

## 医用画像の基礎

加藤千恵次

北大病院 核医学診療科

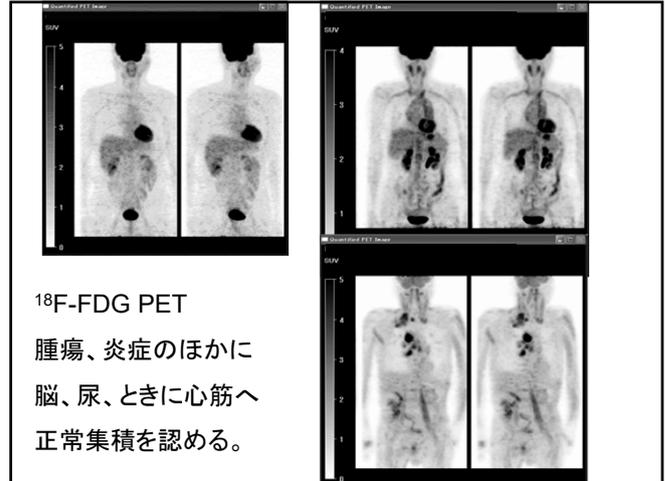
北大保健科学研究所

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、  
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。

1



$^{18}\text{F}$ -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。

4

## 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

北大保健科学研究所 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、4次元に算出する  
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

2

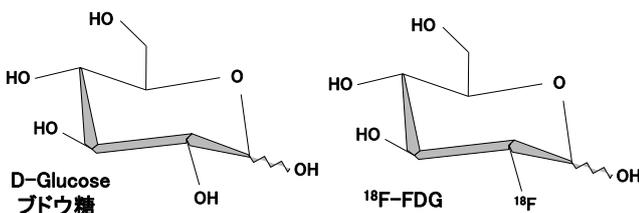
一般的に、体内組織は、エネルギー源として脂肪酸を摂取し、ミトコンドリア内のベータ酸化回路で脂肪酸からATP(アデノシン三リン酸)を産生する。ベータ酸化回路はATP産生は多いが、酸素を多量に要求する。

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を産生する。解糖系はATP産生量が少ないので、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ため病変組織内に長く停滞し、画像化できる。

5

$^{18}\text{F}$ -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、代謝されないため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。)



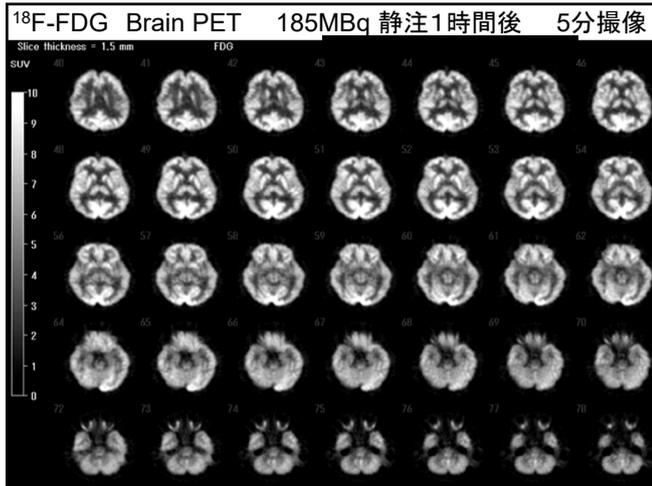
3

北大病院  
核医学検査室  
PET/CT装置



PET:  
陽電子CT  
Positron  
Emission CT

6



7

## 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。好発年齢は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)

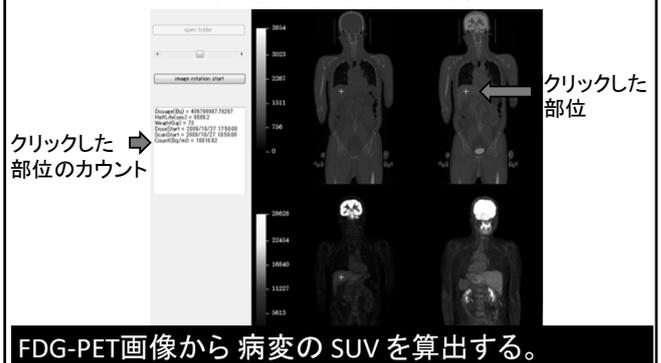
10

## 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)

8

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。



11

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が普通です。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、さらに健全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。

9

## SUV ( Standardized Uptake Value)

病変の放射能濃度(Bq/ml)

=

体内平均放射能濃度(Bq/ml)

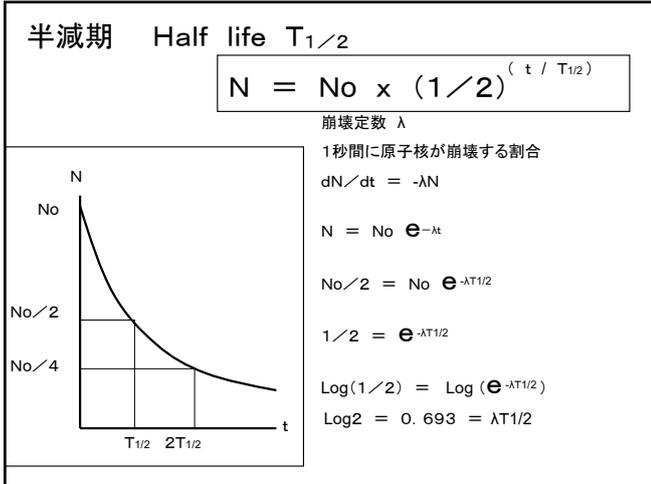
( 投与量(Bq) / 体重(g) )

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。

12



13

$^{18}\text{F}$ -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、それが守られなかった状態で実施した  $^{18}\text{F}$ -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。

$^{18}\text{F}$ -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  $^{18}\text{F}$ -FDG も集積する。しかし絶食の前処置が守られないと  $^{18}\text{F}$ -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  $^{18}\text{F}$ -FDG 集積量が減少するので (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)。

16

平成26年 診療放射線技師国家試験 解答 2  
 10時に 200 MBq であった  $^{18}\text{F}$ -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  $12,000 \text{ Bq/cm}^3$  であった。SUV 値はどれか。ただし、患者は身長 150 cm、体重 50 kg とし、人体の密度を  $1 \text{ g/cm}^3$ 、 $^{18}\text{F}$  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、 $100 \text{ MBq} / 50 \text{ kg} = 2000 \text{ Bq/ml}$   
 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。)

14



17

**膵頭部癌 Panc. head ca.** 症例 3 腹部造影CT

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: FDG-PET (1回目)    症例3: FDG-PET (2回目)

SUV 2.2 Lesion1 5029 Bq/ml    SUV 3.4 Lesion1 8251 Bq/ml

前処置: 検査3時間前に食事 (just after meal), 検査時血糖 BS 167 mg/dl    前処置: 検査前夜より絶食 (fasted all night), 検査時血糖 95 mg/dl

15

**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

正面像    背面像

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。

18

**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。

19

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。 $\mu_0$ は真空の透磁率 (磁場の生じやすさ)、 $\epsilon_0$ 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  $\mu_0$  や  $\epsilon_0$  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。

22

**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)。**

20

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、アイン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、何万年も離れた星が夜空に見える現象は、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では、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。)

23

**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**

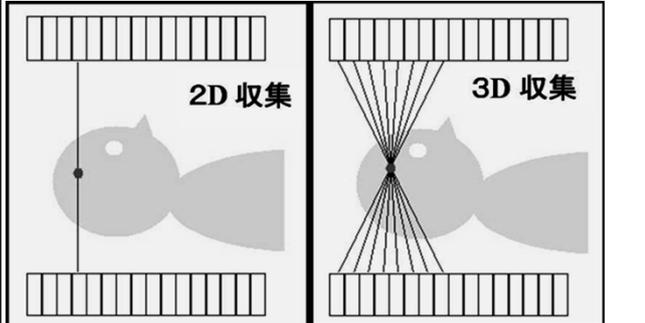
**マイクロ波: 100マイクロ~1メートル**

21

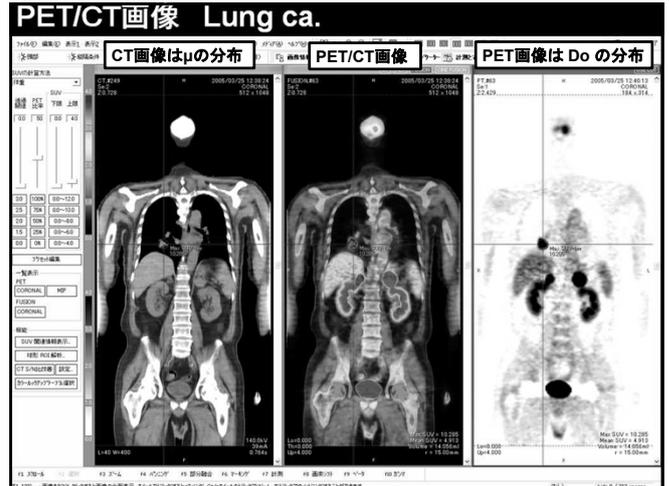
PETカメラは、コリメータがないので高感度。  
コリメータは小さい孔を多数あけた鉛板。検出感度を下げる。

24

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。

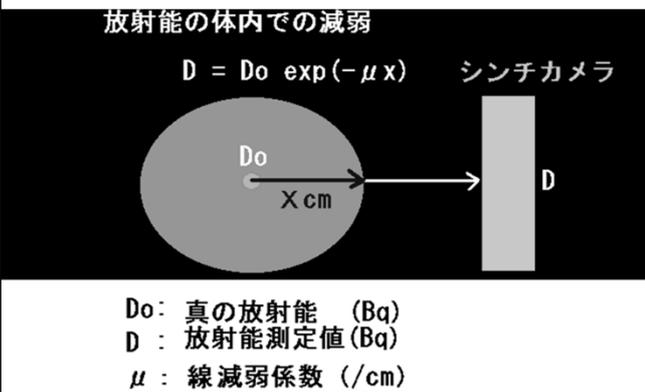


25



28

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  $D_0$  は算出できない。測定できるのはDだけ。



26

CT値 (HU : Hounsfield Unit)  
 組織の密度に比例する値

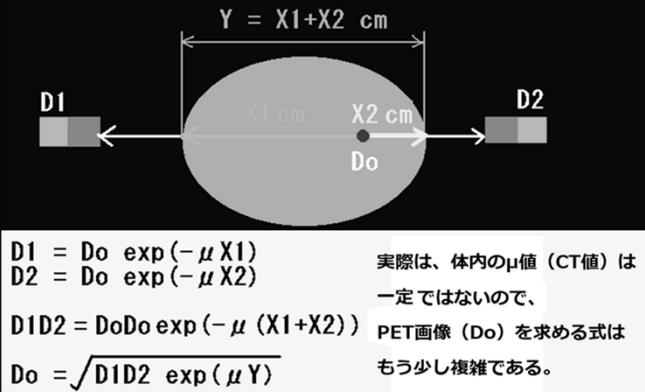
CT断層像の画素値の基になる値は体内の各組織の線減弱係数  $\mu_t$  だが、臨床的な理解度を容易にするために  $\mu_t$  に比例した値がCTの画素値に使われる。

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

$\mu_w$ : 水のX線吸収係数 (線減弱係数)  
 $\mu_t$ : 組織のX線吸収係数 (線減弱係数)

29

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  $D_0$  が、測定値  $D_1$ 、 $D_2$  から計算できる。



27

空気のCT値は -1000  $1000 \times (\mu_{air} - \mu_w) / \mu_w = -1000(HU)$   
 厳密には空気の線減弱係数  $\mu_{air}$  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  $\mu_{air} = 0$  とする。  
 水のCT値は 0 (比重1の密度が 0 HU)  
 $1000 \times (\mu_w - \mu_w) / \mu_w = 0 (HU)$   
 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 1000 HU)  
 $1000 \times (2 \mu_w - \mu_w) / \mu_w = 1000 (HU)$

CT値と密度の関係

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を示すか、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。

30

北大医学部 加藤千恵次 北大病院 核医学診療科

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

医学部 核医学 PET,SPECTの原理 エンバーゾナルモデル解析

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 (PET, 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 DQ:CM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。

31

**被曝 Exposure をあらわす単位**

**吸収線量: 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 x 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**

34

**PETで使用する陽電子放出核種**

病院内のサイクロトロンで産生する

|       |      | 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) |
| 201Tl  | 72.9 時間 (3.0日) |

32

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 (脾、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)

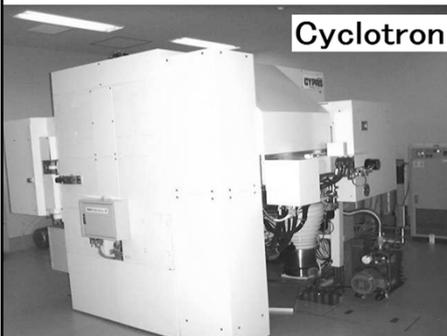
35

|                 |          |  |
|-----------------|----------|--|
| <sup>18</sup> F | 110 min  | <sup>18</sup> O(p,n) <sup>18</sup> F                                       |
| <sup>15</sup> O | 2.04 min | <sup>14</sup> N(d,n) <sup>15</sup> O, <sup>15</sup> N(p,n) <sup>15</sup> O |
| <sup>11</sup> C | 20.4 min | <sup>14</sup> N(p,α) <sup>11</sup> C                                       |
| <sup>13</sup> N | 9.97 min | <sup>12</sup> C(d,n) <sup>13</sup> N, <sup>16</sup> O(p,α) <sup>13</sup> 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。

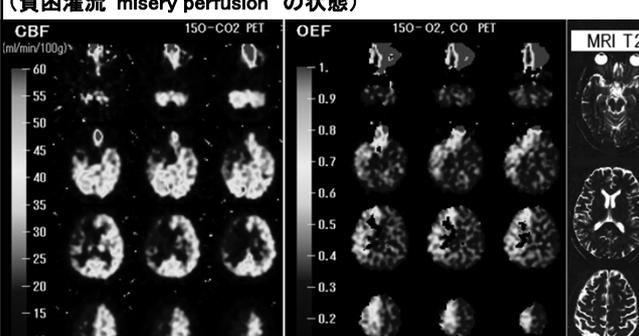


33

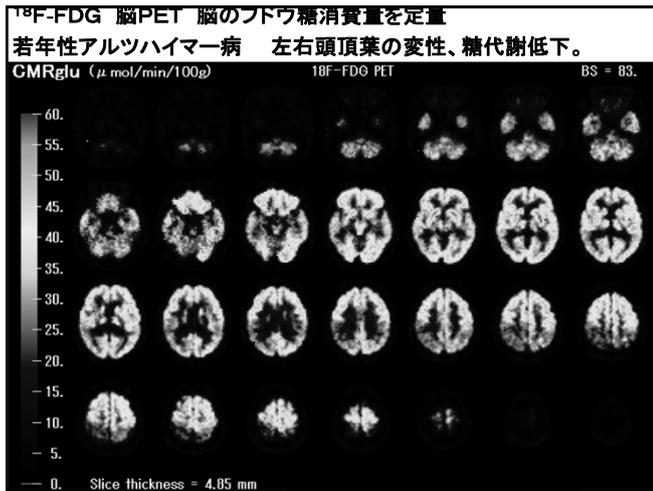
<sup>15</sup>O-CO2, O2 脳PET 脳血流量CBF、酸素摂取率OEFを定量。

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)



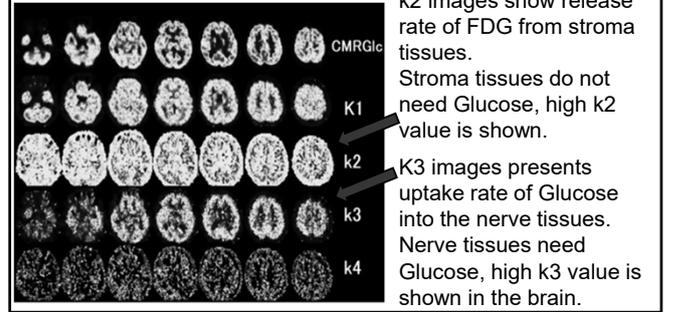
36



37

3-compartment model analysis enables to calculate rate constant images of K1, k2, k3 and k4 from dynamic FDG PET image and arterial blood sampling.

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



40

**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**

$\frac{dCp}{dt} = k2 \ xe - K1 \ Cp$   
 $\frac{dXe}{dt} = K1 \ Cp + k4 \ xm - (k2+k3) \ xe$   
 $\frac{dXm}{dt} = k3 \ xe - k4 \ xm$

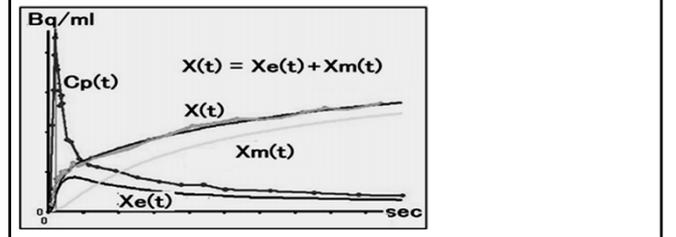
ブドウ糖摂取量 =  $\frac{\text{血糖値} \times K1 \times k3}{k2+k3}$  = 0.42

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<sup>18</sup>F-FDGの脳組織への摂取率の割合。

38

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 X1 curve into the 2 time-activity curves, Xe(t) (stroma tissue curve) and Xm(t) (brain tissue curve). This technique enables to analyze several pathological uptake rate of brain nerve tissues.



41

**Quantitative analysis of dynamic FDG PET with three-compartment model**

$\frac{dCp}{dt} = k2 \ xe - K1 \ Cp$   
 $\frac{dXe}{dt} = K1 \ Cp + k4 \ xm - (k2+k3) \ xe$   
 $\frac{dXm}{dt} = k3 \ xe - k4 \ xm$

CMRGlc (Cerebral Metabolic Rate of Glucose)

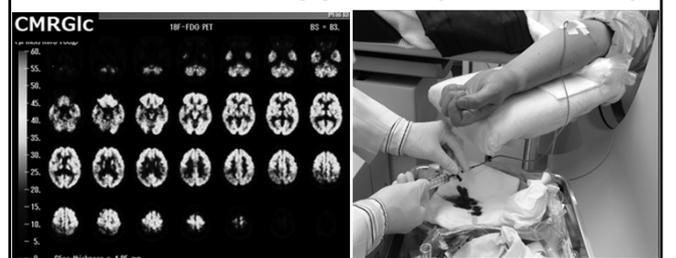
Blood sugar  $\times \frac{K1 \times k3}{k2+k3}$  = 0.42

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

39

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.



42

Recently, Deep-Learning is used in the clinical study. Several cases of  $^{18}\text{F}$ -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.

43

$^{15}\text{O}$ -CO<sub>2</sub>, O<sub>2</sub> 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)

46

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

This method is used clinically in the  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -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  $k_4 = 0$  )

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

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

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

formula of Patlak plot  $\frac{X(t)}{C_p(t)} = K_i \cdot \frac{\sum C_p}{C_p(t)} + V_d$

44

Fick's principle

PET study using  $^{15}\text{O}$ -CO<sub>2</sub> or  $^{15}\text{O}$ -H<sub>2</sub>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;

$$d C_t / dt = f(C_a - C_v)$$

47

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

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

The slope of the line is  $K_i (= K_1 \cdot k_3 / (k_2 + k_3))$

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

formula of Patlak plot  $\frac{X(t)}{C_p(t)} = K_i \cdot \frac{\sum C_p}{C_p(t)} + V_d$

Slope of the fitted line is  $K_i$

45

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.

48

**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.

49

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

$^{123}\text{I}\text{-IMP}$  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.

**2 Compartment model analysis**

$\frac{dX(t)}{dt} = K1 Cp(t) - k2 X(t)$

50

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

$$\frac{dX(t)}{dt} = K1 Cp(t) \quad X(T) = K1 \int_0^T Cp(t) dt$$

$$K1 \doteq \text{CBF} = X(T) / \int_0^T Cp(t) dt \quad (T=30\text{min})$$

Radioactivity of the brain tissue in the SPECT image  
= Integration of radioactivity of arterial blood for 30min.

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

51

**問題1**  $^{18}\text{F}\text{-FDG}$  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.  $^{18}\text{F}\text{-FDG}$  が体内に均等に分布すると1になる。

**問題2**  $^{18}\text{F}\text{-FDG}$  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

52

**問題3**  $^{18}\text{F}\text{-FDG}$  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  $^{18}\text{F}\text{-FDG}$  PET で描出される頻度が低いのはどれか。

1. 脳
2. 肝臓
3. 胆嚢
4. 腎臓
5. 大腸

53

**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 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

54