

《原 著》

シンチレーションカメラの感度不均一性に関する研究

第3報 不均一性のエネルギースペクトル依存性

松 本 徹*

I. 緒 言

前報 (第1, 2報) で行った, アンガー型シンチレーションカメラの感度不均一性に関する一連の実験により, 不均一性補正の成否を左右する重要な因子は, 光電ピークのゲイン (利得) とエネルギーウィンドー幅であることが示唆された。

そこで本報では不均一性補正の効果および精度をより一層高めるために, ゲインとウィンドー幅の2因子を組み合わせた時の不均一性について, さらに詳細に検討した。また, 臨床像を撮影する際に発生する散乱体からの散乱線を第3の因子として考慮した時の不均一性についても検討した。これより不均一性補正法の具体的な手順について, いくつかの知見を得たので報告する。

II. 方 法

本報では以下の2種の測定を行った。解析の対象となったカメラは東芝製 GCA 202 型遅延線方式である。

(a) カメラ自体の不均一性

コリメータを取りはずした状態で次の3つの因子の関数として flood 像を測定した。

- (1) エネルギーウィンドー幅 (5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 80%)
- (2) ゲイン変動 (0, $\pm 2\%$, $\pm 5\%$)
- (3) 散乱体の有無

線源は現在 RI イメージングにおいて最も使用頻度の高い ^{99m}Tc 点線源を用いた。ウィンドー幅の変化は8通り, ゲインの変化は, ゲイン変動なし (光電ピークがウィンドーの中央位置に来る設定) および光電ピークをゲイン変動なしの位置から $\pm 2\%$, $\pm 5\%$ と故意にずらした場合の5通りである。散乱体無しは, 点線源, 空気中の場合である。一方散乱体有りというのは点線源とカメラの間にルサイト板の散乱体を配置し, 散乱線を人工的に増やした場合¹⁾である。この時, 臨床像の撮影時と類似したエネルギースペクトルが得られるように散乱体の厚さを調整した。エネルギースペクトルはカメラからの z 信号を多重波高分析器に入力して測定した。散乱線の増加により光電ピークは 1~2 KeV 低エネルギー側に移動したが, ウィンドーの下限, 上限は散乱体無しの場合と同じ設定とした。

(b) コリメータ装着時の不均一性

コリメータを装着した状態で板線源 (^{99m}Tc) を用いて flood 像を測定した。コリメータは東芝製 1600 孔コリメータ, 40000 孔コリメータの2種である。また, 板線源とコリメータの間に厚さの異なる散乱体を置き, 各厚さごとに flood 像を求めた。ただし, ゲイン変動なし, ウィンドー幅20%一定である。

以上, (a) (b) の測定から得られる flood 像は 64×64 マトリックスのデジタルイメージとしてカメラ—オンライン電子計算システム (TOSBAC-3400 Model 31) で収集した。収集時の計数率は 10^4 cps 以下, 全視野当りの計数は, $2 \times 10^6 \sim 4 \times 10^6$ であった。flood 像は不均一性が変化しないと考えられる24時間以内に測定した。また, 以上の測定と

* 放射線医学総合研究所 臨床研究部

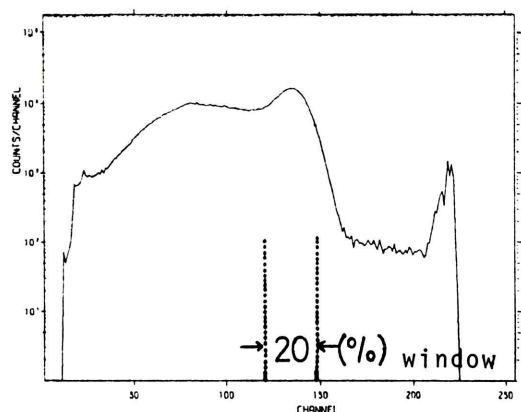
受付: 52年3月28日

最終稿受付: 52年3月28日

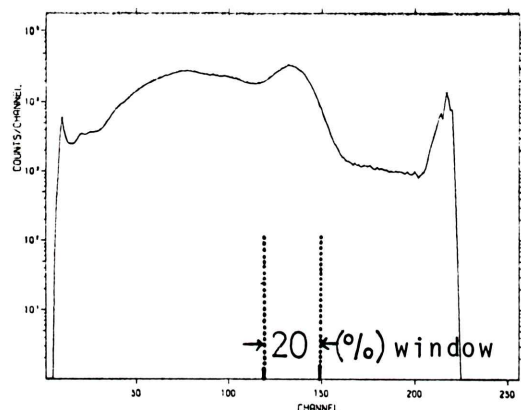
別刷請求先: 千葉市穴川4-9-1 (☎280)

放射線医学総合研究所臨床研究部

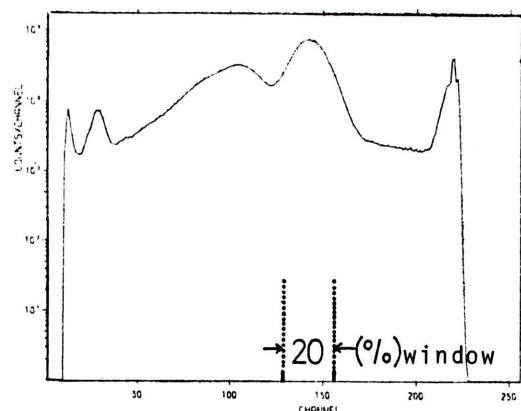
松 本 徹



^{99m}Tc 143 Kev 1600 hole Collimator (Liver Posterior)



^{99m}Tc Point Source + Scatterer



^{99m}Tc Point Source in air

Fig. 1 Change of energy spectrum, without or with scatterer.

は別に ^{57}Co 点線源, 空气中, ウィンドー幅, 10, 20, 80% の flood 像も測定し, これより, その日の不均一性が以前 (第 1, 2 報) からの不均一性に比べて有意に変化していないことを確認した。

次に測定した flood 像から第 1 報で検討した方法により不均一度と不均一性パターンの変化を計算した。

III. 結果および討論

ゲイン, ウィンドー幅, 散乱体の有無の 3 因子の関数であるカメラ自体の不均一性および散乱体を考慮した場合の, コリメータ装着時の不均一性を解析することにより, 不均一性補正法の最適な手順について検討した。

(a) 散乱体の有無対ウィンドー幅

Fig. 1 は散乱体有り, 無しの場合における ^{99m}Tc 一線源のエネルギースペクトルを示す。下は点線源, 空气中のスペクトル, 中央は点線源の上に面積 $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$, 厚さ 2 cm のルサイト板を 3 枚重ねて人工的に散乱線を増加した場合, 上は ^{99m}Tc -Phytate 投与患者の肝臓を 1600 孔コリメータを装着して測定した時のエネルギースペクトルである。これより中央のスペクトルは患者測定時のスペクトルにはほぼ近似していることがわかる。

Fig. 2 は Fig. 1 の散乱体有無の各エネルギースペクトルに対応したウィンドー幅 5, 20, 80% の不均一性パターンを示す。ただしこの場合のゲインはウィンドー幅の中央位置に光電ピークがくるように設定した。図中黒いところほど感度が高く, 薄くみえるところは感度が低いことを示す。散乱体無しの場合, ウィンドー幅の変化により不均一性パターンは大きく変化している。特に 5% と 80% では感度の高低が場所により, 逆のパターンを形成した。これに対して散乱体を附加した時の不均一性はウィンドー幅によらず一定である。

Fig. 3 はこのような flood 像から散乱体有り, 無しの場合の不均一度を計算したものである。散乱体有りの不均一度 (平均値, 8.23%, 変動範囲 7.54~8.76%) は無しの場合 (平均値 8.18%, 変動範囲 6.08~14.3%) に比べて平均値でやや高

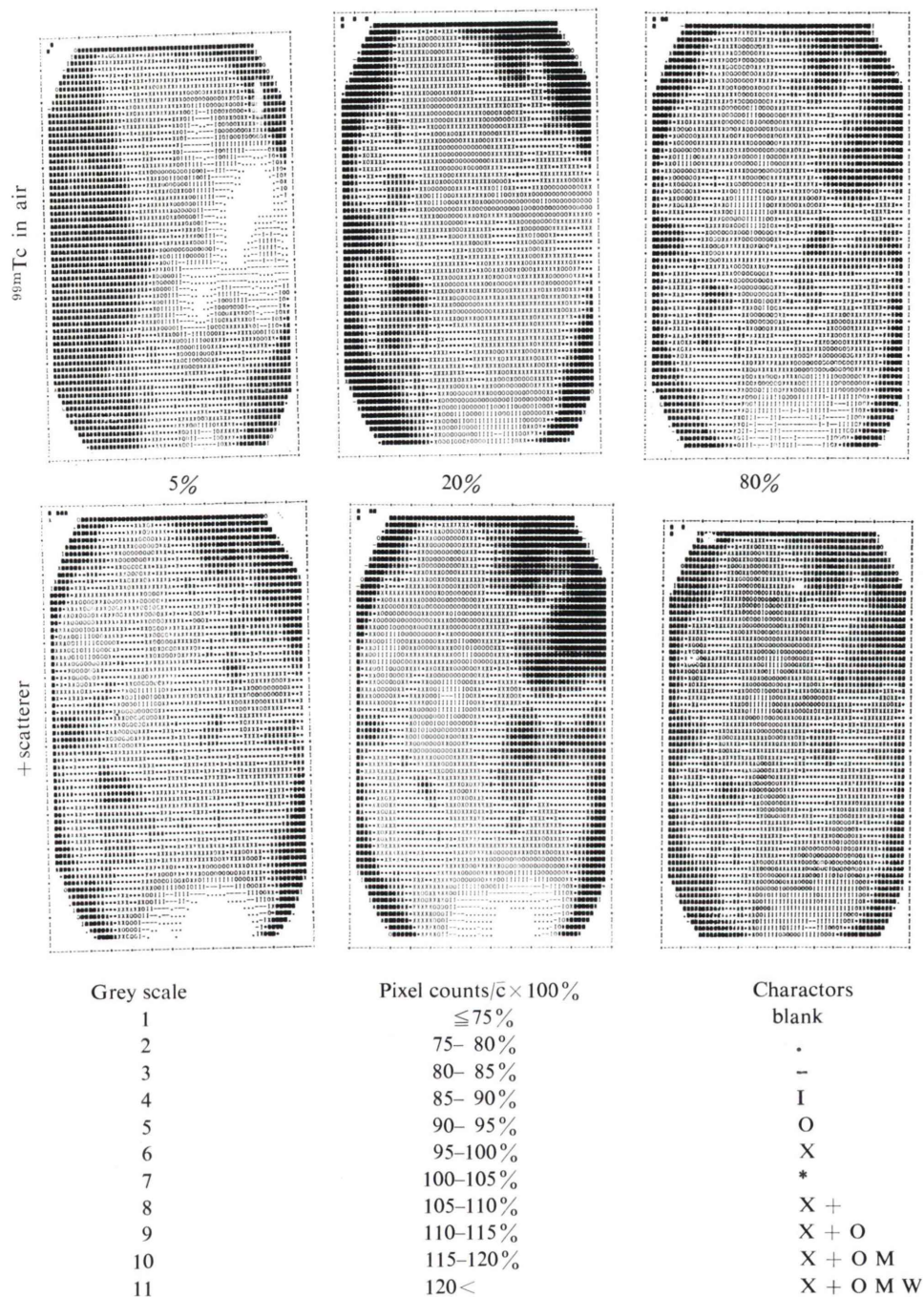


Fig. 2 Flood images of 5%, 20%, 80% window width. Upper: ^{99m}Tc point source in air, Lower: ^{99m}Tc point source + scatterer. \bar{c} : average counts/pixel.

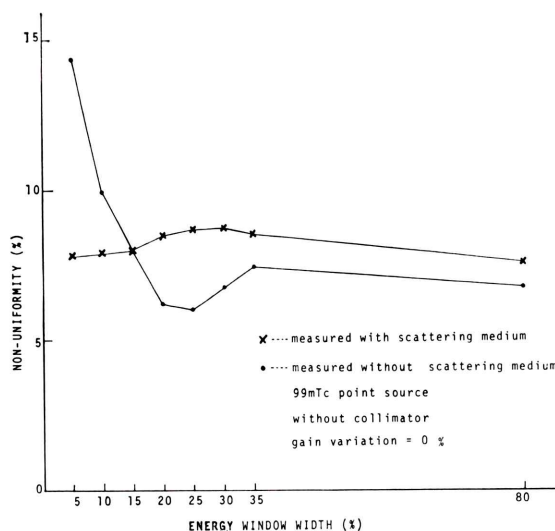


Fig. 3 Non-uniformity (%) as a function of energy window width, with or without scatterer.

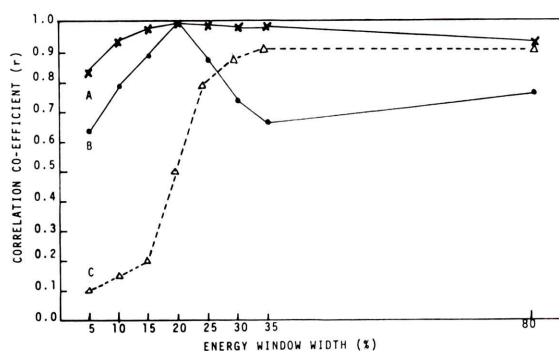


Fig. 4 Differences in the pattern of the flood images as a function of energy window width, without or with scatterer.

A(x): The relation between the flood image (1) of 20% window and the other window with scatterer

B(●): The relation between the flood image (2) of 20% window and the other window without scatterer.

C(Δ): The relation between (1) and (2).
Correlation coefficient: $r = \sigma_{a \cdot b} / \sigma_a \cdot \sigma_b$
 σ_a, σ_b = Standard deviation of the flood image (a) and (b).
 $\sigma_{a \cdot b}$ = Covariance.

値を示すが、ウィンドー幅のちがいによる不均一度の変動範囲は狭くなることを示している。 Fig.

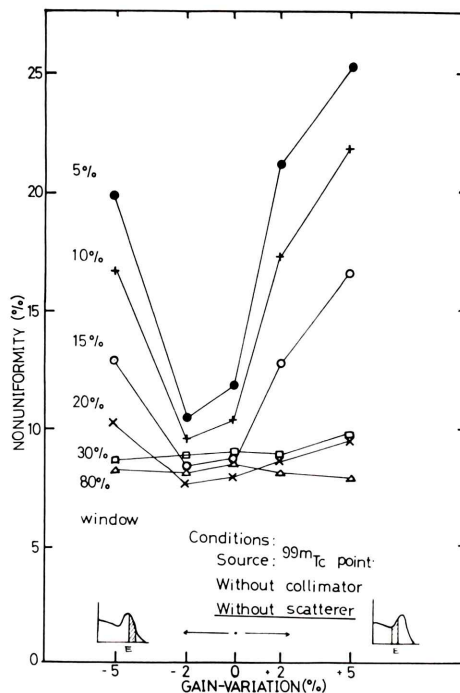


Fig. 5 Non-uniformity (%) as a function of isotope peak centering for each energy window width, without scatterer.

4は20%ウィンドー幅の flood 像を基準パターンとし、これと他のウィンドー幅の flood 像との相互相関を求めたものである。すなわち散乱線が多い時と少ない時で不均一性パターンが如何に変化するか示す。これより不均一性パターンの変化の程度は散乱体有り(A)の方が無し(B)に比較して小さくなることがわかる。また、各ウィンドー幅ごとに両者の flood 像間の相関をとった場合(C)の相関係数の値はウィンドー幅5%の時最も小さく、ウィンドー幅の広がりと共に次第に大きくなる傾向を示した。つまり点線源、空气中で測定した場合の不均一性パターンはウィンドー幅が狭いほど実際の臨床像を撮影する時のパターンとは違っていることを示す。以上の結果より、不均一性補正用マトリックスとしては散乱体を、線源—カメラ間に挿入し、臨床像の撮影時と同程度の散乱線を附加した状態で測定した flood 像を用いるべきであると考えられる。

(b) 散乱体の有無対ウィンドー幅対ゲイン変動
次に、ゲイン変動5通り、ウィンドー幅6通り、散乱体有り、無しの2通りの ^{99m}Tc -flood 像から不均一度及び不均一性パターンの変化を計算した結果について述べる。

まず、Fig. 5 は散乱体無しの場合の不均一度をゲイン変動の関数として各ウィンドー幅ごとにプロットしたものである。ただしここで示されているゲイン変動(+)はスペクトル上で光電ピークより低エネルギー側をはさむ場合に相当する。ゲイン変動マイナス(-)は逆に高エネルギー側にウィンドーを設定した場合である。これより、ウィンドーの中央に光電ピークがある時よりも、+2% 高エネルギー側を選定した方が全ウィンドー幅について各々の不均一度は最小となった。また、ウィンドー幅が狭い場合(5~15%)はゲイン変動の大きさに比例して不均一度は大きくなったが、ウィンドー幅が広い場合(20%~80%)は±5%程度のゲイン変動があっても不均一度の変化は見られなかった。次に散乱体がある場合について、ゲイン変動とウィンドー幅のちがいによって不均一度が如何に変化するかを調べた。その結果を Fig. 6 に示す。これより次のようなことがいえる。まず、マイナス側にゲインがずれると不均一度は散乱体無しの場合より大きくなった(ただしウィンドー幅80%を除く)。一方、プラス側にゲインがずれた場合はウィンドー幅によらず大体一定の不均一度を示すようになった。

次に不均一性パターンが散乱体の有無やゲイン変動により如何に変化するかをみるため基準の不均一性パターンとの相関係数 r を計算した。結果を Fig. 7 に示す。基準パターンとしてはウィンドー幅 80% (散乱体無し、ゲイン変動無し)の flood 像を使用した(図中散乱体無しが実線、散乱体有りは点線である)。これより散乱体無しの場合ウィンドー幅による不均一性パターンの変化は大きく、特にウィンドー幅が狭い場合(5~15%)は ±5% のゲイン変動で感度の高低が逆転したパターンとなった。一方散乱体を附加した場合、不均一性パターンの変化は散乱体無しの場合にくらべて小さ

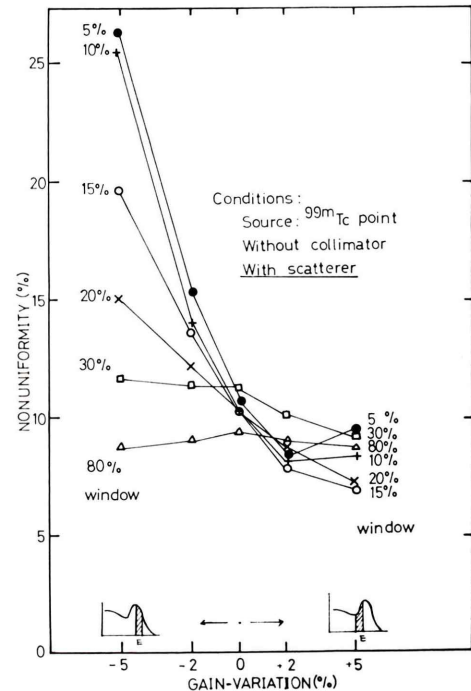


Fig. 6 Non-uniformity (%) as a function of isotope peak centering for each energy window width, with scatterer

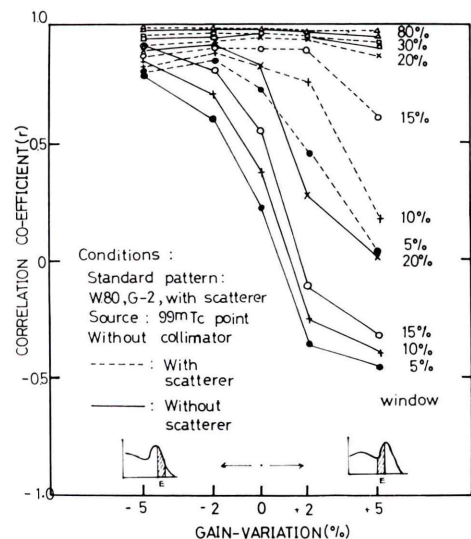


Fig. 7 Change of pattern of non-uniformity as a function of isotope peak centering for each energy window width, without or with scatterer.

くなる傾向を示した。ウィンドー幅20%以上では殆んどパターンの変化はなくなっている。しかし、

ウィンドー幅が狭い場合 (5~15%) では不均一性パターンの変化は依然として無視できないくらいに大きいといえる。

以上の結果より、ウィンドー幅が狭い場合 (5~15%) は臨床像を撮影する時の条件の変化によって不均一性が敏感に変動するため、不均一性補正をルーチンに行うことが難しい^{2),3)}。一方ウィンドー幅が広い場合 (20~80%) は散乱体の効果を利用することにより補正が容易に行えるものと考ええる。

(c) コリメータ装着時の不均一性対散乱体の有無

Fig. 8 は 1600 孔コリメータ (A) または 40000 孔コリメータ (B) を装着した時、とりはずした時、線源とカメラの間に散乱体を置いた時、置かない時の各 flood 像の不均一度を散乱体の厚さ (ルサイト板の枚数) の関数として表示したものである。これより次のようなことがいえる。散乱体無しの場合、コリメータ装着時とコリメータ無しの不均一度は殆んど差がない。すなわち、この場合のコリメータ自身の不均一性はカメラ自体の不均一性にくらべて無視できる。また、コリメータ A の不

均一度はコリメータ B の不均一度である。この事実は第 2 報で示したごとく、板線源を用いて測定したコリメータ装着時の flood 像をカメラ自体の不均一性パターンで補正し、コリメータ自身の不均一度を計算することにより確認できる。一方、散乱体有りの場合、コリメータ無しでは、散乱体が厚くなっても不均一度は変化しないのにくらべて、コリメータ装着時では次第に大きくなった。また、不均一度の増え方がコリメータ A, B で有意の差を生じた。すなわち散乱体からの散乱線を加味した場合について前述の方法でコリメータ A, B 自身の不均一度を求めてみると $A > B$ と変化しることがわかる。

したがって散乱体を考慮しない時、コリメータ自身の不均一性がカメラ自体の不均一性にくらべて無視できる位小さく、コリメータの種類によって差がないことが確認された場合でも、実際に臨床像を撮影する時 (コリメータ装着時) の不均一性は、使用するコリメータの種類によりカメラ自体の不均一性とは異なったものになっている可能性がある。そのため不均一性補正用マトリックスとしては、板線源とコリメータの間に適当な厚さの散乱体を配置した状態で、使用するコリメータごとにコリメータ装着時の flood 像を測定しておくべきであると考ええる。

(d) 不均一性パターンの変化の原因

以上のごとく、本報では不均一性パターンがウィンドー幅やゲイン変動および散乱体の有無により如何に変化するかについて述べたが、不均一性パターンが変化する原因についてはなにも検討しなかった。従来の報告でもこれに関する記述は見当らないように思われるが、1つだけ次に述べるような“edge effect”によってカメラの感度が均一になる傾向を示すと指摘した報告⁴⁾がある。即ち一様な感度をもつカメラで散乱線の発生がすべての場所で均等であり、かつ十分にカメラの視野より広い一様線源を測定した場合、カメラの視野中心付近では線源の隣り合う場所からの散乱線の寄与は互いに等しいのにくらべて、カメラの周辺部では視野外に逃げる散乱線があるため、その分

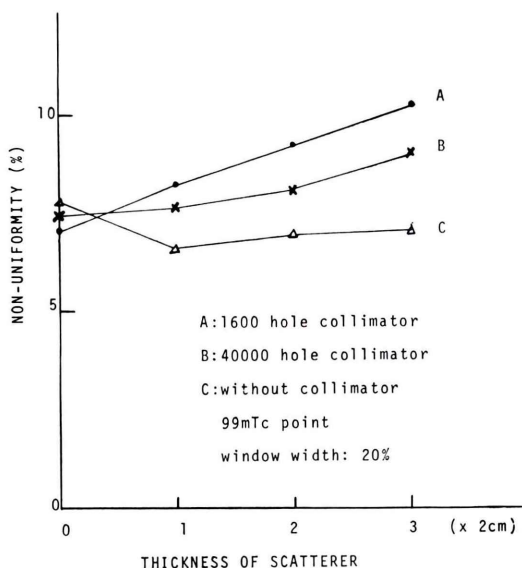


Fig. 8 Non-uniformity (%) as a function of thickness of scatterer, without or with collimator.

だけ感度が低下する。一般にカメラの視野周辺部は他よりも高感度であるが、その領域の感度が低下するので、視野全体として不均一度が低下するものと考えられる。ただし、以上はコリメータ装着時の場合であって、本報で示したような他のいろいろな現象を説明するのには十分でない。

そこで、本報では別な理由として光電子増倍管(PM)に近い場所(PM感度面上)とPMから離れた場所(PMとPMの間)におけるエネルギースペクトルの違いに注目する。すなわち、シンチレーションの発光点の位置とPM感度面とのなす立体角がPM-PM間でよりもPM面上においてより大きいため、PM面上のクリスタルに入射した γ 線のエネルギーパルス(いわゆるカメラのz信号)は、PM-PM間に入射した同じエネルギーの γ 線のパルスよりもやや高い波高でもって出力されると考える。したがってその時のPM感度面上で得られるエネルギースペクトルはPM-PM間のスペクトルに比較して全体的にやや高エネルギー側に位置していると仮定する。

これより次のような説明が可能と思われる。

(a) 線源、空気中の場合、PM感度面上の光電ピークをウィンドー中心に設定した時は(たとえばゲイン変動(-)の時)PM面上附近で感度が高く、PM-PM間で低感度の不均一性パターンが得られる。逆にPM-PM間の光電ピーク位置にウィンドーを合わせると(ゲイン変動(+))のとき感度の高低が逆のパターンとなる。この傾向はウィンドー幅を狭くするほど強調されることが推測できる。また、ゲインをあるところ[たとえばFig. 1(下図)]に示したごとく、カメラの全視野からのz信号で得られるエネルギースペクトルの光電ピークをウィンドー中心に設定し、ウィンドー幅のみを変化(5%から80%)した場合でも、ウィンドーが広くなるにつれ散乱線の割合が大きくなるため、ウィンドー幅の狭い時と広い時で不均一性パターンが逆転する可能性を推測することができる。

(b) 散乱線を人工的に増した場合、Fig. 1(中央図)で示したごとく、ウィンドー内のコンプトン散乱による計数の割合が高くなるので、ゲインを

PM感度面上の光電ピークに合わせた時とPM-PM間でのピークに合わせた時の計数の差は、線源空気中の場合より小さくなることが推測される。したがって、Fig. 1(中央)のスペクトルで、光電ピークより低エネルギー側をウィンドー中心に持ってきたり、ウィンドー幅を広げて主 γ 線に対する散乱線の割合を大きくすると、PM面およびPM-PM間での計数の差はますます小さくなる。すなわちウィンドー幅やゲインの変化による不均一性パターンの変動が散乱線の増加によって小さくなることが理解できる。

IV. 結 論

不均一性パターンのエネルギースペクトル依存性について検討した結果、不均一性補正法の手順に関して以下のごとき知見を得た。

(a) 補正用の感度不均一性パターンとしては、コリメータ装着時のflood像を使用するコリメータの数だけ用意しておく必要がある。

(b) その時flood像の測定は、線源とカメラの間に適当な散乱体を配置することにより、使用核種のエネルギースペクトルが患者測定時のスペクトルに近似している状態を再現して行うべきである。

(c) 広いウィンドー巾(20~80%)を選ぶ場合は(b)のごとく散乱線の附加を考慮すれば、多少のゲイン変動(光電ピークの $\pm 5\%$ 以内程度)があっても不均一度や不均一性パターンが一定と見なせるflood像を測定することができる。したがってそれを用いて不均一性補正が容易に実行できると思われる。

(d) 狭いウィンドー幅(5~15%)を選ぶ場合は散乱線の附加を考慮してもゲイン変動による不均一度および不均一性パターンが大きく変化する。すなわちこの場合の不均一性補正の成否はゲイン設定が再現性よく行えるかどうかにかかっている。ゲイン設定を注意深くやれば補正は実行可能であるが失敗の危険性も大きい。したがって狭いウィンドー幅の不均一性補正は余り実用的でないと考えられる。

(e) ただし以上は ^{99m}Tc に限定していえることである。この結果が他核種の不均一性補正にまで拡張して適用できるか否かは今後の検討を待たねばならない。

謝辞

稿を終えるに当たり、御校閲を賜った群馬大学医学部放射線科永井輝夫教授、御指導いただいた放射線医学総合研究所(放医研)臨床研究部、飯沼武室長に深謝する。また、データ収集で御協力いただいた放医研技術部福久健二郎主任研究官、千葉県ガンセンター物理室秋山芳和氏、埼玉県ガンセンター物理室田伏勝義氏、御討論に加わっていただいた放医研物理研究部田中研究室の諸兄に深謝する。(本論文の要旨は第15回、16回日本核医学会

総会で発表した)

文 献

- 1) Tolwinski J, Mackiewicz H, Siwicki H et al: Investigation of Distortions in Gamma Camera Scintigraphic Pictures. *Nuclear-Medizin* **9**: 70-77, 1970
- 2) Padikal TN, Ashare AB and Kereiakes JG: Field Flood Uniformity Correction: Benefits or Pitfalls? *J Nucl Med* **17**: 653-656, 1976
- 3) Strange DR and Thomas FD: Functional Analysis of Gamma Camera Field Uniformity with Important clinical Implications. *J Nucl Med* **11**: 334-335, 1970
- 4) Cohen G, Kereiakes JG, Padikal TN et al: Quantitative Assessment of Field Uniformity for Gamma Cameras. *Radiology* **118**: 197-200, 1976

Summary

Non-Uniform Sensitivity of Delay-Line Scintillation Camera (No. 3); Non-Uniformity as a Function of Energy Spectra

Toru MATUMOTO

Clinical Division, National Institute of Radiological Sciences 4-9-1, Anagawa, Chiba, Japan

The non-uniformity of a delay-line scintillation camera (TOSHIBA GCA 202) were measured with a ^{99m}Tc point or plane source as a function of energy window width, gain-variations with or without scattering medium and with or without a collimator. The results were analyzed quantitatively by using the parameter of the extent of non-uniformity and differences in non-uniformity patterns previously reported. The results obtained are as follows.

(1) In the case of the measurement with scattering medium and with a collimator, changes in non-uniformity of ^{99m}Tc flood image are significant compared with those without scattering medium and without a collimator.

(2) The extent of non-uniformity of the images which are measured over the window from 20% to 80% with the scattering medium and the correlation coefficients between flood images are almost

unchanged with window width even if the gain-variations are varied from -5% to +5% of the ^{99m}Tc photopeak.

(3) Using the energy window less than 15%, small variations of the peak centering result in increasing of non-uniformity and the significant changes of the pattern of the flood image.

(4) For above reasons, the flood image for correcting non-uniformity should be acquired at the settings approximating the energy spectrum seen in clinical studies with a collimator.

(5) In the case of the window width less than 15%, correction of the non-uniformity is difficult.

(6) But with respect to the window more than 20%, practical performance of non-uniformity correction is easy.

Key words: Non-uniformity, Delay-line camera, Energy spectrum.