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⁴⁾。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」¹³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.
- 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.
- 7) 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.

