

医用画像の基礎

加藤千恵次

北大病院 核医学診療科

北大保健科学研究院

北大医理工学院

令和2年度 「医用画像の基礎」の講義は
このスライドを各自で見て、
医用画像の基本知識を、理解して下さい。

出席票をメールで提出して下さい。

問題の解答、質問や感想も記述して下さい。

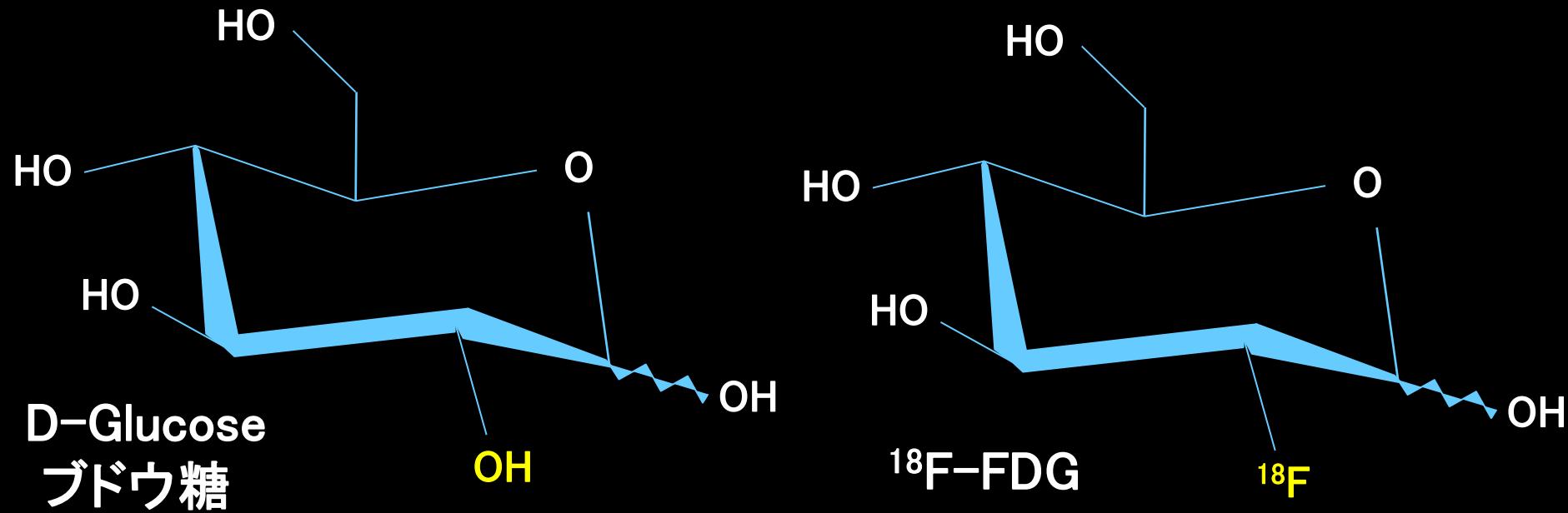
PETによる病態の定量画像化技術

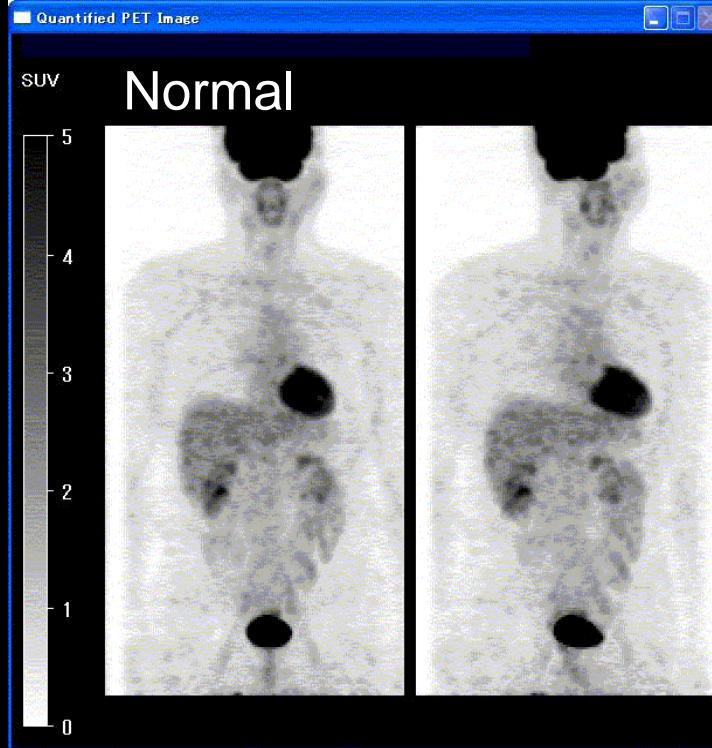
北大病院 核医学診療科 加藤千恵次
北大保健科学研究院 医理工学院

PET (Positron Emission Tomography) とは
体内の陽電子放出核種の分布量を
3次元的、4次元的に算出する
放射能定量測定器

- 高分解能 (画質が良い)
- 高感度
- 定量性に優れている

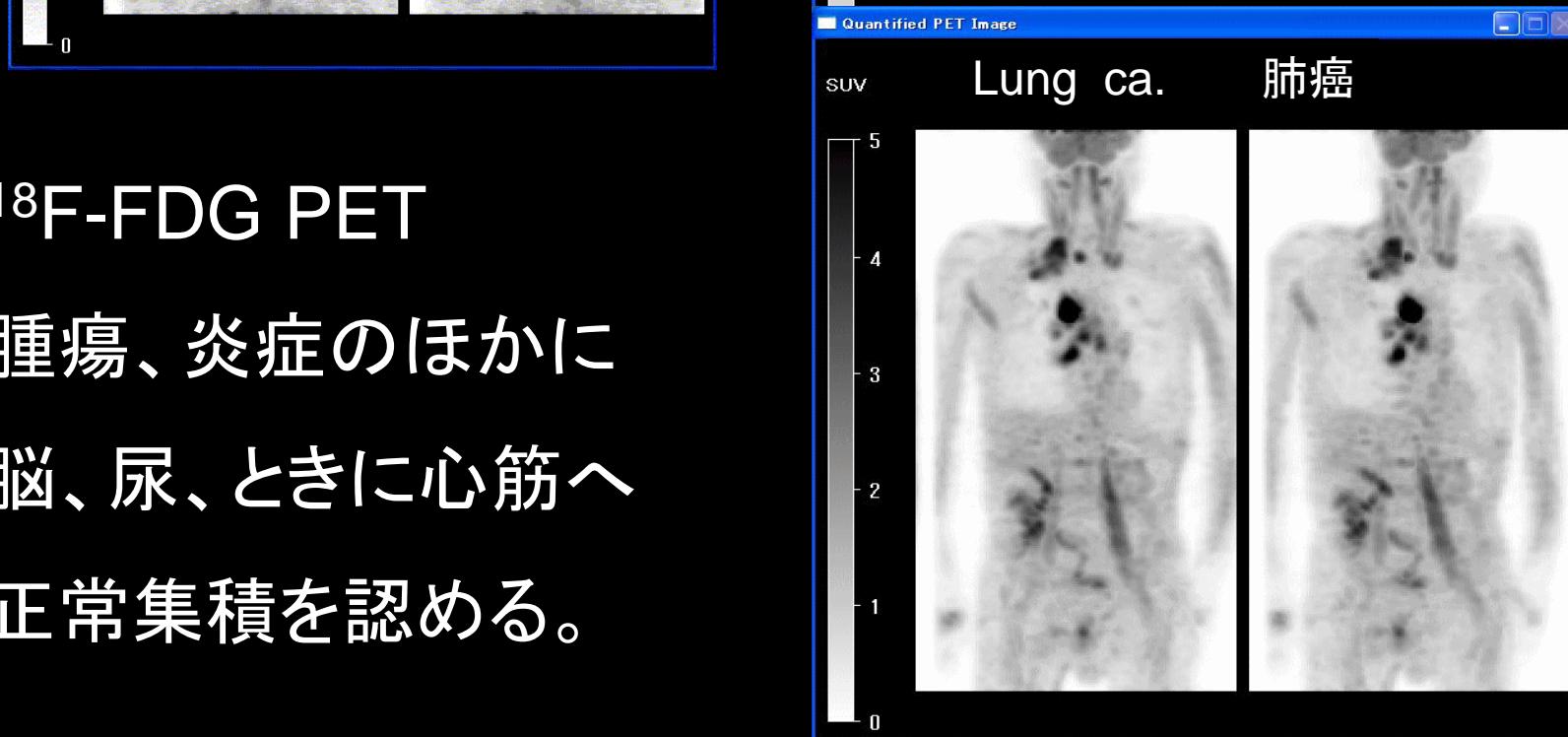
^{18}F -FDG (Fluoro Deoxy Glucose) は、ブドウ糖の類似物質(analog)で、ブドウ糖と同様に組織に摂取されるが、代謝されないので組織内に長く停滞し、脳や病変のブドウ糖定量画像収集に有用な薬剤となる。(ただし、肝細胞、高分化型肝細胞癌には取込まれにくい。)(腎癌 clear cell carcinoma も FDG 取込みが乏しい。)





^{18}F -FDG PET

腫瘍、炎症のほかに
脳、尿、ときに心筋へ
正常集積を認める。



一般的に、体内組織は、エネルギー源として脂肪酸を摂取し、ミトコンドリア内のベータ酸化回路で脂肪酸からATP(アデノシン三リン酸)を产生する。ベータ酸化回路はATP产生は多いが、酸素を多量に要求する。

癌細胞や炎症細胞など、急に出現した異常組織は、酸素を運ぶ赤血球の通路である血管が不備なので、酸素をあまり要求しない解糖系でATPを产生する。解糖系はATP产生量が少ないので、普通の組織ではあまり稼働していない。

そのため、PET検査で、ブドウ糖と類似物質の放射性薬剤FDGを使うと、腫瘍や炎症病変に集積し、さらに代謝されないので病変組織内に長く停滞し、画像化できる。

北大病院 核医学検査室 PET/CT装置

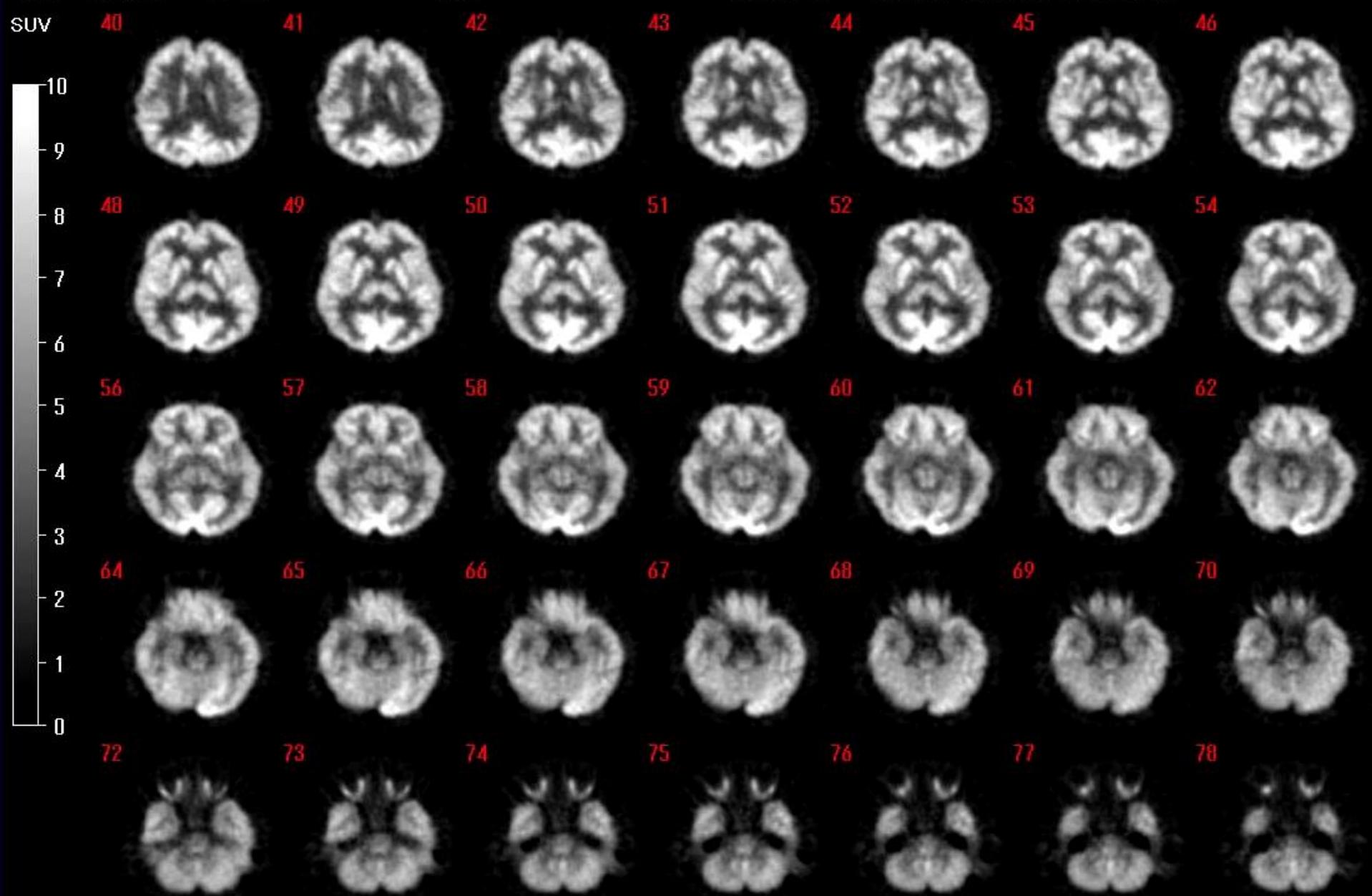


PET:
陽電子CT
Positron
Emission CT

¹⁸F-FDG Brain PET 185MBq 静注1時間後 5分撮像

Slice thickness = 1.5 mm

FDG



FDG-PET の 健康保険適用疾患

1. てんかん(難治性、手術適応例)
2. 虚血性心疾患(viabilityの診断)
心サルコイドーシス(致死性不整脈)
3. 悪性腫瘍 (早期胃癌を除く)
(病理診断で悪性病変と確定した症例。
他の画像で悪性腫瘍と判断される症例。
悪性リンパ腫の治療効果判定。
他の腫瘍で再発転移が確定の症例。)
4. 大動脈炎 高安動脈炎、巨細胞性動脈炎
(平成30年から)

肝細胞はブドウ糖を貯蔵しグリコーゲンを形成する機能を持ちます。
肝細胞が取込んだ糖が本当にブドウ糖でなければグリコーゲンの材料になりません。

よってFDGなどのブドウ糖以外の糖は、すぐ肝細胞外に排出されます。

FDGは尿排泄されるので腎実質にはFDGが非常に強く集積します。
腎癌は尿細管や糸球体を含まないので、正常腎実質より集積が低くなります。

てんかんの原因となる異常脳細胞は、発作時以外は正常脳細胞より活動性が低いです(脳細胞としてできる仕事が少ないので)。
したがって、てんかんの原因となる異常脳細胞のFDG消費量は、正常脳細胞より少ないので普通です。側頭葉内側、海馬が好発部位です。

早期胃癌はFDG-PETで検出困難です。胃壁を浸潤していないのでシート状に薄い病変で、さらに健常な胃壁は蠕動運動しているので、撮像に数分間を要するPET撮像時に病変も動いています。このように薄くて動いている病変はPETでは検出が困難です。

保険点数の安い胃カメラのほうが患者さんと保険料納税者にとって有用です。PET検査は10万円します。保険を許すと7万円の税金が無駄になります。

高安動脈炎

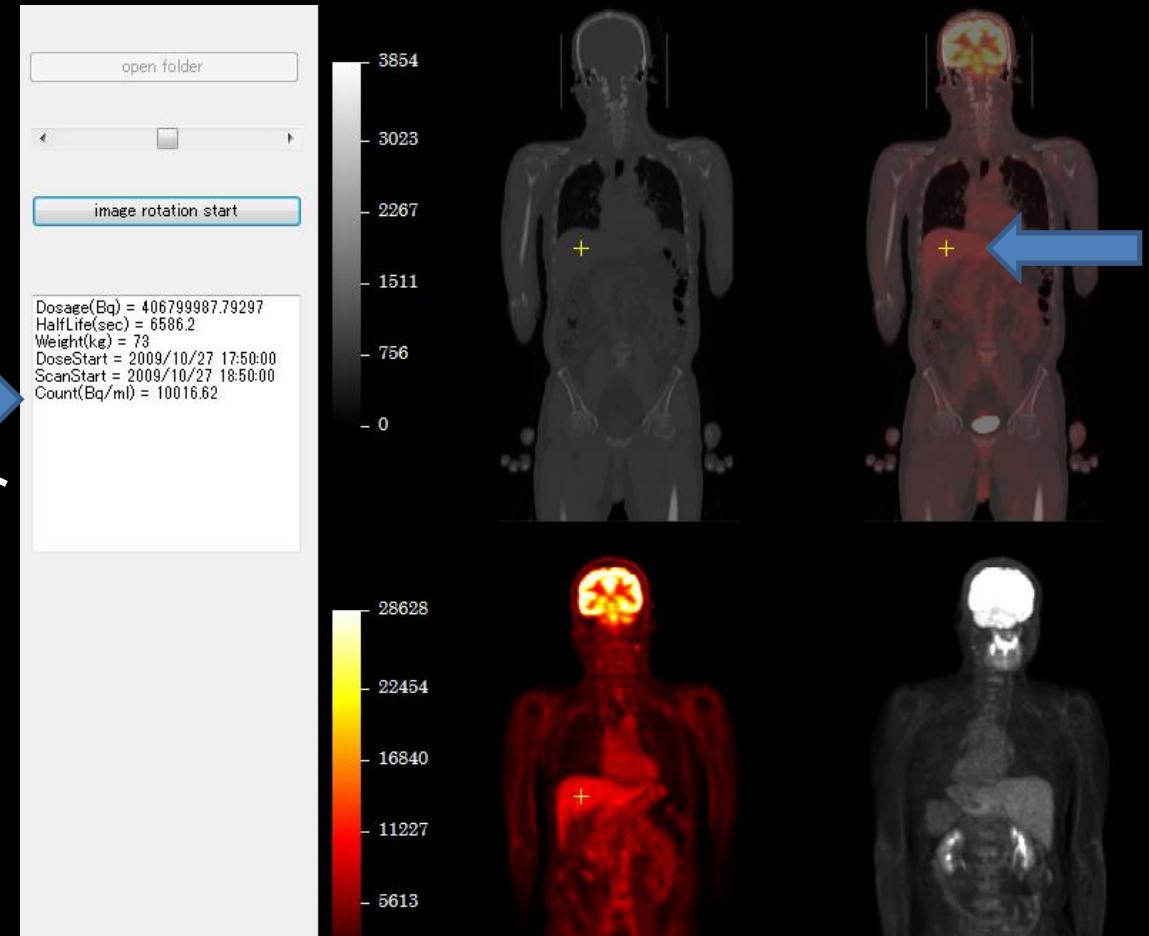
指定難病(330疾患ある)の一つ。登録患者 7000人
(原因不明疾患に対する医療費補助制度がある)
平成30年4月から FDG PET の保険適用。

9割が女性。好発年令は10~30才。若年女性。

若年女性で重症の頸部痛、頭痛、肩凝りの症例で、
CT等で大動脈弓の分枝血管に狭窄等の所見、
左右上肢での血圧測定値に左右差などあれば、
FDG PET/CT実施を。炎症血管にFDG集積あり。

治療法は、ステロイド(減量すると再燃しやすい)、
抗体医薬(トリシズマブ(アクテムラ) IL-6R)
(本来は関節リウマチ薬。高価。5000円/日))

CT・PET・fusion画像のいずれかをクリックすると、その部位の集積が表示される。クリックした点は黄色十字で示される。



SUV (Standardized Uptake Value)

$$\text{病変の放射能濃度(Bq/ml)} \\ = \frac{\text{体内平均放射能濃度(Bq/ml)}}{\text{(投与量(Bq) / 体重(g))}}$$

分子と分母の放射能は時刻を合わせる
(半減期補正をする)必要がある。

病変の放射能濃度が体内平均の何倍か
を示す半定量値。正常値は1。
2.5~3以上を病的集積と考える。

半減期 Half life $T_{1/2}$

$$N = N_0 \times (1/2)^{(t / T_{1/2})}$$

崩壊定数 λ

1秒間に原子核が崩壊する割合

$$dN/dt = -\lambda N$$

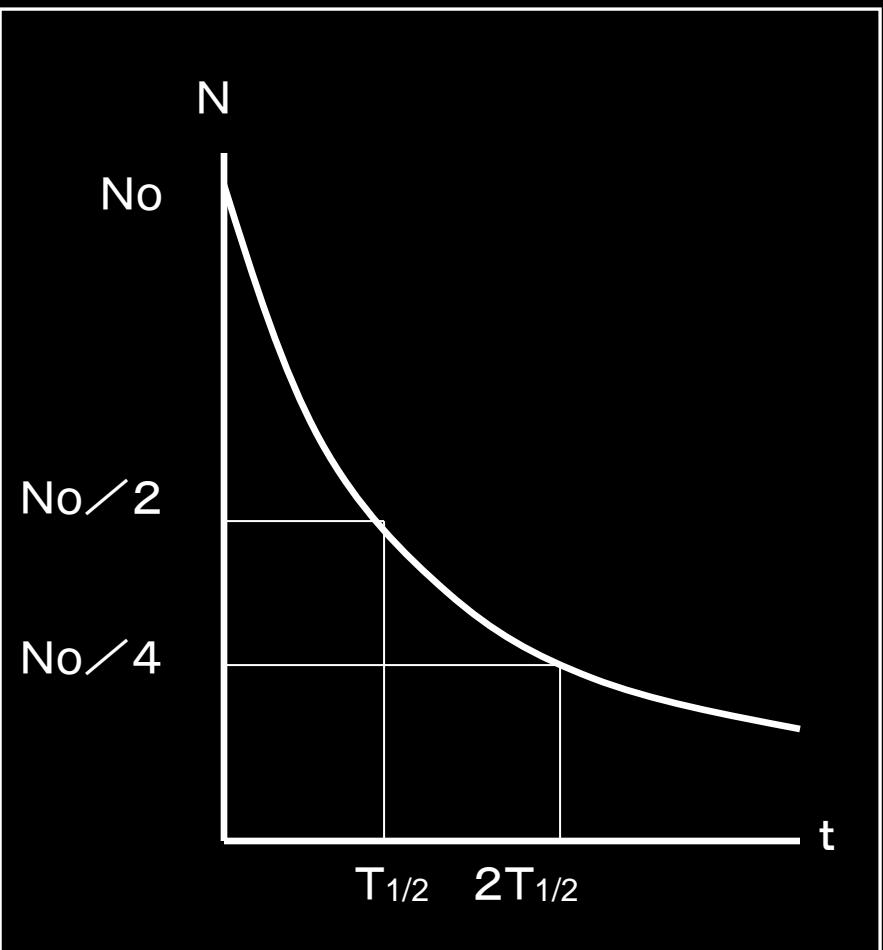
$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

$$N_0/2 = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}}$$

$$1/2 = e^{-\lambda T_{1/2}}$$

$$\log(1/2) = \log(e^{-\lambda T_{1/2}})$$

$$\log 2 = 0.693 = \lambda T_{1/2}$$



10時に200 MBqであった¹⁸F-FDGを10時55分に患者に投与した。
11時50分に撮影を開始し、13時40分に解析を行ったところ、
病巣部の放射能測定値は12,000 Bq/cm³であった。SUV値はどれか。
ただし、患者は身長150cm、体重50kgとし、人体の密度を1g/cm³、
¹⁸Fの物理的半減期を110分とする。

1. 3 2. 6 3. 9 4. 30 5. 60

撮像開始時刻の11時50分における放射能を計算する。

患者体内の放射能は、 $200 \times (1/2) = 100 \text{ MBq}$

体内平均濃度は、 $100 \text{ MBq} / 50 \text{ kg} = 2000 \text{ Bq} / \text{ml}$

病変のSUVは、 $12000 / 2000 = 6.0$ （倍）

（SUVに定量的単位はない。SUVは半定量値である。）

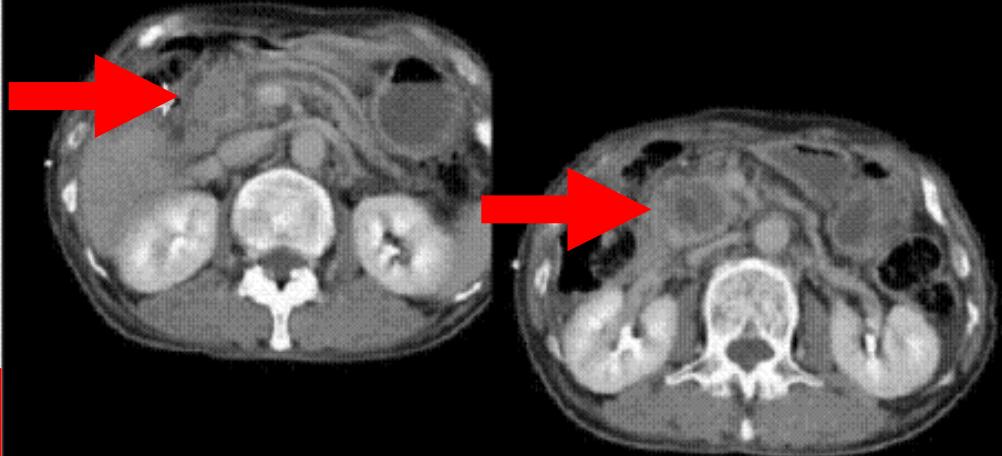
膵頭部癌 Panc. head ca.

食後に実施した FDG PET では、病変部の SUV 2.2 空腹時に再検査して SUV 3.4 に上昇。

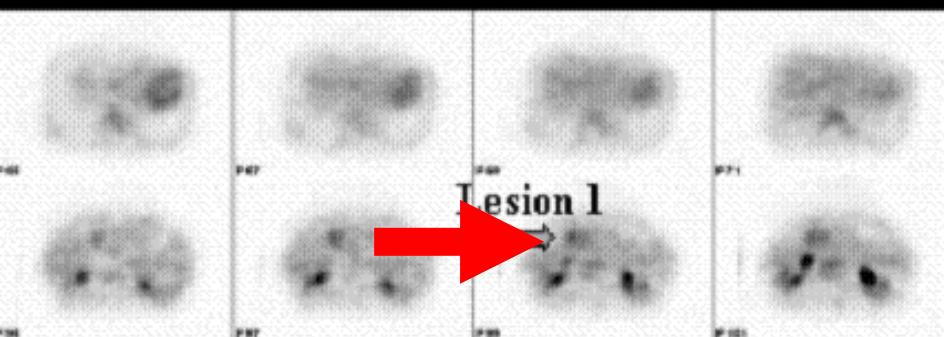
FDG-PETは、空腹時に行う。

症例3

腹部造影CT



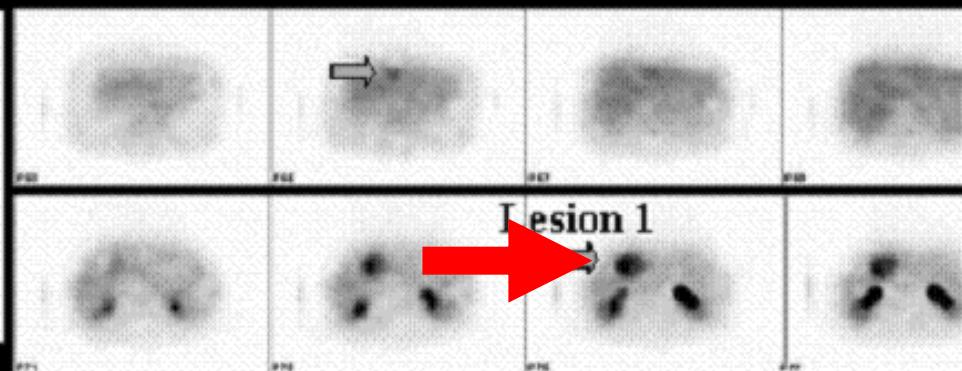
症例3: FDG-PET(1回目)



SUV 2.2 Lesion1 5029Bq/ml

前処置: 検査3時間前に食事(just after meal).
検査時血糖 BS 167mg/dl

症例3: FDG-PET(2回目)



SUV 3.4 Lesion1 8251 Bq/ml

前処置: 検査前夜より絶食(fasted all night).
検査時血糖 95mg/dl

^{18}F -FDG PET 検査では、検査 6 時間前から患者に絶食および甘味飲料の中止を依頼するが、それが守られなかつた状態で実施した ^{18}F -FDG PET 検査は、どのような問題点が生じるか。FDG の薬理的性質を基にして説明せよ。

^{18}F -FDG はブドウ糖の類似物質である（2点）。腫瘍や炎症病変にはブドウ糖が集積するので、類似物質の ^{18}F -FDG も集積する。しかし絶食の前処置が守られないと ^{18}F -FDG 投与時に患者血中のブドウ糖が多くなる（高血糖）（2点）。高血糖状態では、腫瘍や炎症病変にはブドウ糖が多量に集積し、病変への ^{18}F -FDG 集積量が減少する（競合が生じる）（2点）、PET 画像で病変の描出が低下し、SUV も低下するため（2点）、病変の診断が困難になる（2点）。

ガンマカメラ

体内のガンマ線放出薬剤の分布(シンチグラム)を撮像する装置



骨シンチグラフィ

Bone scintigraphy

リン酸にガンマ線放出RIを標識した薬剤の分布図。
骨転移に強く分布。

肺癌の骨転移症例。

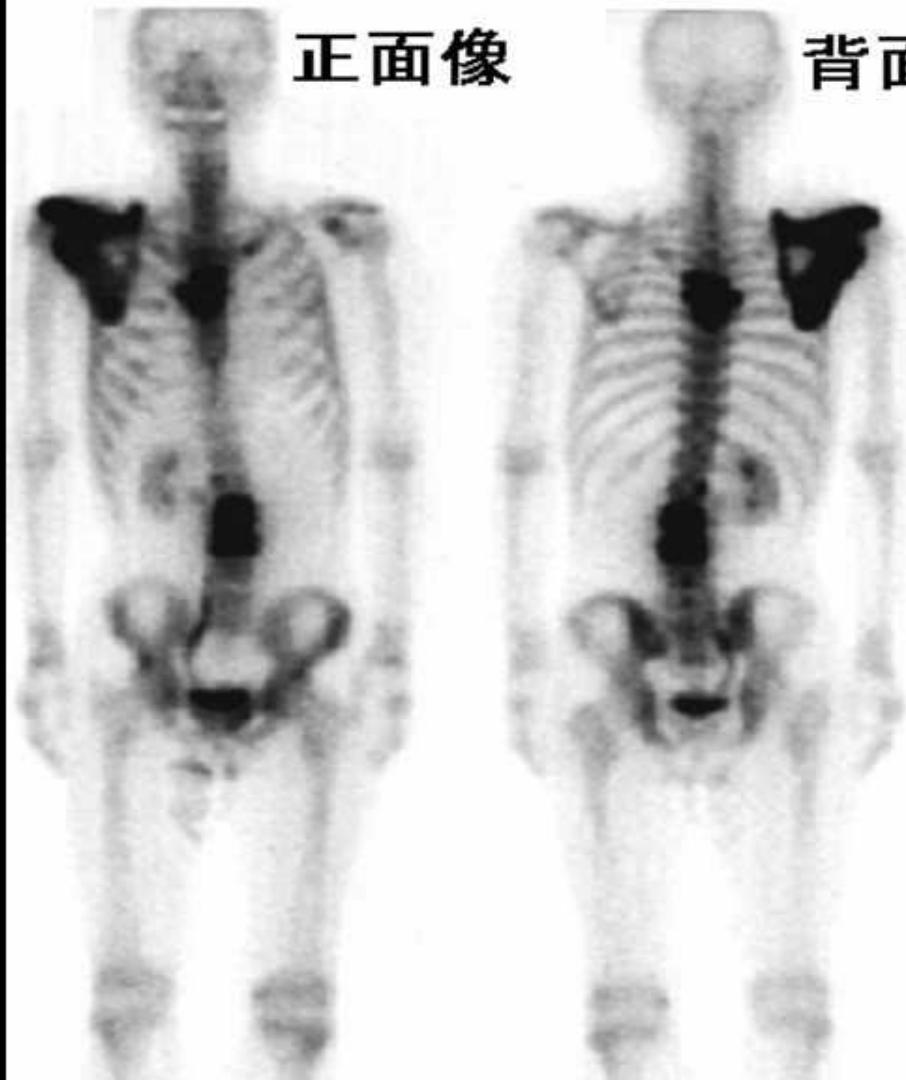
右肩甲骨、胸椎、腰椎

Bone metastases

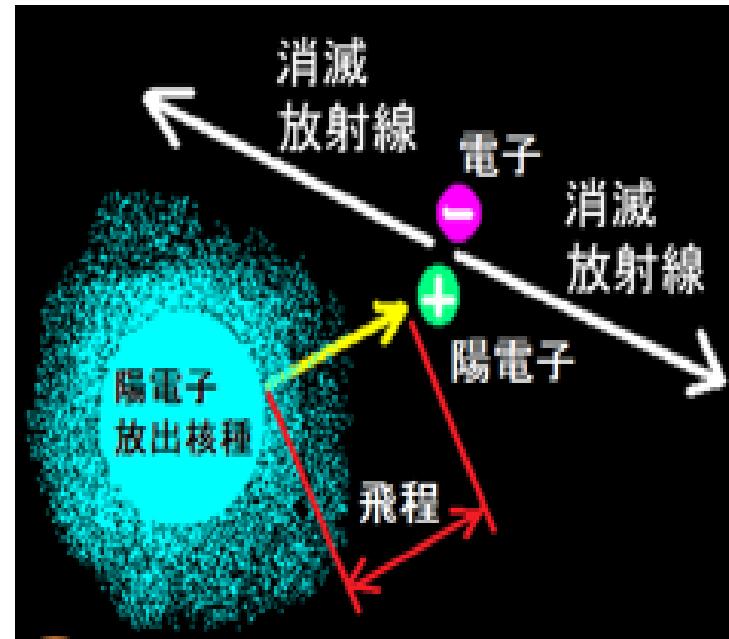
尿中への排泄が多いので
尿路、膀胱が描画されている。

正面像

背面像



正面と背面のカメラで撮影した像が異なる理由は、人体がガンマ線を吸収、散乱させているため。
体表から深い部位ほど描画が薄い。



電子対消滅 (annihilation)

陽電子放出核種から陽電子が出ると、数mmの飛程を経て電子と衝突して消滅し、1対の511 keV の消滅放射線が反対方向に放出される。陽電子と電子は同じ質量で、それが消滅する際に $E=mC^2$ の式に電子質量を代入すると得られる値 511 keV の光子（消滅放射線）を出す。



原子核内から生じる電磁波をγ線、原子核外軌道電子の遷移で生じる電磁波をX線というが、消滅放射線はどちらにも該当しない電磁波である。



陽電子は電子の反粒子で、正電荷とマイナスのエネルギーを持つ。エネルギーと電荷が正負反対の電子と陽電子が出会うと消滅し、消えた質量と等価の電磁波エネルギーに換わる。電磁波に質量はないがエネルギーを持つので運動量を持つ。運動量保存則から、発生した電磁波は反対方向に飛ぶ。この現象の正確な理解には量子力学と相対性理論の知識が必要である。

放射線(Radiation)は、2種類ある。

1. 電磁波(X線、ガンマ線)

= 空間の振動エネルギー

2. 粒子線(電子線、陽電子線 など)

=高速に飛ぶ粒子 (質量をもつ)

X線、ガンマ線より人体への影響が大きい

放射能(Radio-activity)とは、

1秒間に放出される放射線の数。

放射能の単位は ベクレル (Bq)。

電磁波(X線、ガンマ線、光線、電波など)
は、空間の振動エネルギー。

空間 (Universe) とは何もない所ではない。

空間とは、物理的実在物(構造物)である。

空間構造の振動が、X線、ガンマ線、
可視光線、電波 などの電磁波になる。

電磁波の名称と波長

X線、ガンマ線: 10 ピコ~10 ナノメートル

可視光線 : 400~800 ナノメートル

マイクロ波: 100 マイクロ~1 メートル

電磁波とは電場と磁場の相互振動と説明されるが、空間の振動エネルギーである。マクスウェルは電磁波の真空中での速度 c を $c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$ と導いた。この値は秒速約30万kmとなる。

μ_0 は真空の透磁率（磁場の生じやすさ）、 ϵ_0 は真空の誘電率（電場の生じやすさ）である。真空つまり空間に何らかの物理的構造が無ければ μ_0 や ϵ_0 は0のはずであり、マクスウェルの式にその値を入れると電磁波速度 c は無限大になり、事実と矛盾する。

空間には誘電率と透磁率をもつ何らかの物理的構造があり、その構造の振動が電磁波と考える。空間の存在するところを宇宙、宇宙空間という。近年では、空間は10次元以上の構造であるとも報告されており、今後の物理学者や天文学者の研究に期待したい。

光子 photon とは、質量が 0 の空間中のエネルギーの塊と解釈される。光などの電磁波エネルギーの粒子性は、AIN シュタインやコンプトンらによって確かめられた。日常的にも、何万光年も離れた星が夜空で見える現象は、光の粒子性つまり光子の存在を認めなければ説明ができない。光が単なる波動であれば、星から出た光の波動は何万年も宇宙空間で広がりながら進み、地球に届く光のエネルギーは著しく弱くなり、我々には遠くの星は見えないはずである。

光などの電磁エネルギーが、波と粒子の両方の性質を持つという二重性を理解することは非常に困難です。

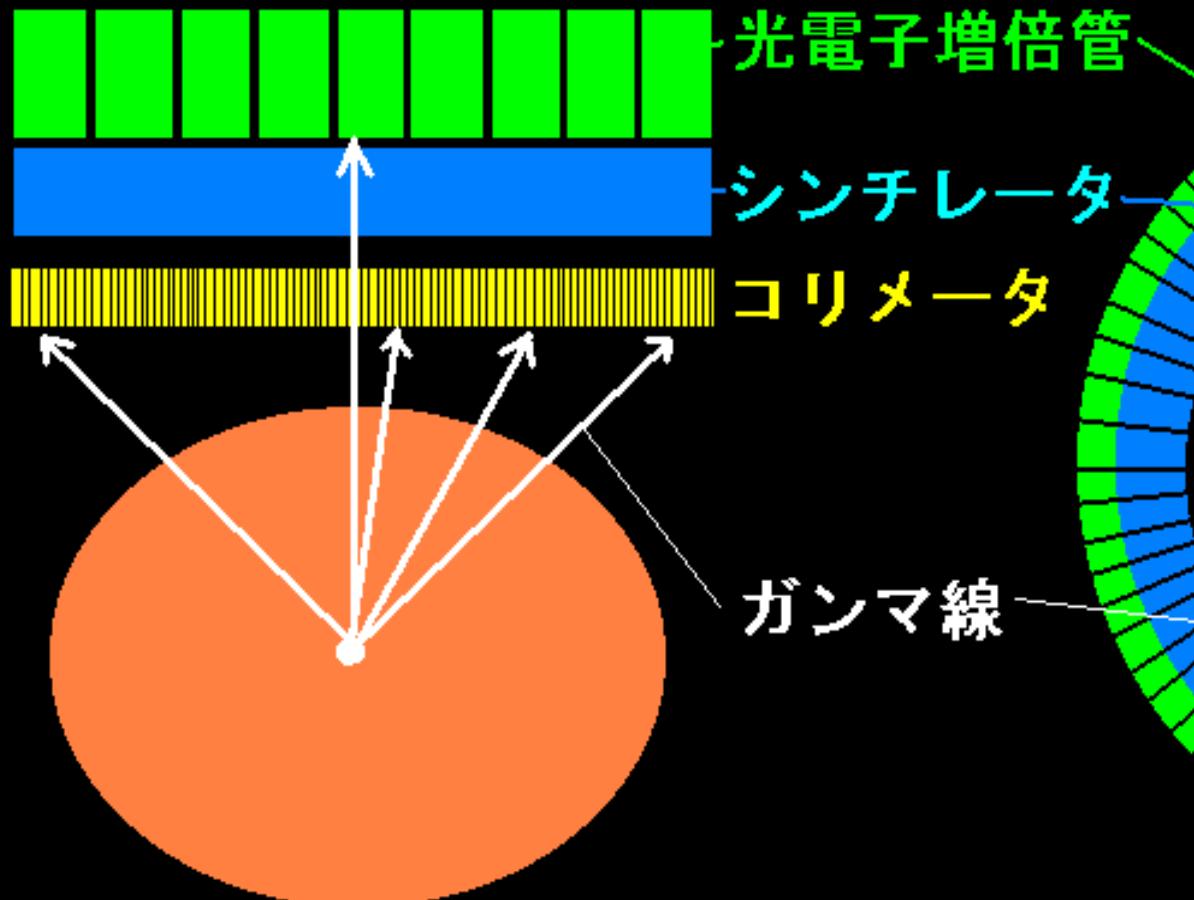
その理由は、我々が、空間を4次元以上の構造として認識することが難しいからです。

空間が3次元構造しかない場合には、その二重性は発生しません。(その二重性は説明できません。)

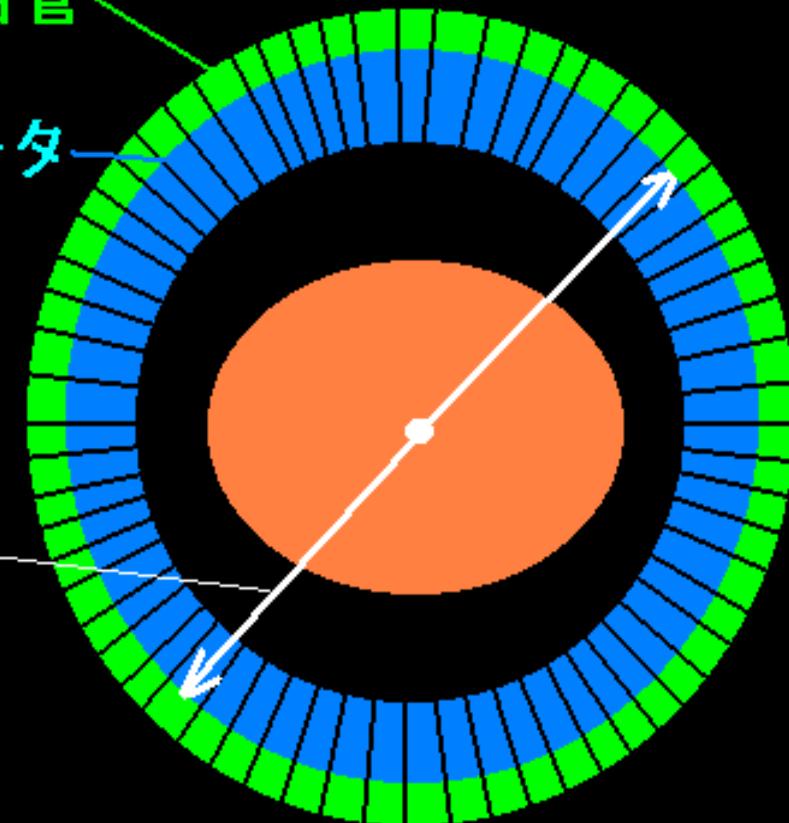
PETカメラは、コリメータがないので高感度。

コリメータは小さい孔を多数あけた鉛板。検出感度を下げる。

従来のシンチカメラ



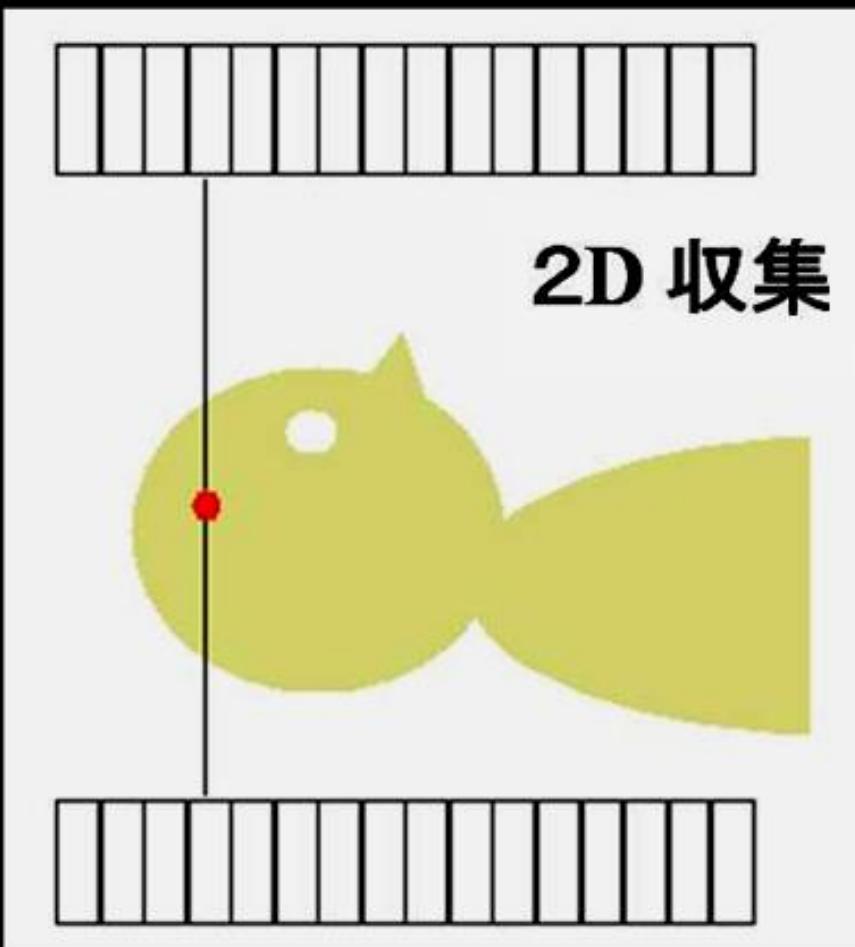
P E T



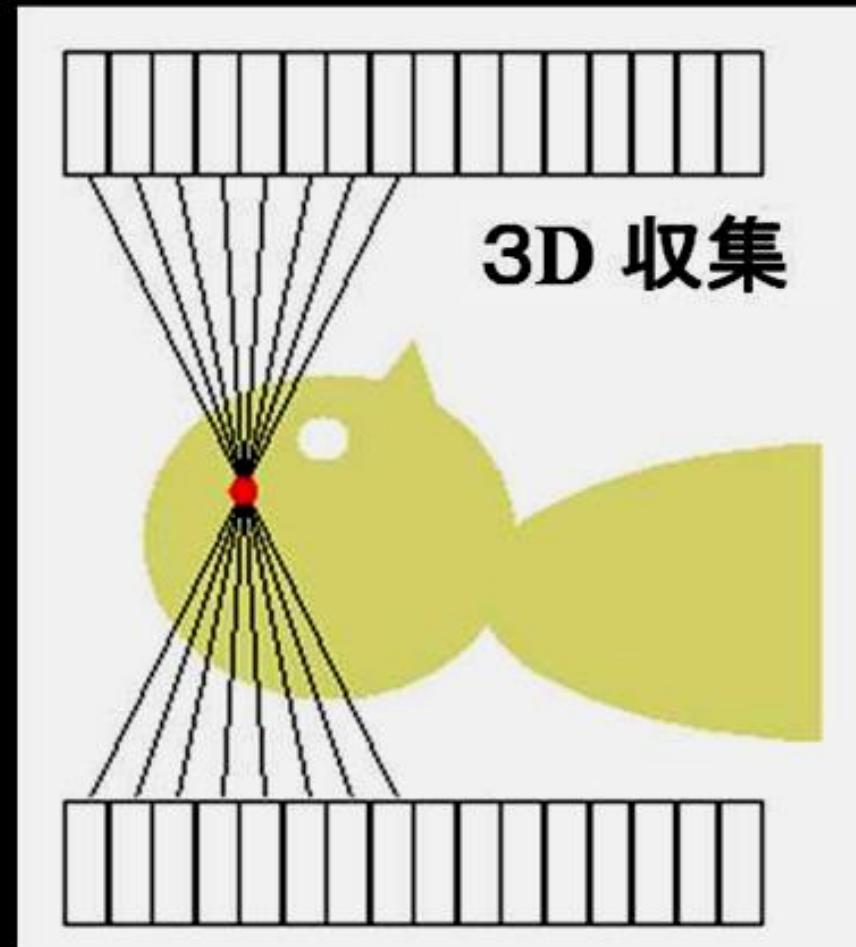
現在のPETはほとんど3次元(3D)収集

2次元(2D)収集と比べ、短時間で良好な画像を収集できる
(全身(頭部～大腿部)を15～20分程度で収集)。

コンプトン散乱線を収集しやすく、定量性の精度が低下する。



2D 収集



3D 収集

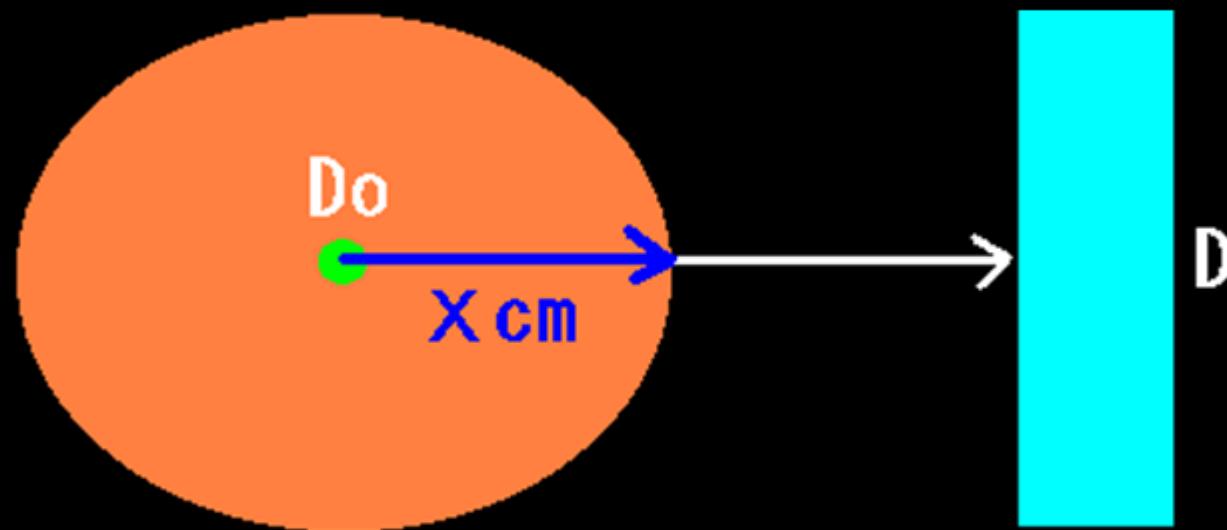
従来のカメラでは体内の放射能分布の定量が困難。

体内の放射能 D_o は算出できない。測定できるのは D だけ。

放射能の体内での減弱

$$D = D_o \exp(-\mu x)$$

シンチカメラ



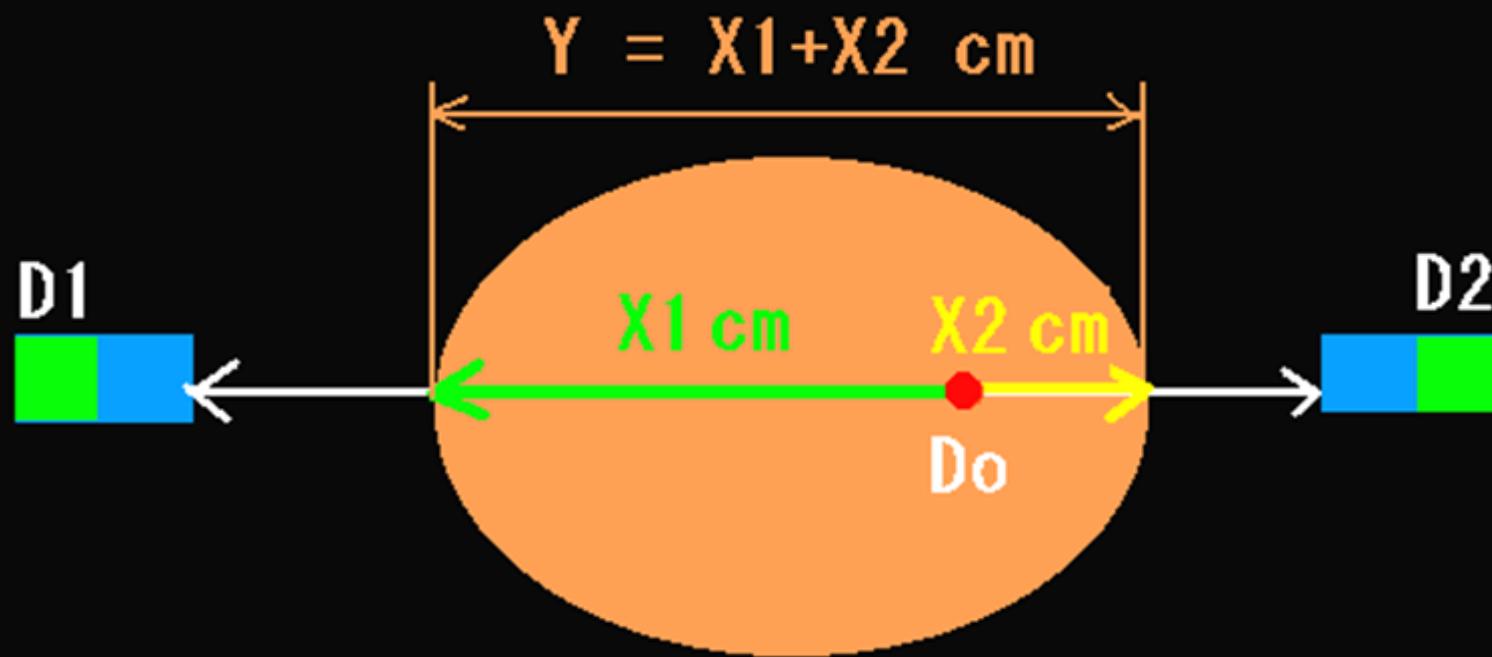
D_o : 真の放射能 (Bq)

D : 放射能測定値 (Bq)

μ : 線減弱係数 (/cm)

PETは、CT画像で吸収補正を行うので、定量性が良い。

体内の放射能 D_o が、測定値 D_1 、 D_2 から計算できる。



$$D_1 = D_o \exp(-\mu X_1)$$

$$D_2 = D_o \exp(-\mu X_2)$$

$$D_1 D_2 = D_o D_o \exp(-\mu (X_1 + X_2))$$

$$D_o = \sqrt{D_1 D_2 \exp(\mu Y)}$$

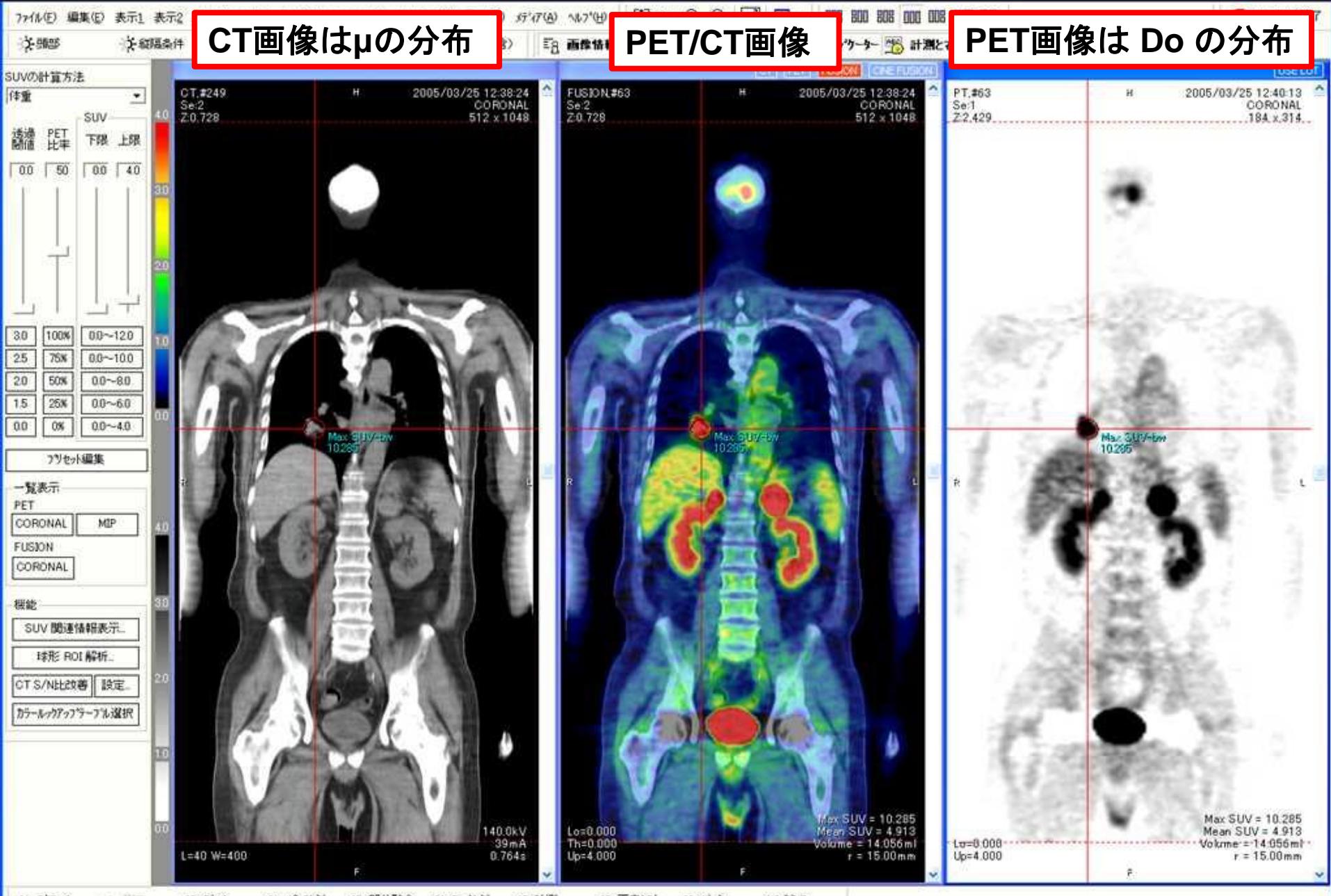
実際は、体内の μ 値 (CT値) は

一定ではないので、

PET画像 (D_o) を求める式は

もう少し複雑である。

PET/CT画像 Lung ca.



CT値 (HU : Hounsfield Unit)

組織の密度に比例する値

CT断層像の画素値の基になる値は
体内の 各組織の線減弱係数 μ_t だが、
臨床的な理解度を容易にするために
 μ_t に比例した値がCTの画素値に使われる。

$$\text{CT値} = 1000 \times (\mu_t - \mu_w) / \mu_w$$

μ_w : 水のX線吸収係数（線減弱係数）

μ_t : 組織のX線吸収係数（線減弱係数）

空気のCT値は -1000 $1000 \times (\mu_{\text{air}} - \mu_w) / \mu_w = -1000 \text{ (HU)}$

厳密には空気の線減弱係数 μ_{air} は0ではないが人体組織と比べると極めて小さいので、CT値を計算する場合は $\mu_{\text{air}} = 0$ とする。

水のCT値は0（比重1の密度が0HU）

$$1000 \times (\mu_w - \mu_w) / \mu_w = 0 \text{ (HU)}$$

水の2倍の線減弱係数の物質のCT値は1000

（水の2倍の密度が1000HU）

$$1000 \times (2\mu_w - \mu_w) / \mu_w = 1000 \text{ (HU)}$$



CT値は体内の密度（比重）を表す数値である。

肺野のCT値が約-800で、密度は0.2、肺気腫の症例では、肺野が黒っぽく見えるが、CT値が約-900で、密度が0.1程度に低下していることを示す。

血液のCT値は約60だが、これは密度（比重）が1.06であることを示す。

造影剤で白く見える血液のCT値は、約100から200を示すが、造影剤によって血液の密度が1.1から1.2程度に重くなっていることを示す。

大学院医学研究科 [PETによる病態の定量化 断層画像再構成の原理](#)

医学科 核医学 [PET, SPECTの原理 エンパートメントモデル解析](#)

保健学科

保健学科2年 保健医療概論 [原子力発電所事故が人体に与える影響](#)

[医療従事者の被曝について](#)

放射線技術科学専攻

[核医学総論](#) [核医学検査技術学](#)

[核医学検査技術学実習](#)

[放射化学基礎](#)

[放射線関係法規](#)

[医用画像機器工学Ⅱ\(CT\)](#)

[医用画像機器工学実習\(FBP, OSEMの原理\)](#)

[核医学機器工学概論 プログラミング言語C](#)

[C#講座](#) [C#講座サンプルプログラム](#) [プログラミング言語C#](#)

[C言語からVisual C#への移行](#) [DICOMから情報を読み出す](#)

検査技術科学専攻

[医療情報科学](#) [医用工学](#)

Take home message

ホームページ

chtgkato.com で

詳細な核医学機器の原理、

CTの断層画像作成原理、

脳血流など定量解析理論などを説明したスライド、

画像解析プログラムなどの

説明を載せています。

興味のある人は参照して下さい。

P E Tで使用する陽電子放出核種

病院内のサイクロトロンで產生する

半減期(分) 合成放射性薬剤

酸素15 15-O 2分 O₂, CO, CO₂, H₂O

窒素13 13-N 10分 NH₃

炭素11 11-C 20分 ¹¹C-酢酸, ¹¹C-メチオニン

フッ素18 18-F 110分 FDG, FDOPA

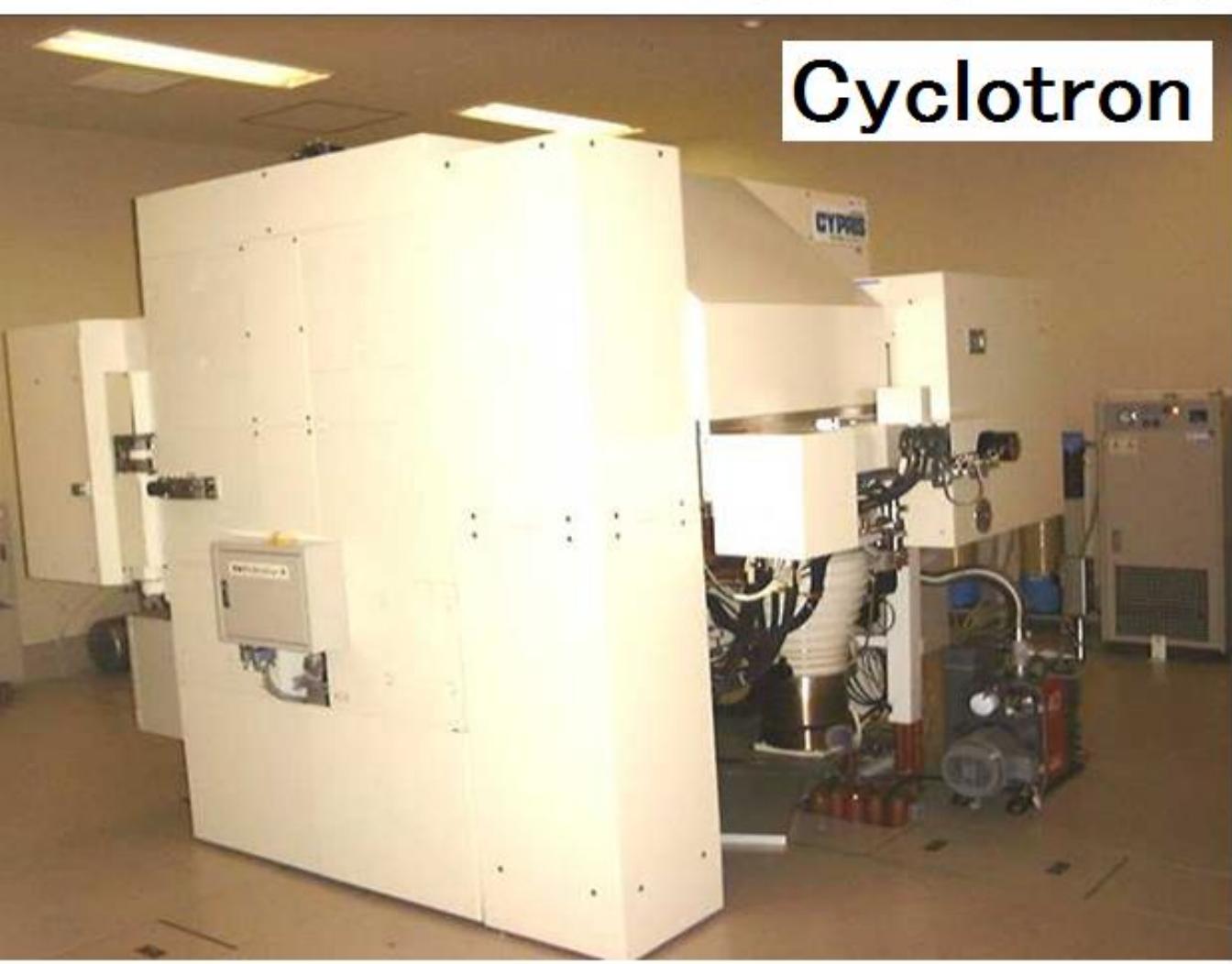
従来の検査で使用する放射性同位元素 の半減時間

99m-Tc 6.01 時間

67Ga 78.2 時間 (3.2日)

201TI 72.9 時間 (3.0日)

^{18}F	110 min	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})$ ^{18}F
^{15}O	2.04 min	$^{14}\text{N}(\text{d},\text{n})$ ^{15}O , $^{15}\text{N}(\text{p},\text{n})$ ^{15}O
^{11}C	20.4 min	$^{14}\text{N}(\text{p},\alpha)$ ^{11}C
^{13}N	9.97 min	$^{12}\text{C}(\text{d},\text{n})$ ^{13}N , $^{16}\text{O}(\text{p},\alpha)$ ^{13}N



Cyclotron

北大病院内の
サイクロトロン

巨大な電磁石
水素または重水素
原子核を加速して
元素に衝突させ、

陽電子を出す
RIを作っている。

被曝 Exposure をあらわす単位

吸收線量：1kgの物体が1Jの放射線エネルギーを吸収した被曝は、1Gy(グレイ)。

線量等量：人体が、体重1kgあたりに1Jのエネルギーを受ける被曝量は、1Sv。

1Sv(シーベルト)= 吸収線量 × 線質係数

線質係数Q： 線質の違いによる人体へのエネルギー付与(電離を起こす程度)を表す指標。

$Q=1$: X線、 γ 線、 β 線,

$Q=10$: 陽子線、中性子線 $Q=20$ 多重荷電粒子

陽電子放出核種の半減期(half-life)は短いので
PET検査の被曝(exposure)は少ない。

被曝の単位は シーベルト(Sv)($mSv = 0.001Sv$)
体重1kgに1Jのエネルギーを受ける被曝が1Sv。
($1Sv = 1J/kg$) 一般的に、100mSv以下は、無害。

18F-FDG (185MBq) 4 mSv (膀胱 20 心臓 10 胎児 3)

11C-Methionine (370MBq) 2 mSv (膵、肝 7)

15-O-CO₂ (3000MBq) 2 mSv (肺 11)

CT 7mSv ~ 10 ~

血管造影 7 mSv ~ 10 (1分で皮膚0.5)

胃、消化管造影 3 mSv

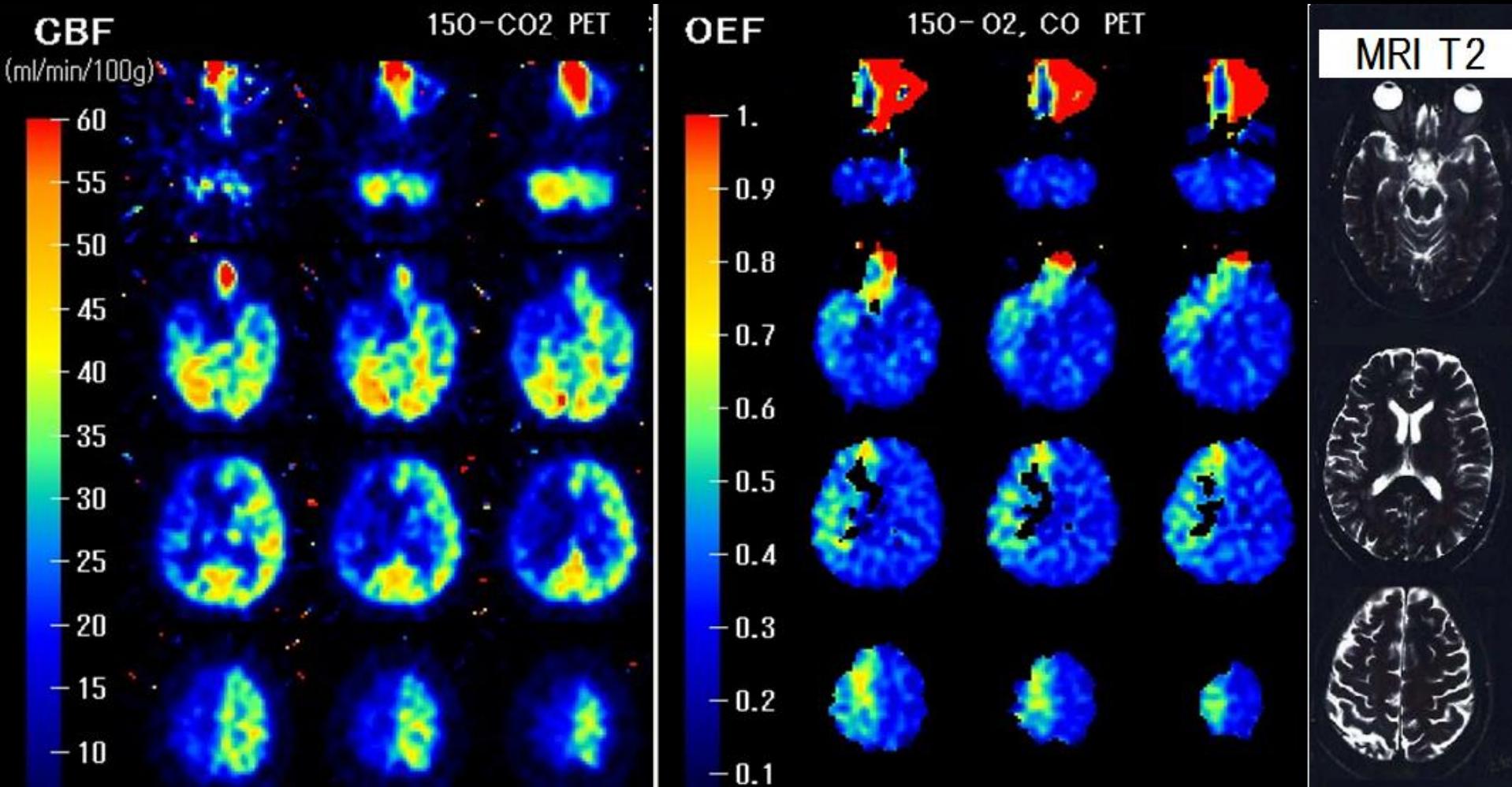
単純X線撮影 0.1 mSv(胸部) 0.2 mSv(骨盤)

^{15}O -CO₂、O₂ 脳PET 脳血流量CBF、酸素摂取率OEFを定量。

右内頸動脈高度狭窄症例。脳梗塞ではないが(MRI T2像は正常)、

右ACA、MCA領域の 高度血流低下、酸素摂取率の亢進あり。

(貧困灌流 misery perfusion の状態)



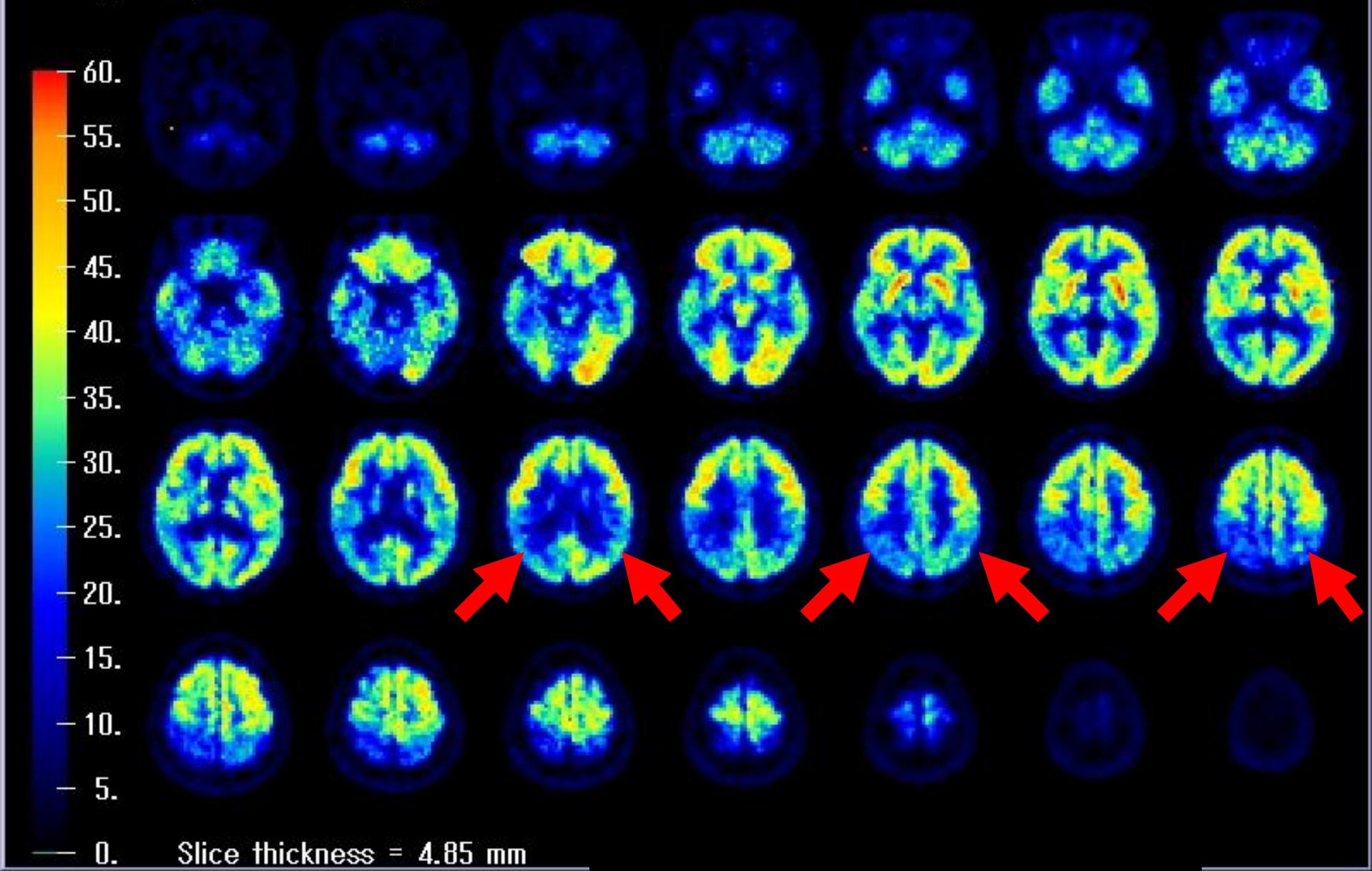
¹⁸F-FDG 脳PET 脳のブドウ糖消費量を定量

若年性アルツハイマー病 左右頭頂葉の変性、糖代謝低下。

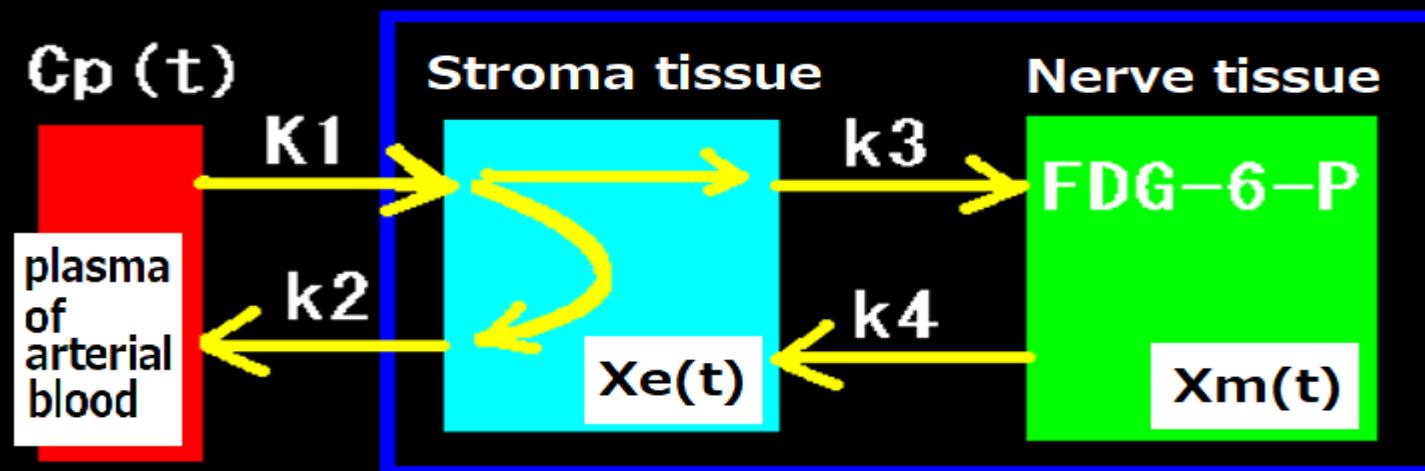
CMR_{glu} (μ mol/min/100g)

¹⁸F-FDG PET

BS = 83.



FDG（フルオロデオキシグルコース）における 3コンパートメントモデル解析



$$\frac{dC_p}{dt} = k_2 X_e - k_1 C_p$$

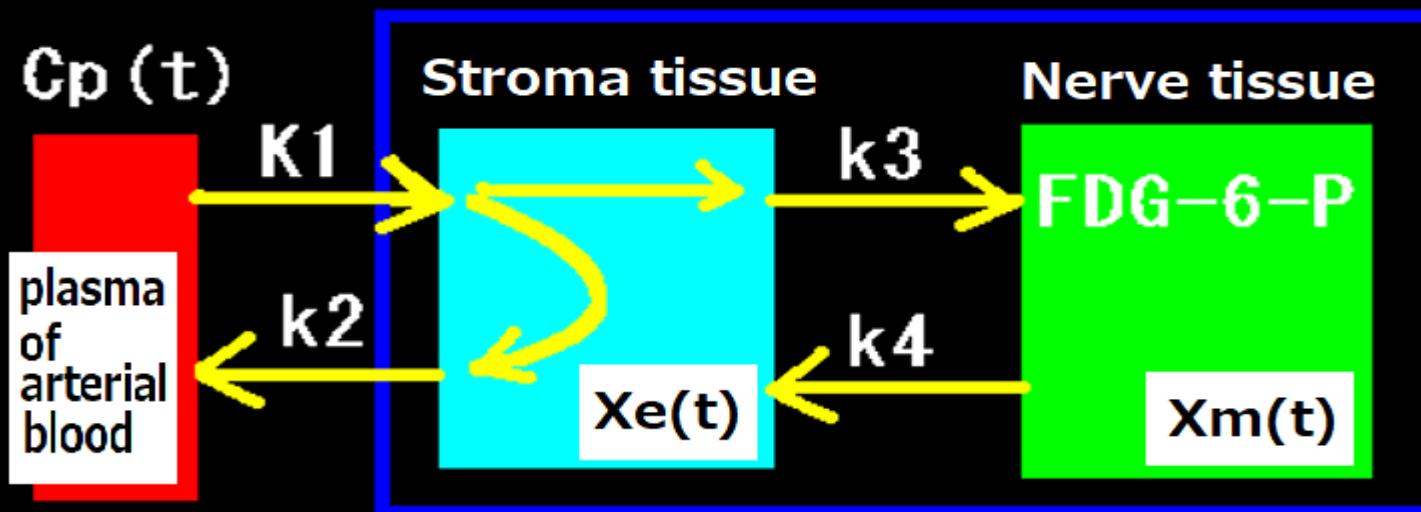
$$\frac{dX_e}{dt} = k_1 C_p + k_4 X_m - (k_2 + k_3) X_e$$

$$\frac{dX_m}{dt} = k_3 X_e - k_4 X_m$$

$$\text{ブドウ糖摂取量} = \frac{\text{血糖値} \times k_1 \times k_3 / (k_2 + k_3)}{0.42}$$

0.42はLumped constantと呼ばれる定数で、
ブドウ糖の脳組織への摂取率を1とした場合の
 $^{18}\text{F}-\text{FDG}$ の脳組織への摂取率の割合。

Quantitative analysis of dynamic FDG PET with three-compartment model



$$\frac{dC_p}{dt} = k_2 X_e - k_1 C_p$$

$$\frac{dX_e}{dt} = k_1 C_p + k_4 X_m - (k_2 + k_3) X_e$$

$$\frac{dX_m}{dt} = k_3 X_e - k_4 X_m$$

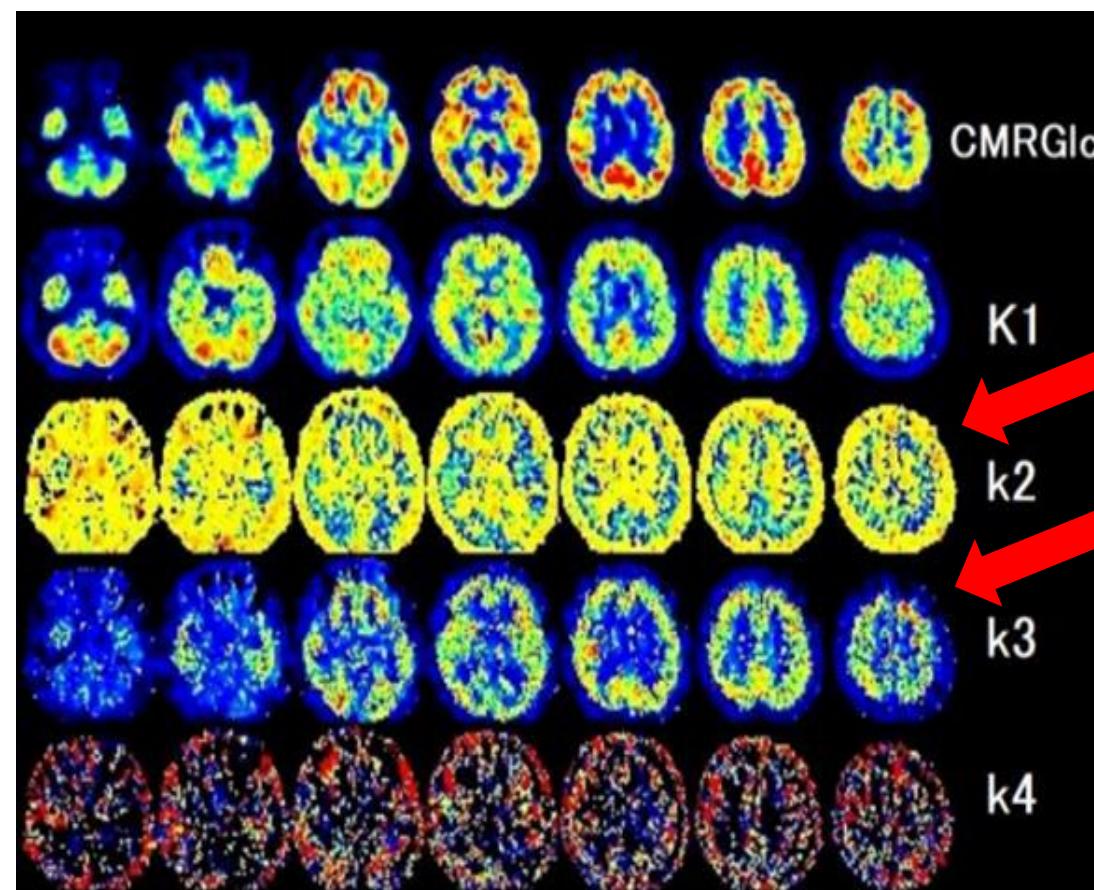
CMRGlc (Cerebral Metabolic Rate of Glucose)

$$= \frac{\text{Blood sugar} \times k_1 \times k_3 / (k_2 + k_3)}{0.42}$$

0.42 is a Lumped constant, uptake ratio of FDG compared with Glucose.

3-compartment model analysis enables to calculate rate constant images of K_1 , k_2 , k_3 and k_4 from dynamic FDG PET image and arterial blood sampling.

K1 image shows uptake rate of FDG into both stroma and nerve tissues.



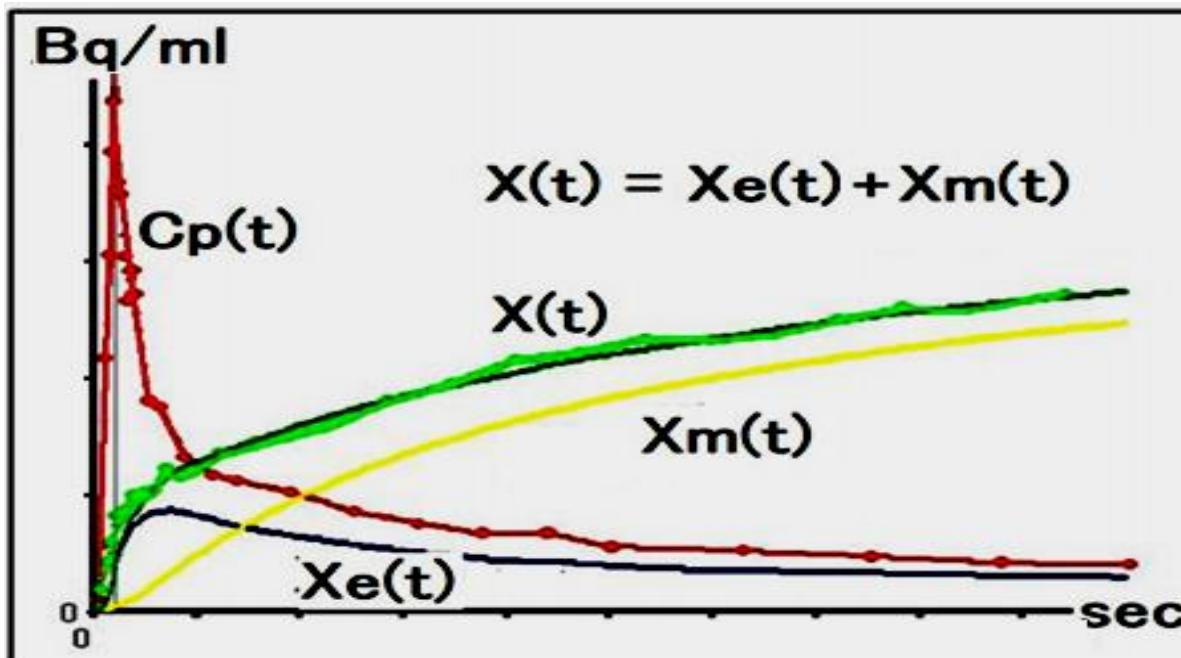
k2 images show release rate of FDG from stroma tissues.

Stroma tissues do not need Glucose, high k_2 value is shown.

K3 images presents uptake rate of Glucose into the nerve tissues. Nerve tissues need Glucose, high k_3 value is shown in the brain.

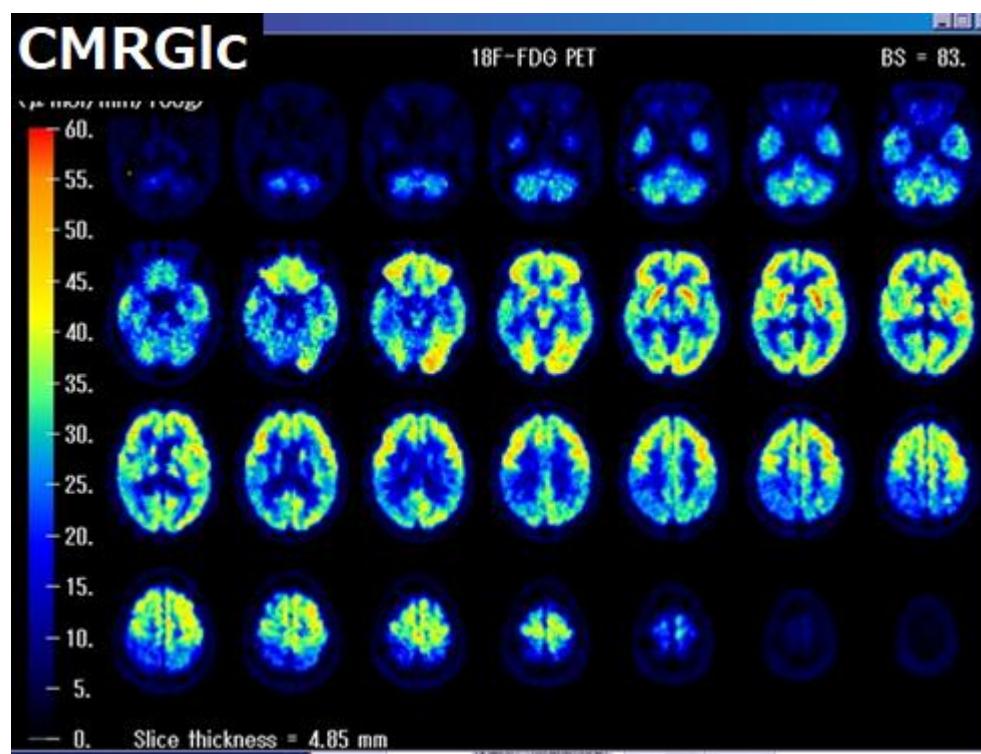
Dynamic brain FDG PET is performed for one hour, time-activity curve $X(t)$ is acquired in every part of the brain.

3-compartment model analysis enables to divide the X_1 curve into the 2 time-activity curves, $X_e(t)$ (stroma tissue curve) and $X_m(t)$ (brain tissue curve). This technique enables to analyze several pathological uptake rate of brain nerve tissues.



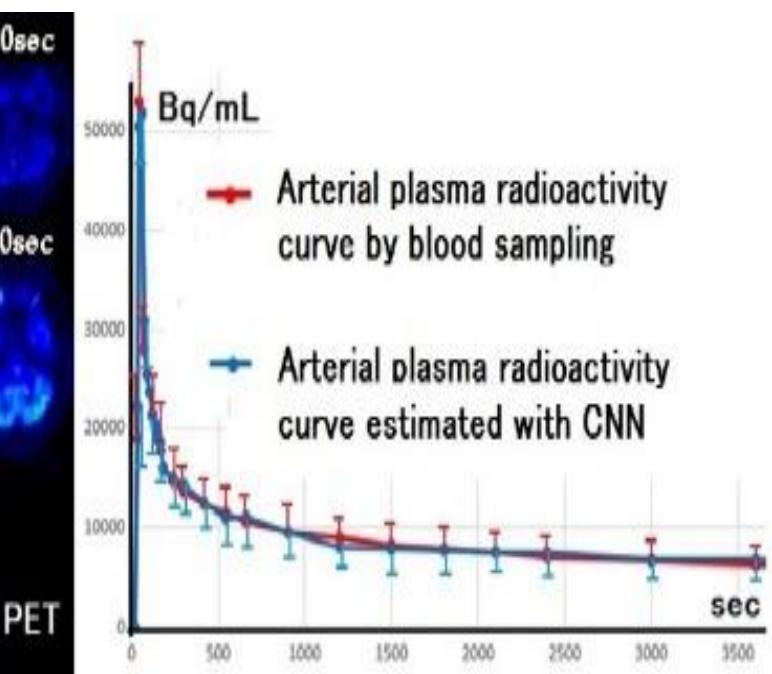
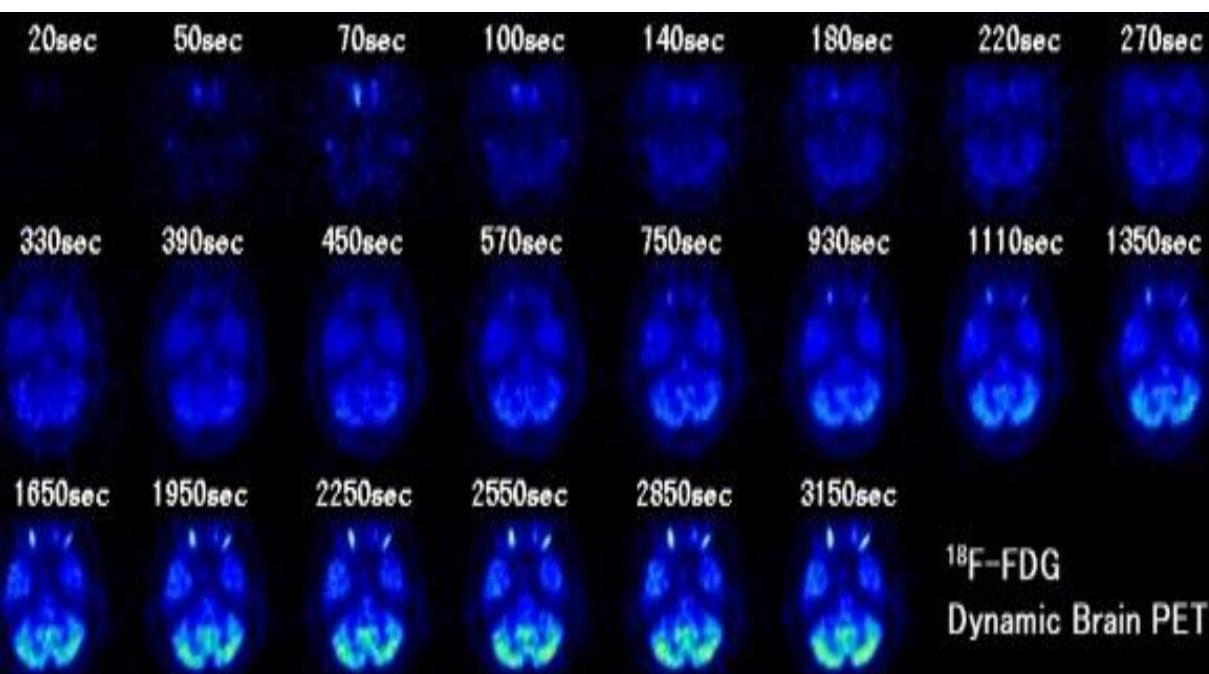
Compartment model analysis is very useful to analyze quantitative evaluation of several diseases. But it sometimes requires arterial blood sampling during the dynamic PET acquisition.

It is invasive and expose high radiation to the doctor who is sampling blood, because he must be nearby a patient who is emitting gamma rays from the body.



Recently, Deep-Learning is used in the clinical study. Several cases of ^{18}F -FDG dynamic brain PET data and time-activity curves of sampled arterial plasma were used as training data.

Then, the trained Deep-Learning algorithm could estimate the time-activity curve of arterial plasma. It enables non-invasive compartment model analysis.

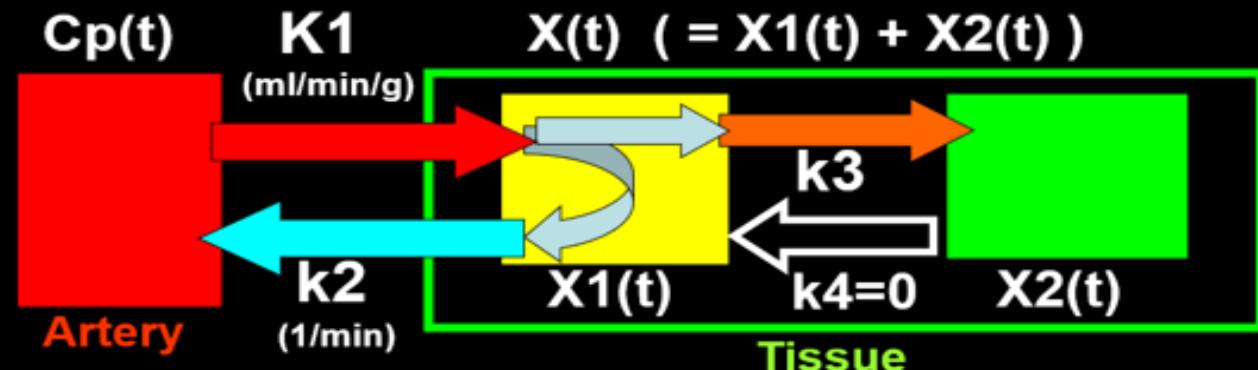


Patlak plot is a 3-compartment model analysis without arterial blood sampling.

This method is used clinically in the ^{99m}Tc -ECD brain dynamic scintigraphy to estimate blood flow in the bilateral cerebral hemisphere.

Simplified model is used, k_4 is assumed to be zero, formula of Patlak plot is derived.

3 Compartment model analysis (case $k_4 = 0$)



$$\frac{d X_1(t)}{d t} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3) X_1(t)$$

$$\frac{d X_2(t)}{d t} = k_3 X_1(t)$$

$$K_i = K_1 \frac{k_3}{k_2 + k_3}$$

$$V_d = \frac{K_1}{k_2} \left(\frac{k_2}{k_2 + k_3} \right)^2$$

formula of
Patlak plot

$$\frac{X(t)}{C_p(t)} = K_i \cdot \frac{\sum_t C_p}{C_p(t)} + V_d$$

$Cp(t)$ is a time-activity curve of the arterial plasma.
But clinically, in the ^{99m}Tc -ECD dynamic brain scintigraphy,
the $Cp(t)$ is used the time-activity curve of the Aortic arch.
 $X(t)$ is time-activity curve of the bilateral cerebral hemisphere.

Distribution of $\sum Cp(t) / Cp(t)$ and $X(t) / Cp(t)$ are plotted,
a fitted line is drawn.

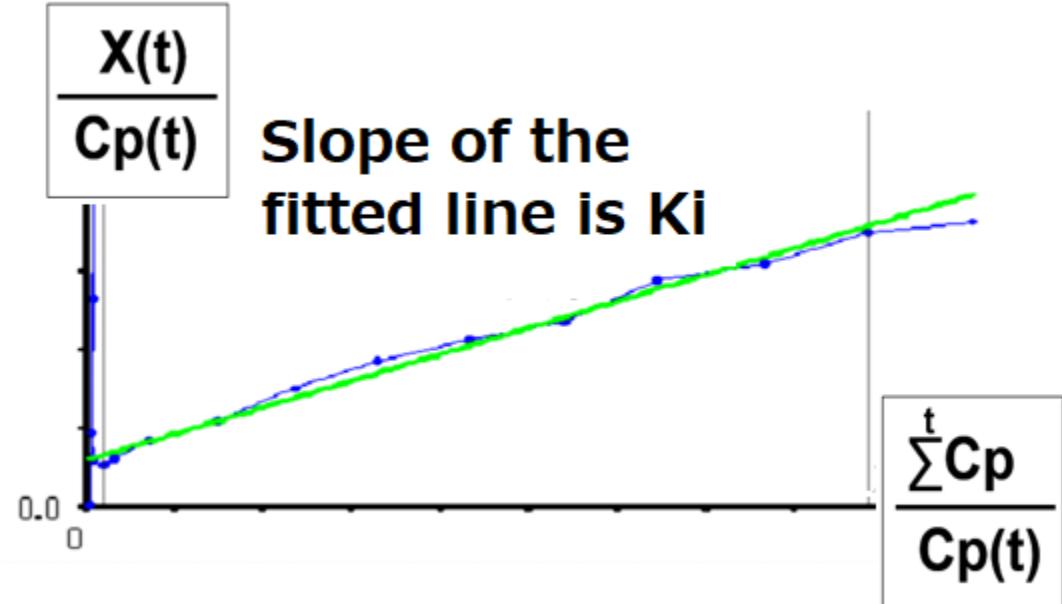
The slope of the line is

$Ki (= K_1 \cdot k_3 / (k_2 + k_3))$

Ki means the uptake
rate of ^{99m}Tc -ECD into
the cerebral hemisphere,
the value is used as
the cerebral blood flow.

formula of
Patlak plot

$$\frac{X(t)}{Cp(t)} = Ki \cdot \frac{\sum_{t=0}^t Cp}{Cp(t)} + Vd$$



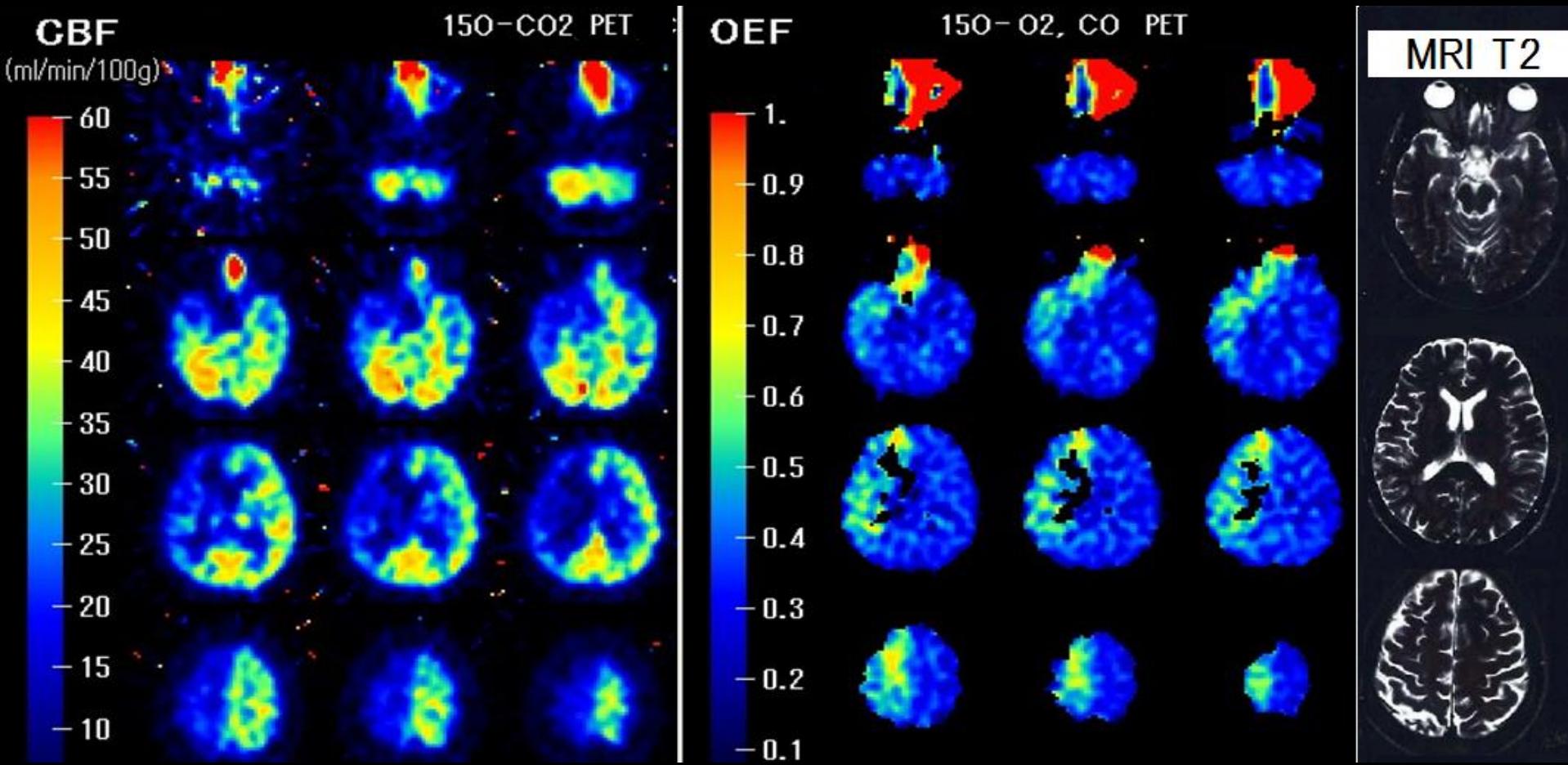
^{15}O -CO₂, O₂ Brain PET quantifies CBF, OEF.

Cerebral Blood Flow (CBF), Oxygen Extraction Fraction (OEF).

Case of severe stenosis in the right internal carotid artery.

Although it is not a cerebral infarction (MRI T2 image is normal),
severe hypoperfusion, increased oxygen uptake in the Rt. brain.

It is called misery perfusion. (Immediately before infarction)

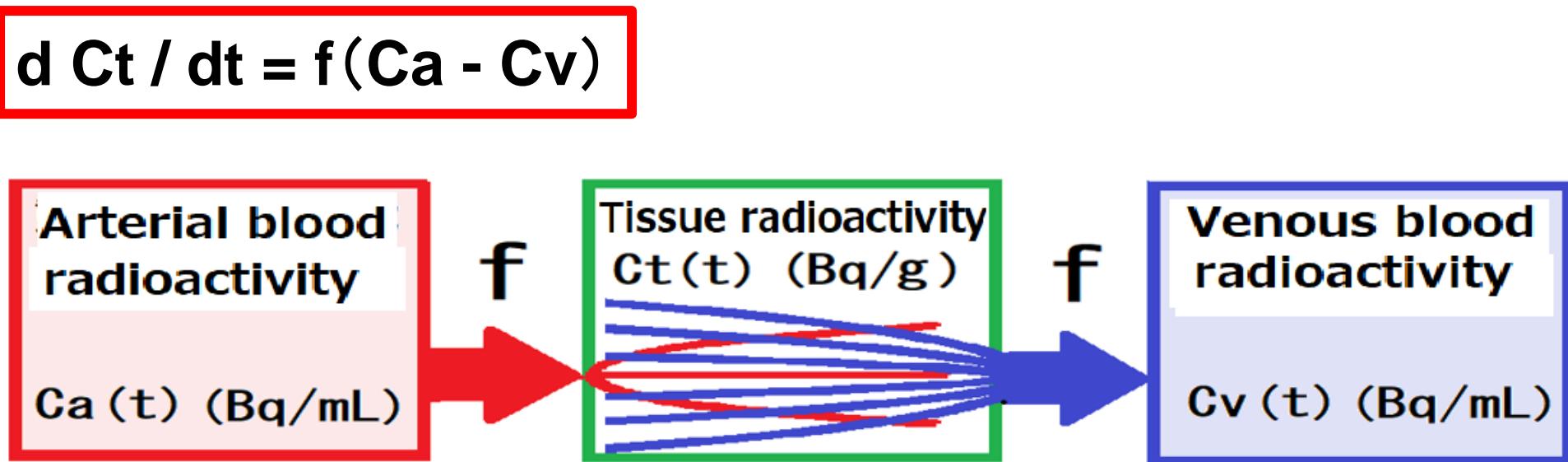


Fick's principle

PET study using $^{15}\text{O}-\text{CO}_2$ or $^{15}\text{O}-\text{H}_2\text{O}$, Fick's principle is used to estimate the tissue blood flow.

A micro-tissue uptakes $C_t(t)$ of radioactivity during one second, and radioactivity of the artery and vein nearby the tissue are $C_a(t)$ and $C_v(t)$, the relationship of C_t , C_a , C_v and blood flow of the micro-tissue f is presented as follows;

$$\frac{d C_t}{dt} = f(C_a - C_v)$$



But it is impossible to measure the radioactivity of the vein nearby the micro-tissue $C_v(t)$.

Anatomically, the volume of venous blood is much larger than that of arterial blood in the micro-tissue.

So, radioactivity of the venous blood C_v and nearby microtissue C_t have a linear relationship.

Then the ratio of the C_t and C_v is defined the value p (partition coefficient ($= C_t / C_v$)). ($C_v = C_t / p$).

The Fick's principle is presented as follows;

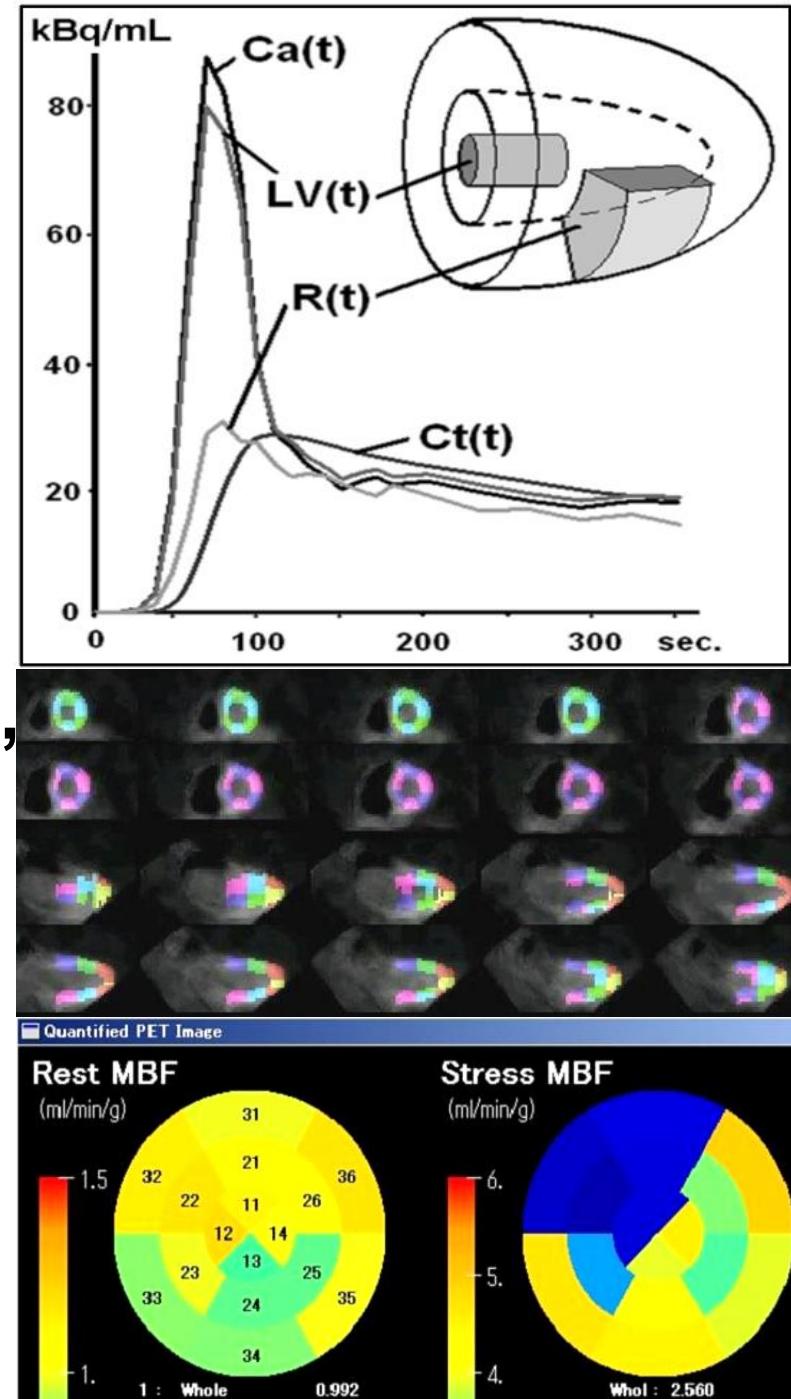
$$d C_t(t) / dt = f C_a(t) - (f / p) C_t(t)$$

This equation enables to estimate the tissue blood flow f , when $C_a(t)$ and $C_t(t)$ were acquired using dynamic PET study.

Myocardial PET study with $^{15}\text{O}-\text{H}_2\text{O}$, which enables to estimate regional myocardial blood flow (MBF) using Fick's principle.

In the heart study, radioactivity of the artery is derived from the Left ventricular count, blood sampling is not needed.

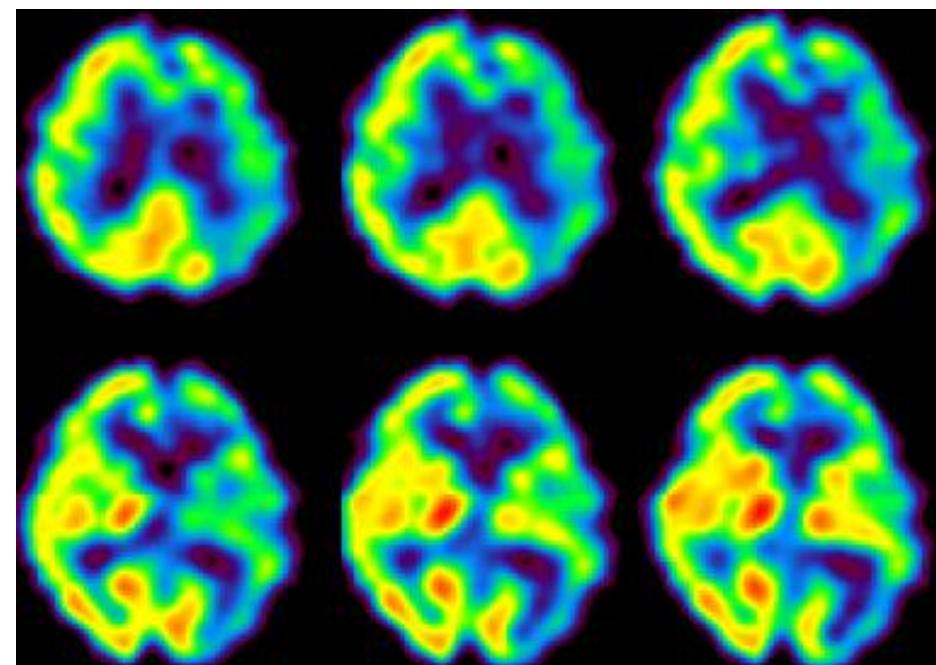
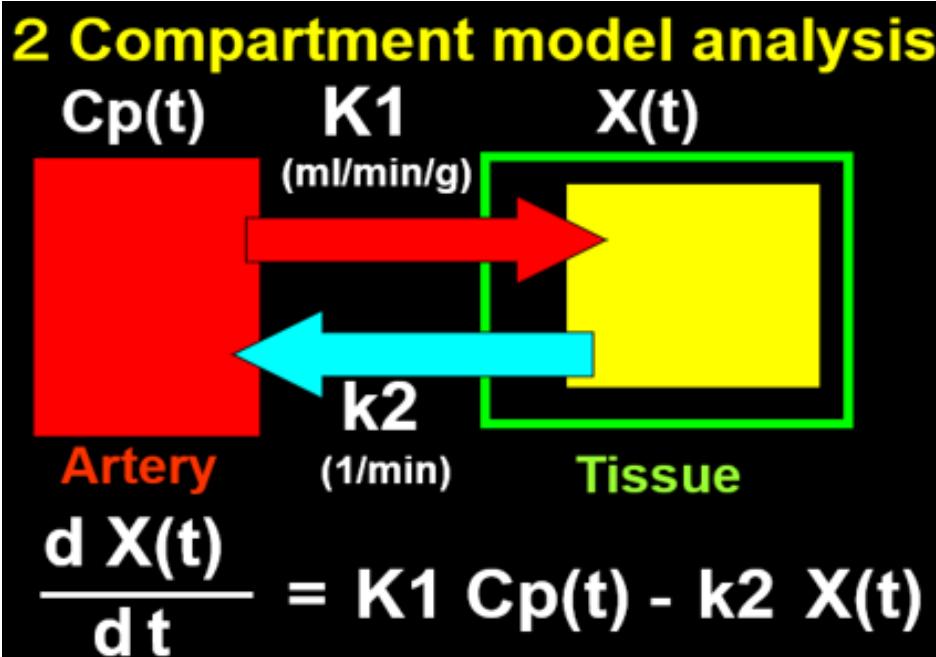
This case shows normal MBF at resting state, but decreased MBF at the LAD region at stressed state (ATP infusion). Effort Angina at LAD region is diagnosed quantitatively.



2-compartment model analysis is also useful.
It is used clinically for the ^{123}I -IMP Brain SPECT,
myocardial dynamic PET with ^{11}C -acetate, $^{13}\text{NH}_3$, ^{82}Rb .

^{123}I -IMP Brain SPECT

IMP is amphetamine, stimulant, highly accumulated into the brain nerve tissue. In the 2-compartment model, k_2 (return rate from the brain to the blood) of IMP is assumed to be zero.



When the k_2 value is zero, 2-compartment model to estimate cerebral blood flow (CBF) is solved easily.

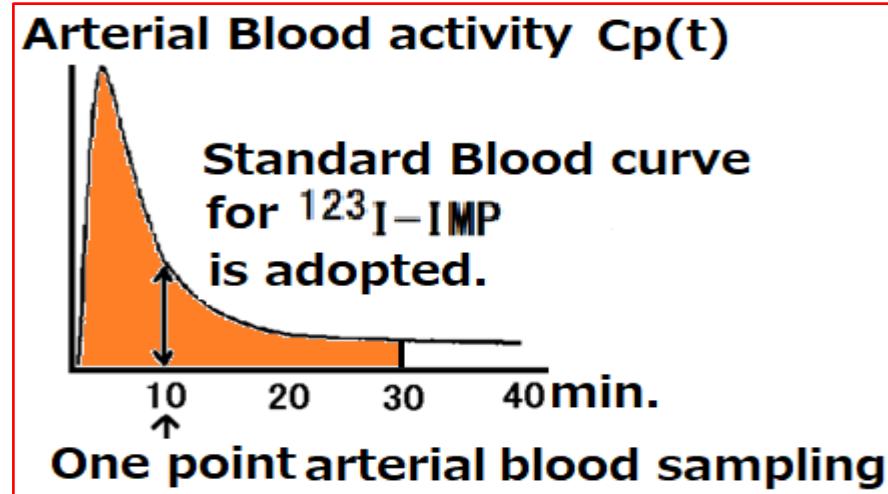
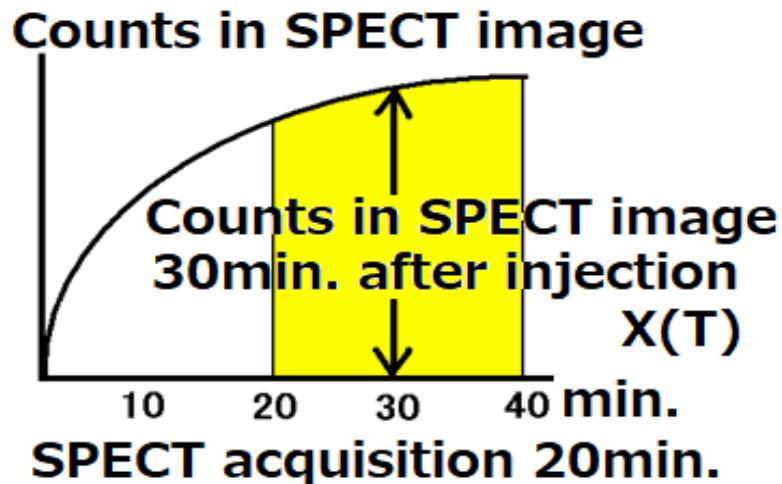
$$\frac{d X(t)}{dt} = K_1 C_p(t) \quad X(T) = K_1 \int_0^T C_p(t) dt$$

$$K_1 \doteq CBF = X(T) / \int_0^T C_p(t) dt \quad (T=30\text{min})$$

Radioactivity of the brain tissue in the SPECT image

=
Integration of radioactivity of arterial blood for 30min.

^{123}I -IMP Brain SPECT image is started to scan 20minutes after injection of ^{123}I -IMP, acquisition time is 20mimutes. So, ^{123}I -IMP Brain SPECT is assumed to be scanned 30min. after injection.



問題1

- ¹⁸F - FDG PET の SUV 値で正しいのはどれか。
1. 血糖値が高いと腫瘍で高くなる。
 2. 運動後に検査をすると筋肉で低くなる。
 3. 皮下への注射漏れがあると脳で高くなる。
 4. 投与から 1 時間経過すると腫瘍で一定となる。
 5. ¹⁸F - FDG が体内に均等に分布すると 1 になる。

問題2

- ¹⁸F - FDG の集積性が低いのはどれか。
1. 大腸癌
 2. 悪性黒色腫
 3. 悪性リンパ腫
 4. 頭頸部扁平上皮癌
 5. 高分化型肝細胞癌

問題3

^{18}F - FDG 腫瘍 PET で SUV を計算で求めるために必要なのはどれか。2つ選べ。

- 1. 体 重
- 2. 血糖値
- 3. 血中の放射能量
- 4. 投与薬剤の容量
- 5. 投与薬剤の放射能量

問題4

健常者の ^{18}F - FDG PET で
描出される頻度が低いのはどれか。

- 1. 脳
- 2. 肝 臓
- 3. 胆 囊
- 4. 腎 臓
- 5. 大 腸

参考文献

フルカラーCGで学ぶ

核医学検査の テクニック

Techniques for Nuclear Medicine Imaging with Full-color Computer Graphics

監修 加藤千恵次
編集 孫田惠一
編集協力 杉森博行

北海道大学 大学院保健科学研究院 医用生体理工学分野 特任教授
北海道大学病院 医療技術部(放射線部) 副診療放射線技師長
北海道大学 大学院保健科学研究院 医用生体理工学分野 准教授

MEDICALVIEW

フルカラーCGで学ぶ

核医学検査のテクニック

■監修

加藤 千恵次

■編集

孫田 恵一

■編集協力

杉森 博行

定価 6,050 円(税込) (本体 5,500 円+税)

B5判 288ページ オールカラー、イラスト170点
2020年3月2日刊行
ISBN978-4-7583-2019-1