

含む要素を持っている。天野昌治先生(島津製作所)には $^{18}\text{O-H}_2\text{O}$ によるARG法について、その測定精度を劣化させる要因を追求して戴いた。なかでも動脈採血の問題が大きく取り上げられた。動脈採血については、入力関数の遅れとなまり等、定量性に影響する問題の他に患者への侵襲の問題がある。患者の負担を軽減するためにDual-PETが有効であるとされたが、装置の価格が高く一般に普及するのは困難であるとした。

## 6. PETとSPECTによる定量的脳血流量の測定 —臨床的立場から—

PETとSPECTによる脳血流量測定の臨床的有用性とこれからのPET、SPECTの在り方を畑澤順先生(秋田脳研)にお願いした。急性期脳梗塞の血流測定が広く臨床に応用されるようになり、その病態が明らかになりつつあるがPET測定は、測定上の煩雑さ等により緊急時の検査には不向きである。その点SPECTは、定量性に欠けるが急患に対応でき簡便であることから急速に普及している。今後SPECT測定に定量性が加われば臨床上のメリットは極めて大きいとした。

### まとめ

PETについて

1) 定量性に優れているが、それは各種の補正が正し

く行なわれて初めて得られるものである。

- 2) PETと言えども定量性を劣化させる要因は幾つもあり、その性能を十分把握することが大切である。
- 3) 患者の負担の軽減、簡便さが不十分である。

SPECTについて

- 1) 散乱線補正、吸収補正は現在可能になりつつあり、近い将来PETに近い定量画像が期待できる。
- 2)  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤による定量可能な薬剤の開発がのぞまれる。
- 3) 簡便さを損なうことなく定量性を確保できれば、PET以上に有効な臨床検査法となる。

PET、SPECTに共通に言えることは、より良い装置の発展には、ユーザーとメーカーとの情報交換が重要であり両者の意見の交換がより良い装置の開発につながると思う。

そしてその結果が患者へ還元されることが望ましい。また、演者の方々および会員の皆様の日頃の研究を通して、より精度の高い測定方法、測定技術を確立して戴き核医学技術の発展に貢献して戴きたいと思う。

最後に、今回このような機会を与えて下さいました野原学会長、渡部大会会長はじめ関係役員の方々、また一年間お付き合い戴いた演者の方々に感謝致します。

*Key words : Attenuation correction scatter correction ,  
Single photon emission CT*

## On the Instrumentation and Image Reconstruction

Koichi Ogawa Hosei Univ.

## 1. 装置と画像再構成の観点から

尾川浩一 法政大学

### 和文要旨

SPECTにおいて、その画像の定量的解析を困難にしている要因には、ガンマ線の減衰と散乱の問題がある。ガンマ線の減衰に関しては、従来から行なわれてきたような被検体内の減衰係数分布を均一と仮定して補正する方法ではアーチファクトが発生してしまうため、正確な減衰係数分布を知ることが不可欠である。このため、近年では、ガンマ線透過型CTによる減衰係数分布の測定が可能なSPECT専用装置が開発されてきている。また、散乱線の問題に関しては、近年になって多く開発された散乱線の位置依存性を考慮した補正法は、従来のそれらを考慮しない方法と比較して非常に好ましい結果を与え、減衰補正法との併用によってSPECTによる真の定量解析が可能となってきた。本論文ではこれらの問題に関して、物理的な側面からの発生原因、従来の補正法とその限界および現在の補正法に関して述べる。

### Summary

Attenuation and scatter of gamma rays decrease the accuracy of reconstructed images. For the attenuation correction, the conventional methods which assume the attenuation coefficient in the cross section to be uniform generate artifacts and yield insufficient images in quantity of reconstructed SPECT value. Thus, the recent gamma camera systems can measure true attenuation coefficient using external gamma ray sources. For the scatter correction, the recent methods which consider the distribution of Compton scattered photons yield sufficient elimination of scattered photons compared with conventional methods. In this paper, we describe the causes of the attenuation and scattering, conventional correction methods and their limitations, and recent correction methods.

### 1. はじめに

SPECT画像の定量性はガンマ線の減衰と散乱の影響を大きく受ける。これは放射性同位元素から放出され

たガンマ線が、体内の臓器を構成する原子と相互作用(光電効果、コンプトン散乱など)を起こすためである。従って、SPECT画像を用いた定量解析を行うなら

ば、これらの補正を正確に行う必要がある。

本稿では、SPECTの減衰補正と散乱補正に関して、従来までの補正法の問題点を言及し、どのような点を考慮すべきであるかを検討し、正確な補正を可能とする方法に関して述べる。

## 2. ガンマ線の減衰とその補正

ガンマ線の減衰とは体内で放出されたガンマ線が光電効果やコンプトン散乱などによって検出器に検出されないことである。水の線減弱係数はTc-99mで0.15 [1/cm], Tl-201で0.19 [1/cm]であり、これは10cm厚さの水に対してガンマ線の数がそれぞれ入射光子数の22%, 14%になることを意味するものである。このようなガンマ線の減衰によって光子数が減ると再構成画像には低周波の歪が発生し、その歪の大きさは物体の径が大きくなればなるほど、あるいは光電ピークのエネルギーが小さくなればなるほど、増大する。

従来からのガンマ線の減衰補正法は体内のガンマ線の減衰係数を均一と仮定して補正するもの<sup>11,12</sup>と、予めその分布を測定してそれに基づいて補正するもの<sup>6,13-15</sup>とに大別して考えることができる。前者の方法は、簡便<sup>11,12</sup>であり、また解析的に解を求めることができる<sup>8,12</sup>という利点がある。しかしながら、減衰係数の大きく異なる臓器が対象断面に存在する場合には、かえってアーチファクトを発生させるという問題がある。

Fig. 1は、減衰のみの影響を考慮したシミュレーションであり、例えばFig. 1(a)のように線源がファントム内に一様に分布し、かつ、Fig. 1(b)のような減衰係数に分布があったとすると、このような系で得られた投影データからそのまま画像構成するとFig. 1(c)の様な劣化画像が得られてしまう。この減衰補正を行うにあたり、もしもFig. 1(d)のような一様な減衰係数分布を想定して補正を行うとFig. 1(e)のような補正画像となり、真の分布Fig. 1(a)とは大きくかけ離れたSPECT画像が再構成される。これに対し、もしもわれわれが真の分布Fig. 1(f)を知り

得ることができれば、Fig. 1(g)の補正画像を得ることができる。この画像は真の画像Fig. 1(a)とよく一致したものである。このように、減衰補正においては真の減衰係数分布を得ることが非常に大切である。

このような減衰係数の分布を積極的に利用する方法(実際のガンマ線減衰係数分布を測定し利用する方法)<sup>14,15</sup>は、臨床的に手間がかかるため、古くから提案されてはいたが実際に臨床で用いられるには至らなかった。ところが、近年になって3検出器型のSPECT専用装置<sup>16</sup>などが臨床的に用いられるようになり、外部ガンマ線源による透過型CT(TCT)が比較的容易に実現できるようになったため、減衰補正の方法論も変

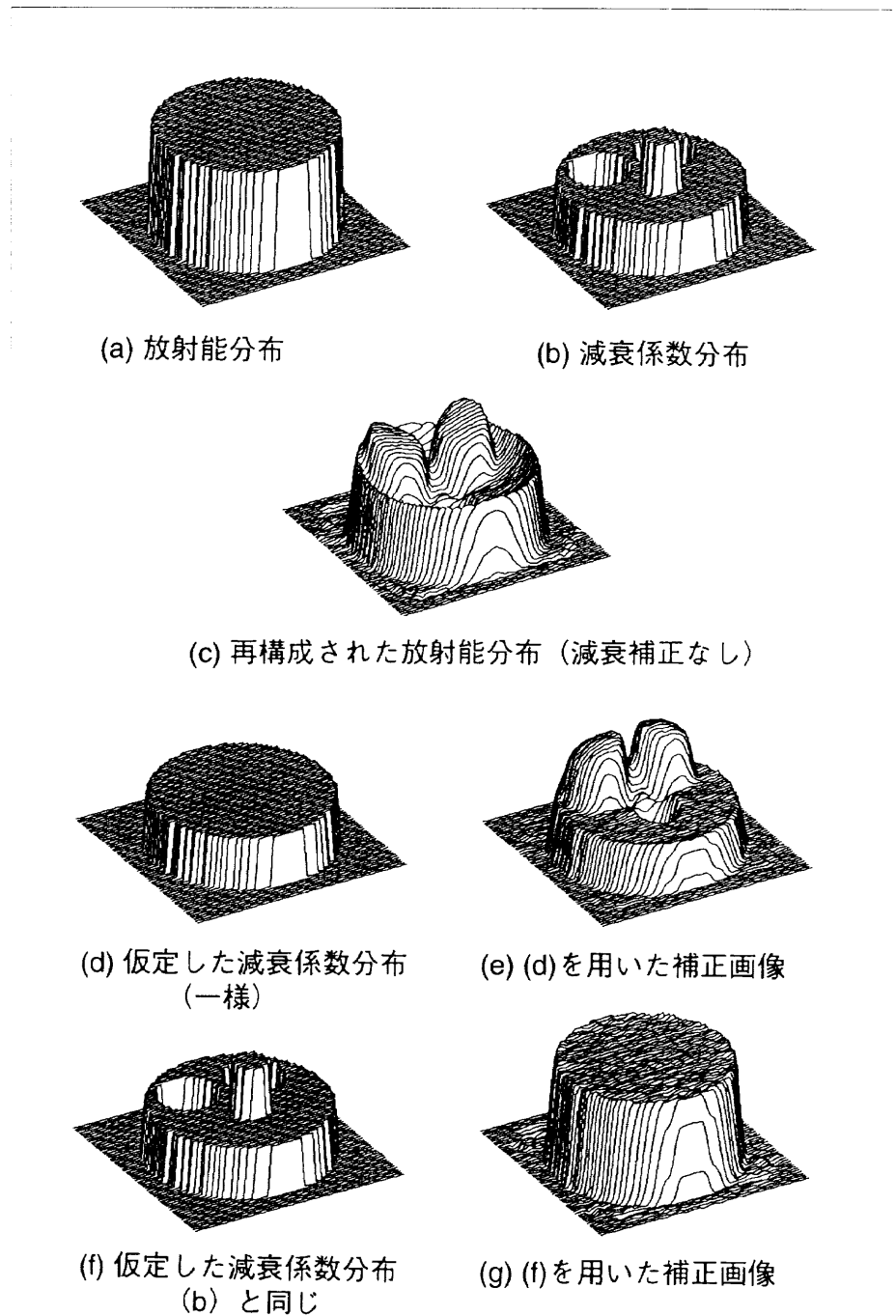


Fig. 1 一様な吸収体を仮定した補正と、正確な分布を考慮した減衰補正

化が起きてきた。

### 3. ガンマ線透過型CTのジオメトリ

近年、発表されているガンマ線TCTのジオメトリは、2 検出器+非対称型ファンビームコリメーション、3 検出器+対称型長焦点ファンビームコリメーション、3 検出器+対称型ファンビームコリメーション、4 検出器+パラレルビームコリメーションなどである。Fig. 2 にこれらのジオメトリを示した。

このようなガンマ線TCTを行う場合の問題は

- (1) 領域制限の問題(トランケーション)
- (2) 透過型CTデータに混入する散乱線の問題
- (3) 使用核種の問題
- (4) データ収集時間の問題

などである。

(1)の領域制限の問題は心筋SPECTにおける有効視野が制限され、SPECT、TCTともにアーチファクトが

発生してしまうことである。これを避けるため長焦点型のファンビームコリメータを使用したり、非対称型のファンビームコリメータを採用して視野の拡大を実現している。

(2)のガンマ線TCTデータ中の散乱線の問題は、どのようなコリメーションでデータ収集を行なうかとも密接に関係があるが、この量は平板線源を外部線源に替え平行多孔形コリメータでデータ収集を行う場合に非常に大きくなり、線線源とファンビームコリメータの組合せの場合は散乱線量は小さくなる。

(3)の線源の問題は、外部線源にどのような線源を用いるかで、データ収集の方法が大きく変わることの意味している。すなわち、外部線源にTI-201を採用すれば、Tc-99mなどを用いた検査においてTCTとSPECTの同時収集が可能となるが、使用に際してはコストがかかる。この他、AmやGdなども提案されているがコスト(半減期)、エネルギー、使用法などの点で一長一

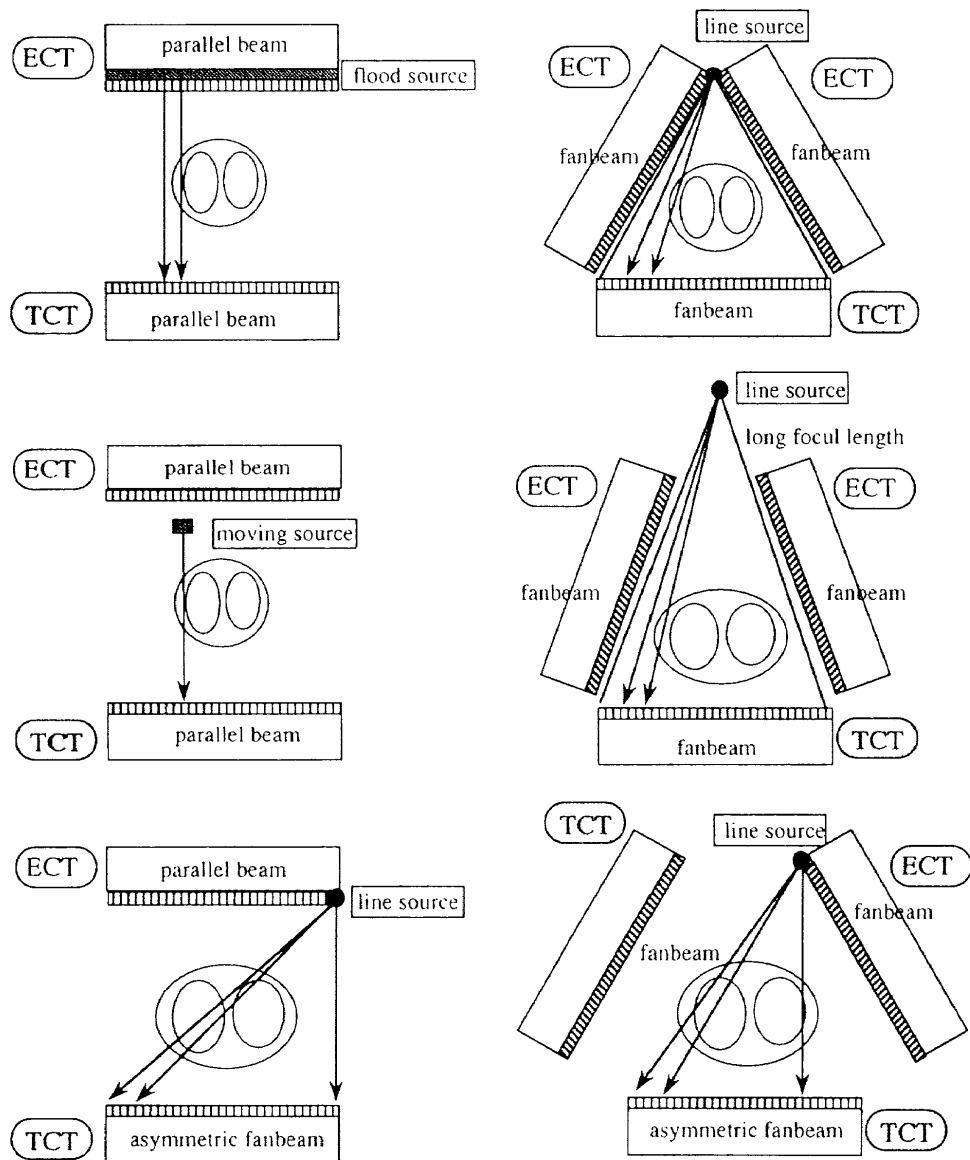


Fig. 2 ガンマ線透過型CTのためのジオメトリ

短がある。

(4)は臨床の場合に要する検査時間であるが、ガンマカメラは高い計数率で計数効率が飽和してくるため、収集時間短縮を目的として、一概に外部線源の放射能を増大することはできない。また、TCTとSPECTを同時に収集する場合には、ガンマカメラを1回転すればいいのだが、別々に収集する場合には検査時間が2倍かかり患者のスルーットを著しく低下させる。

上記の問題を解決して、初めて臨床現場でのTCTデータの収集が可能となるが、これらの方法論に関しては、現在、精力的に研究が行われている段階である。

#### 4. ガンマ線の減衰補正の方法

ガンマ線の減衰補正の方法としては、Changの方法を逐次的に実行することで補正を行うことができるが、この他にも、最大事後確率推定を用い、そのpriorとして減衰係数マップを用いるなどいくつか提案されている。これらに関しては、方法論として新しくはないが、どのような方法が臨床に適合するかという観点から研究がなされている。

#### 5. 散乱線の特性

発生したガンマ線はNaIシンチレータを用いて検出するが、このシンチレータはTc-99mなどのガンマ線のエネルギー(140 keV)に対して、10-12%程度のエネルギー分解能を有している。モンテカルロシミュレーションの結果からは、Tc-99mを想定した場合、140keV $\pm$ 10%のエネルギーウィンドウを設定すれば、SPECT画像には総カウントの3-4割の散乱線が混入する<sup>17</sup>。また、この散乱線の多くは1次のコンプトン散乱線である。Tl-201の場合は、収集カウントの4-5割のコンプトン散乱線ということになる。また、散乱線はプラナー画像の画素毎に混入割合が異なっている。もちろん、その量は放射線源の分布、散乱体の分布によっても異なっている<sup>17-19</sup>。次にこの散乱線を除去するために行われてきた方法について解説し、これらの方法論の限界に関して述べる。

#### 6. 従来の散乱線除去法と限界

第1の方法はデコンボリューション法<sup>20</sup>である。これはある特定の位置に置かれた点線源に対する点広がり関数(散乱線部)を求め、これを用いてプラナー画像上、あるいは再編成画像上で散乱線成分をデコンボリューションするというものである。散乱線によるボケ関数の形状は、位置に関して指数関数で近似している。この方法では散乱成分によるボケがshift-invariantであると仮定しているが、この仮定は実際には成立せず、各投影データにおける散乱線の強度分布は、線源位置、ファントムサイズによっても変化する。従ってボケ関数の形が散乱体の形状や線源の位置に依存するので、1つのカーネルでデコンボリューションすると、補正不足や過剰補正の部分が生ずる<sup>21</sup>こととなる。

第2はデュアルエネルギーウィンドウサブトラクシ

ョン法<sup>22</sup>であり、これは異なる2つのエネルギーウィンドウを用い、第1のウィンドウを光電ピーク部(Tc-99mの場合、127-153keV)に、第2のウィンドウを散乱線だけを収集する低エネルギー部(同、92-127keV)に置き、この散乱線ウィンドウのカウントを用いて光電ピークエネルギーウィンドウ内に含まれる散乱線を推定し差し引くものである。ここで散乱線の割合を表わす係数kを0.5の値に設定している。この方法は簡単かつ平均的な散乱線の除去が可能であるという利点がある。しかし、光電ピークウィンドウでは低次のコンプトン散乱線が、散乱線ウィンドウでは高次の散乱線が計測され、これらの散乱線の分布は異なるので均一に放射線源が分布している場合を除いては精度のよい補正は期待できない。また、k値を散乱体形状や線源分布形状に合わせて、適宜変化させる必要がある<sup>23</sup>。

この他にも数多くのエネルギーウィンドウを用いて測定されたカウント値から補正を行うもの<sup>24-26</sup>などがあるが、この場合、統計変動の影響が無視できなくなる。文献<sup>24</sup>の方法は、2keVのエネルギーウィンドウで収集したデータを用いて主成分分析によって散乱成分を求めるものであるが、この場合固有値を計算する必要があり、収集カウントがかなり多くないと雑音の影響が大きく、正しく計算することはできない。文献<sup>25</sup>の方法では、やはり狭いエネルギーウィンドウを用いて逐次的にプライマリ光子を推定しているが、雑音に強い方法であるとはいいがたい。また、光子データを空間的、エネルギー的に荷重をつけてデータ収集する方法<sup>26</sup>も提案されているが、散乱線の空間分布は物体の形状等に影響されるのでこれらの荷重は本来前もって決められないはずである。さらに、光電ピークを2分してデータ収集を行い散乱線を補正する方法<sup>27</sup>も提案されているが、複数の光電ピークあるいは多核種の同時データ収集で適用できないという問題がある。次にこれらの点を考慮して考案した手法<sup>28-30</sup>を述べる。

#### 7. 位置依存性を考慮した効果的な散乱線補正法

前節で行った考察から得られる散乱線補正のための指針は次の様である。

- (1)光電ピーク部に混入する散乱線の多くは1次のコンプトン散乱線なので、この量を推定しなければならない。
- (2)画素ごとに異なる散乱線成分を推定する必要がある。すなわち散乱補正は位置に依存した係数を用いて行なわなければならない。
- (3)エネルギースペクトラムを補正において用いると、広いエネルギー範囲にわたって狭いウィンドウで計測した高い均一性が保証される必要がある。またウィンドウが狭すぎると統計変動の影響があるので、スペクトルの形を用いていないか、用いても個々のエネルギーウィンドウの幅を比較的広くする必要がある。
- (4)簡単なアルゴリズムで、かつ効果的な実時間補正を行えなければならない。

(5)多核種を用いた検査や複数の光電ピークを持つ核種に対しても対応できること。

これらの点を考慮して考案したものが、3ウィンドウ (Triple Energy Window : TEW) 法<sup>28)</sup>である (Fig. 3)。これは、検出器における各画素毎に、3つのエネルギーウィンドウを用いてガンマ線の計測と散乱線推定を行うというものである。ウィンドウとしては、1個のメインウィンドウと2個のサブウィンドウが用いられ、メインウィンドウは光電ピーク部に、2つのサブウィンドウはメインウィンドウの両端に設定する。この3つのウィンドウを用いてメインウィンドウ内のプライマリ光子のカウントを推定する。TEW法は最も簡単で効果的な補正法であるが、さらに、補正精度を向上させるためには、メインウィンドウの幅を線源分布毎に微妙に変化させる必要がある。これは、この方法では散乱線成分を推定するためにそのエネルギースペクトルの形状を直線に近似しているからである。Koralらは、以前より正確な散乱線補正のためのエネルギースペクトルを利用する方法<sup>25)</sup>を提案しているが、その方法は逐次的なカーブフィッティングの操作が必要になるので統計変動が大きい場合には効果がない。そこで、エネルギースペクトルのおおよその形を利用して、ノイズに強いパターン認識の方法によって散乱線成分を推定する方法を考案した。これがニューラルネットを用いた散乱線補正法<sup>31)</sup>である。この方法では予めモンテカルロ法によってプライマリ光子と散乱光子の割合をエネルギースペクトルの形とともに学習しておき、このネットワークに実際に測定されたデータ(スペクトル)を入力し、プライマリ光子を推定するというものである。ここでは入力データは光電ピーク近傍の、6keVのエネルギーウィンドウで得られた5個のカウントとした。このようにして、デコンボリューションなどの雑音を拡大するような方法でプライマリ光子を推定するのではなく、パターン認識の方法で雑音の増大を防いでいる。

2核種同時データ収集の観点からすると、TEW法ではサブウィンドウを光電ピークの両側に設けているため、他の核種の影響を容易に除去することが可能であ

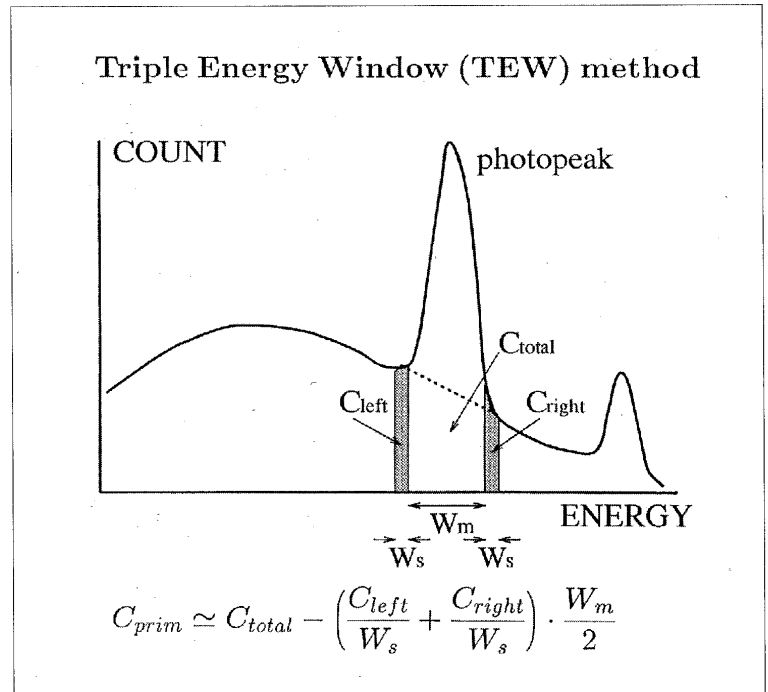


Fig. 3 TEW法の原理

る。ここで示した2つの手法はその要求精度に合わせて使い分けられるものと考えている。

## 8. まとめ

SPECTの減衰補正法と散乱補正法に関して近年の研究の動向を中心にして、その問題の所在、補正に於ける留意点、提案されている方法などに関して概略を述べた。

これらの方法に関しては、臨床においては、

- (1)如何にその補正が容易か  
(コスト、手間、収集時間、処理時間など)
- (2)如何に効果的か
- (3)誤診を生ずる可能性は最小か

などの観点で実用的でなければ、有用なものとはいえない。SPECT画像の画質は研究とともに着実に向上しており、これらの減衰、散乱の補正のソフトが臨床装置に組み込まれることにより、SPECT診断の臨床的意味も確実なものとなっていくと考える。

## 参考文献

- 1) Sorenson JA: Methods for quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole-body counting. In Instrumentation in nuclear medicine, 2 (ed. Hine GJ and Sorenson JA), p.311-348, Academic Press, New York, (1974).
- 2) Budinger TF, Gullberg GT: Transverse Section Reconstruction of Gamma-Ray Emitting Radionuclides in Patients. In Reconstruction Tomography in diagnostic radiology and nuclear medicine (ed. Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Brownell GL, Pox Jr JR, Davis DO and Evans RG) p.315-342, University Park Press, Baltimore, (1977).
- 3) Budinger TF: Quantitative nuclear medicine imaging, application of computers to the gamma camera and whole body

scanner. In Recent Advances in Nuclear Medicine, (ed. Lawrence JH), IV, p.41-130, Grune & Stratton, New York, (1974).

- 4) Budinger TF, Gullberg GT, et al.: Emission Computed Tomography. In Image Reconstruction from Projections, 32, (ed. Herman GT), p.147-246, Springer-Verlag, New York, (1979).
- 5) Kay DB, Keyes Jr JW: First order correction for absorption and resolution compensation in radionuclide Fourier Tomography. J.Nucl.Med., 16, 540-541, (1975).
- 6) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans on Nucl.Sci., NS-

25. 638-643. (1978).
- 7) Chang LT: Attenuation correction and incomplete projection in single photon emission computed tomography. *IEEE Trans on Nucl.Sci.*, NS-26, 2780-2789. (1979).
  - 8) Bellini S, Piacentini M, et al.: Compensation of tissue absorption in emission tomography. *IEEE Trans Acoustics Speech Signal Process.* ASSP-27, 213-218. (1979).
  - 9) Tretiak OJ, Delaney P: The exponential convolution algorithm for emission computed axial tomography. In *Information processing in medical imaging*. (eds. Brill AB, Price RR, et al.) p.266-278. Nashville: Biomedical Computing Technology Information Center. (1978).
  - 10) Tretiak OJ, Metz CE: The exponential Radon transform. *SIAMJ Appl.Math.*, **39**, 341-354. (1980).
  - 11) E.Tanaka: Quantitative Image Reconstruction with Weighted Back-projection for Single Photon Emission Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr.* **7**, 692-700. (1982).
  - 12) E.Tanaka, H.Toyama, et al.: Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phys.Med.Biol.*, **29**, 1489-1500. (1984).
  - 13) 諸角 建, 中島真人, 尾川浩一, 他: Single Photon Emission CTのための減衰補正法. *電子通信学会論文誌, J-66-D*, No.10, 1130-1136. (1983).
  - 14) 尾川浩一, 高木八重子, 久保敦司, 他:  $\gamma$ 線による透過型PTデータを用いたシングルフォトンECTにおける吸収補正. *核医学*, **22**, 477-490. (1985).
  - 15) 尾川浩一, 久保敦司, 橋本省三, 他: デュアルヘッドカメラシステムによる透過型CTデータを利用したSPECT画像の吸収補正. *Med.Img.Technol.*, **3**, 103-104. (1985).
  - 16) T.Ichihara, N.Motomura, et al.: Design and performance of dedicated SPECT system GCA-9300A. *Medical & Biological Eng. & Computing*, **29**, suppl. Part 1, 415. (1991).
  - 17) 尾川浩一, 原田康雄, 市原 隆, 他: モンテカルロ法を用いたSPECT画像における散乱線成分の推定. *核医学*, **27**, No.5, 467-476. (1990).
  - 18) Floyd CE, Jaszczak RJ, Harris PP, et al.: Energy and spatial distribution of multiple order Compton scatter in SPECT: a Monte Carlo simulation. *Phys.Med.Biol.*, **29**, 1217-1230. (1984).
  - 19) Floyd CE, Jaszczak RJ, Coleman RE: Scatter detection in SPECT imaging: dependence on source depth, energy, and energy window. *Phys.Med.Biol.*, **33**, 1075-1081. (1988).
  - 20) Axelsson B, Msaki B, Israelsson A: "Subtraction of Compton-scattered photons in single-photon emission computerized tomography. *J.Nucl.Med.*, **25**, 490-494. (1984).
  - 21) Lowry PA, Cooper MJ: the problem of Compton scattering in emission tomography: a measurement of its spatial distribution. *Phys.Med.Biol.*, **32**, 1187-1191. (1987).
  - 22) Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al.: Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J.Nucl.Med.*, **25**, 893-900. (1984).
  - 23) Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, et al.: SPECT dual-energy-window Compton Correction: Scatter Multiplier Required for Quantification. *J.Nucl.Med.*, **31**, No.1, 90-98. (1990).
  - 24) Gagnon D, Todd-Pokrop AE, Arsenault A, et al.: Introduction to holospectral imaging in nuclear medicine for scatter subtraction. *IEEE Trans.Med.Img.*, **8**, 245-250. (1989).
  - 25) Koral KF, Wang X, Rogers WL, et al.: SPECT Compton-scattering correction by analysis of energy spectra. *J.Nucl.Med.*, **29**, 195-202. (1988).
  - 26) Hamill JJ, DeVito RP: Scatter reduction with energy-weighted acquisition. *IEEE Trans.Nucl.Sci.*, **36**, 1334-1339. (1989).
  - 27) King MA, Hademenos GJ, Glick SJ: A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction. *J.Nucl.Med.*, **33**, 605-612. (1992).
  - 28) K.Ogawa, Y.Harata, T.Ichihara, et al.: A Practical Method for Position-Dependent Compton-Scatter Correction in Single Photon Emission CT. *IEEE Trans.Med.Img.*, **10**, No.3, 408-412. (1991).
  - 29) 尾川浩一: SPECTにおける散乱線の除去. *Med.Img.Technol.*, **8**, No.5, 520-525. (1990).
  - 30) T.Ichihara, K.Ogawa, N.Motomura, et al.: Compton-scatter compensation using the triple energy window method for single and dual isotope SPECT. *J.Nucl.Med.*, **34**, No.12, 2216-2221. (1993).
  - 31) K.Ogawa, N.Nishizaki: Accurate scatter compensation using neural networks in radio-nuclide imaging. *IEEE Trans. Nucl.Sci.*, **40**, No.4, 1020-1024. (1993).

## 2. PET装置の定量的測定に伴う諸問題

織田圭一 東京都老人総合研究所

**Key words:** *Positron emission tomography (PET), Quantitative measurement, Attenuation correction, Scatter correction, Partial volume effect*

### Problems Involved in Quantitative Measurement with PET

Keiichi Oda Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

#### 和文要旨

PET測定を行う上で定量性を確保するためには数え落とし補正、散乱・吸収補正、部分容積効果等の様々な補正を行う必要がある。その評価法は、国外ではEuropean Economic Community (EEC)、National Electrical Manufacturers Association (NEMA)によって発表されたのをはじめ、わが国でも日本アイソトープ協会と日本放射線機器工業会によって発表されている。また、現在International Electrotechnical Commission (IEC)によって規格化作業が進められている。それぞれの性能評価法を比較すると、評価項目の違いや評価方法の違いが認められる。

最近のPETの定量性に関する研究発表は吸収補正や散乱補正に関するものが多く、部分容積補正についても発表されている。