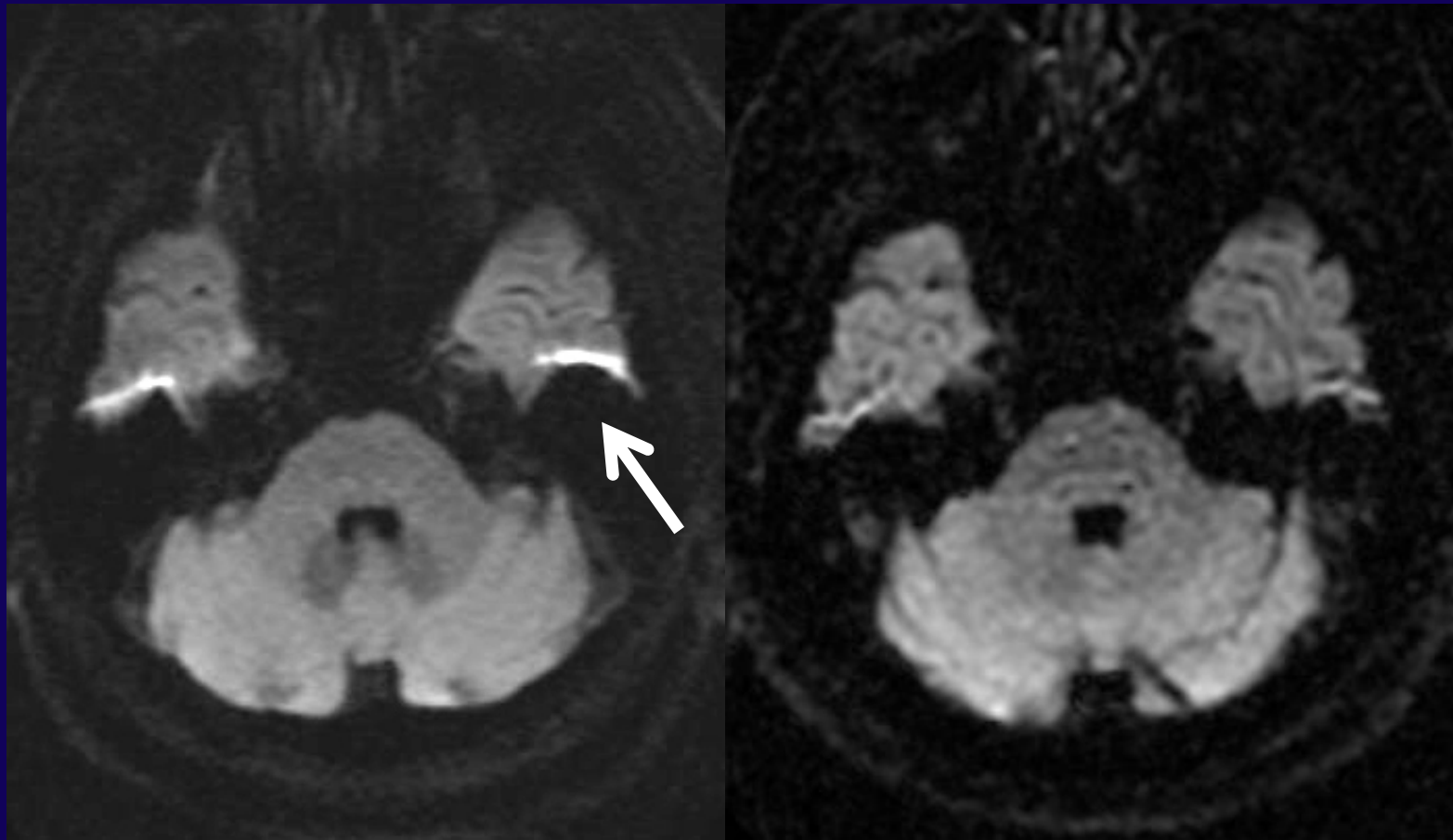


3T T2強調画像

1.5T T2強調画像



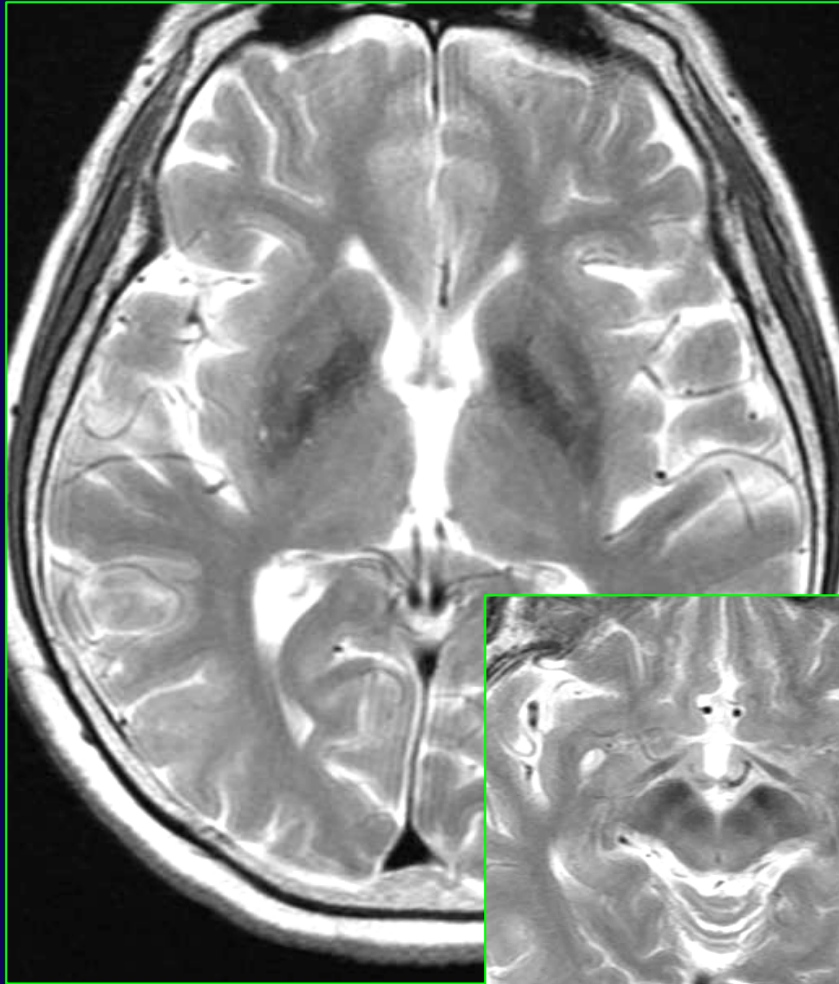
# 3テスラ装置の短所 磁化率の違う物質(空気など)の存在により局所磁場が乱れやすい



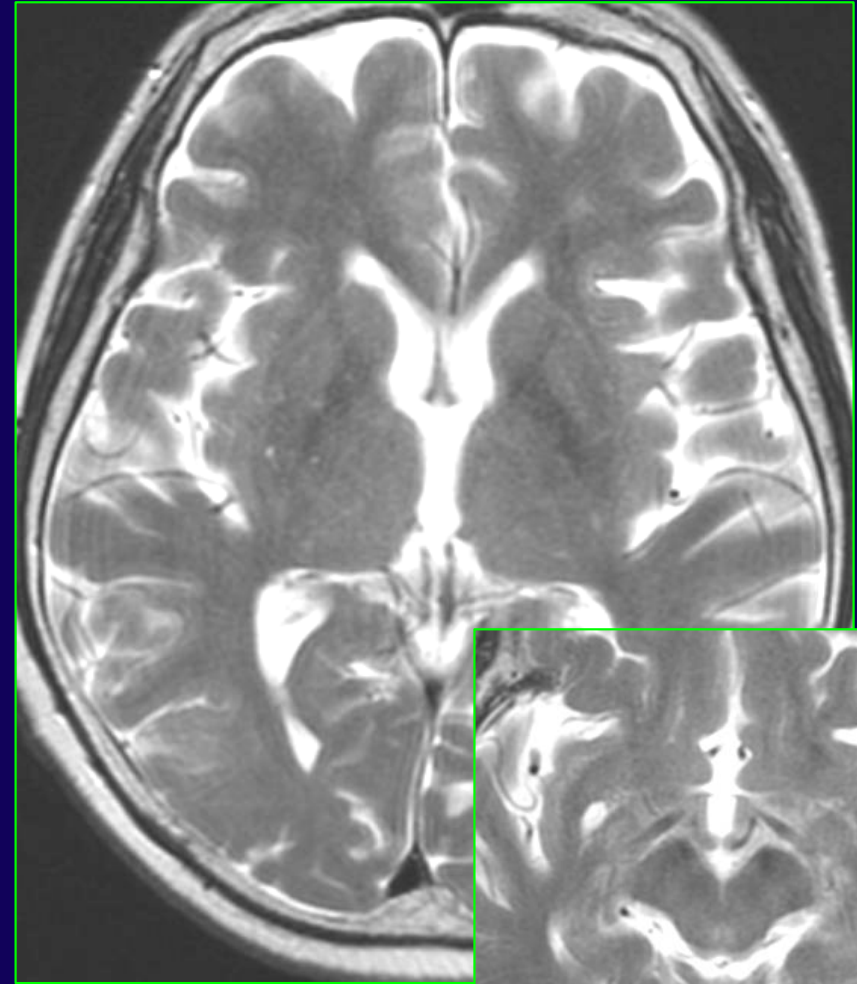
3T 拡散強調画像

1.5T 拡散強調画像

# 3テスラ装置の特徴 磁化率の違う物質(鉄など)の存在により局所磁場が乱れやすい



3.0 T



1.5 T

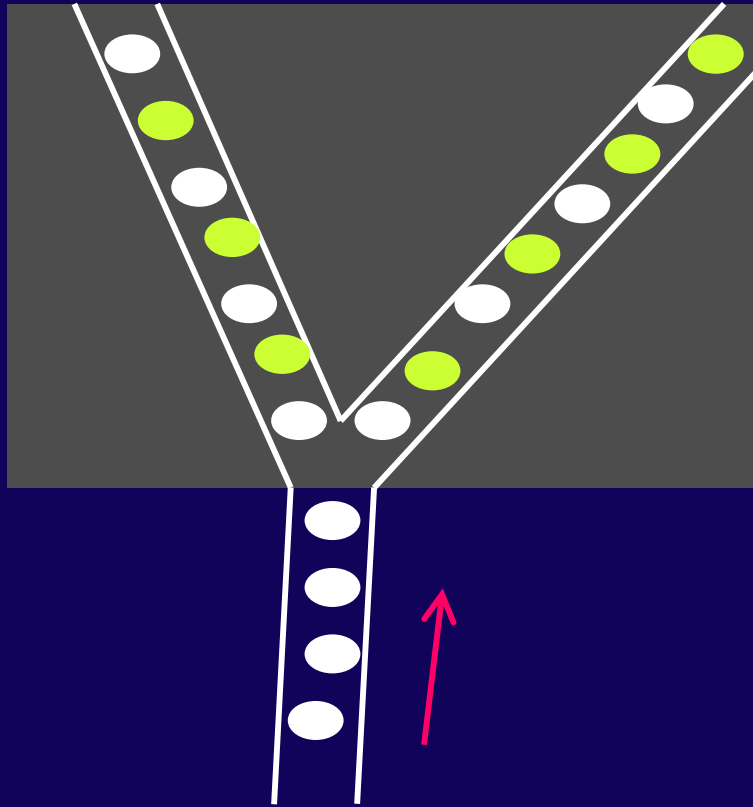
FSE 5000/90

3テスラ装置の長所 磁化率の違う物質の存在  
により局所磁場が乱れやすい  
機能的脳MRIにおいて有用

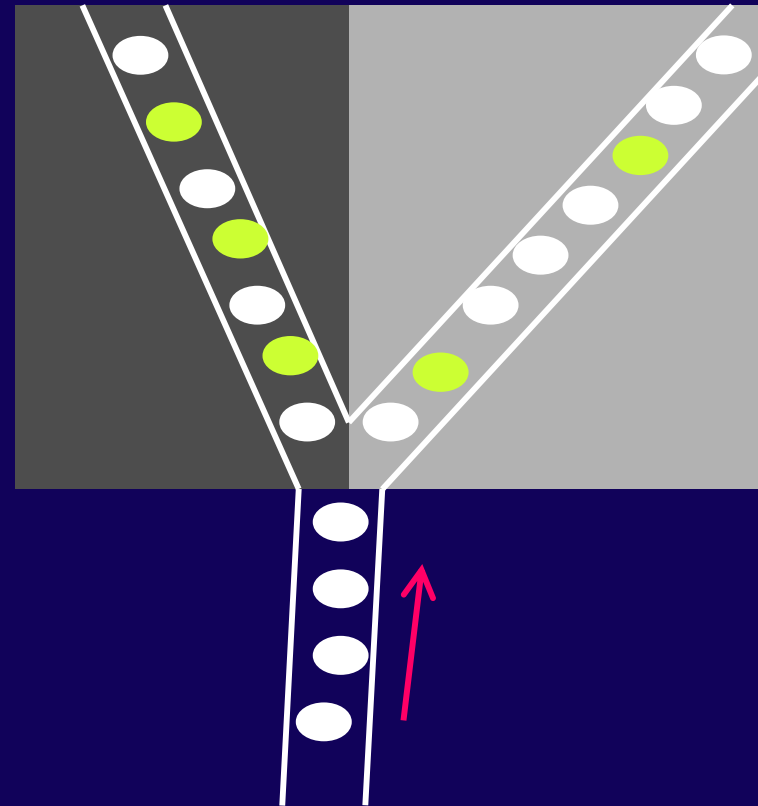
機能的脳MRI (functional MRI) ...酸素がついたoxyhemoglobinと酸素がとれたdeoxyhemoglobinの磁化率の違いにより局所的な脳機能を画像化する方法

# 機能的脳MRIの原理

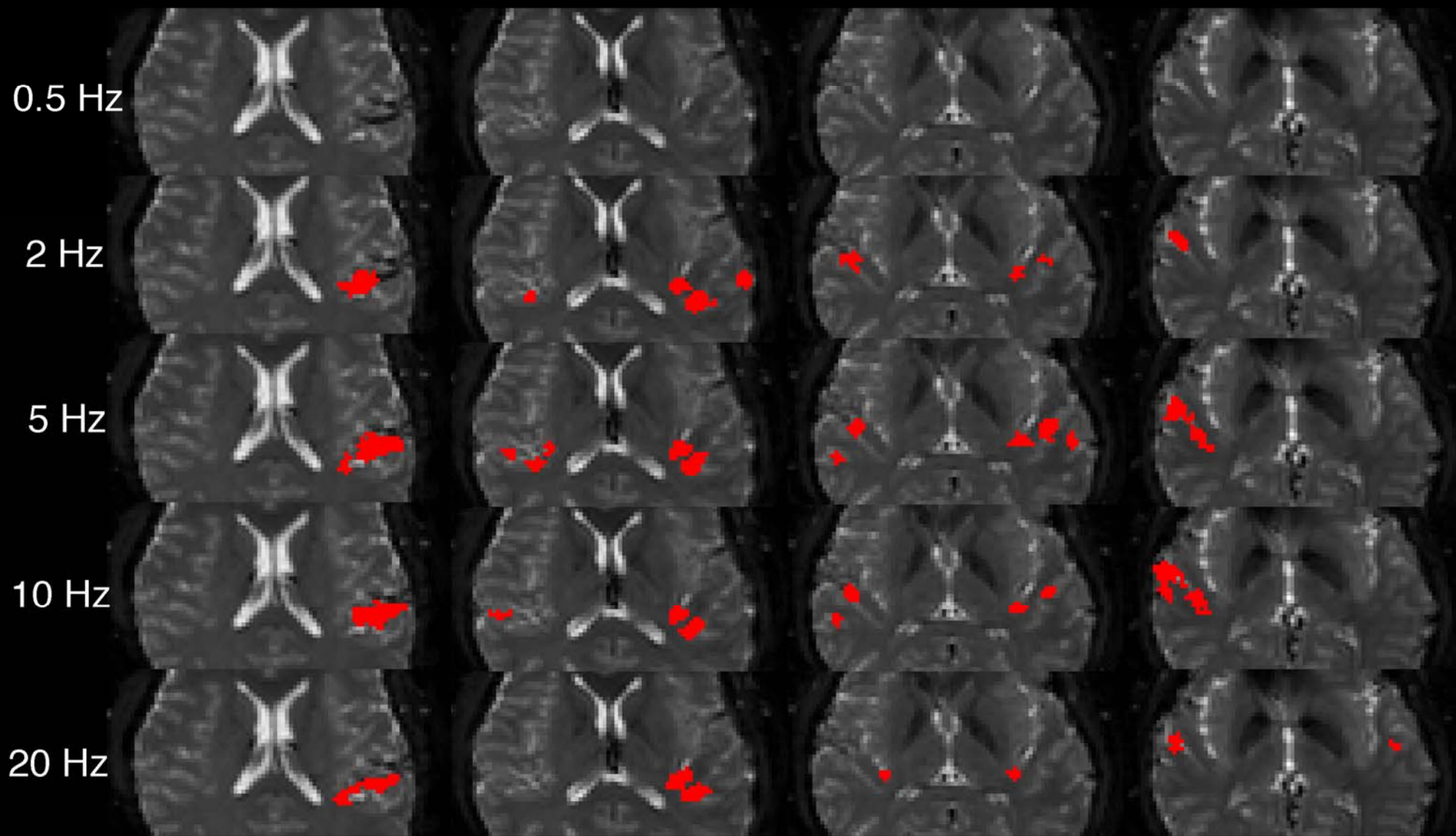
- Oxyhemoglobin 磁場を乱さない
- Deoxyhemoglobin 磁場を乱し信号を下げる



定常状態



右側が賦活された場合



機能的脳MRIの実際：周波数の違うbeep音を聞かせた時

信号が強くなる。  
常に良い方向へ働く

エネルギー準位の低い群が  
多くなる

高磁場になると

磁化率の違いに敏感  
になる

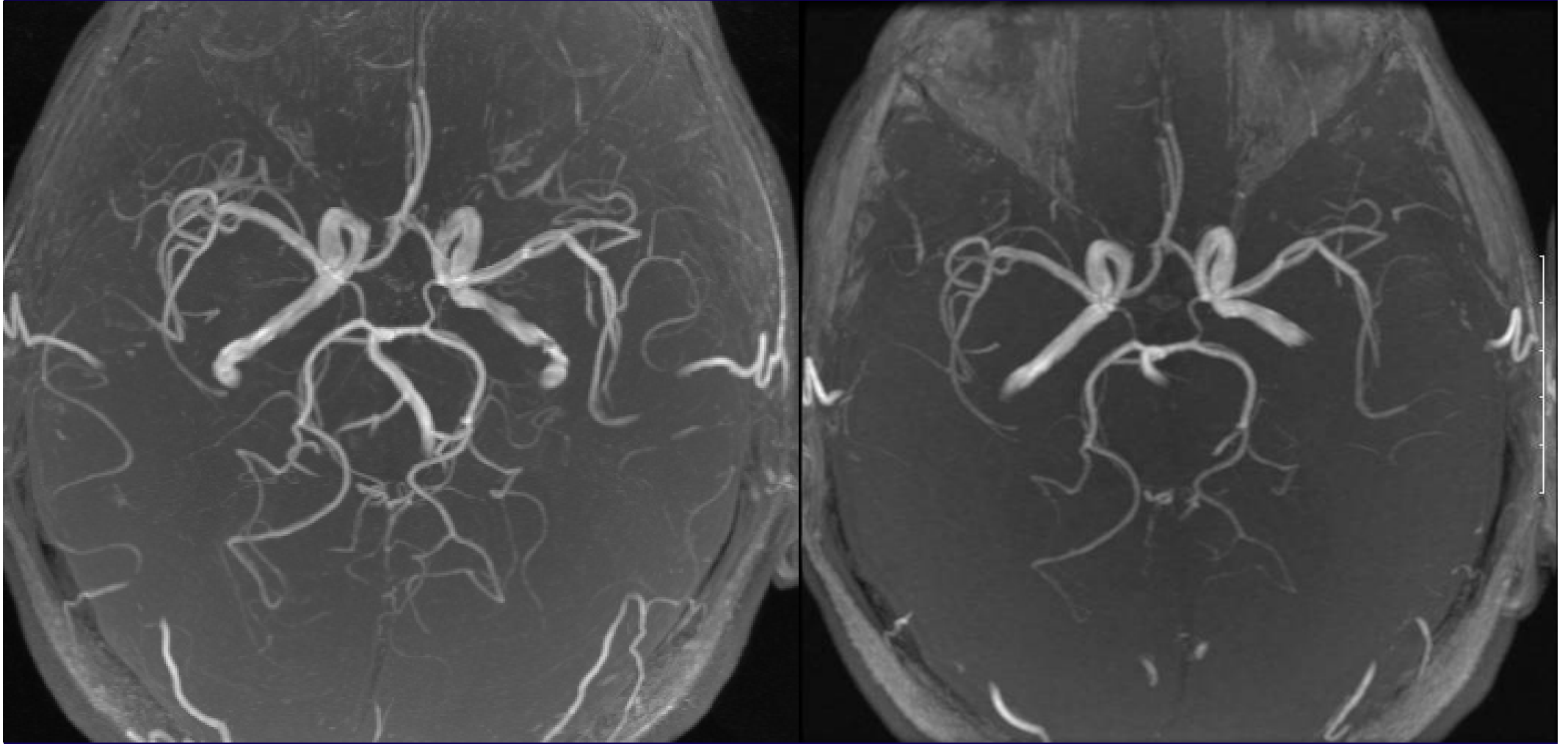
基底核が目立つ  
機能的脳MRIの際  
役立つ

共鳴周波数が高くなる。

SARの制限

ラジオ波の不均一性が増す

同一被験者



3T MR血管画像  
(MRA)

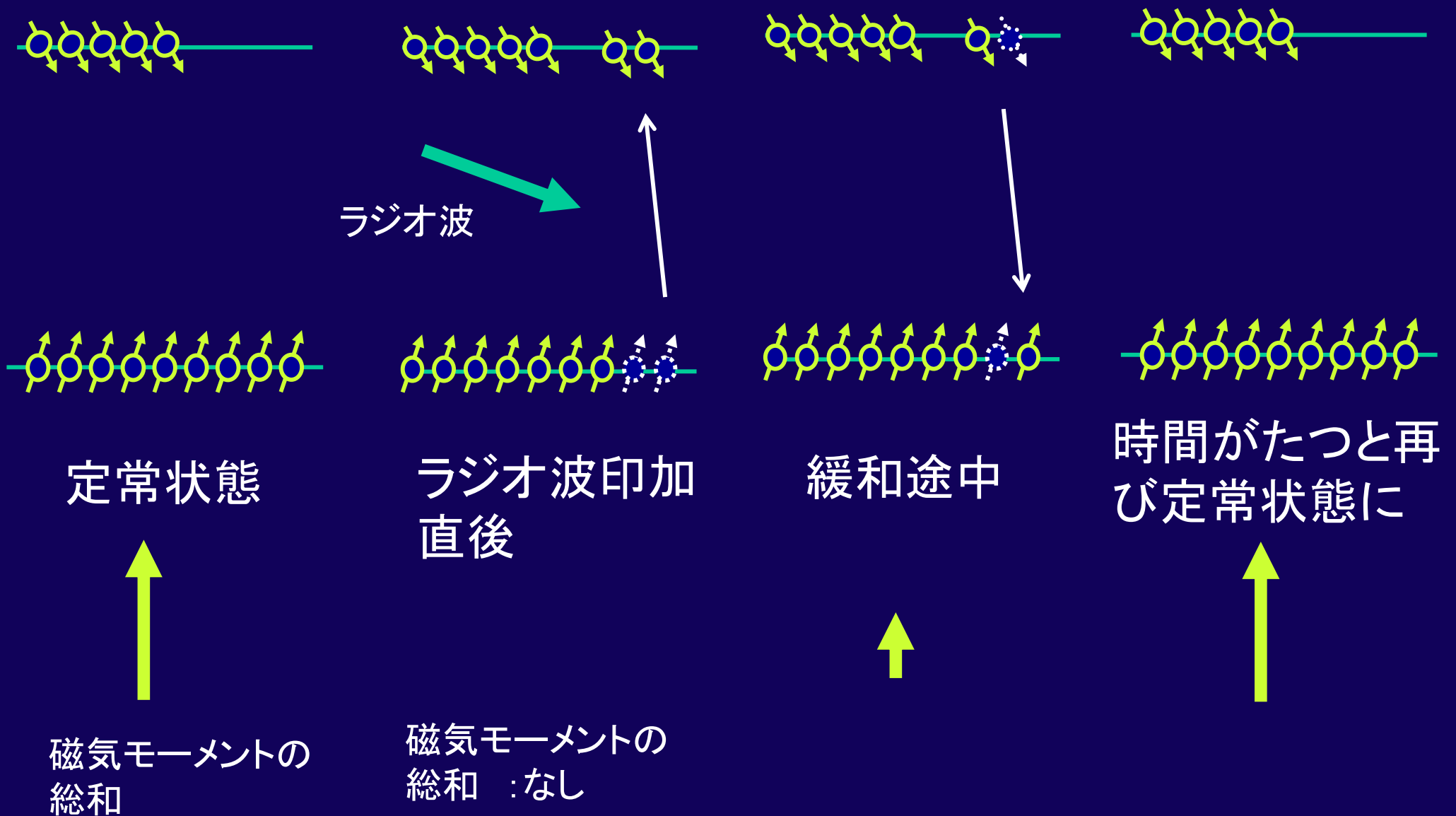
1.5 T MR血管画像

## 3テスラ装置の特徴 T1値が伸びる

	T1 at 3T	T1 at 1.5T
灰白質	1330 ms	920 ms
白質	830 ms	790 ms



# MRIの原理:T1緩和とはなにか



ラジオ波印加直後

磁気モーメントの  
総和 :なし

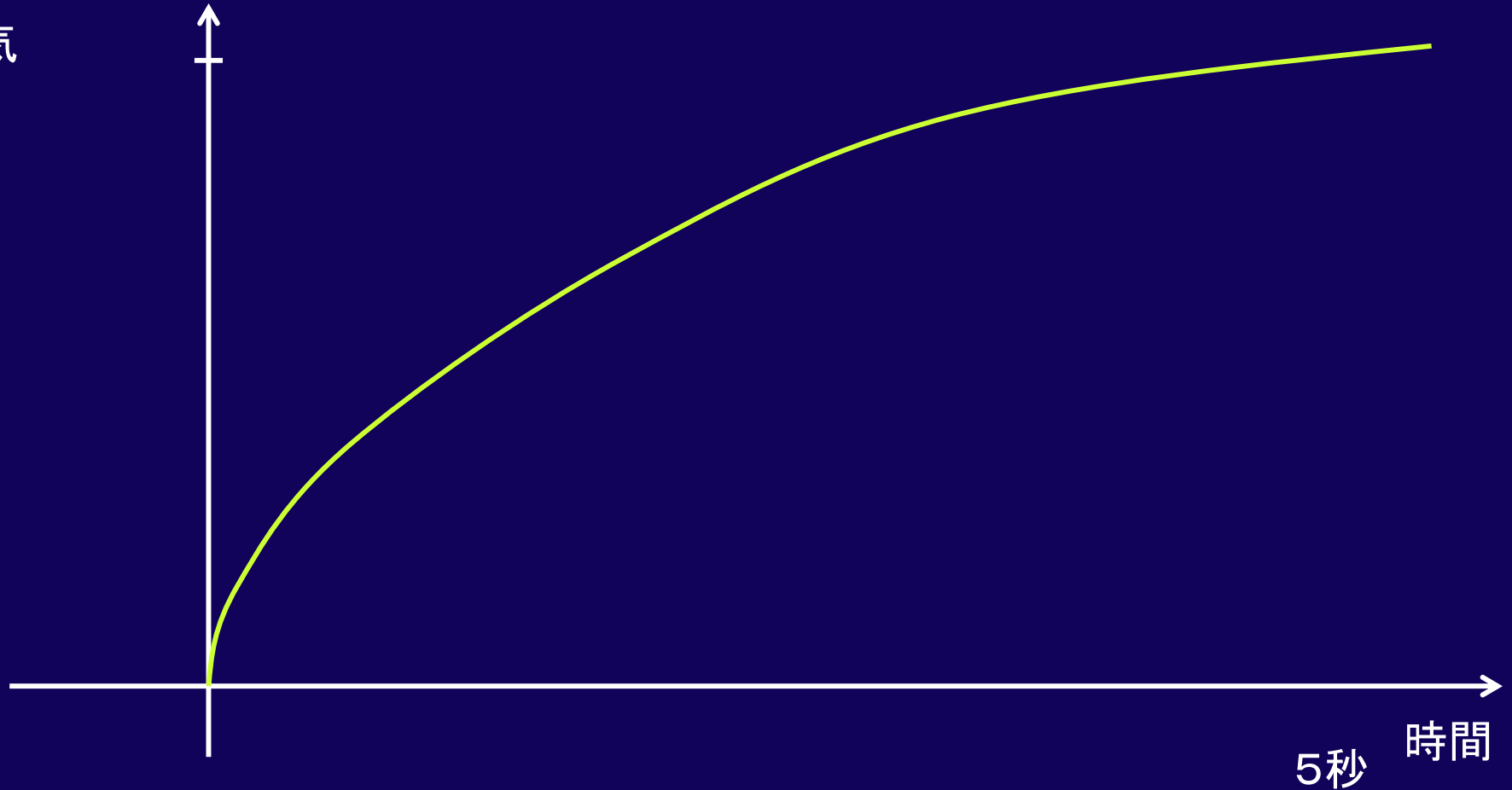
緩和途中



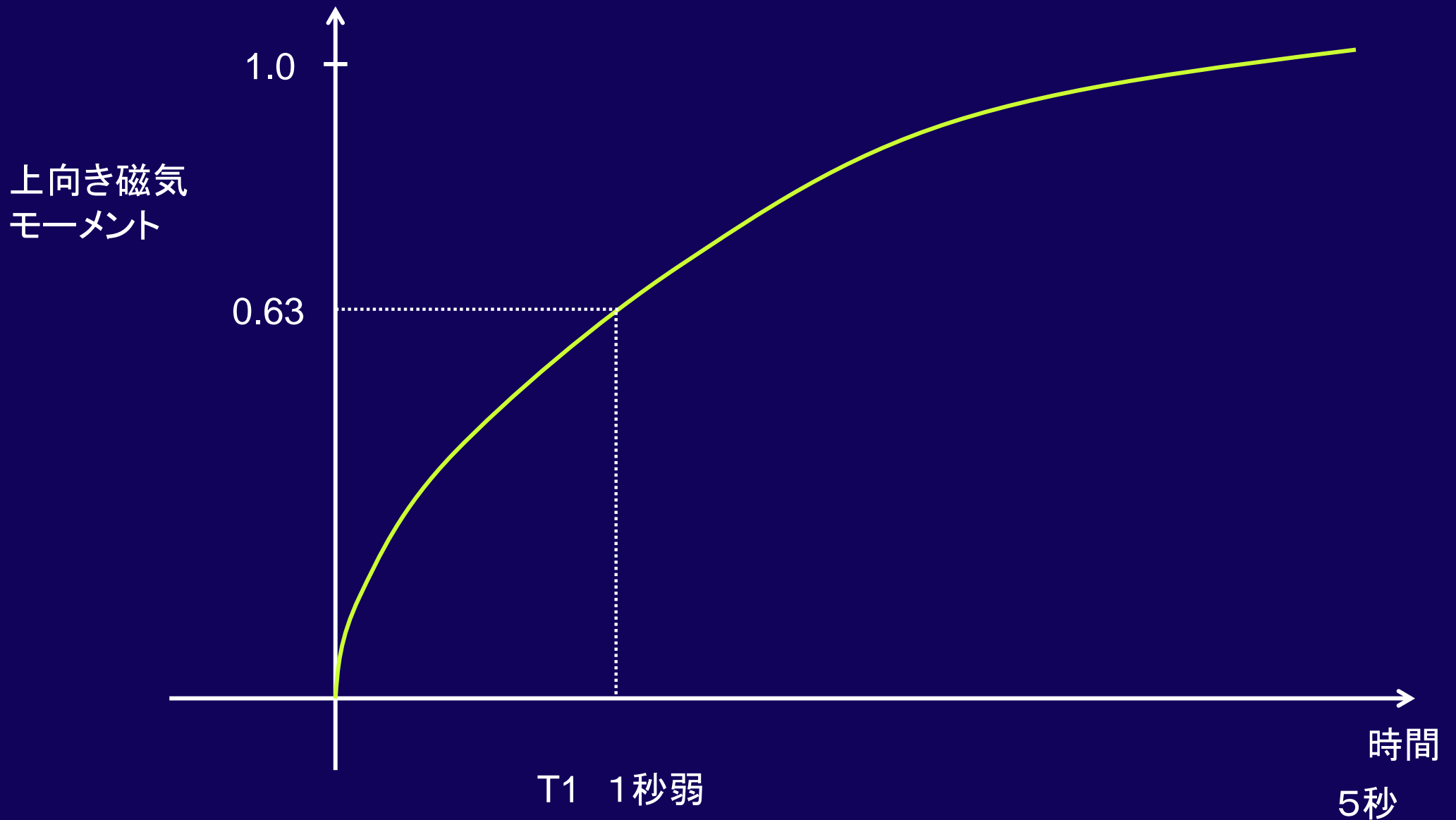
時間がたつと再び定常状態に



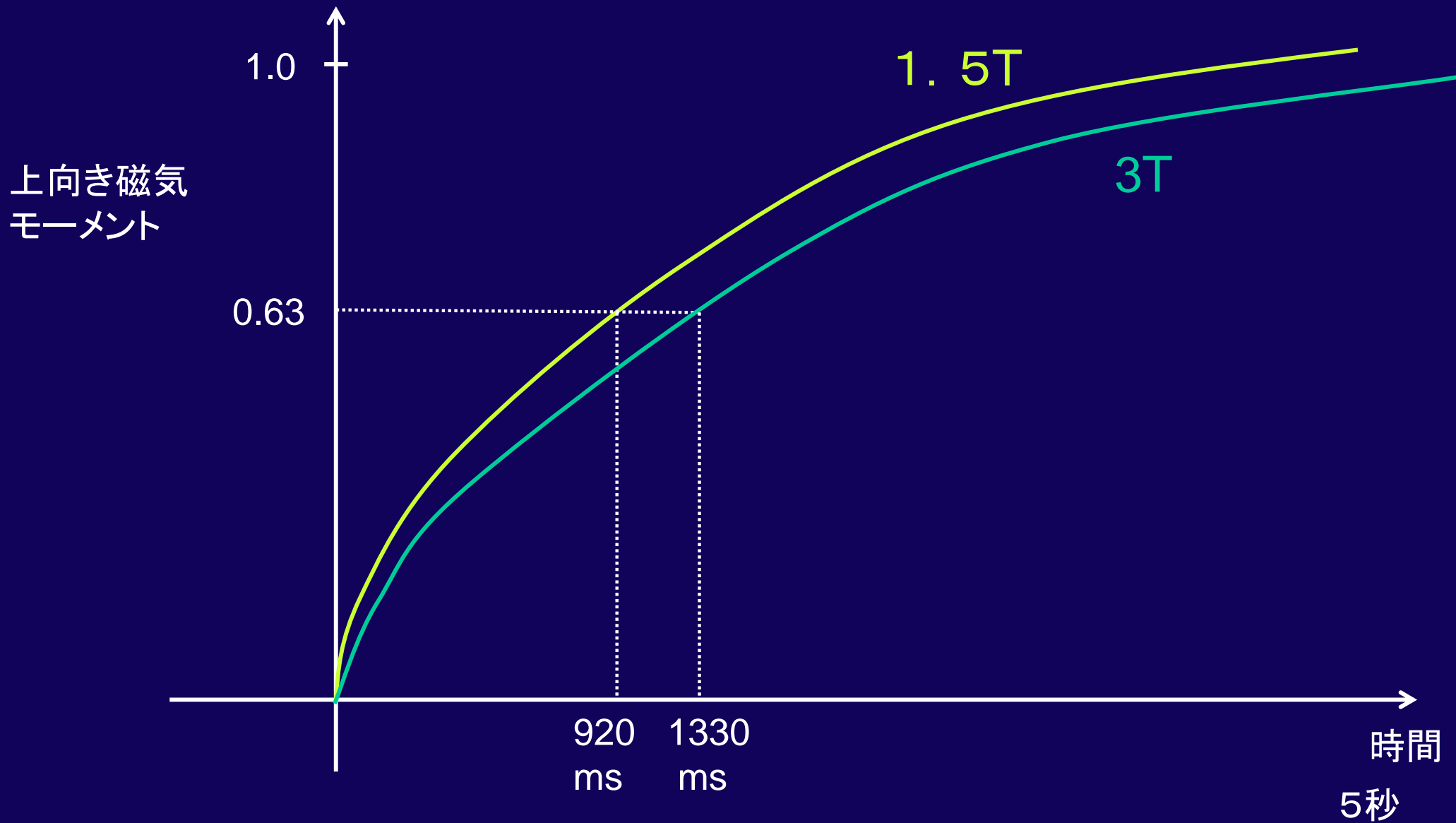
上向き磁気  
モーメント



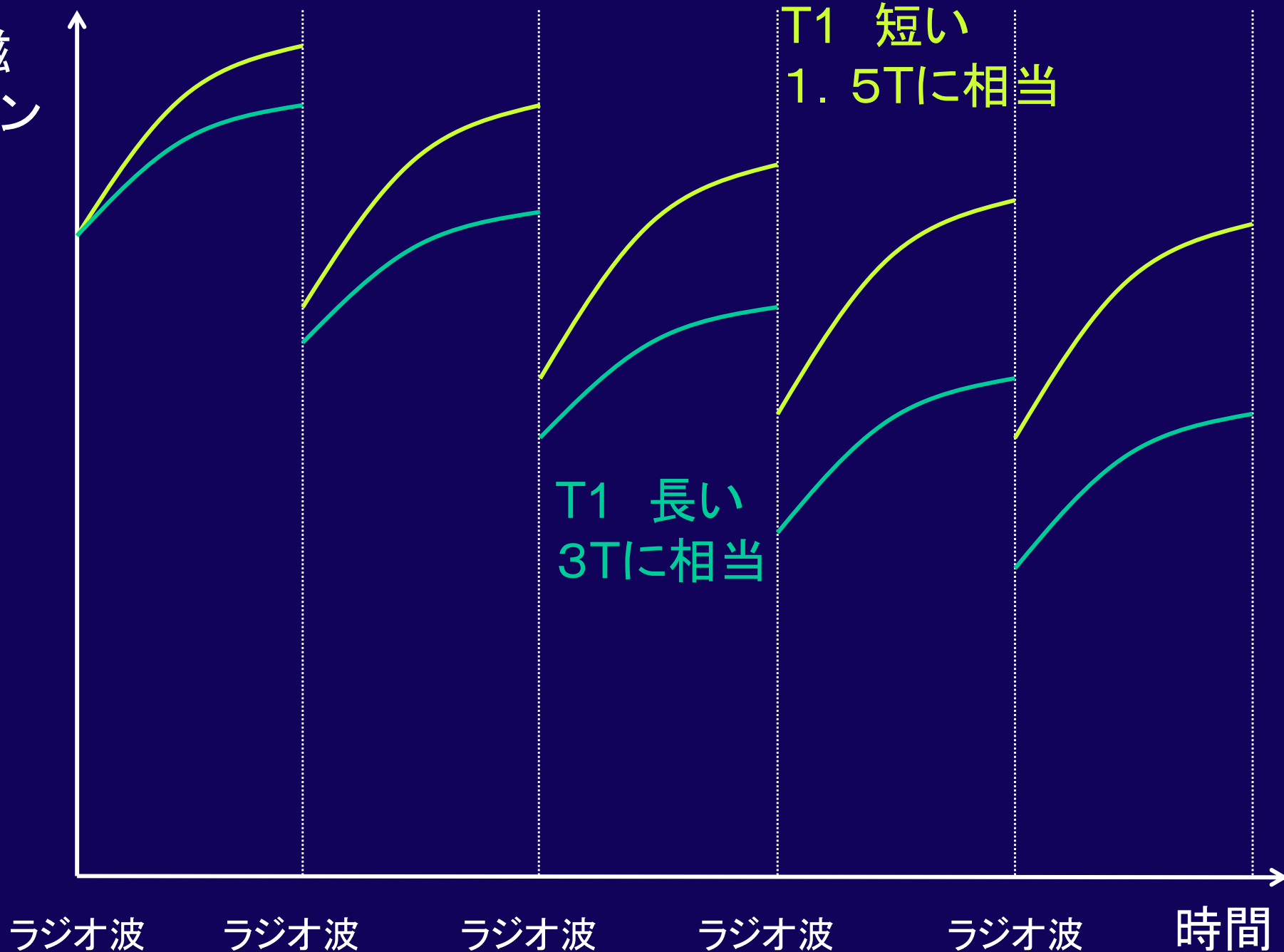
$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$



$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$$

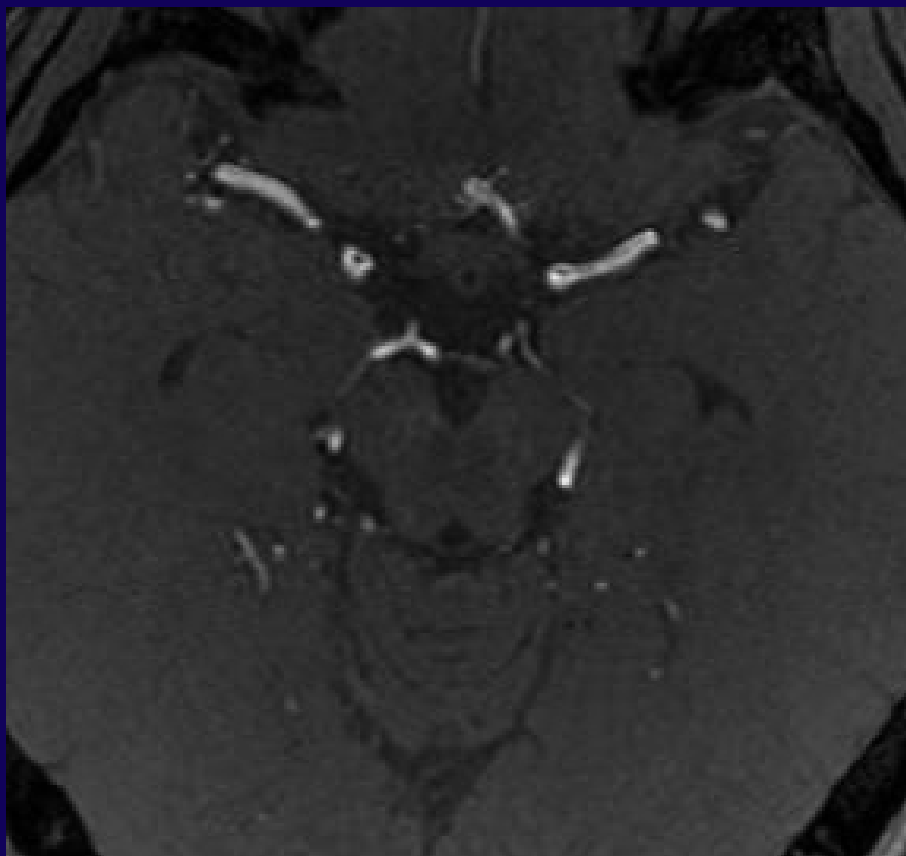


上向き磁気モーメント  $M_z$

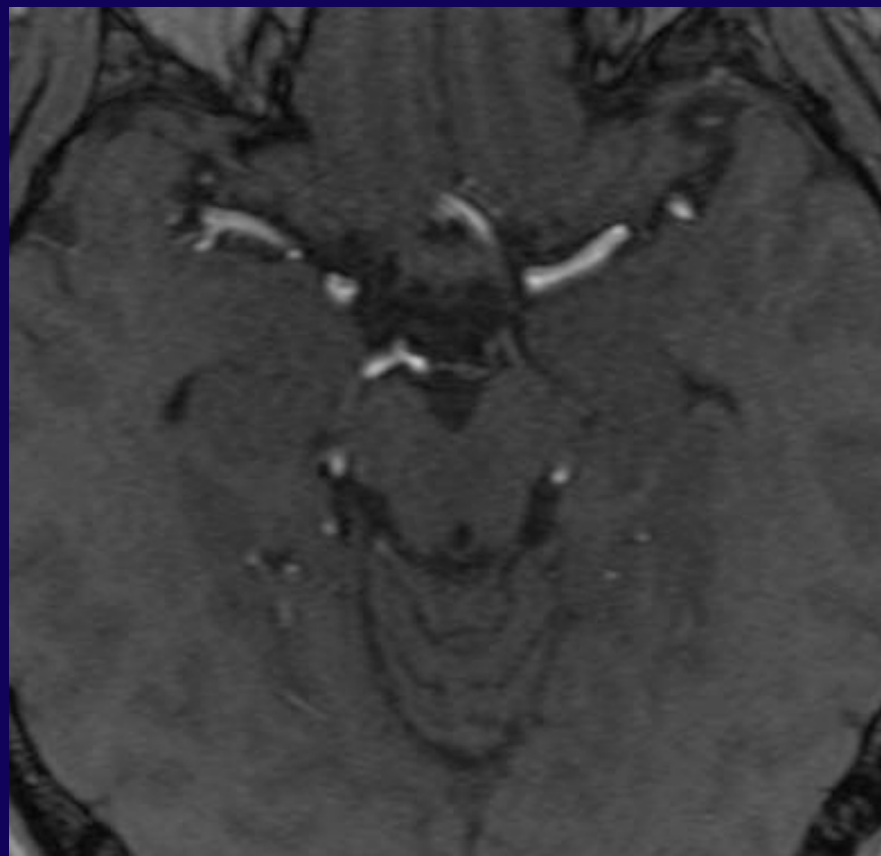


## 3テスラ装置の長所 T1値が伸びる

血管以外の場所の信号が抑制されMRA(MR血管造影)が良くなる

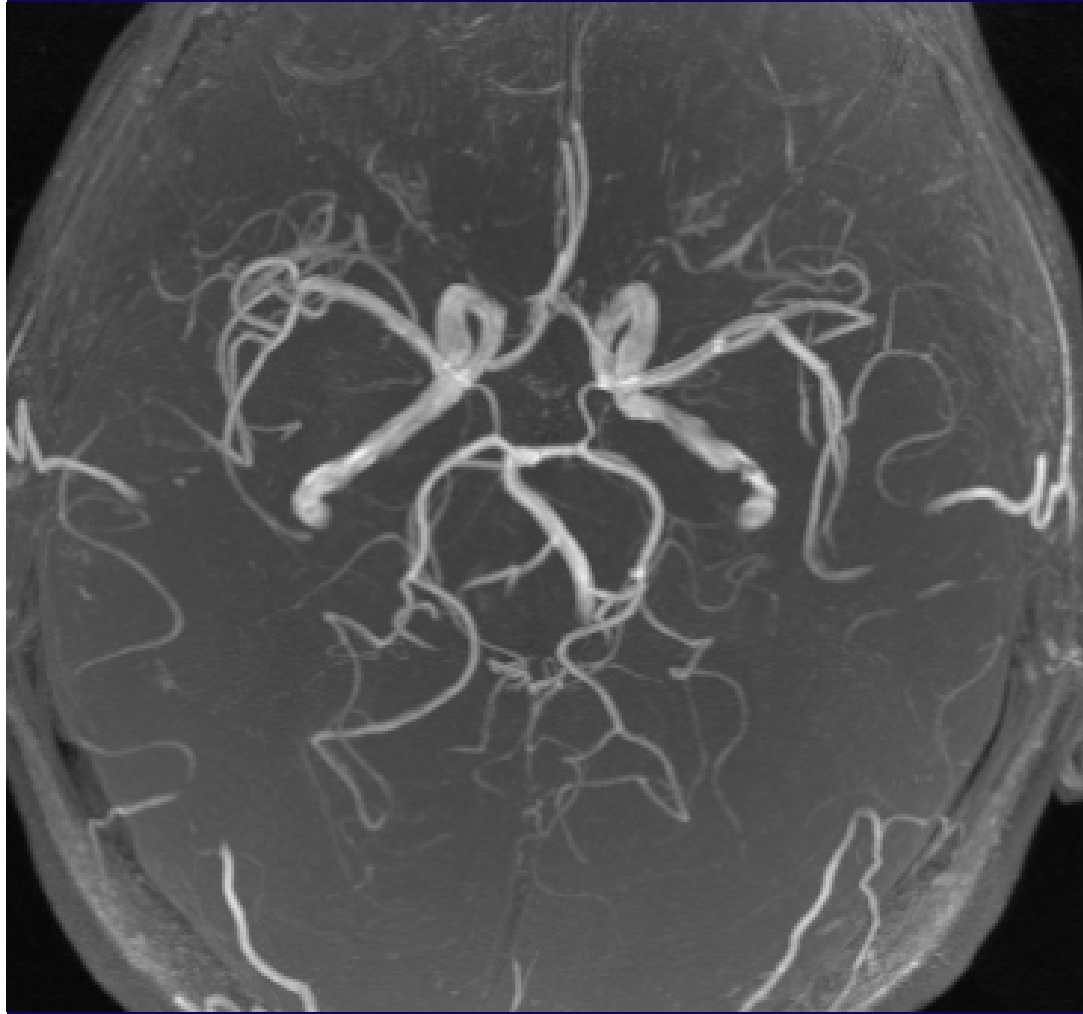


3T

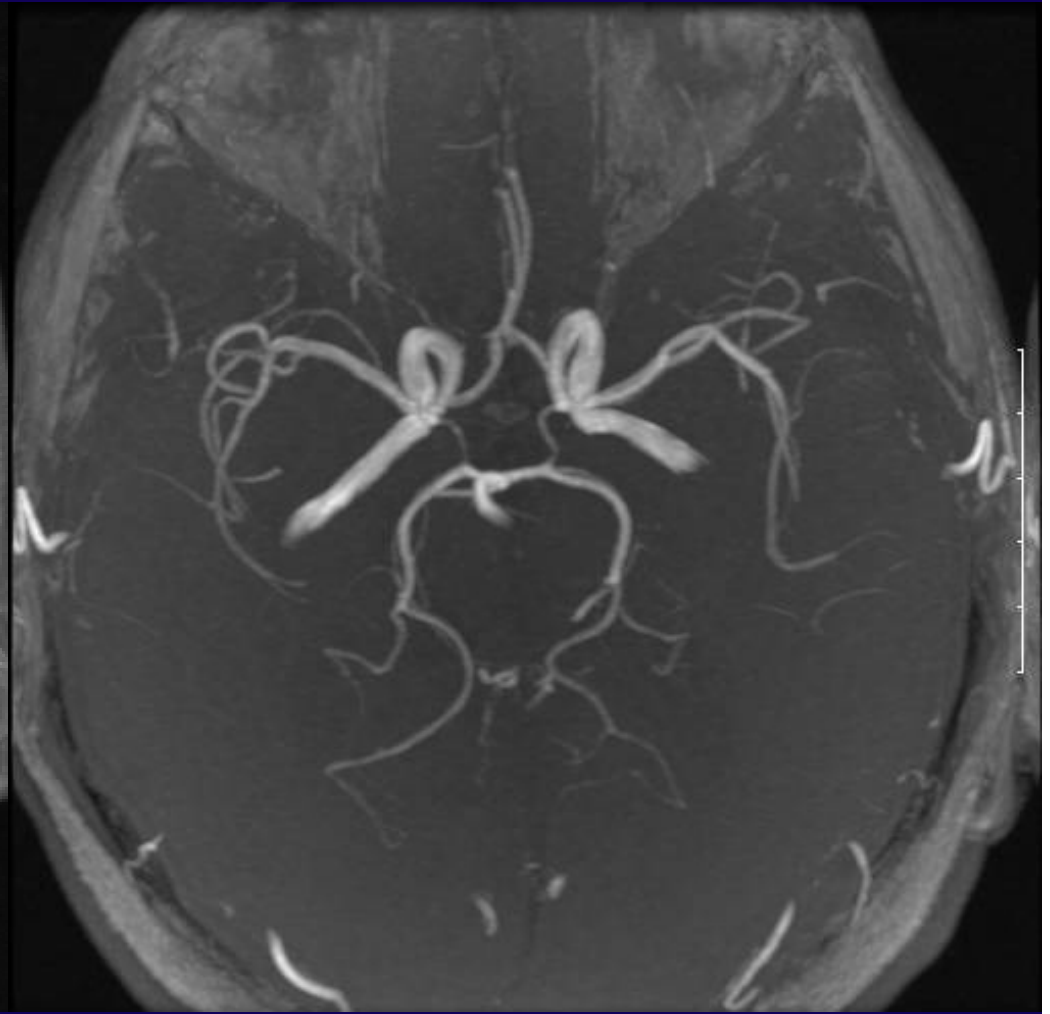


1.5T

3テスラ装置ではMR血管画像(MRA)がきれいになる



3T MR血管画像



1.5 T MR血管画像

MRA(血管画像)が  
きれいになる

T1値が伸びる

高磁場になると

磁化率の違いに敏感  
になる

SARの制限

信号が強くなる。  
常に良い方向へ働く

エネルギー準位の低い群が  
多くなる

共鳴周波数が高くなる。

ラジオ波の不均一性が増す





