

〈原 著〉

頭部 SPECT 定量測定におけるコンプトン散乱線の影響

飯田 秀博* 高橋 正昭** 本村 信篤*** 蜂谷 武憲*
中川原譲二****

要旨 Single-photon emission computed tomography を用いた定量測定におけるコンプトン散乱線の影響を評価した。5 種類のファントムおよび ^{123}I -IMP を用いた局所脳血流量の定量測定において、Ichihara-Ogawa らにより報告された triple-energy window 法をゴールドスタンダードとして散乱線補正を行い、局所放射能濃度の定量値の、補正の有無による変化を計測した。散乱線補正を行うと、理論値の吸収減弱計数 (μ 値) (0.146 cm^{-1}) を用いた吸収補正により、一様被写体の再構成画像は一様であり、また被写体の大きさを変化させても一定な定量値が得られた。また内部構造を持つ被写体についても、ほぼ原放射能濃度分布どおりの定量画像を得ることができた。一方、散乱線補正を行わないで吸収補正のみを行うと、一様であるべき被写体の内部が盛り上がり、また定量値は被写体の大きさおよび形状に依存した。この非一様性および大きさ依存性は、 μ 値を経験的に最適化 ($\mu=0.07\text{ cm}^{-1}$) することで押さえることができた。ただしその時、内部構造のある被写体ではコントラストが低下し、したがって低カウント領域で過大評価、高カウント領域では過小評価が認められた。3D ホフマン脳ファントムおよび ^{123}I -IMP を用いた臨床検査では、白質領域の過大評価は約 20% 程度、灰白質の過小評価は局所脳血流量に依存し、20-30% であった。この変化は散乱線含有量に依存し、したがって被写体の大きさ、形、放射能濃度の分布に依存すると考えられた。今後さらに検討を行う必要があると考えられた。

(核医学 33: 143-151, 1996)

I. はじめに

SPECT を用いた臨床検査において、数学モデルに基づいて生理ファンクションを定量する方法が、いくつか報告されている。これには、組織の局所放射能濃度が定量的に測定されることが前提である。SPECT 検査では、被写体から放出され

た光子は内部で吸収を受け、さらにコンプトン散乱の影響を受ける。これらに対して正しく補正を行うことが必要であるが、通常臨床検査に用いられる SPECT 画像再構成法では、これらに対する補正が必ずしも厳密でなく、特に散乱線に対しては、通常行われないのが現状である。このため、得られた定量値はある程度の誤差を含むと考えられている。例えば、近年開発された ^{123}I -Iodoamphetamine (^{123}I -IMP)-autoradiography 法¹⁾ で求められた局所脳血流量値をみると、PET を使って得た値に比べて、高血流量域で有意に過小評価し、また低血流量域では過大評価することが認められている²⁾ (Hatazawa et al in preparation)。これは、主には散乱線の補正を行っていないこと、さらに吸収補正が正しく行われていないことによる可能性が示唆されている¹⁾。

* 秋田県立脳血管研究センター放射線医学研究部

** 中村記念病院放射線科

*** 東芝医用機器技術研究所

**** 中村記念病院脳神経外科

受付：7 年 10 月 19 日

最終稿受付：7 年 12 月 7 日

別刷請求先：秋田市千秋久保田町 6-10 (☎ 010)

秋田県立脳血管研究センター

放射線医学研究部

飯 田 秀 博

Table 1 Results of uniform phantom experiments, demonstrating size and shape dependency of quantitative counts in reconstructed images for 4 different reconstruction conditions. AC denotes the attenuation correction, and SC the scatter correction. + and - denote corrected and uncorrected, respectively. A circular (or elliptical) region-of-interest was selected with a size of 2/3 in diameter for each phantom, and mean and 1 standard deviation were presented. ROI counts were normalized by radioactivity concentration measured using a well counter in each experiment. See also Fig. 1. Note that pixel counts were almost consistent among the phantoms in reconstruction conditions 3 and 4. However, standard deviation was significantly larger in the condition 4 compared with the condition 3.

Phantom	Reconstruction condition			
	AC-	AC+	AC+	AC+
	($\mu=0$) SC-	($\mu=0.14 \text{ cm}^{-1}$) SC-	($\mu=0.07 \text{ cm}^{-1}$) SC-	($\mu=0.14 \text{ cm}^{-1}$) SC-
10 cm ϕ cylinder	658 \pm 27	1356 \pm 53	947 \pm 37	985 \pm 50
Oval	595 \pm 39	1559 \pm 95	974 \pm 48	1000 \pm 72
16 cm ϕ cylinder	571 \pm 31	1612 \pm 82	1007 \pm 47	998 \pm 69

吸収補正に関しては、これを厳密に補正するべく理論的裏づけの明らかな方法がいくつか提案されている。散乱線についても、ほとんどが経験データに基づくものであるが、これを補正する試みはいくつか報告されている。散乱線補正法の正当性の評価は、幾何学的に単純な形状で確認されたのみであるが、多くの方法が、定量性を向上する上で有効であることが確認されている³⁾。

市原ら⁴⁾および尾川ら⁵⁾の提案する triple-energy window 法 (TEW 法) は、光電ピークの下上にふたつのサブエネルギーウインドウを設定し、これから散乱線成分を推定する。このサブウインドウの設定エネルギー領域は、モンテカルロシミュレーションに基づき、最も精度を上げるよう最適化している。またこの有効性は、独立な研究によっても確認されている^{3,6)}。

本研究では、SPECT におけるコンプトン散乱線が、通常の SPECT 臨床検査における定量値に与える影響を評価する。5 種類のファントム実験において TEW 法を適用し、補正の有無による定量値の変化を検討し、これから散乱線の影響の程度を推定する。特に、IMP-ARG 法に注目し、局所脳血流量値が、散乱線に対してどの程度の影響を受けるのかを評価する。

II. 方 法

3 ヘッド回転型 SPECT 装置 (東芝, GCA9300A/HG)⁷⁾ を使用した。以下に述べる 5 種類のファントムに ¹²³I-ヨウ化ヒプル酸ナトリウム (¹²³I-OIH) を封入し、SPECT 測定を施行した。コリメータは低エネルギー用高分解能ファンビームコリメータ (空間分解能; SPECT 画像において視野中心で半値幅 10 mm) を使用し、4 度ステップで 120 度回転、360 度のデータ収集を行った。収集時間は、それぞれの実験において 20 分であった。エネルギーウインドウは、160 keV \pm 10% のウインドウに加え、それに接して低エネルギー側、高エネルギー側それぞれに 11 keV 幅のウインドウを設定した。後者ふたつのウインドウ収集データから、Ichihara-Ogawa の文献^{4,5)}に従って散乱線分画を推定した。画像再構成はフィルター逆投影法により行い、Shepp-Logan フィルターを使用した。吸収補正は、エミッションサイノグラム上で輪郭抽出を行い、Sorenson 法 (逐次近似なし)⁸⁾を使用した。画像再構成は、以下の 4 つの条件で行った。すなわち、1) 吸収補正も散乱線補正も行わない場合、2) 散乱線補正は行わないが、吸収補正を行った場合 (吸収係数には光子の脳実質における値を使用、 $\mu=0.146 \text{ cm}^{-1}$)、3) 2 と同様である

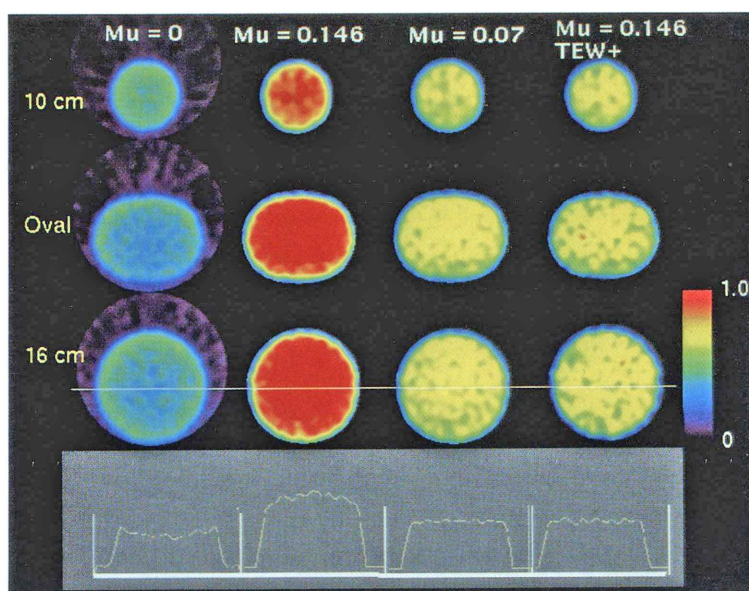


Fig. 1 Results of experiments performed on uniform phantoms with three different geometrical figures; a cylindrical phantom with a diameter of 10 cm (top), elliptical phantom with a diameter of 16 cm (middle), and a cylindrical phantom with a diameter of 16 cm (bottom). Images were reconstructed without attenuation and scatter corrections (left), without scatter correction but with attenuation correction by assuming $\mu = 0.146 \text{ cm}^{-1}$ (second from left) and $\mu = 0.07 \text{ cm}^{-1}$ (third from left), and with both attenuation correction using $\mu = 0.146 \text{ cm}^{-1}$ and scatter correction (right). Images were normalized by radioactivity counts in the phantom measured by a well counter. Pixel counts were notably reduced at center when no correction was made for attenuation, and averaged counts was decreased as increasing the phantom diameter. When attenuation correction was made using a theoretical absorption coefficient of photons in water ($\mu = 0.146 \text{ cm}^{-1}$), pixel counts were significantly increased at center, particularly when increasing the phantom diameter. Uniform distributions were obtained without scatter correction when $\mu = 0.07 \text{ cm}^{-1}$ was assumed. Uniform distribution was also obtained when corrections were made for scatter by assuming $\mu = 0.146 \text{ cm}^{-1}$. It should be noted that statistical fluctuation is significantly larger with the scatter correction (see also Table 1). Shown in the last column are the profiles for the 16 cm uniform phantom.

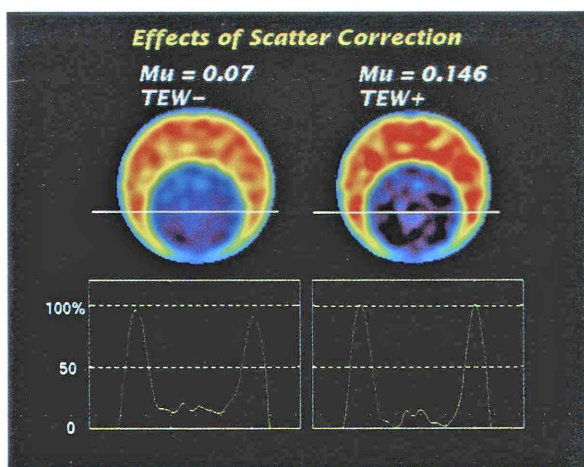


Fig. 2 Results of an experiment on the PVE phantom, demonstrating effects of the scatter correction on the image contrast; an image without scatter correction (left) in which attenuation correction was performed by assuming $\mu = 0.07 \text{ cm}^{-1}$ and that with scatter correction together with the attenuation correction ($\mu = 0.146 \text{ cm}^{-1}$). Profiles along the lines are also shown in lower figure. Both images were cross-calibrated using a cross calibration factor determined with use of a 16 cm diameter cylindrical phantom in each data acquisition mode. Note that the total counts for a whole image were in good agreement between the two ($< 1\%$). However, significant counts were observed in a cold area when the scatter was not corrected. The peak counts in the radioactive area were shown to be reduced when no correction was performed for the scatter.

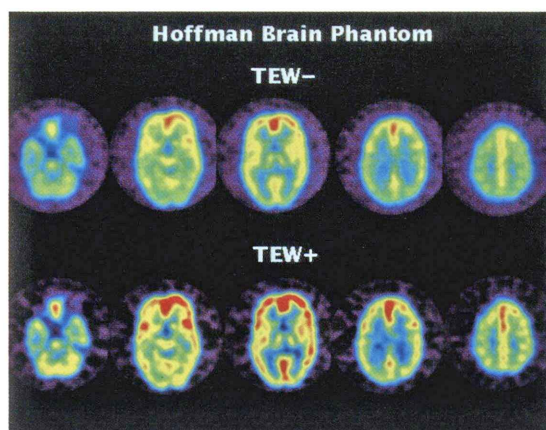


Fig. 3 Results of a 3D-Hoffman phantom experiment, demonstrating effects of Compton scatter on the image contrast. Both images were cross-calibrated using a cross calibration factor determined with use of a 16 cm diameter cylindrical phantom in each data acquisition mode. Total counts for a whole slice were in a good agreement ($<2\%$) between the two images in each slice. It can be seen that counts in the gray matter regions are systematically underestimated, and those in the white matter regions were systematically underestimated.

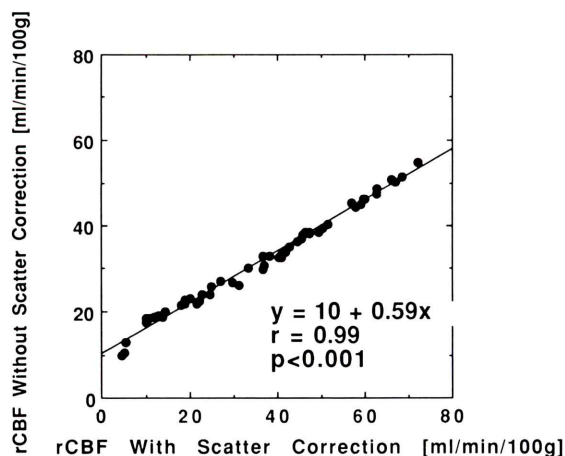


Fig. 4 Quantitative comparison obtained from the 3D-Hoffman phantom experiment shown in Fig. 3. Sixty regions-of-interest (ROI) were selected (size 10 mm diameter circle), and quantitative values obtained without scatter correction were compared with those with the scatter-correction. Counts were underestimated by approximately 20% at a high count area, and systematically overestimated in a low count area.

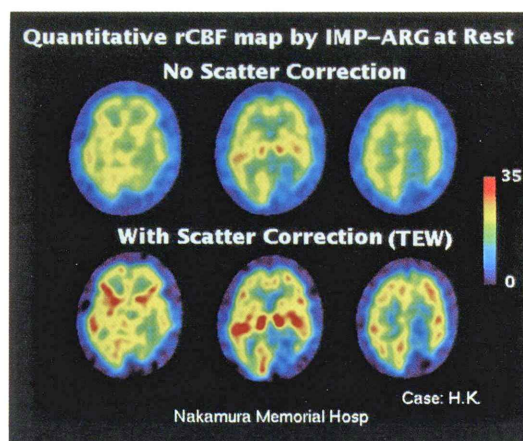


Fig. 5 Clinical images of quantitative regional CBF obtained with ^{123}I -IMP (IMP-ARG method) at rest. Images were compared for scatter-corrected ($\mu=0.146\text{ cm}^{-1}$) and non-scatter corrected ($\mu=0.07\text{ cm}^{-1}$) conditions. Study was performed on a patient with Moya-moya disease (43-year-old male). Note that the cross calibration was performed by using a 16 cm cylindrical uniform phantom in each condition.

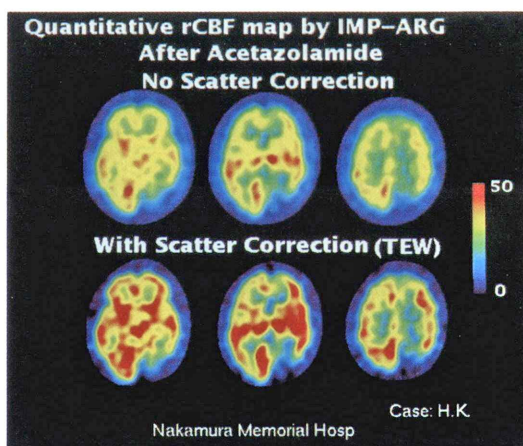


Fig. 6 Clinical images of quantitative regional CBF obtained with ^{123}I -IMP (IMP-ARG method) after acetazolamide infusion (same subject as shown in Fig. 5). Images were compared for scatter-corrected and non-scatter corrected conditions.

が、吸収係数に被写体の放射能濃度分布が一様になるような経験値(理論値の半分 $\mu=0.07\text{ cm}^{-1}$)を利用した場合、4) 散乱線補正も吸収補正も行った場合 ($\mu=0.146\text{ cm}^{-1}$)。

実験 1 (均一ファントム)

再構成画像におけるカウント値の被写体サイズおよび形状依存性を調べる目的で、異なる大きさ、形状を持つ一様ファントムをスキャンした。使用したファントムは、内径 10 cm および 16 cm の一様円筒ファントム、および楕円形一様ファントムであり、長さはいずれも長さ 15 cm であった。アクリル容器の壁厚は 5.0 mm であった。画像再構成を異なる条件で行い、サイズおよび形状が変わった時のそれぞれの画像の一様性、さらに定量値の変化を評価した。

実験 2 (不均一ファントム)

円筒の中にさらに円筒が変心して設置している 2 重構造のファントム (PVE ファントム) の、外側のみに放射能溶液 ($^{123}\text{I-OIH}$) を封入し、内側には非放射能溶液(水)を満たし、内側の領域における散乱線の寄与を評価した。ファントムは、壁厚 0.5 mm の塩化ビニールでできている。外側の円筒は内径 16 cm、内部の円筒は内径 8 cm であり、ファントム全体の長さは 15 cm であった。内部の円筒と外部の壁の間隔は、最小の部分で 5 mm であった。吸収補正は、実験 1 の結果に基づき、散乱線補正を行わないときには μ 値に 0.07 cm^{-1} を仮定し、散乱線補正を行った時には理論値である 0.146 cm^{-1} を仮定して行った。

実験 3 (脳ファントム)

3D ホフマン脳ファントムをスキャンし、散乱線除去によるコントラストと定量値の変化を評価した。上記実験 2 と同様、吸収補正は、実験 1 の結果に基づき、散乱線補正を行わないときには μ 値に 0.07 cm^{-1} を仮定し、散乱線補正を行った時には理論値である 0.146 cm^{-1} を仮定して行った。また散乱線補正の有無、それぞれの場合について 16 cm 径の一様ファントムを用いて測定し、上記の条件で吸収補正を行いクロスキャリブレーションファクターを求めた。

実験 4 (臨床検査)

$^{123}\text{I-IMP ARG}$ 法のプロトコルに基づき臨床 SPECT 検査を施行、散乱線補正の局所脳血流量値に与える影響を評価した。症例はモヤモヤ病の患者、43 歳男性である。実験 2 と同様、実験 1 の結果に基づき、散乱線補正を行わないときには μ 値に 0.07 cm^{-1} を仮定し、散乱線補正を行った時には理論値である 0.146 cm^{-1} を仮定して吸収補正を行った。また画像は、それぞれの収集条件において、実験 3 と同様に、16 cm 一様ファントムを用いてクロスキャリブレーションを行った。同一被験者に安静時および acetazolamide 投与後の条件で検査を行った。

III. 結 果

Fig. 1 に一様ファントムの再構成画像を、Table 1 には、それぞれのファントムの中心に設定した関心領域の値を示す。関心領域の大きさは、それぞれのファントム直径の $2/3$ の大きさとした。Fig. 1 の画像および Table 1 の数値は、ファントムの内溶液をウエル型検出器で計測し、その値で除してある。吸収補正を行わない場合、中央部で顕著に減少し、かつその程度はファントムの径が大きくなるほど大となった。一方、水の吸収係数 ($\mu=0.146\text{ cm}^{-1}$) を仮定して吸収補正のみを行うと、中央で盛り上がり、かつその程度はファントムが大きくなるほど顕著となった。吸収係数 μ 値として 0.07 cm^{-1} を仮定して、吸収補正のみを行うと、ファントム画像はほぼ一様となり、かつ関心領域の定量値は、 $\mu=0.146\text{ cm}^{-1}$ にした場合に比べ大きさ形状による変化も小さくなり、ほぼ一定値を示した。散乱線に対する補正を行うと、水の吸収減弱係数に理論値を使って、サイズおよび形状に依存せず、一様な分布が得られた。ただし、ピクセルカウント値の統計的揺らぎ(標準偏差)は、散乱線補正を行わない $\mu=0.07\text{ cm}^{-1}$ の場合に比べて、約 1.4 倍に増大している。

Fig. 2 には、PVE ファントムにおいて、散乱線補正を行わなかった場合 ($\mu=0.07\text{ cm}^{-1}$ で吸収補正) と、散乱線補正を行った場合 ($\mu=0.146\text{ cm}^{-1}$

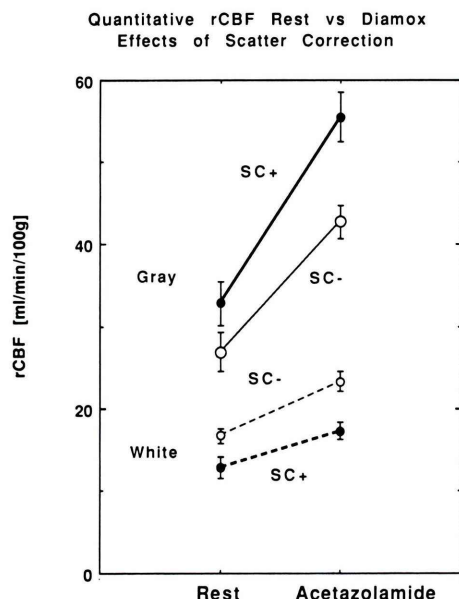


Fig. 7 Quantitative regional CBF values at rest and after acetazolamide infusion with and without the scatter correction. Regions-of-interest were selected in healthy hemisphere of a patient shown in Figs. 5 and 6. Thin lines correspond to the data obtained without the scatter correction (SC-), and bold lines with after the scatter correction (SC+). Solid lines correspond to the cortical gray matter regions and dashed lines corresponds to white matter regions. It can be seen that gray/white contrast is improved by applying the scatter correction.

で吸収補正)の比較を示す。それぞれの再構成は16 cm 径のファントムの結果でクロスキャリブレーションしてあり、実際ファントム全体を囲む関心領域におけるカウント値は、両者1.5%の精度で一致した。散乱線補正を行わない場合、放射能の存在しない領域で、散乱線補正を行った場合に比べて有意に高いカウント値が認められた。一方、放射能の存在する領域のカウント値は、散乱線補正を行わない場合、有意に小さく測定され、コントラストの低下が認められた。

Fig. 3に、3D Hoffmanファントムについて、散乱線補正を行わなかった場合 ($\mu=0.07 \text{ cm}^{-1}$ で吸収補正)と、行った場合 ($\mu=0.146 \text{ cm}^{-1}$ で吸収補正)の画像の比較を示す。ファントム全体を囲む

関心領域のカウント値は、すべてのスライスにおいて2%の程度で一致した。ファントム上に直径10 mmの円形関心領域を60設定し、定量値を比較した結果をFig. 4に示す。散乱線補正をしない場合の局所放射能濃度は、散乱線補正を行った場合に比べるとほぼ直線関係にあるが、高計数値領域において約20%の過小評価をし、逆に低計数値領域では過大評価した。

Fig. 5およびFig. 6には、IMP-ARG法を適用した臨床検査の結果を示す。それぞれ安静時およびacetazolamide負荷後の定量血流画像の、散乱線補正の有無の比較を示す。全脳を含む関心領域の脳血流量は、散乱線補正の有無によらず、2%の精度で一致したが、局所脳血流量は散乱線の有無で顕著な差が認められた。Fig. 7に示すとおり、健側における安静時局所脳血流量は、散乱線補正により、灰白質領域で 26.9 ± 2.4 から $32.8 \pm 2.7 \text{ ml/min/100 g}$ に22%上昇し、白質領域で 16.7 ± 0.9 から $12.9 \pm 1.3 \text{ ml/min/100 g}$ へ22%減少した。一方、acetazolamide負荷後の局所脳血流量は、散乱線補正により、灰白質領域で $42.7 \pm 2.0 \text{ ml/min/100 g}$ から $55.5 \pm 3.0 \text{ ml/min/100 g}$ に約30%の上昇、白質領域で 23.3 ± 1.2 から $17.3 \pm 1.0 \text{ ml/min/100 g}$ へ26%減少した。

IV. 議 論

核医学において、さまざまな生理的および生化学的パラメータの定量が試みられるが、これには、局所の組織放射能濃度が定量的に測定されることが前提とされている。したがって、測定データに系統的な誤差が含まれていたならば、得られる生理パラメータにも少なからず影響を与え、この誤差の程度を評価しておくことが重要である。本研究では、SPECTを用いた測定において、コンプトン散乱線の与える影響を評価した。

散乱線の除去を行わないで、一様な放射能濃度分布を持つ被写体を画像再構成した場合、正しく吸収補正を行うと、画像中央に盛り上がり認め、なおかつ定量値は被写体の大きさや形状に依存していた。Fig. 1およびTable 1に示すとおり、

被写体が大きいほどこの影響は大となる。通常の SPECT 定量検査では、クロスキャリブレーションと呼ばれる手法で、SPECT 装置とウエル検出器との相対的感度の較正を行い、この影響を最小限に押さえる試みがなされる。しかし本実験でみるように、散乱線の効果により、較正值は使用するファントムの形状や大きさに依存してしまう。また、実際の臨床検査においても、被写体の物理的大きさや形状に依存することになる。

この問題を最小限にするために、しばしば、一様ファントムが一様な分布になるような経験的な μ 値を仮定する手法が取られる。本論文でも、水の吸収減弱係数理論値の約半分値の値 ($\mu=0.07 \text{ cm}^{-1}$) を仮定すれば、一様なファントムの再構成画像はほぼ一様となり、またその時被写体の大きさによる変化を小さくすることができ、ほぼ一定の定量値が得られることが示された (Fig. 1 および Table 1)。これに基づき、われわれの施設を含めて多くの研究グループが、この手法を採用している。Fig. 2 や Fig. 3 に示すようなコントラストを持つファントムにおいても、全体を囲む関心領域を設定すれば、ほぼ被写体の大きさや形状に依存しない定量値が得られることが示された。また、これは実際の臨床データでも同様であり、全体を囲む関心領域の定量値は、散乱線補正を行ったものと一致した。

しかし、実際の臨床検査における局所脳の定量においては問題を残す。すなわち、散乱線のために被写体内にはほぼ一様なバイアスが加わり、画像のコントラストは大きく低下する。クロスキャリブレーションの手順は画像全体の定量値を保存するので、散乱線を除去しない場合、コントラストの低下をまねく。すなわち、計数値の低いところの定量値は上昇し、一方計数値の高いところの定量値は低下する。逆に、散乱線を補正すると全体の定量値は変化しないものの、局所の定量値は計数値の高いところはさらに高くなり、低いところはさらに低くなる。3D ホフマンファントムおよび実際の臨床データにおいて、散乱線補正を行うことにより、灰白質の放射能濃度は約 20–30%

上昇し、白質の放射能濃度は 20–30% 減少した。特に acetazolamidemide 投与後の局所脳血流量が大きく変化 (約 30%) した。高血流量域での変化が大きいのは、SPECT 計数値と血流量値の関係が非線形であり、特に高血流量域で誤差の割合が上昇することによる。以前の研究によると、局所血流量値が約 50 ml/min/100 g の時、SPECT 画像の誤差は約 1.5 倍に拡大することが示されている⁹⁾。

頭部 SPECT の定性的な画像解析のみにおいては散乱線に対する補正は、それほど重要ではないかもしれない。なぜならば、頭部においては RI は皮質などにはほぼ均一に分布し、さらに頭蓋骨の影響の少ない部分 (頭頂や頭蓋底以外の部分) では均一散乱体と見なせる。このため、散乱線は基本的には低周波数成分で、ほぼ均一に分布し、単にコントラストを低下させるのみであるので、画像を表示するときのカラースケールの拡大などで、散乱線補正を行ったのと同等の効果が得られると考えられるからである。これは Fig. 3 および Fig. 4 にも示された。定量測定においても、全脳に対する定量のみを行う場合には、経験的 μ 値 (本研究では $\mu=0.07 \text{ cm}^{-1}$) を使用することで、ほぼ保証されることが考えられる。しかし、局所の定量を行うときには、散乱線除去は重要である。すなわち、局所灰白質の過小評価の程度、白質領域での過大評価の程度は被写体の大きさや形状に少なからず依存する。本研究で検討した 1 例の臨床データでは、安静時灰白質局所脳血流量が散乱線で 20–30% 過小評価しており、灰白質/白質比は約 2.5 から 1.6 へと約 6 割過小評価していた。この程度は個人によって異なる可能性が考えられる。つまり、頭の小さな被験者と大きな被験者とは、散乱線の影響の受け方が異なる。頭の大きな被験者のほうが、頭の小さな被験者よりも、灰白質の局所血流量を、より過小評価することが考えられる。また散乱線の影響は血流量の絶対値にも依存することが示された (acetazolamide 投与後は補正の影響が増大)。これらの効果は、実際の臨床データにどの程度貢献するのか、今後さらに慎重に検討すべきである。

本研究で採用した TEW 法の精度は、複数の研究で示されており、有効な方法と考えられる。しかし、TEW 法を適用すると、統計ノイズが上昇(約 1.4 倍)していることを指摘しておくべきである。これはエミッション計数値が約半分になったことに相当する。今回、評価の対象とした ^{123}I -IMP 臨床 SPECT 検査では、3 検出器ファンビームコリメータを使用し、この統計ノイズの上昇は定量診断に影響を与えない程度であった。しかし、検査時間が限られたり、投与量が限られたり、また特異的結合能の低い薬剤を使用する場合には、統計誤差が問題となる可能性がある。多くの生理パラメータを定量計算するモデルは非線形である。したがって、画像の統計ノイズは、パラメータの統計ノイズを上昇するだけでなく、系統的な誤差(オフセット)をも生じさせることが考えられる。散乱線補正による系統的誤差の減少と統計誤差の上昇の最適化などについて、今後の検討が必要と考えられる。

本研究では、吸収補正法として、逐次近似を行わない Sorenson の方法⁹⁾を採用した。光子が検出器に入射するとき、光子が被写体のどの程度の深さから放出されたかによって、受ける吸収の程度は異なるが、Sorenson の方法ではこれに対する補正は厳密には考慮されていない。これも画像のコントラストを劣化させる原因と考えられており¹⁰⁾、今後の検討を要する。また、本研究では頭部での定量のみを目的として、散乱線の影響を検討した。胸部および体幹部での定量は、散乱線の程度、さらに吸収の程度が大きく異なるため、さらに新たなファントムを用いた検討が必要であることは言うまでもない。

SPECT と ^{123}I -IMP を用いた局所脳血流量の定量(IMP-ARG 法)では、正常値が従来の方法と比べて低いことが指摘されている。以前の研究¹²⁾でも示されたとおり、第 1 の原因は ^{123}I -IMP の first-pass extraction fraction が低いことである。これにより、正常者安静時の血流量は、全脳を囲む関心領域について、約 20% 過小評価することが示されている¹²⁾。これに加えて、今回の研究で示され

たとおり、散乱線補正を行わずに経験的 μ 値で画像の一様性のみを保証する手法を採用した場合には、灰白質領域でさらに 20% 以上の過小評価、白質領域で約 20% の過大評価をすることが示された。また、SPECT の有限な空間分解能の影響も、さらに過小評価の程度を加速させる。脳萎縮の進んだ被験者ほど過小評価の程度は大きい。これらの誤差要因をひとつひとつ解決していくことが重要であることは言うまでもないが、このような誤差要因を認めつつ、臨床データを解釈していくことも必要であろう。

V. ま と め

頭部 SPECT において、コンプトン散乱線は被写体内にはほぼ一様なバイアスを与え、コントラストを低下させる。これに対する厳密な補正を行わなくとも、経験的な μ 値を使って、一様ファントムが一様な分布になるようにすることは可能であり、またこのときの定量値は被写体の大きさおよび形状による変化は小さくなった。さらに、全体を囲む定量値は、散乱線を補正した場合に一致し、この手法による定量の妥当性が示された。ただし、局所レベルの定量を行うためには、散乱線除去が必要であることが示された。IMP-ARG 法による局所脳血流量の定量値は、散乱線補正を行うことにより、灰白質で約 20-30% 上昇し、白質では約 20% 減少した。ただし、TEW 法は、画像の統計ノイズを約 1.4 倍上昇させ、統計ノイズが問題になるような臨床検査では、これに変わる新しい方法が望まれた。

文 献

- 1) Iida H, Ito H, Nakazawa M, Hatazawa J, Nishimura H, Onishi Y, Uemura K: Quantitative mapping of regional cerebral blood flow using [^{123}I] N-isopropyl-p-iodoamphetamine (IMP) and single photon emission tomography. *J Nucl Med* 35: 2019-2030, 1994
- 2) Iida H, Akutsu T, Endo K, Fukuda H, Inoue T, Ito H, et al: A multi-center validation of regional cerebral blood flow quantitation using I-123 iodoamphetamine and single photon emission computed tomography. *J Cereb Blood Flow Metab*, 1996 (in press)

- 3) Ljungberg M, King MA, Hademenos GJ, Strand S-E: Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. *J Nucl Med* **35**: 143–151, 1994
- 4) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S: Compton scatter compensation using the triple energy window method for single and dual isotope SPECT. *J Nucl Med* **34**: 2216–2221, 1993
- 5) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S: A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Image* **10**: 408–412, 1991
- 6) Buvat I, Rodriguez-Villafuerte M, Todd-Pokropek A, Benali H, Di Paola R: Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med* **36**: 1476–1488, 1995
- 7) Kypros K, Clarke GA, Jarritt PH, Townsend CE, Thomas SN: Physical Performance Evaluation of the Toshiba GCA-9300A Triple-Headed System. *J Nucl Med* **34** (10): 1778–1789, 1993
- 8) Sorenson J: Quantitative measurement of radioactivity in vivo by whole body counting (ed. by Hine G, Sorenson J), vol. 2, Academic Press, New York, 1974, p. 311
- 9) 飯田秀博, 中澤真弓, 上村和夫: ^{123}I -IMP を用いた SPECT 1 回スキャンと 1 回採血による局所脳血流量の測定——統計的誤差要因の解析と最適な SPECT スキャン中心時刻に関する検討——. *核医学* **32**: 263–270, 1995
- 10) 飯田秀博, 成田雄一郎, Ardekani BA, 畑澤 順, 中澤真弓, 菅野 巖, 上村和夫: シングルフォトンエミッショントモグラフィ (SPECT) を用いた局所脳血流量の定量測定における誤差要因の評価——部分容積効果の影響と有限な初回循環透過率の影響——. *核医学* **32**: 155–162, 1995
- 11) Tanaka E, Toyama H, Murayama H: Convolution image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phys Med Biol* **29**: 1489–1500, 1984.

Summary

Effects of Compton Scatter in Quantitative Brain SPECT

Hidehiro IIDA*, Masaaki TAKAHASHI**, Nobuatsu MOTOMURA***,
Takenori HACHIYA* and Jyoji NAKAGAWARA****

*Department of Radiology and Nuclear Medicine, Akita Research Institute for Brain and Blood Vessels

**Department of Radiology, Nakamura Memorial Hospital

***Toshiba Medical Engineering Laboratory, Medical Equipment Division

****Department of Neurosurgery, Nakamura Memorial Hospital

Effects of Compton scatter has been investigated for quantitative single-photon emission computed tomography. Using a technique proposed by Ichihara and Ogawa (triple-energy window method) as a gold standard, effects of correcting the scatter has been evaluated for 5 different phantom configurations, as well as a clinical cerebral blood flow study with use of ^{123}I -IMP. Without the scatter correction but with a correction for attenuation, a conventional reconstruction provided a non-uniform distribution for uniform phantom configurations, and the quantitative pixel counts being highly dependent on size and shape of the objects. On the other hand, a uniform distribution and quantitative pixel counts that were independent of size or shape of the object were obtained by applying the scatter correction using a conventional attenuation correction technique with use of a theoretical μ value

of 0.146 cm^{-1} , thus suggesting importance of the scatter correction. Similar results were observed without the scatter correction, if an empirical value of μ of 0.07 cm^{-1} was used in the attenuation correction. However, this procedure was found to decrease the image contrast between the high count and low count regions. Significant underestimation of 20–30% was caused in cortical gray matter regions, and overestimation of 20% in the white matter regions. In practical clinical studies, magnitude of the error is still unknown, and is probably dependent on shape, size and radioactivity distribution of the object. A further systematic study is required in order to investigate significance of the scatter correction in real clinical studies.

Key words: Single-photon emission computed tomography, Quantification, Compton scatter, Cerebral blood flow.