リレー講座

核医学技術の基礎「PET装置による撮像原理」

和田 康弘 WADA Yasuhiro

《はじめに》

近年、PET検査が普及し特に腫瘍の分野で多く用いられている。PET画像は一般的に定量性に優れていると言われ、画像のピクセル値は放射能濃度である Bq/ml の単位であらわされる。これを基に放射能濃度を投与放射能と体重で正規化した SUV (standardized uptake value)が臨床の現場ではよく用いられる。ここでは PET におけるデータ収集(スキャン)、補正、画像再構成に関して簡単に説明をする。

《データ収集から再構成画像を得るまでのデータ 処理の流れ》

図1に収集データから再構成画像までの処理の 流れを示す。図1中でランダム補正はデータ収集 時に行われ補正されたものが収集データとして保 存される場合が多い。その他の補正は画像再構成

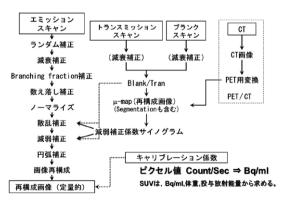


図1 PETにおける収集データから再構成画像までの処理 の流れ。収集されたエミッションデータから再構成 画像までには多くの補正がかかわっている。

の処理の際にまとめて行われる場合が多い。 PET-CT装置ではCT画像を基に減弱補正を行う。 画像再構成には、SPECT装置と同様にFBP (filtered back projection)法とML-EM(maximum likelihood - expectation maximization)法を基にし た ordered subset - expectation maximization 法 (OS-EM法: iterative法, 逐次近似法とも呼ばれる) の2つの方法がある。

《データ収集》

PETでは消滅放射線と呼ばれる特殊なガンマ線を同時計測したものが収集データとなる。消滅放射線とはプラスの電荷をもつ電子(陽電子,ポジトロンと呼ぶ)と通常のマイナスの電荷をもつ電子が合わさることにより発生するガンマ線(光子とも呼ぶ)のことである。この光子は約180°対向する方向に放出され、そのエネルギーはそれぞれ511 keV(電子の静止質量エネルギー)である¹¹。 PETでは陽電子放出核種が計測可能であるが、計測されるガンマ線のエネルギーは核種に依存せず、すべて511 keVである。

約180°対向する方向に放射された2つのガンマ線を別々の検出器で同時に検出することにより、2つの検出器を結ぶ直線上に線源があることがわかる。この直線を同時計測線と呼ぶ。1つの検出器に注目すると同時計測をした他方の検出器の方向からガンマ線が飛来したことがわかる。つまり同時計測では単なるカウントではなくガンマ線の飛来方向の情報を含んでいる²⁾。この為にコリメータを使用する必要がなく、検出器に対して斜めの方向からのガンマ線も検出することができ高

理化学研究所 ライフサイエンス技術基盤研究センター 健康・病態科学研究チーム

〒650-0047 兵庫県神戸市中央区港島6-7-3

TEL: 078-304-7111 FAX: 078-304-7112 E-mail: yasuwada@riken.jp

RIKEN Center for Life Science Technologies Pathophysiological and Health Science Team

い感度を得ることができる。

1つの線源から放出された2本のガンマ線を同時計測したカウントを真同時計数と呼び、これが線源分布(画像)の基データとなる。同時計測といっても実際の装置ではある有限の時間以下を同時としている為、同時計測されたカウントには、別々の線源から放射されたガンマ線のそれぞれ1本ずつが同時計測されたものも含まれる。このようなカウントを偶発同時計数(ランダム同時計数)と呼ぶ²⁾。偶発同時計数の同時計測上には実際に線源は存在せず、再構成画像中に虚偽の線源として現れ、画質や定量性劣化の要因になる。偶発同時計数は視野内の放射能2乗に、真同時計数は1乗に比例する(数え落としが無いとすると)。また体軸方向視野外の線源も偶発同時計数の原因になり、無視できない要素である。

多くのPETでは検出器は円周上に配置され検出器リングを形成している。実際には体軸方向に複数の検出器リングを配置しているのでトンネル状に検出器が配置されているがここではわかりやすくするために1つの検出器リングで説明をする。検出器リングの1つの検出器に注目すると同時計測線を定義できる検出器は自分自身を除くすべての検出器となる。図2に示すように平行な同時計測線を方向毎にグループ化し、縦軸に方向(投影角度)横軸に位置(投影位置)としたマトリクスに入れたものがサイノグラムであり、一般的にPETの収集データはこの形式で保存される。

PETでもSPECTと同様に散乱が生じ散乱同時計数として計測される。これも偶発同時計数と同様に再構成画像中に虚偽の線源として現れ、画質や定量性劣化の要因になる。この他に同時に3つ以上の検出器でガンマ線が検出されることもあるが、このカウントは無視される場合が多い。また、同時計測を判定する前のガンマ線を検出したカウントをシングルス計数と呼ぶ。図3にPETで取り扱うカウントの種類を示す。厳密には同時計測されたものをイベント、シングルス計数のように単にガンマ線を計測したものをカウントと呼ぶが、ここでは両者をカウントと称する。

実際の同時計測のカウントには、真同時計数だけでなく、偶発と散乱同時計数が含まれている。この計数をプロンプト同時計数と呼び、これを画像再構成しても正しい画像は得られない。散乱同時計数は散乱補正によって取り除かれ、偶発同時

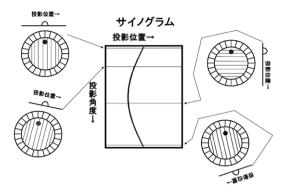


図2 1つの検出器リング内で収集されたデータを同時計 測線の投影角度毎にまとめたものがサイノグラムと なる。

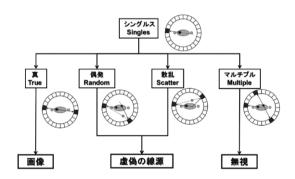


図3 PETにおけるカウントの種類を示す。偶発同時計数, 散乱同時計数は再構成画像上に虚偽の線源をもたら し、画質劣化の要因となる。

計数はデータ収集時に補正(《各種補正》の中で述べる)される場合が多い。PETで実際に収集されるデータはプロンプトと偶発同時計数である。それぞれには放射線計測に伴う統計変動が含まれている為に、その差である(散乱を含んだ)真同時計数にはマイナスの値が含まれる。この点はSPECTにおける計測と異なる点である。

《各種補正》

PET画像は定量性が高い、つまり再構成画像中のピクセル値が高い正確度で放射能濃度(Bq/ml)の値として得られると言われている。そのためにはPETでは収集されたデータには図1に示すようにさまざまな補正が必要になる。これらの補正の中で偶発同時計数補正と減弱補正について説明をする。

図 4 は、PET で実際収集されるカウントの概念を示したものである。検出器①でガンマ線が検出(カウント A) され、ある時間幅 τ 秒内に検出器

②でガンマ線(カウントB)が検出されたとする。 この τ 秒を同時計測時間幅 (coincidence timing window または coincidence time window)と呼 びこれ以下を同時と定義する。カウントAとBは プロンプト同時計数となる。時間を τ 秒後ろにず らした τ~2 τ 秒の間に検出器②でカウントCが 検出されたとすると、AとCとでの同時計数は、 明らかに異なる線源から放出されたガンマ線の組 でありこれは偶発同時計数である。τは3~15 nsec 程度に設定されている PET が多い。実際の スキャンではτ秒よりも十分に長い時間データ収 集を行い、A-BやA-Cのような組み合わせの同時 計数を蓄積し、データ収集後にA-B(プロンプト 同時計数)からA-C(偶発同時計数)を引き算して. 散乱を含んだ真同時計数を求めている。これが一 般的な偶発同時計数補正(ランダム補正)の方法で ある。この方式を delayed window 方式(遅延同 時計数法)と呼ぶ3),このため偶発同時計数を遅 延同時計数と称する場合もある。

PETでもSPECTと同様に減弱の影響を受ける。同時計測では図5に示すように1つの同時計測線上の線源がうける減弱の影響は線源の位置に依存しないという特性を有する。このため線源が被検者の体外にある場合でも、線源が体内にある場合と同じ減弱の影響を受ける。この特性を利用して事前に密封線源等を用いてPET内に何も無い状態でスキャン(ブランク)を行い、被検者がPETに入った状態でおなじ密封線源を用いてスキャン(トランスミッション)を行い、同時計測線毎のカウント率の比が減弱の影響となりその逆数が補正の係数となる40。減弱補正は同時計測線(サイノグラム上のピクセルに相当)毎にエミッションデータに補正係数を掛け算することで容易に行える。またCTと同様にトランスミッションとブラ

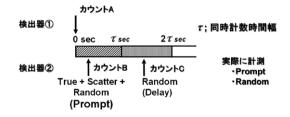


図4 PETで収集される同時計数の概念図を示す。実際に同時計測されるカウントはカウント A-B間のプロンプト同時計数(真、散乱、ランダムが含まれる)とA-Cのランダム同時計数の1種類である。

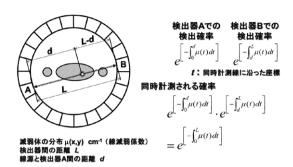


図5 星印で表された線源から検出器A,Bに向けてガンマ線が放射されたとし、検出器A,Bでそれぞれのガンマ線が計測される確率は図中右上の式で表される。同時計測では両方のガンマ線が検出される必要があり、その確率は図中右下の式で表せる。この式の中には線源の位置を表すdは含まれてなく、1つの同時計測線上にある線源は位置に依らず同じ減弱の影響を受ける。

ンクのデータを用いて画像再構成を行うと線源弱係数の分布 (μ -map) 画像が得られる。この μ -map からも減弱補正データを求めるができる。 PET/CT では,CT 画像のピクセル値 (HU値) を 511 keV の μ 値に変換して減弱補正を行っている $^{5)6}$ 。 PET/MRI 装置でも同様の方法を用いているが MRI では骨が写らない為に511 keV の μ -map を求める際にいろいろな工夫 $^{7)8}$ がされている。

減弱とは、放射線が物体内を通過する際に受ける吸収(光電効果やコンプトン電子)とコンプトン 散乱により、本来到達すべき検出器に到達せずに 検出されない現象を示し⁹⁾、散乱と関連している。 散乱補正では減弱体による散乱をシミュレーショ ンで求める方法もありその際に減弱補正データを 減弱体のデータとして用いている。

《画像再構成》

PET における画像再構成も SPECT と同様に解析学を基とした filtered back projection (FBP) 法と統計的に最も尤もらしい線源の分布を求める maximum likelihood - expectation maximization (ML-EM) 法 を 基 に し た ordered subset - expectation maximization (OS-EM) 方等がある。統計的な方法は解を得るには繰り返し計算が必要になるために iterative 法とも呼ばれている。それぞれの方法の内容は多くの文献等¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾に記載されているのでここでは省略する。

FBP法ではフィルタとカットオフを設定する。

これらの設定によって再構成画像の空間分解能が 主に影響を受ける。また収集データに含まれる統 計変動の影響を再構成画像は強く受ける。再構成 画像が低い空間分解能になるような設定では統計 変動は少なくなるが部分容積効果により画像の値 は低くなる。画像上の統計変動によるノイズは空間分解能と収集データの雑音等価計数(真,散乱, ランダム同時計数を考慮したカウント)に影響を 受けるため、フィルタとカットオフの選択にはこ れらを考慮する。

OS-EM法ではiterationとsubsetの数を指定する。複雑な線源分布の画像(高い空間周波数の成分が多い画像)であるほど正しいピクセルの値になるには多くのiteration数が必要となる傾向があり、定量性のある画像を得るためには線源分布を考慮してiteration数やsubset数を決める必要がある。FDGの腫瘍検査での画像再構成条件は、日本核医学技術学会から発行されている「がん FDG-PET/CT撮像法ガイドラインファントム試験マニュアル」「3」に沿って決定していることが多い。しかし、このファントムはFDGの腫瘍検査を模したものなので、このガイドラインで決めた再構成条件は「がん」「FDG」以外には適応できるとは限らないので注意が必要である。

FBP法やOS-EM法では再構成画像にスムージングをpost filterとして加える場合もある。

近年のtime of flight (TOF)を考慮に入れた画像再構成が実用化されてきている¹⁴⁾。TOFは同時計測で2つの検出器で計測される時間差の情報を画像再構成で考慮するものである。TOFを用いない場合には同時計測線上に同じ確率で線源が存在するとするが、TOFでは線源の存在確率が時間差に応じた位置を中心に広がるとして画像再構成を行う。この方法により線源を中心とした統計ノイズの拡がりが抑えられる。大きな体の被検者程その効果は大きいと考えられる。

OS-EM法にはノーマライズ(同時計測線毎の感度補正),減弱補正,散乱補正,point spread function (PSF)補正等を組み入れることが可能であり、実用化されてきている。しかし、この画像再構成¹⁵⁾ではエッジ部分の強調や、小さな線源の値が実際よりも大きくなる等の問題もあり定量性には注意をはらう必要がある。しかしながら、あくまでも個人的な意見であるが、PSF補正を含めた再構成画像では小さな異常集積を発見しやすく

なることも考えられ、FDG腫瘍検査の転移巣発 見という観点からは利点もあると思われる。

《おわりに》

PET装置による撮像原理としてデータ収集、補正、画像再構成に関して概要といくつかのトピックスについて説明した。PET は定量性が高いといわれているが、それは補正や画像再構成を含めたデータ処理が適正に行われた場合のみである。このことを理解して使用することが大切である。

今回の内容が読者の皆様の理解の一助となれば 幸いである。

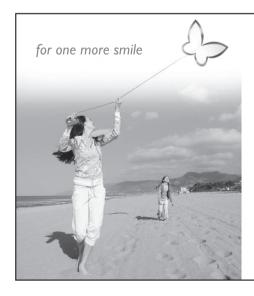
《参考文献》

- Phelps ME. PET Physics, Instrumentation, and Scanners. PET Molucular Imaging and Its Biological Applications. Springer, New York 2003; 5-8.
- 2)和田康弘. 第4章PET(PET/CT)装置,核医学技術総論. 日本核医学技術学会編,山代印刷.京都2008:111-114.
- 3)水田哲郎. 第2章PET, 補正法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷, 京都2010; 237-238.
- 4) Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Positron Emission Tomography. Physics in Nuclear Medicine, Fourth Edition. ELSEVIER SAUNDERS, Philadelphia USA 2012; 338-339.
- 5) Burger C, Goerres G, Schoenes S, et al. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. Eur J Nucl Med 2002; 29; 922-927.
- 6) 四月朔日聖一. PETとPET/CTにおける減弱補正法の基礎と有用性. 日本放射線技術学会誌 2006; 62; 797-803.
- Disselhorst JA, Bezrukov I, Kolb A, et al. Principles of PET/MR imaging. J Nucl Med 2014: 55: 2 s-10s.
- 8) Hofmann M, Steinke F, Scheel V et al. MRIbased attenuation correction for PET/MRI: A novel approch combining pattern recognition and atlas registration. J Nucl

- Med 2008: 49: 1875-1883.
- 9) 仁井田秀治. 第1章 SPECT, 補正法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編, 山代印刷. 京都2010: 170-171.
- 10) 竹中賢一. 第2章画像再構成,フィルタ補正 逆投影法,核医学画像処理. 日本核医学技術 学会編,山代印刷,京都2010; 32-37.
- 11) 高橋康幸. 第2章画像再構成,逐次近似法, 核医学画像処理. 日本核医学技術学会編,山 代印刷,京都2010; 37-45.
- 12) 尾川浩一. SPECT における画像劣化とその 補正(5)画像再構成. 映像情報 medical

2002: 34: 1014-1018.

- 13) 福喜多博義, 林万寿夫, 鈴木一史, 他. がん FDG-PET/CT撮像法ガイドライン. 核医学 技術 2009: 別冊.
- 14) Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, et al. Benefit of time-of-flight in PET: Experimental and clinical results. J Nucl Med 2008; 49: 492-470.
- 15) Tong A, Alessio AM, Thielemans K, et al. Properties and mitigation of edge artifacts in PSF-based PET reconstruction. IEEE Trans Nucl Sci 2011; 58: 2264-2275.



遺伝子組換えヒト型甲状腺刺激ホルモン製剤「薬価基準収載」

タイロゲン 筋注用 0.9 点

ヒトチロトロピン アルファ(遺伝子組換え)筋注用凍結乾燥製剤 生物由来製品/処方せん医薬品注) 注)注意-医師等の処方せんにより使用すること

効能・効果、用法・用量、禁忌を含む使用上の注意等については、 添付文書をご参照ください。

Thyrogen® thyrotropin alfa for injection

【製造販売元・資料請求元】

Qenzyme ジェンザイム・ジャパン株式会社 くすり相談室

A SANOFI COMPANY 〒163-1488 東京都新宿区西新宿三丁目20番2号

TEL:0120-255-011 FAX:03-6301-4045 http://www.genzyme.co.jp/

2013年9月作成