

3次元PET散乱同時係数と計数損失の補正法の開発

1. はじめに

PETの3次元収集は、2次元収集に比較して飛躍的に感度を増大させることができる。しかし、セプタを取り除くことにより散乱成分が増大し、画質を劣化させることが知られている。また、頭部のデータの場合には、体幹方向からくる視野外の散乱線も無視できない。したがって3次元再構成にあたっては、散乱成分の除去が定量性を向上させる上でも重要となる。

従来研究されてきた散乱線補正（散乱線除去）法には、大きく分けて、エネルギーウィンドウ法、コンボリューション・サブトラクション法、モデルに基づく散乱線計算法などが上げられるが、いずれもデータ量や再構成時間の大幅な増大や予備実験の必要性などから、必ずしも臨床上実用的であるとは言いがたい。そこで、秋田脳研で稼働中の島津製PET装置SET-2300W（HEADTOME-V）において高速で簡便な散乱補正法を開発し、その有効性を評価したので報告する。

2. 補正方法の概要

高速で簡便な手法として、エミッションのサイノグラムの裾に散乱成分を仮定した関数をフィッティングする方法が提案されているが、カウントが少ない場合や大きい被検体の場合にフィッティングの精度が悪くなるという問題点があった。しかし、カウントが少ない場合の問題については、以下に述べる方法で改善することができる。また、脳の検査においては、被検体のサイズも比較的小さく散乱線の分布も非常になめらかとなる点を考えると、現実的な補正方法と考えられる。

エミッションデータの2次元プロジェクション $P(s, z)$ における散乱成分 $P_{sc}(s, t)$ は、次の2次元ガウス関数で近似できるとする。

$$P_{sc}(s, t) = \exp(-a_1 s^2 - a_2 t^2 + a_3 s + a_4 t + a_5) \quad (1)$$

オブジェクトに対応するプロジェクションの範囲 $[s_1, s_2]$ を求め、その外側の領域 $s < s_1, s_2 < s$ は散乱成分とする。散乱成分から P_{sc} を以下の方法によって求める。

(1)式から

$$\int_{-t_0}^{t_0} \log(P(s, t)) dt = c_1 s^2 + c_2 s + c_3 \quad (2)$$

$$\int_{-s_0}^{s_1} \log(P(s, t)) dt + \int_{s_2}^{s_0} \log(P(s, t)) dt = c_4 t^2 + c_5 t + c_6 \quad (3)$$

と表される。ここで c_{1-6} は(1)式のパラメータ a_{1-5} の関数となる。(2), (3)式の右辺を実際の散乱成分にフィッティングすることで c_{1-6} が求められ、 a_{1-5} が計算できる。(a_5 は値を2つ持つためそれらの相乗平均によって求める。) (2), (3)式の左辺のように、加算したプロジェクションデータにフィッティングするため、カウントが少

ないデータでも比較的安定した結果を得ることができる。斜め方向の散乱成分は、ダイレクト方向と同じであると仮定する。

この散乱補正部分のアルゴリズムは以下ようになる。

ノーマライズ補正後のエミッションデータをダイレクト方向の2次元プロジェクションに並べかえる。束ね数(入力パラメータ)にしたがって、リング差1以上のデータも加算する。

2次元プロジェクションのt方向の加算を行ない、プロファイルの1次微分(Savitzky&Golayフィルタ)を利用して、散乱成分の範囲を決める。

2次元プロジェクションにスムージング(2次元 Butterworth フィルタ)をかける。

散乱成分の範囲についてt方向に対数を取りながら加算し、そのデータに2次多項式((2)式の右辺)をフィッティング(特異値分解による線形最小二乗法)する。

散乱成分の範囲についてs方向に対数を取りながら加算し、そのデータに2次多項式((3)式の右辺)をフィッティング(特異値分解による線形最小二乗法)する。

上記 で求めた係数から、2次元散乱成分(1)式のパラメータを決定する。

各プロジェクション方向について上記 から の処理を行う。

ノーマライズ補正後のエミッションデータから散乱成分を差し引く。

これ以降は通常の3次元再構成を実行する。したがって、三次元画像再構成装置にデータを転送する前に散乱補正を行なうことができる。またUNIXワークステーション上でも十分高速処理が可能であり、散乱補正ルーチンを追加することによる再構成時間の増加は2, 3分程度にとどめることができる。

3. 補正結果

(1) 円柱ファントム(サイノグラム)

図1はF18水溶液を満たした直径14cmの円柱ファントムをSET-2300Wで3次元収集し、全サイノグラムを加算したものである。散乱補正前のデータでは円柱の外側にもカウントが広がっており、これが散乱成分と考えられる。開発した散乱補正プログラムでは、この成分に関数をフィッティングして円柱内の散乱成分も測定する。サイノグラム上で円柱の内側と外側のカウント比(外側/内側)を求めると、

散乱補正なし 0.352

散乱補正あり 0.078

となり、散乱補正後のデータでは散乱成分がほとんど取り除かれていることが分かる。

(2) 円柱ファントム(再構成画像)

図1の円柱ファントムデータを3次元再構成した画像について、散乱補正前後の均一性を比較した。画像を全スライスにわたって加算し、円柱の中心から同心円上にROIを描き、ドーナツ状の各ROIについてピクセル当たりのカウントを求めた。それを動径方向にプロットした結果を図2に示す。図から、散乱補正前の画像は円の中心に向かってカウントが増加しているのに対して、散乱補正後の画像ではほぼ均一になっていることが分かる。一番外側のROIと一番内側のROIのピクセル当たりのカウント比から、散乱補正後は3%以内の誤差で均一性が保たれていることが

分かる。

(3) 頭部FDG画像

図3と図4はFDGを投与した健常者の頭部をSET-2300Wで3次元収集し再構成した画像である。散乱補正前のデータでは脳室(cold area)にも多数カウントがあり、全体として画像のコントラストが低下している。中央部のcold areaとその近傍のhot areaとのカウント比(cold/hot)を求めると、

散乱補正なし 0.158

散乱補正あり 0.046

となり、散乱補正後のデータでは顕著にコントラストが改善されていることが分かる。

4. まとめ

エミッションデータのサイノグラムの裾からフィッティングによって散乱成分を推定する散乱線補正方法を開発した。この方法は、余分なデータ収集や予備実験が不要で、なおかつ短時間での処理が可能である。散乱補正前後のデータを比較すると、明らかに画質が改善し定量性も向上していることが分かった。本研究の他のテーマである、ノイズ低減シールドや再構成処理装置と併用することで、3次元PETを使った脳機能検査の有用性がますますの期待される。

参考文献

- 1) Grootenk S, et al.. "Correction for scatter using a dual energy window technique with a tomograph operating without septa" IEEE Medical Imaging Conf. PP 1569-73, 1991
- 2) Bendriem B, et al.. "A PET Scatter correction using simultaneous acquisitions with low and high lower energy thresholds" IEEE Medical Imaging Conf. PP 1779-83, 1993
- 3) Townsend D W, et al.. "Fully three-dimensional reconstruction for a PET camera with retractable septa" IEEE Trans. Med. Imaging. MI-10 499-504, 1993
- 4) Bailey D, et al.. "A convolution-subtraction scatter correction method for 3D PET" Phys. Med. Biol. 39 411-24, 1993
- 5) Hiltz G, et al.. "Scatter correction for three-dimensional PET based on an analytic model dependent on source and attenuating object" Phys. Med. Biol. 39 2059-2071, 1996
- 6) Ollinger J M, et al.. "Model-based scatter correction for fully 3D PET" Phys. Med Biol. 41 153-76, 1996
- 7) Karp J S, et al.. "Continuous-slice PENN-PET: a positron tomography with volume imaging capability" J Nucl. Med. 31 617-27, 1990
- 8) Cherry S R, et al.. "Effects of scatter on model parameter estimates in 3D PET studies of the human brain" IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-42 1174-9, 1995

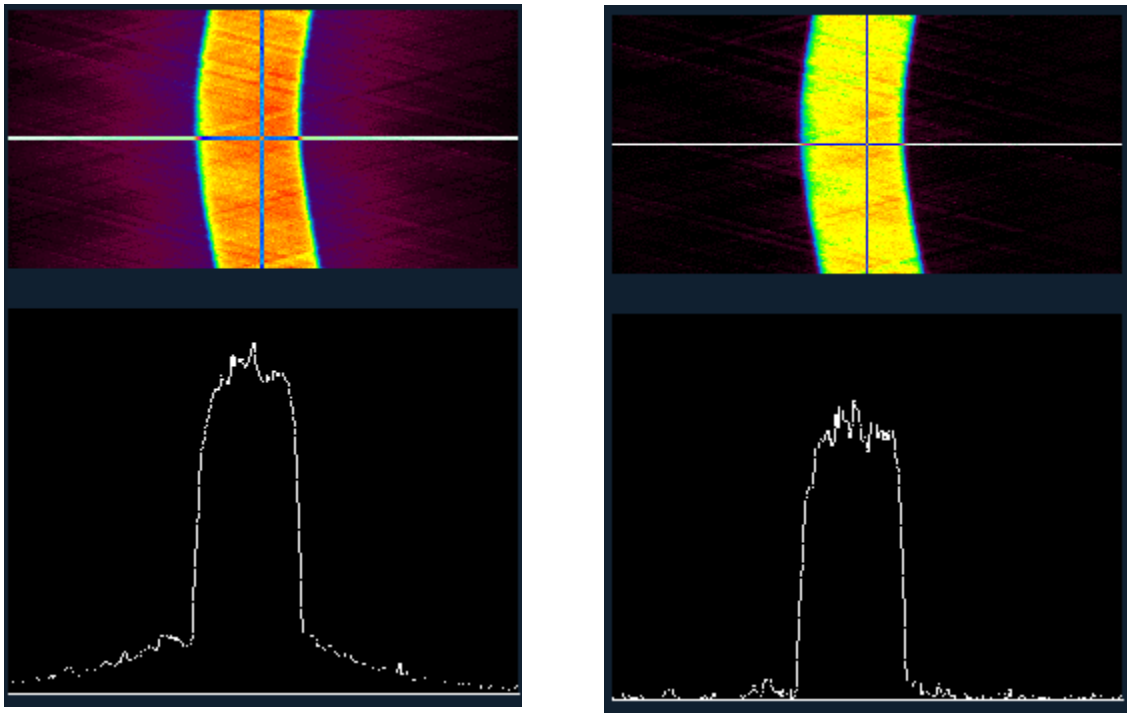


図1 円柱ファントム（サイノグラム）のプロファイル
 （左：散乱補正なし、右：散乱補正あり）

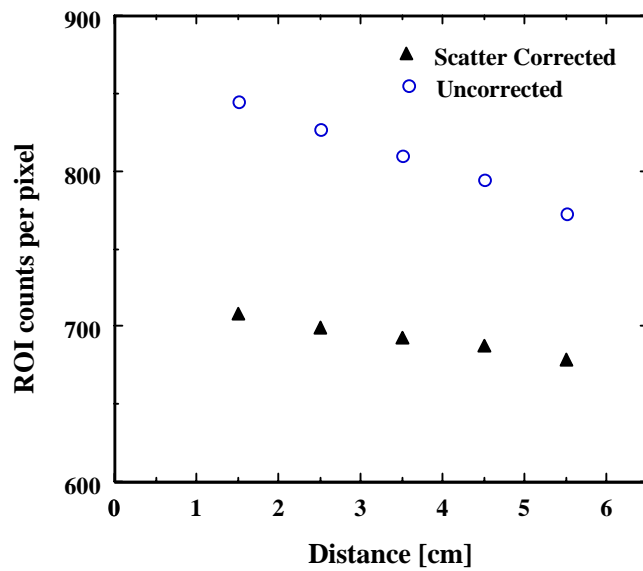


図2 均一な円柱ファントム画像の動径方向のカウント変化

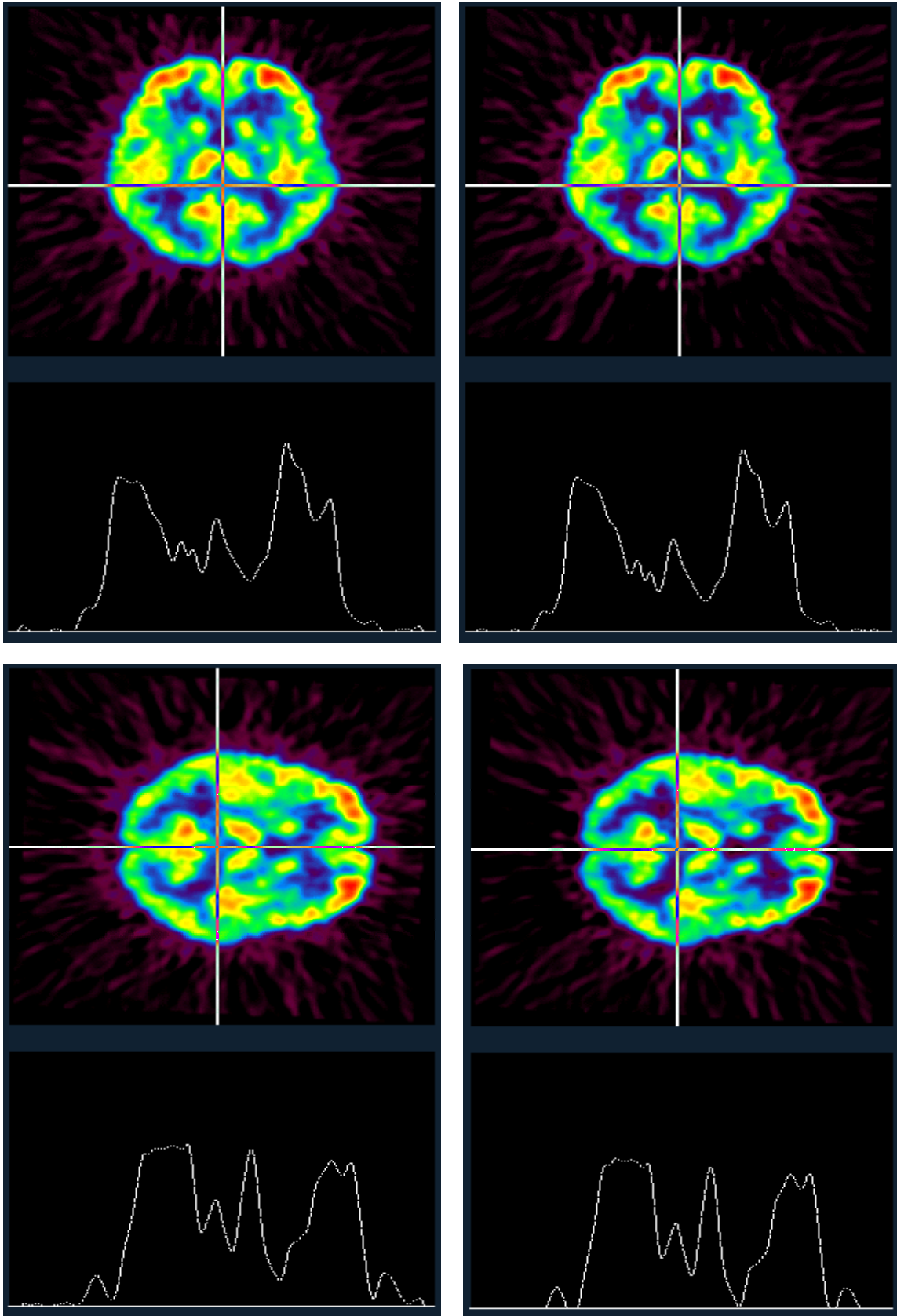


図3 . 図4 頭部 FDG 画像のプロファイル
 (左 : 散乱補正なし、右 : 散乱補正あり)