



# バイオメディカル情報工学

## 第2部 生体情報技術入門

### 第3章 医用画像技術

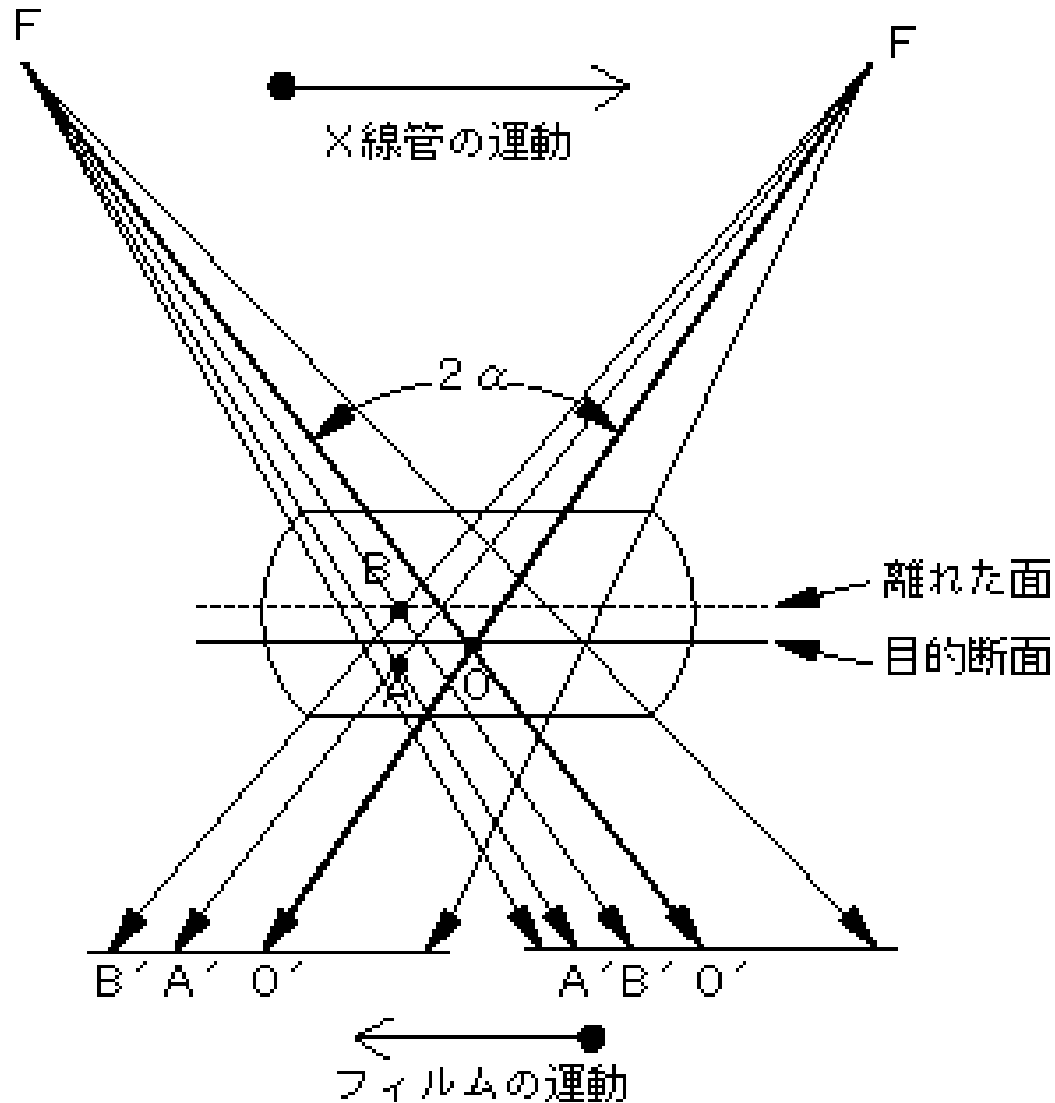
#### 第2節 CT、MRI、PET、SPECT

生体情報学講座  
陳 文西

# 各種医用画像

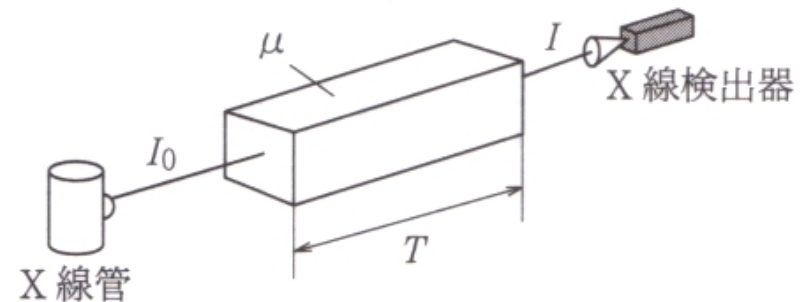
画像の種類		画像化の原理	測定部位	医学的な意義
単純X線		X線の吸収	全身	体内組織の可視化
CT画像 (コンピュータ断層撮影装置)	X線-CT (X線コンピュータ断層撮影装置)	X線の吸収	全身	断層像の可視化
	MRI (磁気共鳴イメージング装置)	核磁気共鳴現象	全身	組織機能の無侵襲計測
	PET (陽電子断層撮影装置)	放射性核種による陽電子放出	全身	脳機能の診断
	SPECT (単光子断層撮影装置)	放射性核種の $\gamma$ 線放出	頭部, 肝臓, 骨など	脳機能の診断, 癌の診断
超音波イメージング装置		生体の音響特性	腹部臓器, 乳房, 胎児	非侵襲診断, 末梢血流の評価
サーモグラフィー		組織の輻射線	全身	末梢血流の評価
DSA (デジタル・サブトラクション・アンギオグラフィー)		X線の吸収	全身の血管系	血管像の強調
内視鏡画像		可視光の反射	消化器	消化管病変の診断
眼底画像		可視光の反射	眼底	動脈硬化, 脳卒中の早期発見
RI画像		組織からの $\gamma$ 線放出	全身	眼, 臓器疾患の早期診断
細胞診		顕微鏡画像	血液, 粘液, 喀痰など	子宮癌, 胃癌などの早期診断

# 簡単なX線断層撮影



# CT値

- CT値: 単位 = HU (Hounsfield Unit)
- CT画像は1ピクセル毎にCT値を持つ
- $\mu_t$ : 被写体のX線吸収係数
- $\mu_w$ : 水のX線吸収係数
- 水のCT値 = 0
- 空気のCT値 = -1000
- 校正
  - 定期点検 = 水
  - 日常点検 = 空気



$$I = I_0 e^{-\mu T}$$

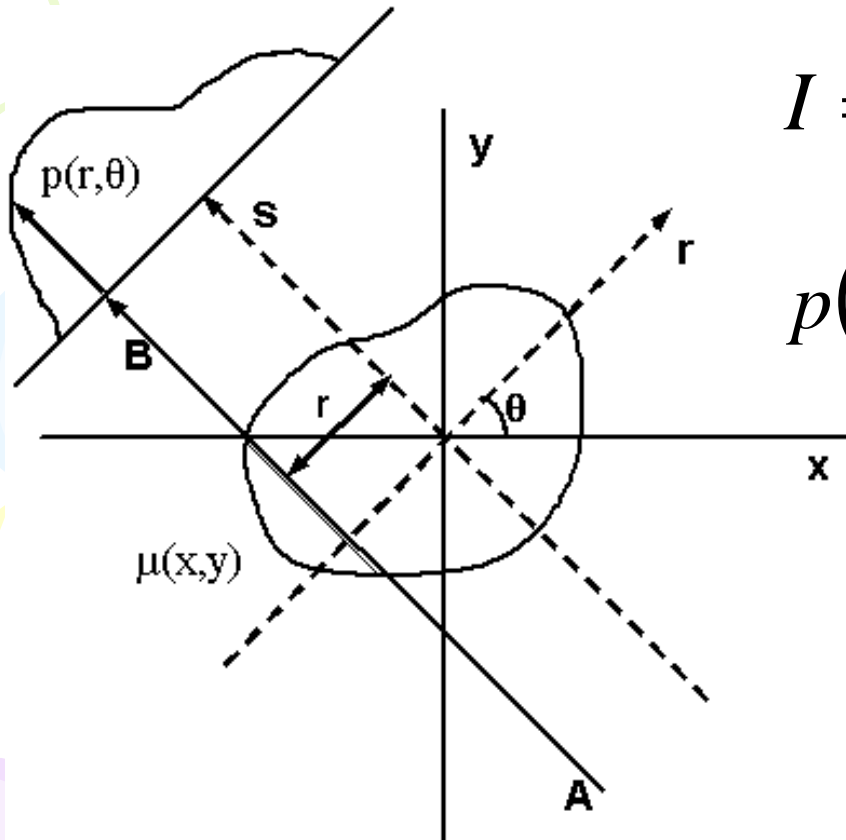
$$CT\text{値} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 1000$$

# 生体各種組織のCT値 (HU)



組織Tissue	Mean	SD	組織Tissue	Mean	SD
空気 Air	-1006	2	脂肪 Fat	-90	18
胆液 Bile	+16	8	腎臓 Kidney	+32	10
膵臓 Pancreas	+40	14	血液 Blood	+42	18
筋肉 Muscle	+44	14	壊死組織 Necrosis	+45	15
脾臓 Spleen	+46	12	肝臓 Liver	+60	14
生腫瘍 Viable tumour	+91	25	骨髄 Marrow	+142	48
硬化組織 Calcification	+345	155	骨 Bone	+1005	103

# CT画像の投影



$$I = I_0 \exp\left(-\int \mu(x, y) ds\right)$$

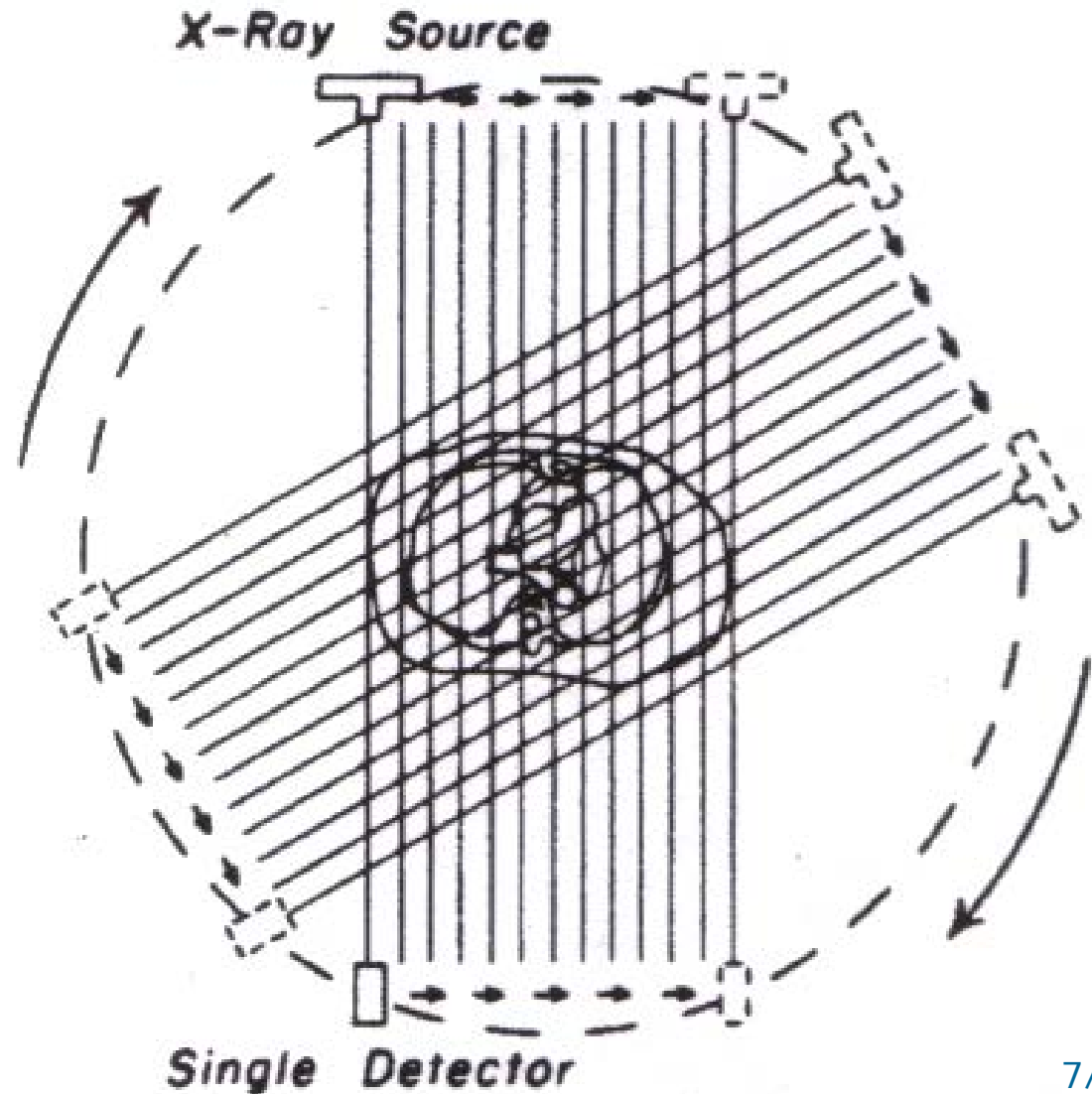
$$p(r, \theta) = \ln(I/I_0) = -\int \mu(x, y) ds$$

The goal of X-CT is to reconstruct  $\mu(x, y)$  given its radon transform  $p(r, \theta)$

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy$$

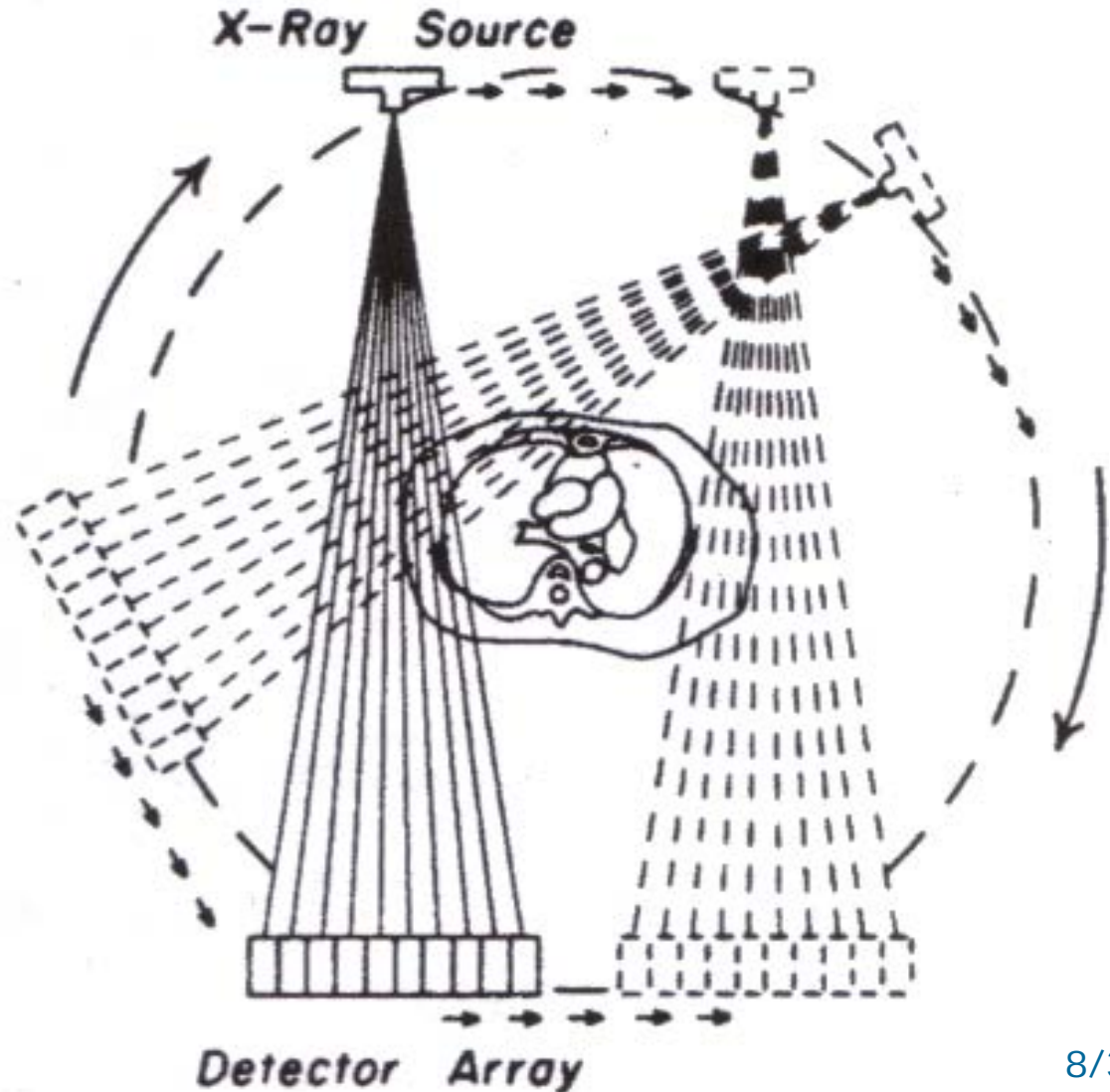
# CT Scanner—1<sup>st</sup> Generation

Parallel beam  
translate-  
rotate



# CT Scanner—2<sup>nd</sup> Generation

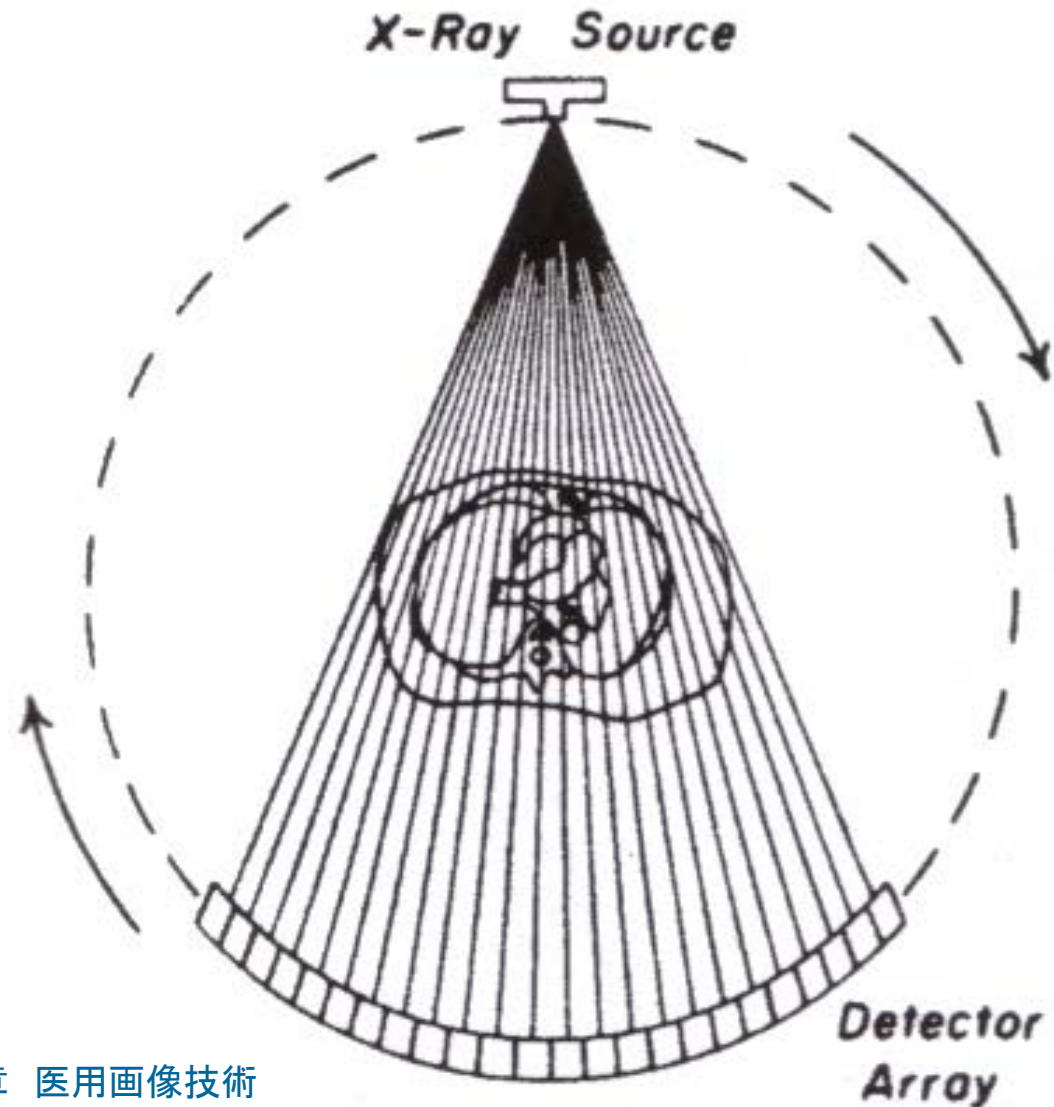
Fan beam,  
translate-  
rotate





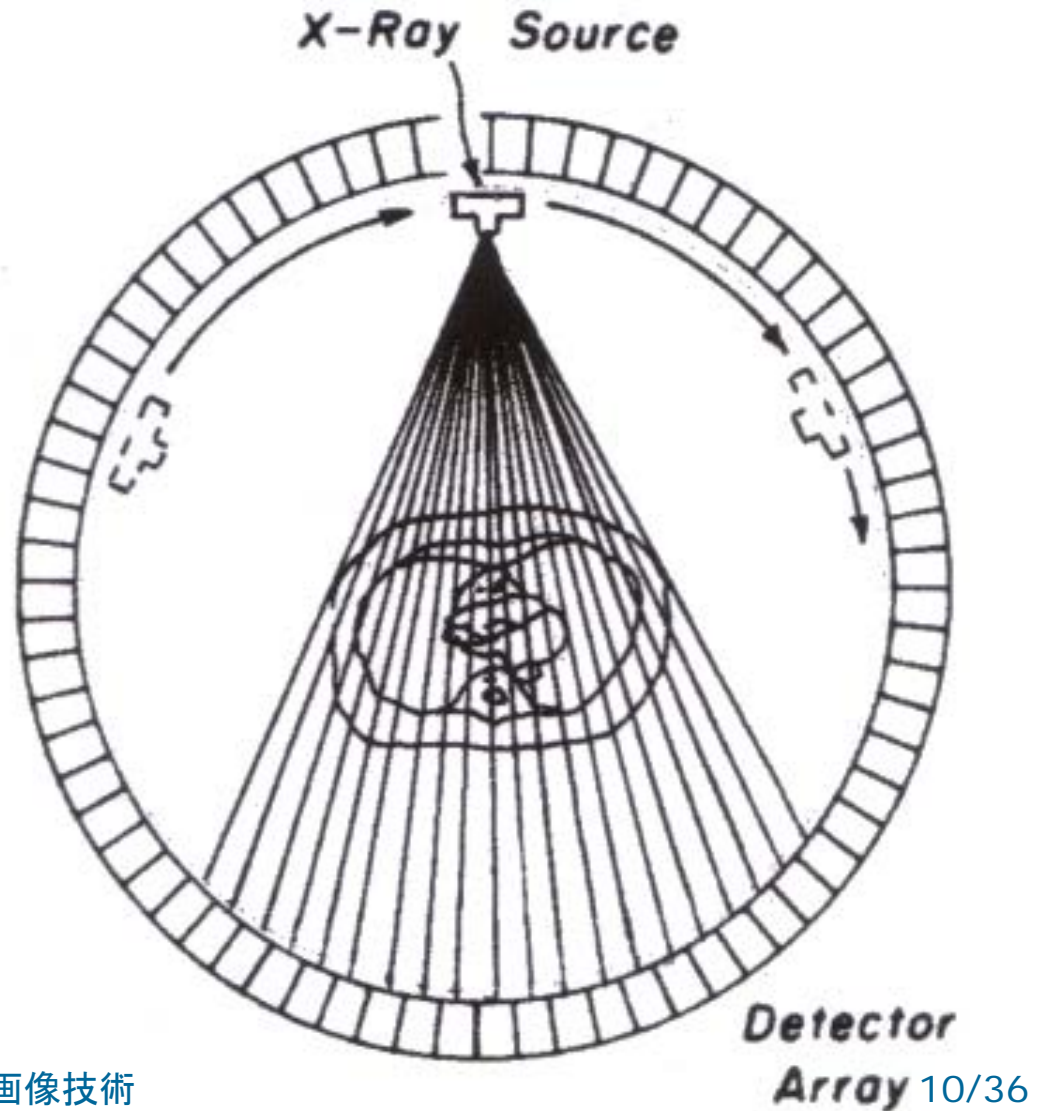
# CT Scanner—3<sup>rd</sup> Generation

Fan beam,  
rotate only

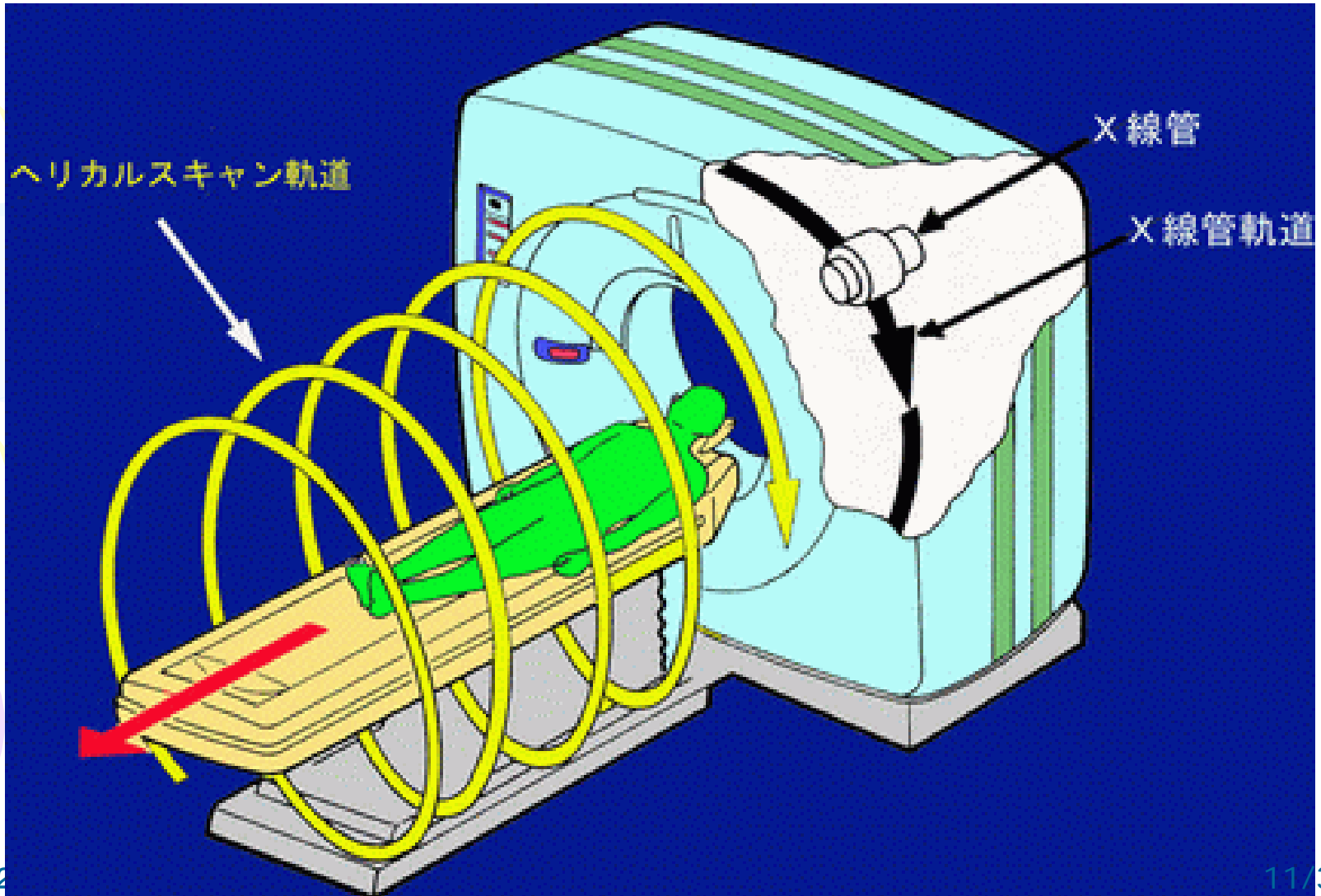


# CT Scanner—4<sup>th</sup> Generation

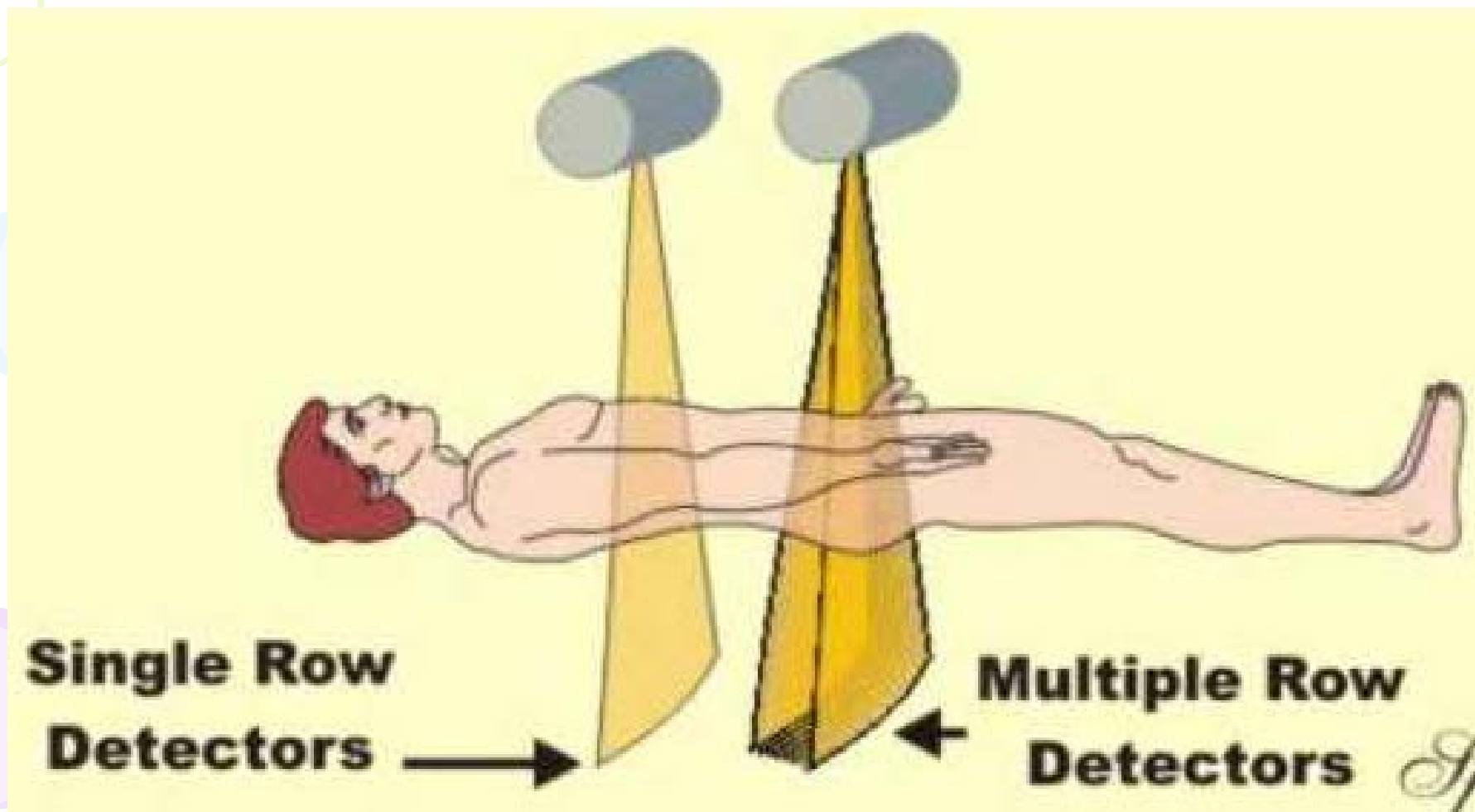
Fan beam,  
stationary  
circular  
detector



# ヘリカルスキャンCT



# マルチスライスCT



# CT画像の構成

- 逐次近似法 (Iterative approximation)
- 2次元フーリエ変換法 (2D Fourier transform)
- フィルタ逆投影法 (Filtered back projection)
- 重畳逆投影法 (Convolution back projection)
- 代数構成法 (Algebraic reconstruction technique, ART)

# NMRとMRI

- NMR

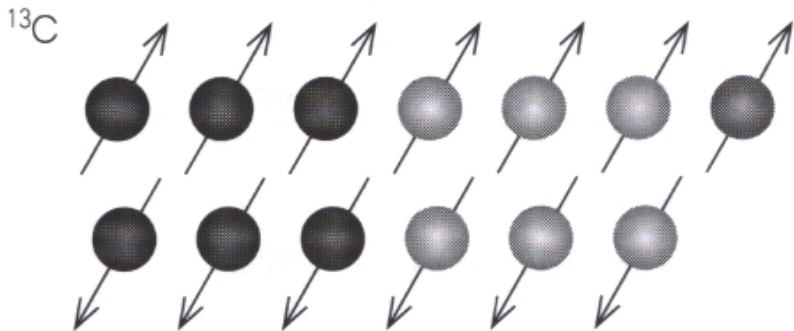
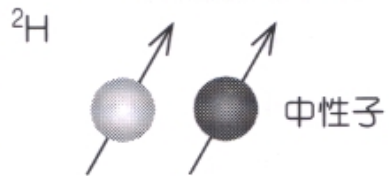
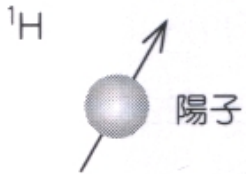
- Nuclear Magnetic Resonance, 核磁気共鳴
- ある特定の原子核が、特定周波数の電磁波に共鳴して、電磁波を吸収したり、放出する物理現象

- MRI

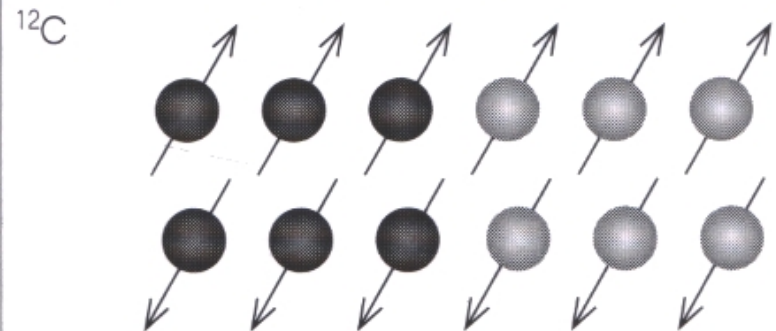
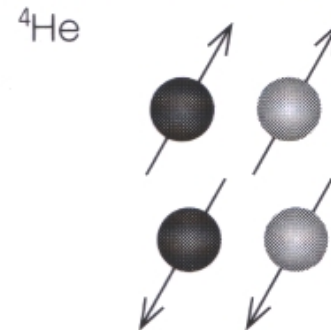
- Magnetic Resonance Imaging, 磁気共鳴イメージング
- NMRを利用した画像構成法

# NMRの対象となる原子核

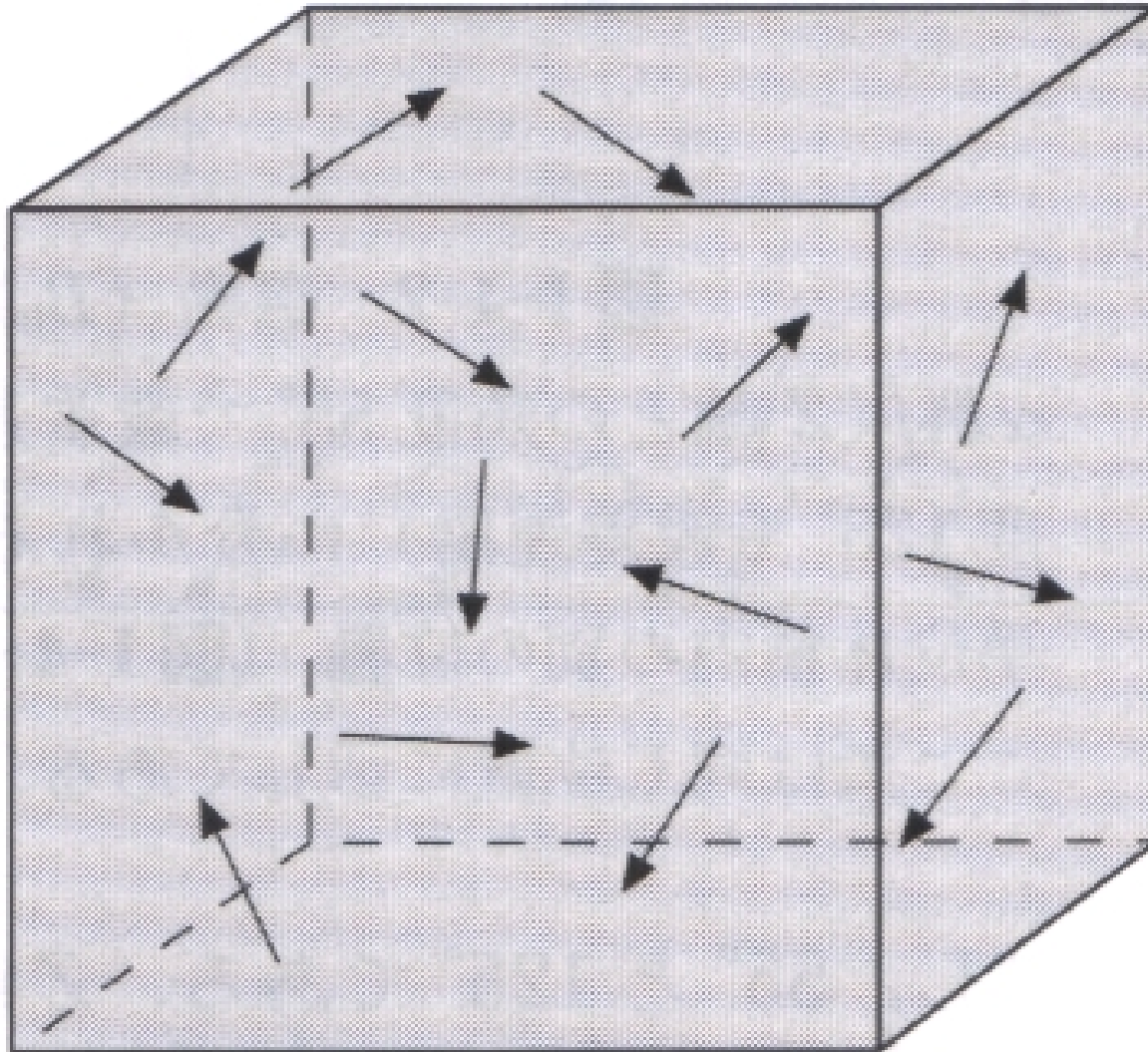
磁気モーメントのある原子核



磁気モーメントのない原子核



# 磁場無し状態 $^1\text{H}$ 原子核 磁気モーメント $\mu$





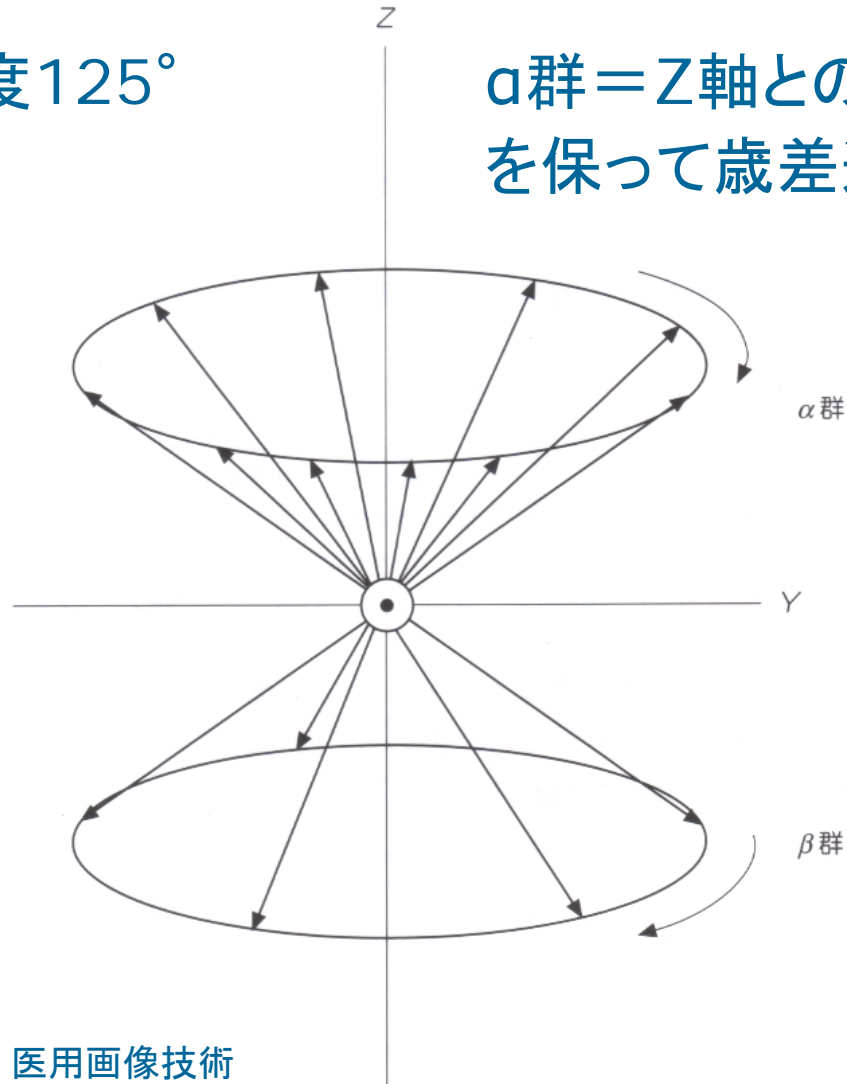
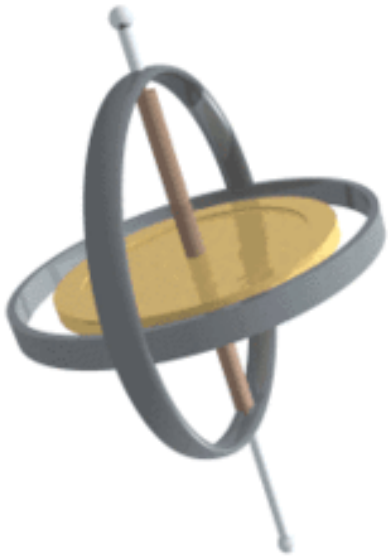
# 磁場 $B_0$ に晒された $^1\text{H}$ 原子核 磁気モーメント $\mu$



β群 = Z軸との角度 $125^\circ$   
を保って歳差運動

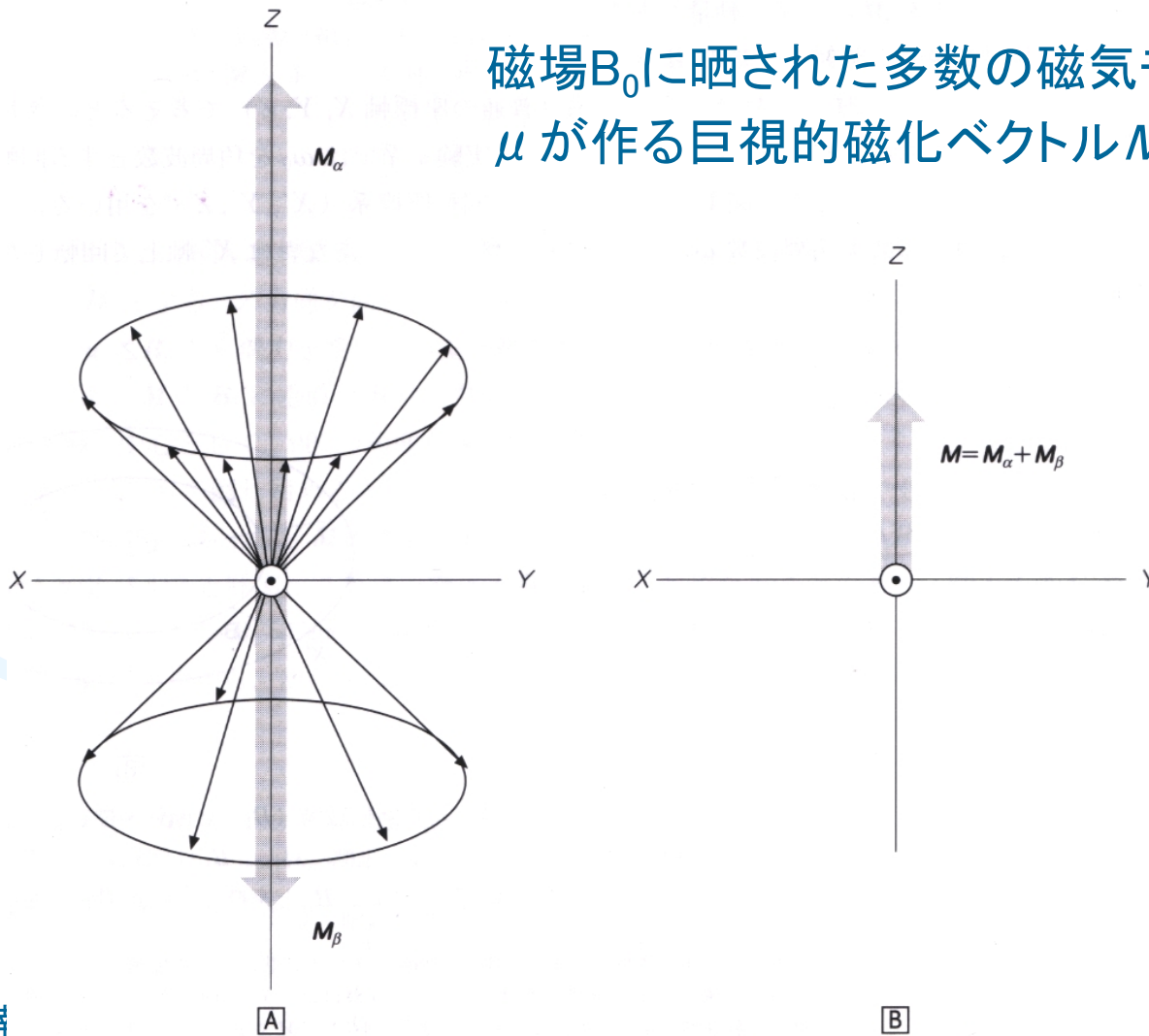
α群 = Z軸との角度 $55^\circ$   
を保って歳差運動

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

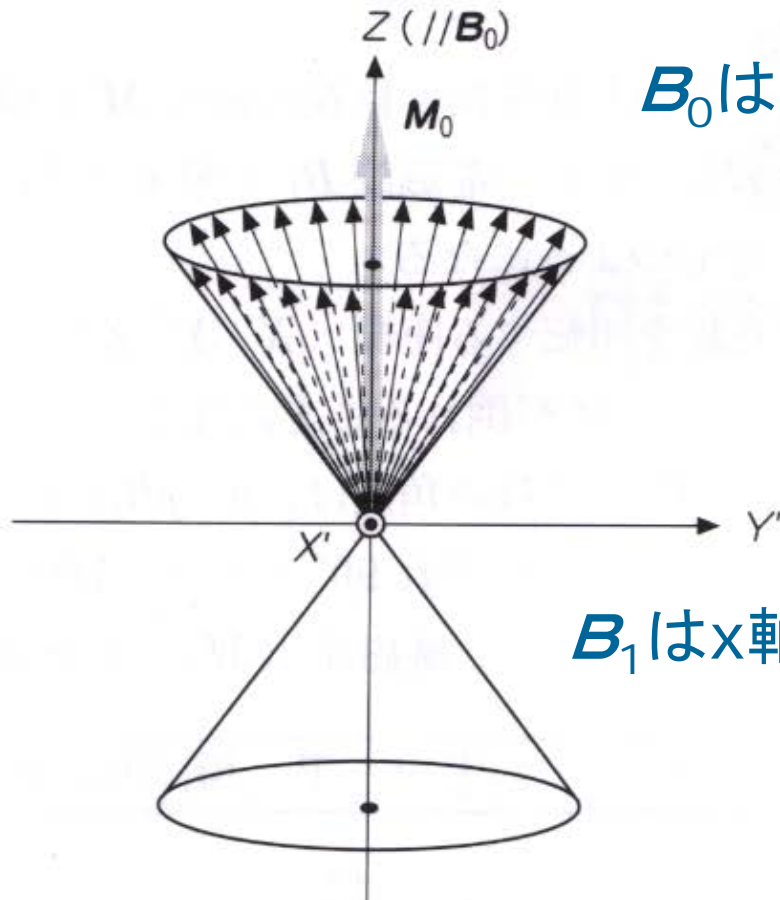


# $B_0$ 印加時の合成磁化ベクトル $M$

磁場  $B_0$  に晒された多数の磁気モーメント  $\mu$  が作る巨視的磁化ベクトル  $M$



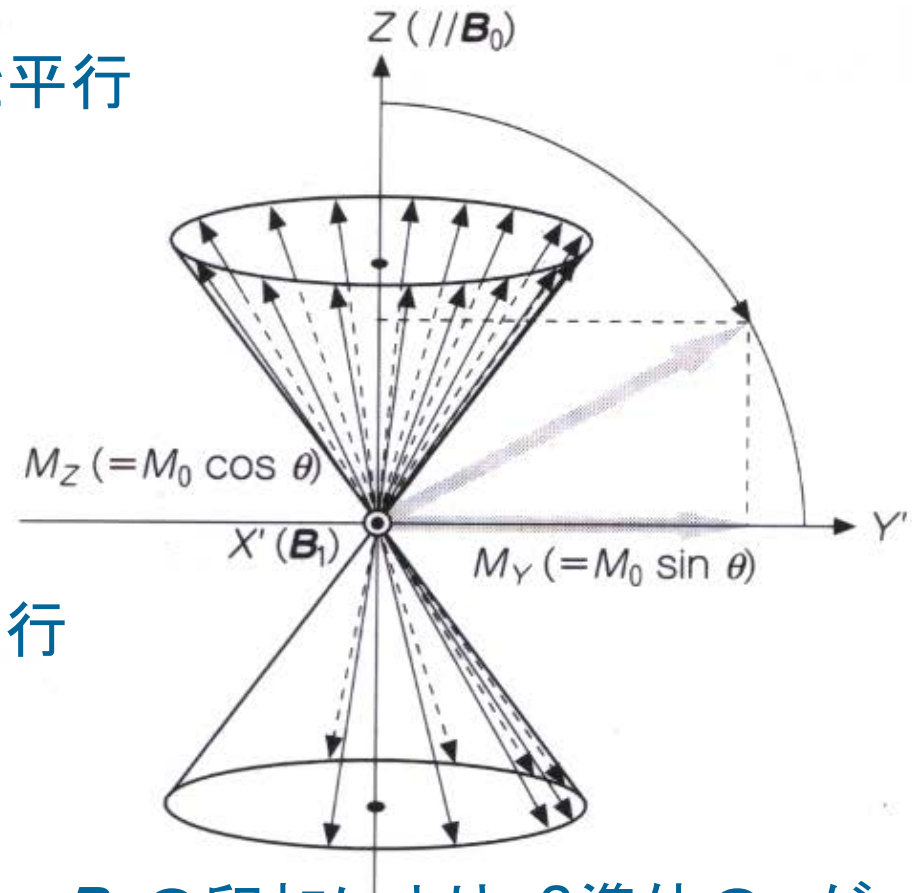
# $B_1$ 印加時の原子核磁気モーメント



$B_0$ はz軸と平行

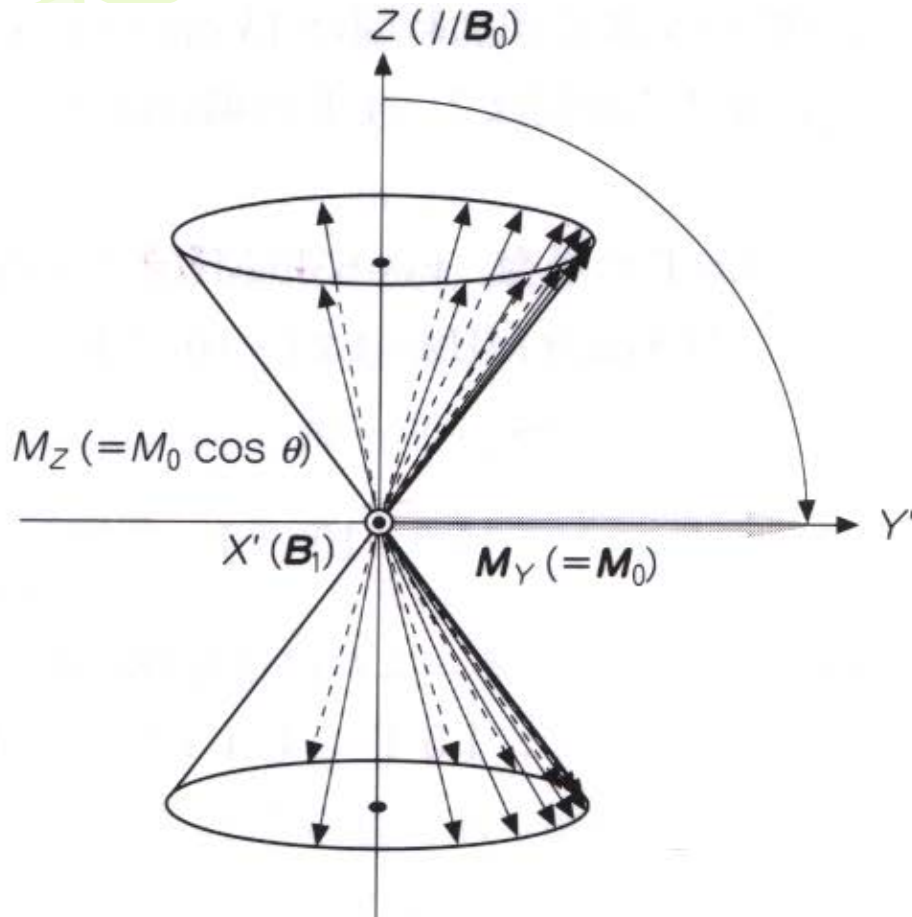
$B_1$ はx軸と平行

$B_0$ だけの熱平衡状態、過剰な  
 $\alpha$ 準位の $\mu$ だけ明示

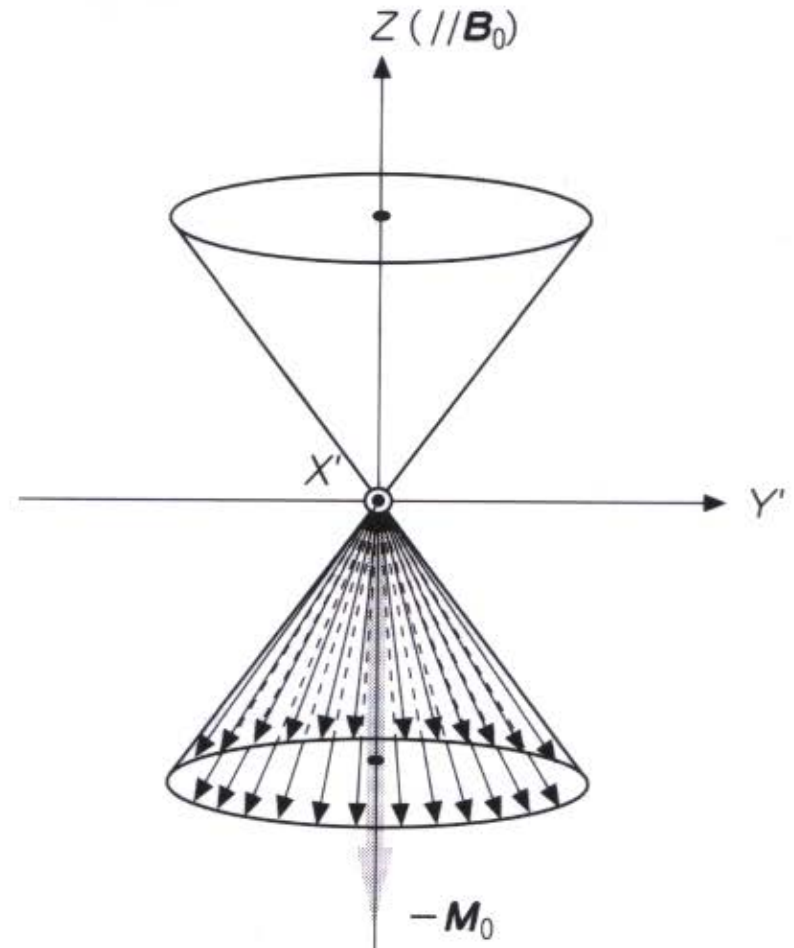


$B_1$ の印加により、 $\beta$ 準位の $\mu$ が  
増え、 $\alpha$ 準位の $\mu$ が減って、 $\mu$ の  
位相がY方向に揃っていく

# $B_1$ 印加時の原子核磁気モーメント $\mu$



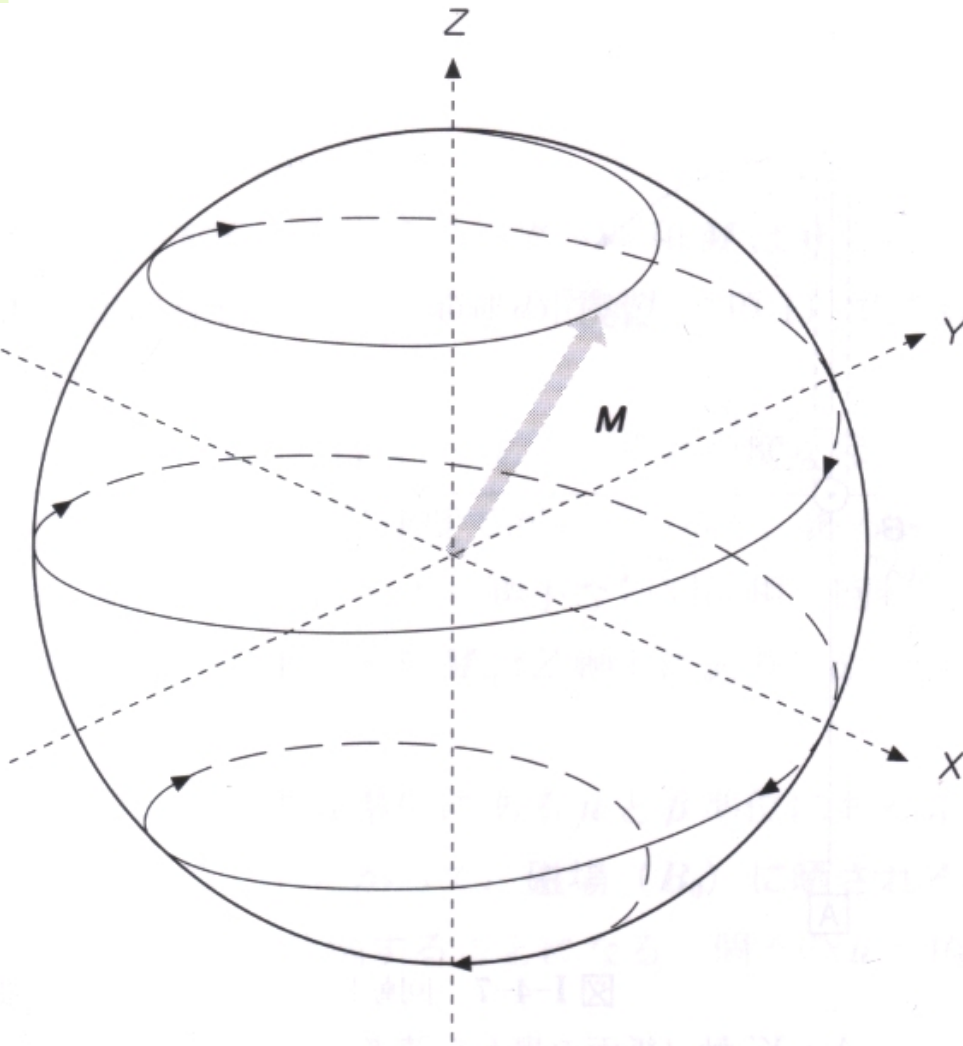
両準位の $\mu$ が同数になり、 $M_z=0$ 、  
 $M_0 = M_y(90^\circ \text{ パルス})$



180° パルス印加直後、  
 $M_{xy}=0$

# $B_1$ 印加時の合成磁化ベクトル $M$

磁場  $B_0$  と  $B_1$  を印加すると、最終  $M$  は二つ歳差運動の加算結果



1.  $B_1$  によって  $X$  軸を中心として角周波数  $\gamma B_1$  で  $ZY$  面を回転する。
2.  $B_0$  によって  $Z$  軸を中心として角周波数  $\gamma B_0$  で  $XY$  面を回転する。

# 磁場の配置

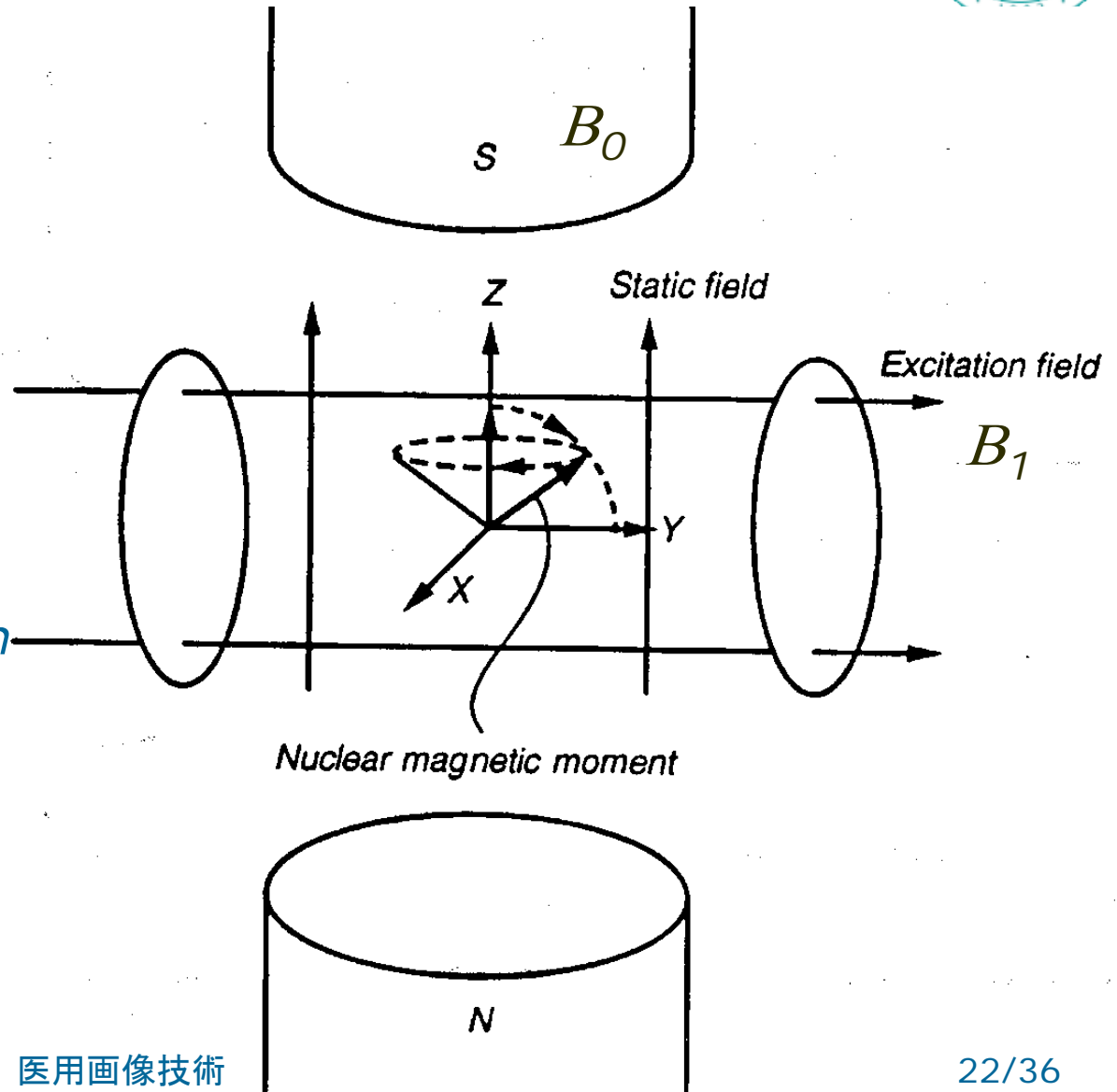
Resonant frequency  $\nu$ :

$$\nu = \gamma B_0 / 2\pi$$

$\gamma$ : gyromagnetic ratio

$B_0$ : static field strength

For  $^1\text{H}$ ,  $\nu = 42.5 \text{ MHz}$   
when  $B_0 = 1\text{T}$

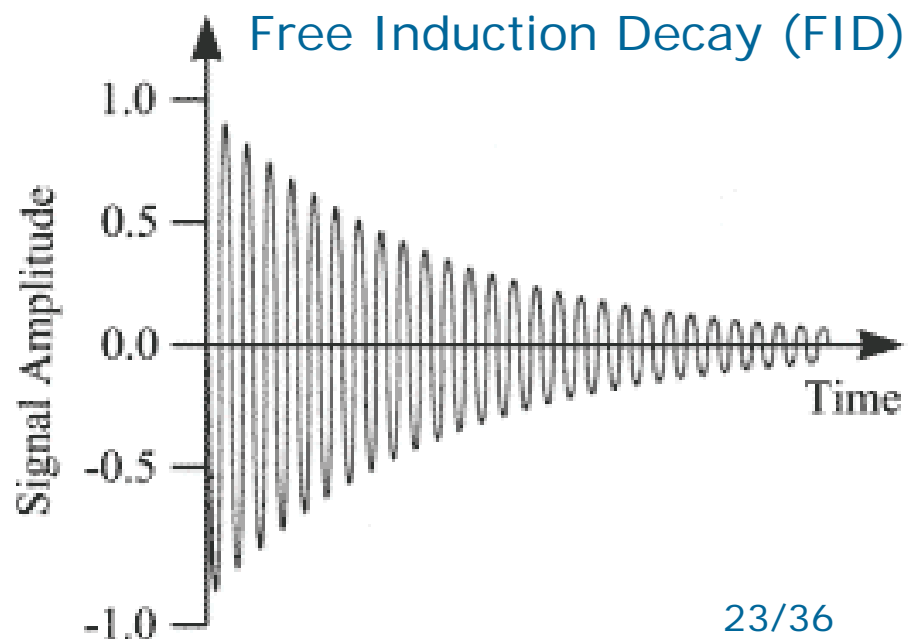
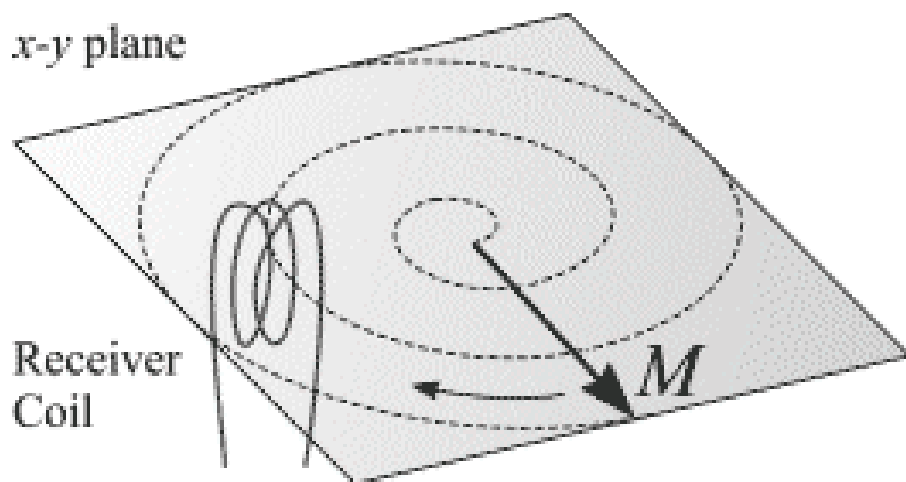


# 磁気緩和

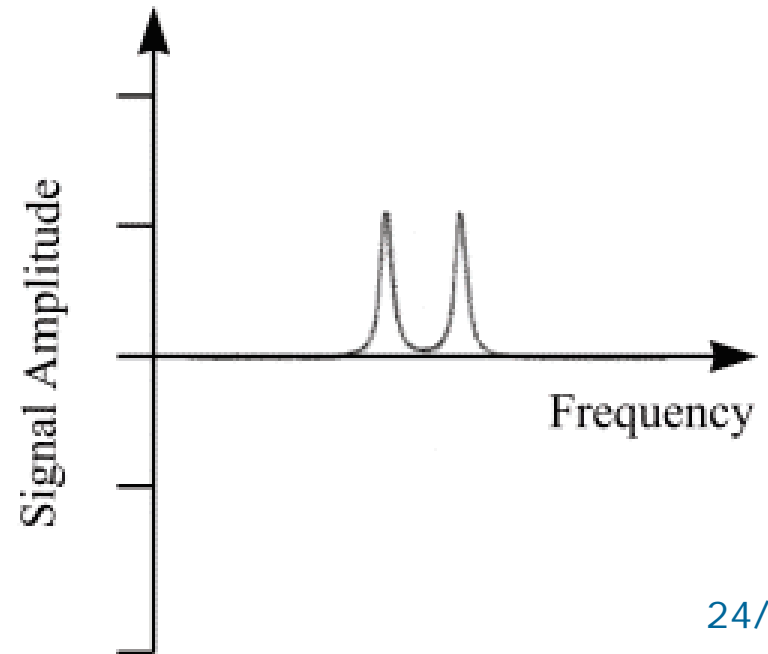
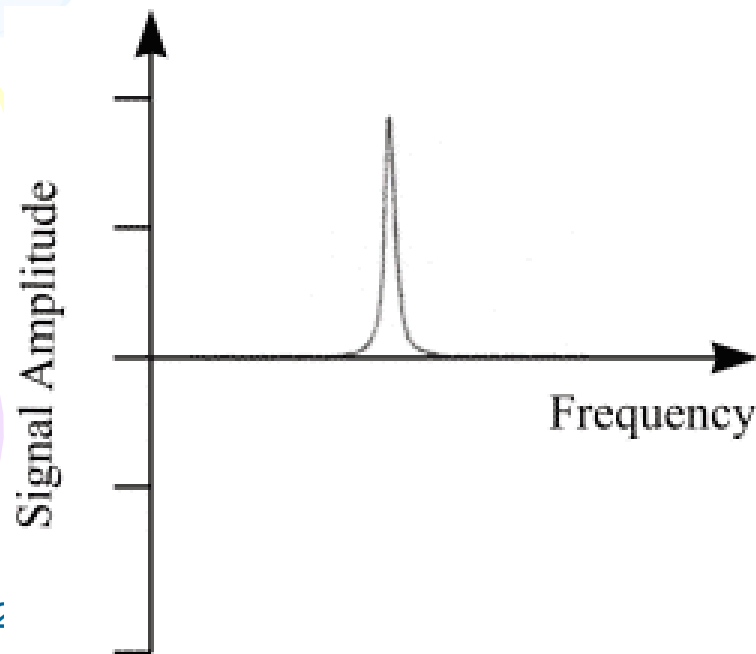
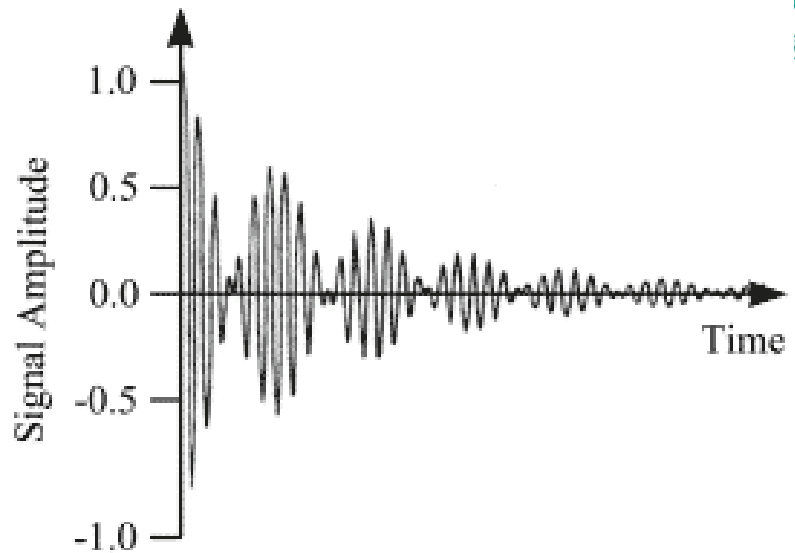
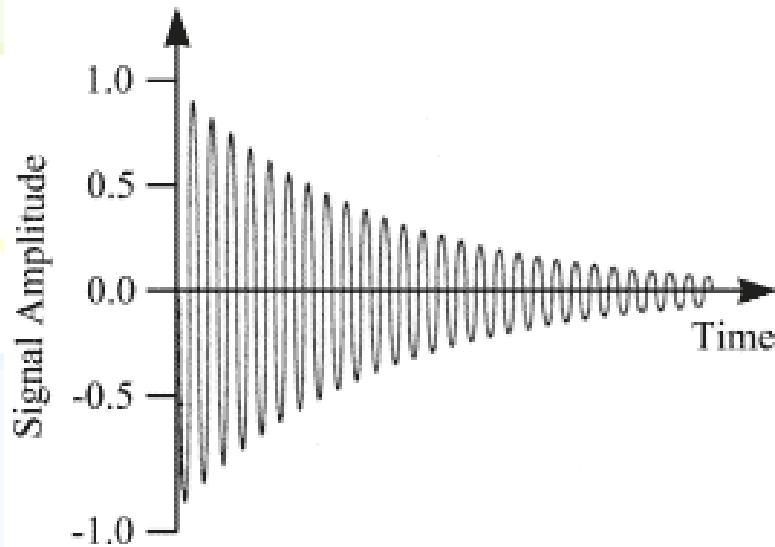


- Magnetized vector  $M$  returns to the original thermal equilibrium gradually when  $B_1$  is removed suddenly
- Change procedure in  $M$  can be detected on  $Z$ -axis and  $XY$ -plane
- $M_z = M$  on  $Z$ -axis  $\rightarrow$  longitudinal relaxation

Signal detection



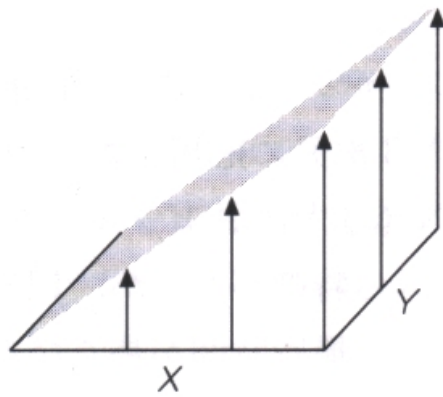
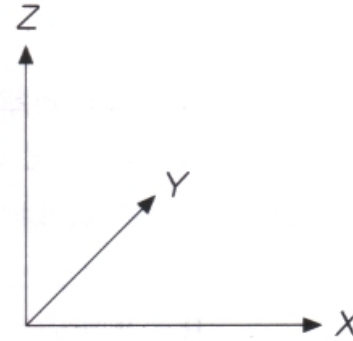
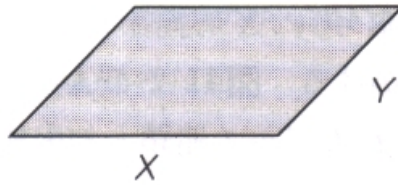
# FID信号とその周波数成分



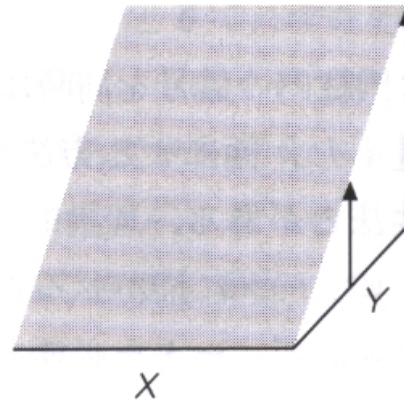


# 傾斜磁場

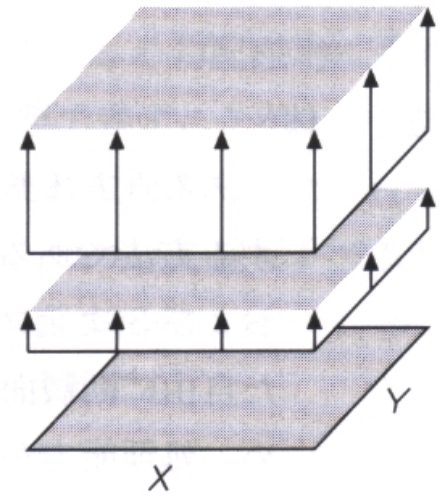
[A]



[B]

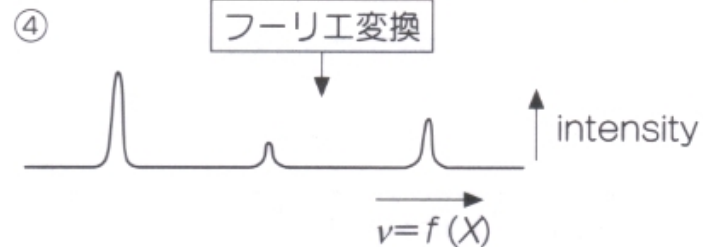
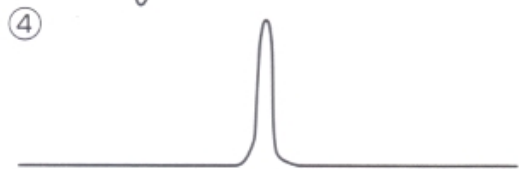
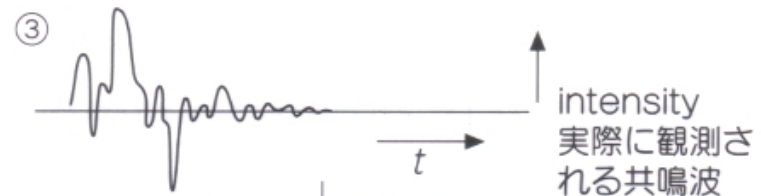
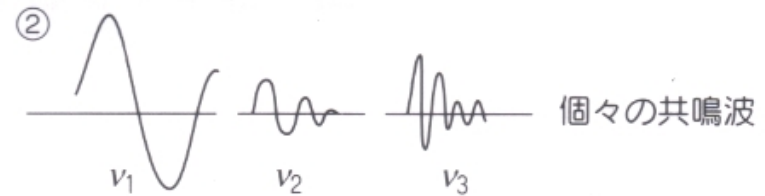
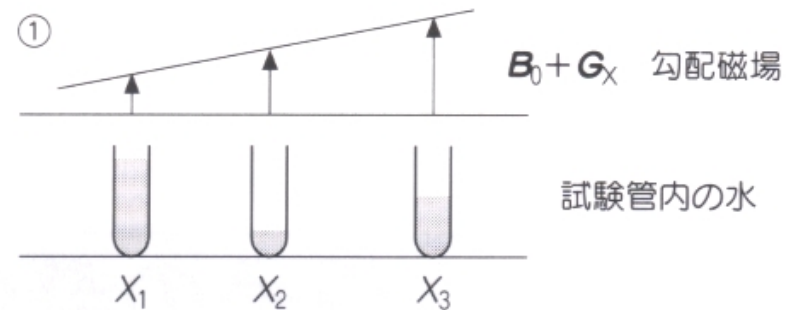
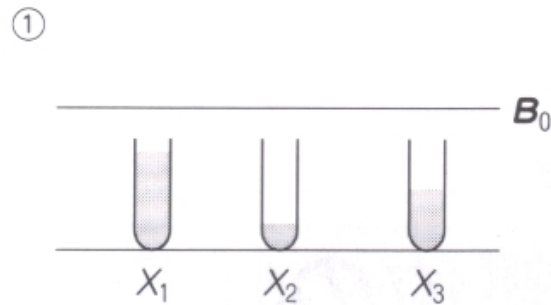


[C]



[D]

# 傾斜磁場による位置情報の取得

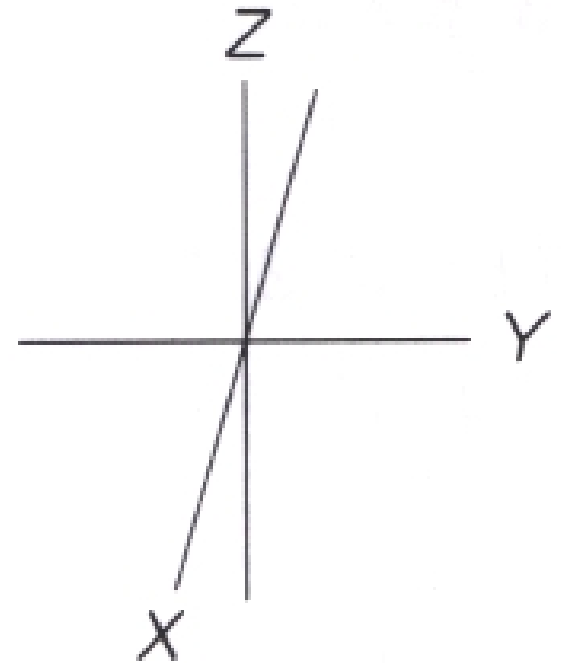
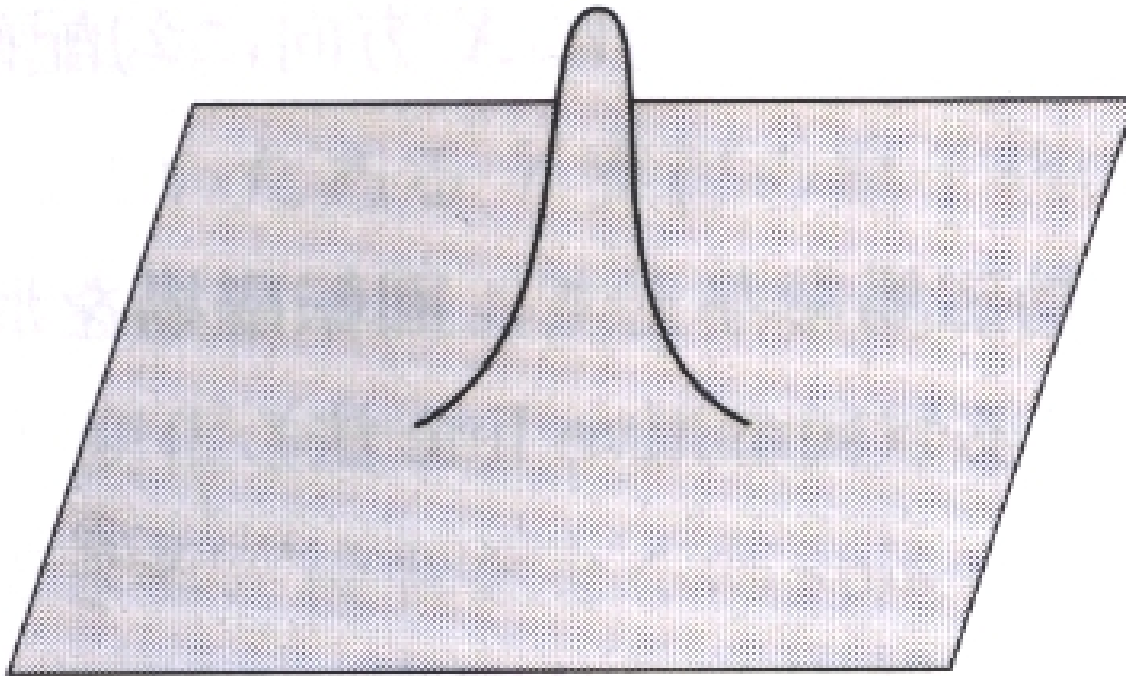


A

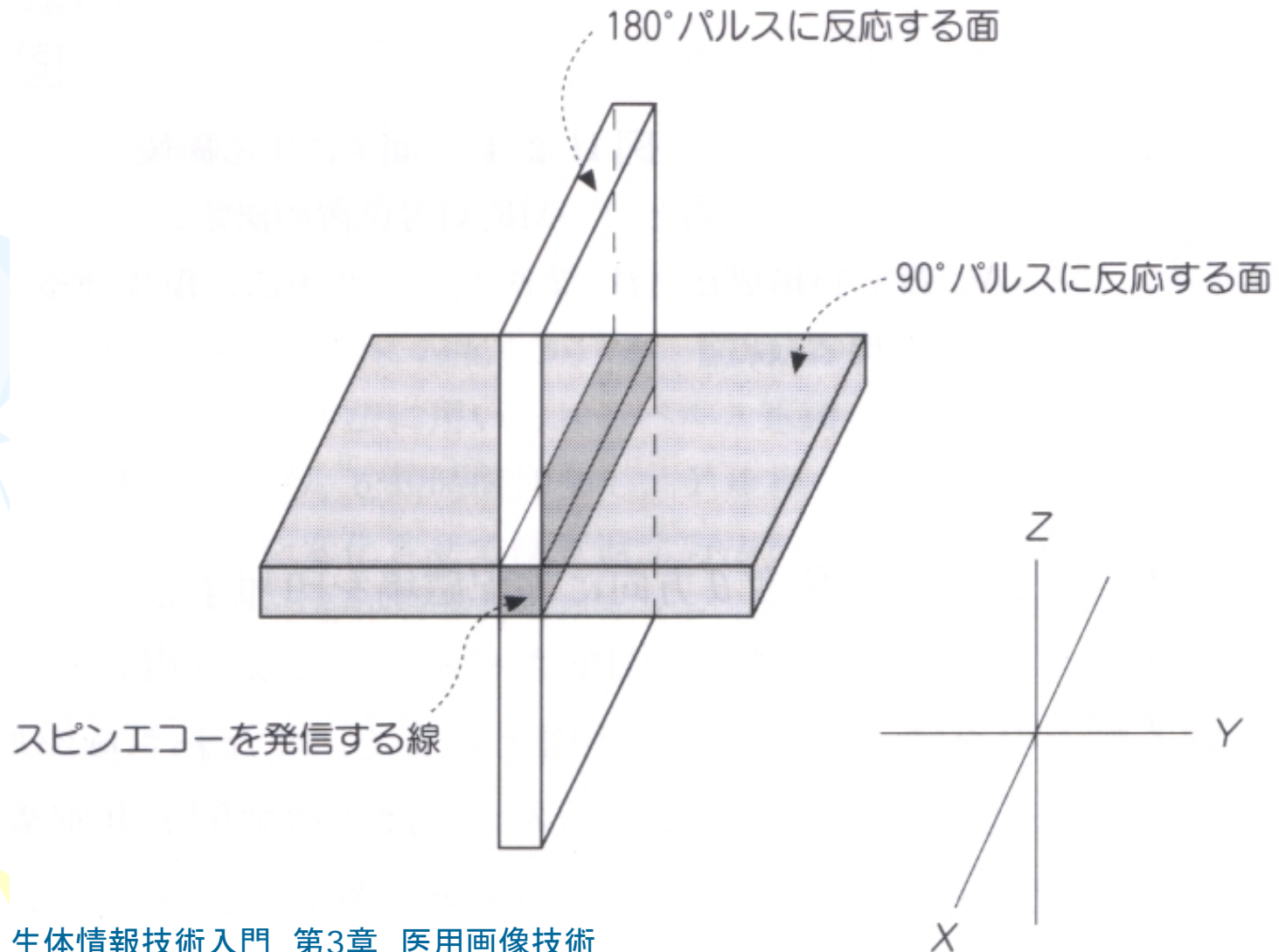
B

# 信号の発生部位特定法(点)

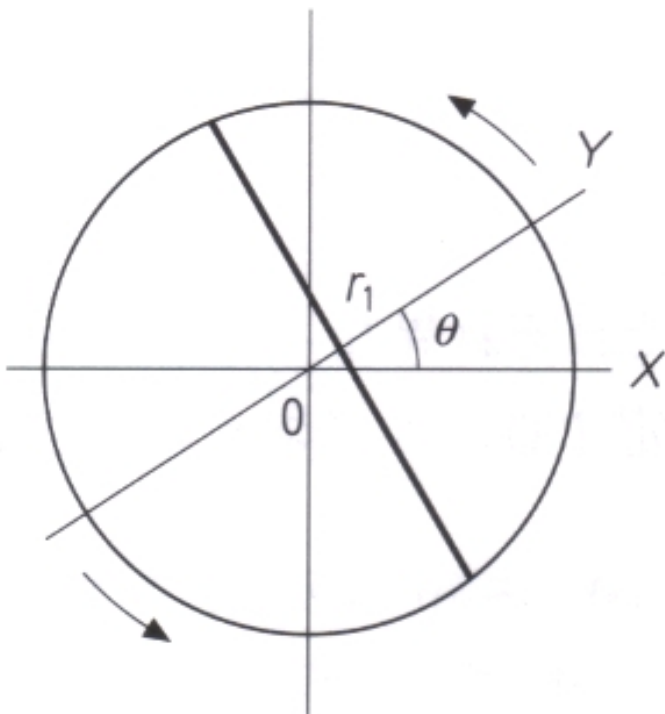
局所的に高い磁場を形成し、ここだけの信号を得る



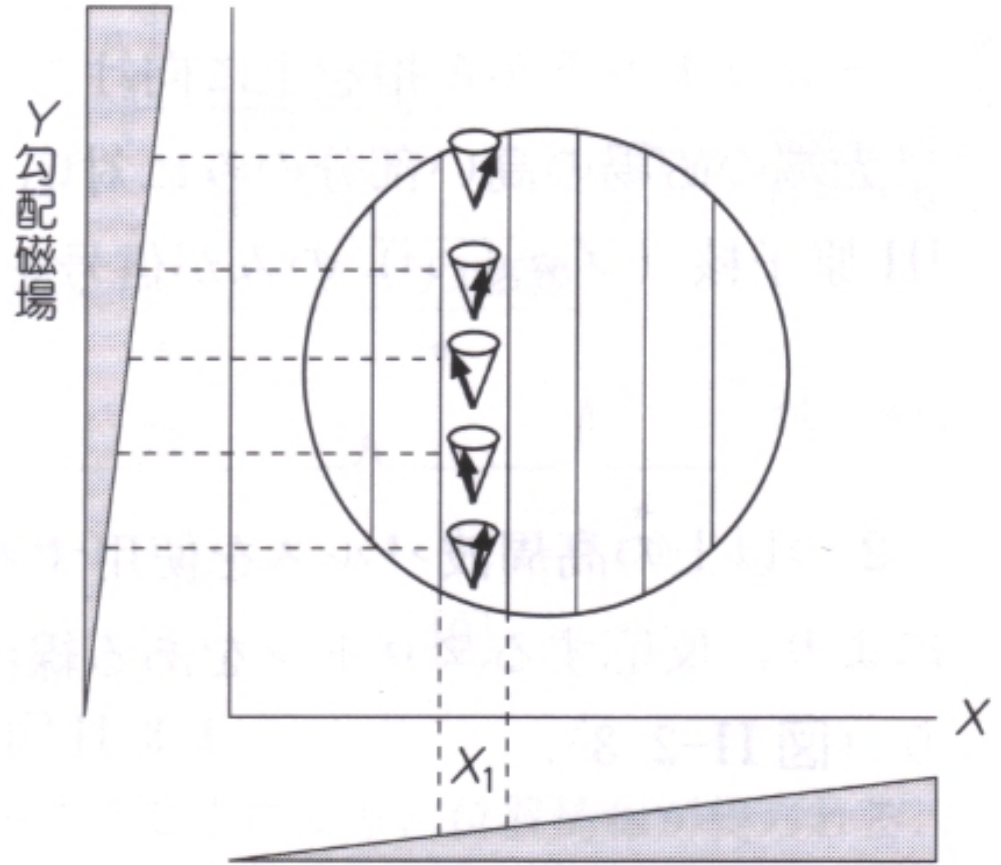
# 信号の発生部位特定法(線)



# 信号の発生部位特定法(面)

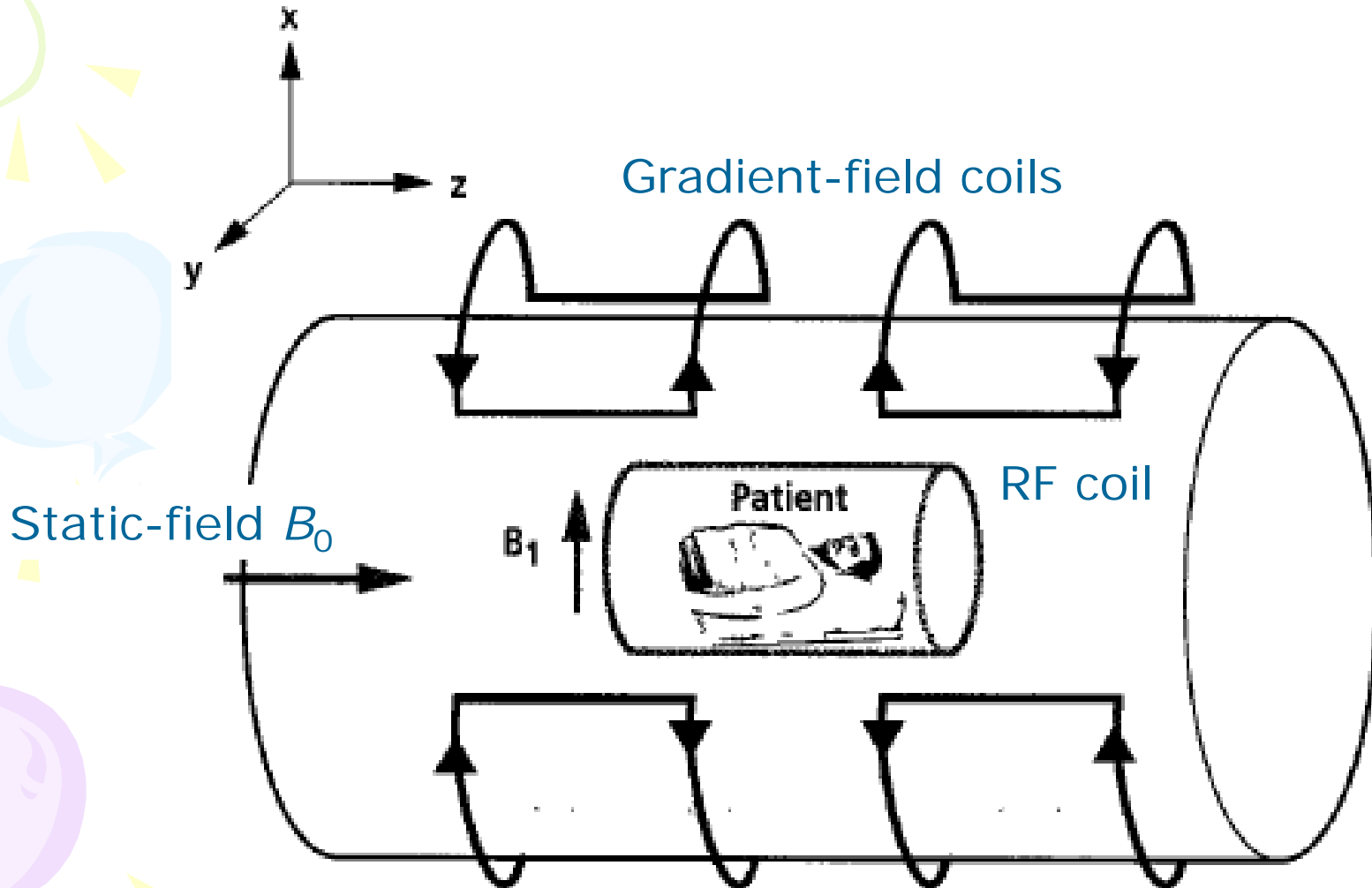


**A**



**B**

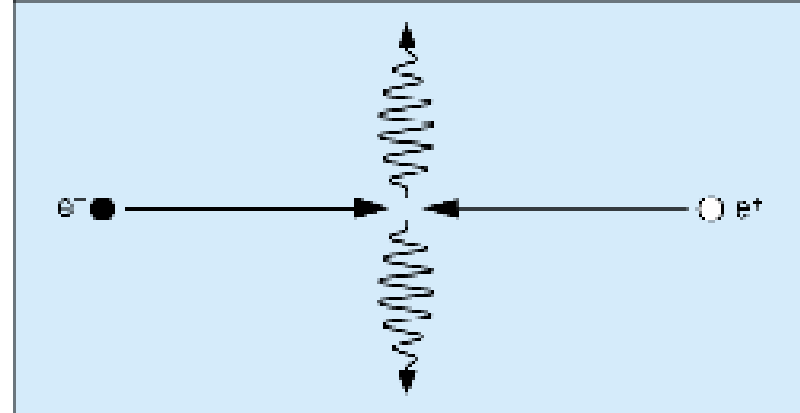
# MRIシステム



# MRIの対象となる原子核

- 多数存在するが、 $^1\text{H}$ のみが使われている？
- 理由
  - 感度が高い
  - 水と中性脂肪を形成する、天然的には人体にたくさん存在
  - 横緩和時間 $T_2$ が長い、検出しやすい

# PET



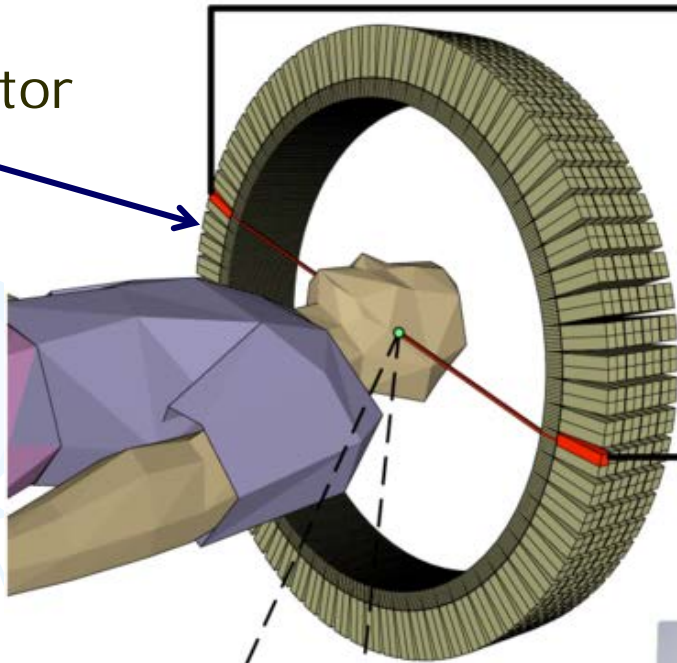
- 陽電子＝正の電荷を持つ電子
- 陽電子と電子は互いに引き寄せ合う。結合の瞬間に、2本の放射線を正反対の方向へ放出する
- 陽電子放出核種で標識した化合物を体内に注入して、体内から出る放射線を検出し、その体内分布と時間的変化を非侵襲的に測定する画像可視化装置
- 使用の放射線同位元素は、炭素、酸素、窒素
- 放射線同位元素をつけた薬を注射すると、ブドウ糖を良く使う癌組織、脳、心筋などに集まる
- 生体機能の「働き」を表現できる。PET/CT装置とPET/MRI装置は「働き」と「形」、両者を組み合わせた情報が得られる



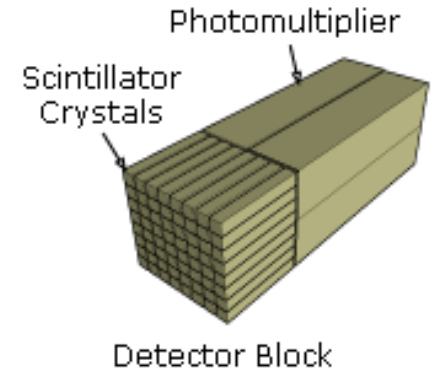
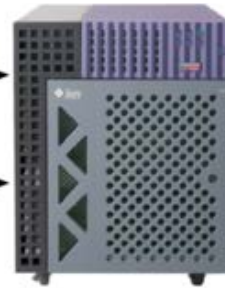
# PET Imaging Procedure



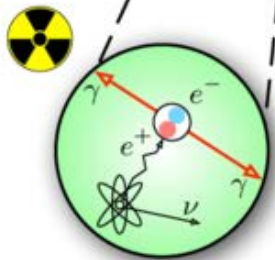
Detector rings



消滅放射線の同時処理装置



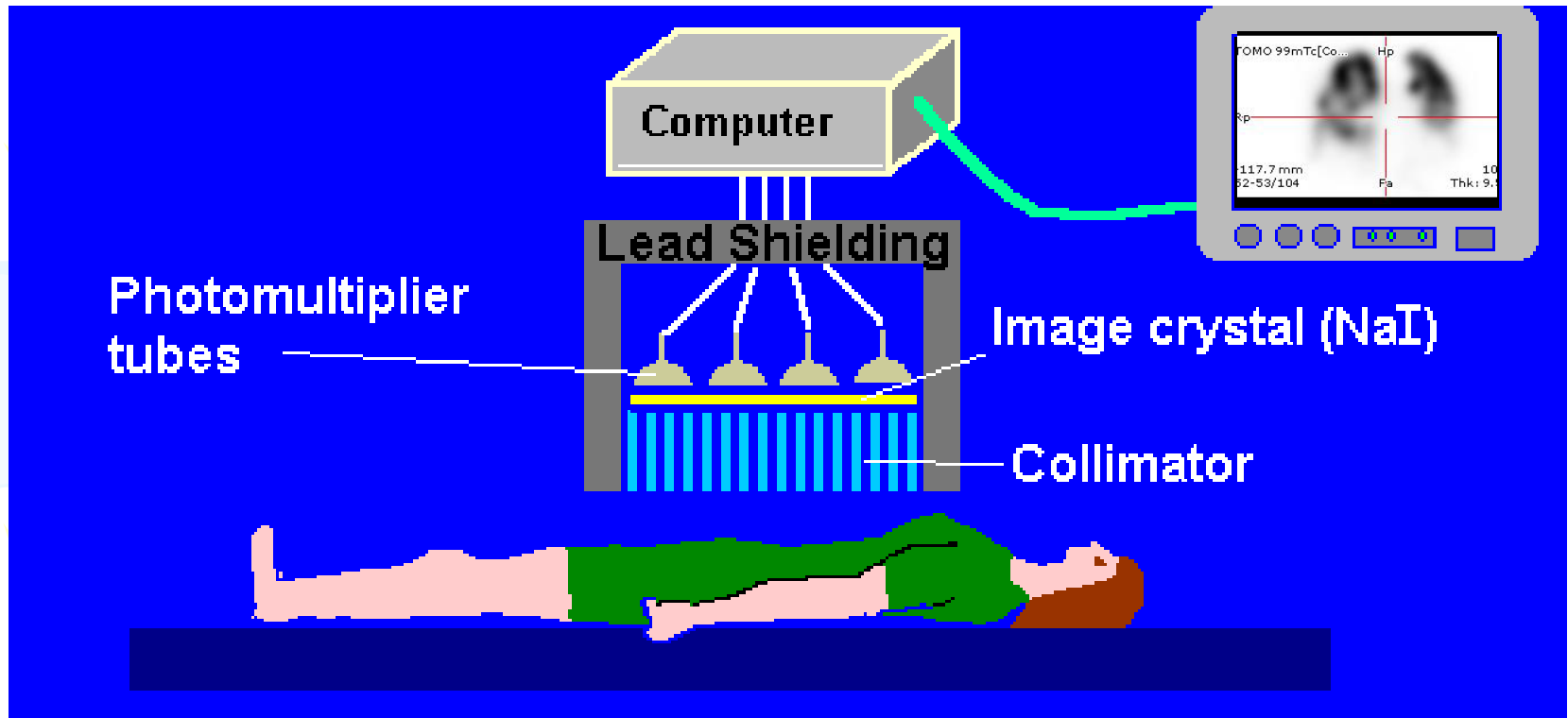
各方向の投影データ



# SPECT

- Single Photon Emission Computed Tomography (単光子放射断層撮影)
- 微量の放射能(ガンマ線)を放出する放射線元素を含んだ薬剤を静脈注射
- 放射性同位体から放出されるガンマ線をガンマカメラで検出し、その分布を断層画像にする
- PETと同じく、血流量や代謝機能(ブドウ糖やアミノ酸)、酸素消費量の情報が得られるため、とくに脳血管障害や心疾患、癌の早期発見に有効
- PETに比べて感度が悪く、画像が不鮮明

# Gamma Camera



放射性核  
からの原  
子核エネ  
ルギー



被験者から  
放射してい  
る $\gamma$ 線エネ  
ルギー



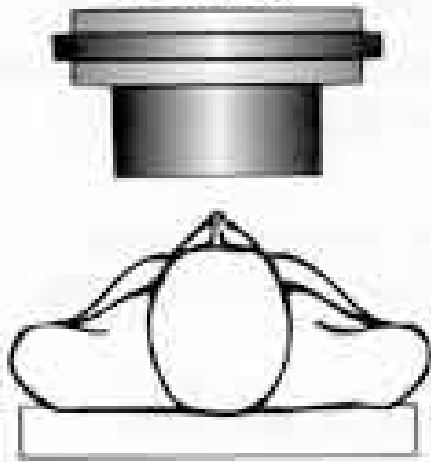
画像検出素  
子から放出  
している光  
エネルギー



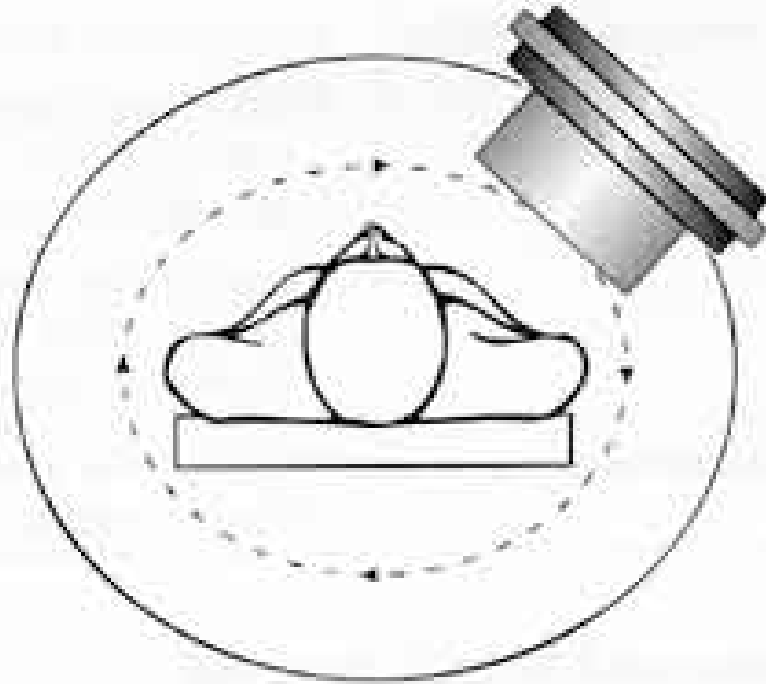
画像として  
表現する電  
気エネル  
ギー

# SPECT Scan

カメラ



カメラは一つの方向からデータを収集し、2D画像を構成する



患者を軸にして、カメラを回転しながら、各方向の2D画像を構成する。複数の2D画像から3D画像を構成する